UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI TORINO

FACOLTA' DI MEDICINA E CHIRURGIA

SCUOLA DI SPECIALIZZAZIONE

IN ORTOGNATODONZIA GNATOLOGIA (funzione masticatoria)

TESI DI SPECIALIZZAZIONE

ANALISI COMPARATIVA TRA LA DISTRIBUZIONE DEL CARICO OCCLUSALE E LA DISTRIBUZIONE DEL CARICO AL SUOLO IN ATLETI SOLLEVATORI DI PESI CON E SENZA BITE IN RAPPORTO ALLE CARATTERISTICHE CEFALOMETRICHE INDIVIDUALI

Relatore:

Chiar.mo Prof.Pietro Bracco

Candidato:

MARCO PASCOLINI

ANNO ACCADEMICO 2009-2010

RINGRAZIAMENTI:

Un ringraziamento a tutta Mia Famiglia che mi ha sostenuto e non solo moralmente in tutti questi anni.

Un ringraziamento Al Prof Pietro Bracco e a Sergio Zanfrini per i loro insegnamenti, IN PARTICOLARE UN RINGRAZIAMENTO AL PROF BRACCO CHE MI HA INSEGNATO IL METODO, LA FILOSOFIA DELL'ORTOGNATODONZIA E IL CONCETTO DI ESISTENZIALITA' DINAMICA.

TEMA I INDICE

TEMA I : INDICE ***pag 3***

TEMA II : INTRODUZIONE ***pag 8***

Paragafo II 1A premessa ***pag 11***

Paragrafo II 1B scopo del lavoro ***pag 20***

Paragrafo II 1C: Bibliografia ***pag 26***

TEMA III: Schema motorio dell'occlusione e della postura

SOTTOTEMA III.1: LO SCHEMA MOTORIO DELL'OCCLUSIONE ***pag30***

(controllo neurale della masticazione e dell'occlusione)

ParagrafoIII 1A: Caratteristiche dello schema motorio ***pag31***

Sottoparagrafo a: I recettori dell'apparato stomatognatico ***pag32***

Sottoparagrafo b: Meccanismi riflessi ***pag36***

Sottoparagrafo c: Meccanismi automatici ***pag37***

Sottoparagrafo d: Corteccia somatosensitiva e corteccia motoria ***pag38***

Paragrafo III 1B: Bibliografia ***pag39***

SOTTOTEMA III.2: IL sistema trigeminale

Paragrafo III 2A : Le tre branche del nervo trigemino ***pag41***

Sottoparagrafo a: Nervo oftalmico ***pag 42***

Sottoparagrafo b: Nervo mascellare ***pag 43***

Sottoparagrafo c: Nervo mandibolare ***pag 46***

Paragrafo III 2B: I nuclei e le vie del sistema trigeminale ***pag 51***

Paragrafo III2C: Bibliografia ***pag 58***

SOTTOTEMA III 3: SCHEMA MOTORIO DELLA

POSTURA

ParagrafoIII 3A e: Schema motoria della postura ***pag 60***

Sottoparagrafo a : L' Anatomo-Fisiologia del Sistema Posturale:

i Centri e le vie Efferenti ***pag 87***

Paragrafo III3B : Posturometria Stabilometria ***pag 95***

Paragrafo III3C : Baricentro corporeo e Baricentro occlusale

e classificazione di alcuni tipi di pedane ***pag124***

Paragrafo III 3D:Equilibrio negli sportivi ***pag165***

Paragrafo III 3E: Bibliografia ***pag 187***

TEMA IV : MATERIALI E METODI

SOTTOTEMA IV.1: CARTELLA POSTURO-STABILOMETRICA

E CEFALOMETRIA CERVERA-BRACCO

Paragrafo IV 1A: La cartella posturo stabilometria ***pag 194***

Paragrafo IV 1B: Bibliografia ***pag 220***

Paragrafo IV 1C: Analisi cefalometrica Cervera-Bracco ***pag 223***

Paragrafo IV 1D::Bibliografia ***pag 226***

SOTTOTEMA IV.2: CRITERI PER LA SELEZIONE DEL CAMPIONE

ParagrafoIV 2B: Accertamenti diagnostici ***pag 229***

ParagrafoIV 2A: Criteri per la selezione del gruppo campione

e Criteri per la selezione

del gruppo controllo ***pag 234***

SOTTOTEMA IV.3: Analisi della pedana e del t scan e

dell'axiografo cadiax

Paragrafo IV 3 A : Apparecchiature: caratteristiche del mezzo

Strumenti di Misurazione

pag 254

Sottoparagrafo a:Pedana posturo stabilometrica.

Principali vantaggi del nuovo programma lizard ,

presentazione delle immagini e dei dati numerici

pag 254

Sottoparagrafo b: Presentazione del t scan

,delle immagini e

dei dati numerici

pag 287

Sottoparagrafo c : Le placche ,i bite, caratteristiche e applicazioni cliniche ***pag 295***

Paragrafo IV3B : Bibliografia ***pag 310***

Sottoparagrafo d: presentazione dell'axiografo Cadiax, delle immagini e dati numerici ***pag 321***

Paragrafo IV3C : Bibliografia ***pag339***

TEMA V: RISULTATI

SOTTOTEMA V.1: dati pedana e Tscan nel campione con bite ***pag 345***

Paragrafo V1A: Presentazione delle griglie ***pag 346***

Paragrafo V1B: Analisi statistica ***pag 348***

SOTTTEMA V 5 :dati cefalometria nel campione con e senza bite bite

Paragrafo V2A :Presentazione delle griglie ***pag 351***

Paragrafo V2B: Analisi statistici ***pag 351***

TEMA VI: DI SCUSSIONE SUI RISULTATI

Paragrafo VI1A: Discussione sui risultati ***pag 352***

TEMA VII: CONCLUSIONI **pag 353**

BIBLIOGRAFIA GENERALE CONSIGLIATA DA CONSULTARE

pag 354

TEMA II: INTRODUZIONE GENERALE

Paragafo II1A: Premessa

Paragrafo II1B: Scopo del lavoro

Paragrafo II 1C: Bibliografia

TEMA II : INTRODUZIONE GENERALE

Uso del bite per problematiche posturali

Per determinare l' origine di una patologia posturale dobbiamo eseguire oltre test kinesiologici anche dei test relativi all'apparato stomatognatico che ci permettono di evidenziare se i problemi strutturali sono prevalentemente ascendenti o discendenti, o misti cioè di competenza primaria dell'odontoiatra o del fisiatra, osteopata o chiropratico. Per quanto riguarda noi dentisti ancora non è accertato e riconosciuto con certezza scientifica il ruolo che l'apparato stomatognatico svolge nella postura del corpo e che problematiche occlusali interferiscono su una corretta postura.(Bibliografia Generale Bracco 2004, 1998, Michellotti 2006, 1999, Motoyoshi 2002,Gangloff 2000,Nobili 1996,Ferrario 1996 2000,Palano 1994,Makofsky 1989,Michelotti 2006,Landi 2004,Gelb 1996,Palano 1994,Learetta 2007,Albanese 1989,Lazzari 1991,Festa 2005,Perinetti 2006,Valentino 1991, Valentino 2002)

Definizione di postura

Per postura eretta ideale (in assenza di patologia) si intende la posizione anatomica che si assume in stazione eretta con la faccia rivolta avanti, e gli arti superiori allineati ai fianchi. Rispetto a questa posizione di riferimento sono descritti e definiti i piani e gli assi di movimento; questa rappresenta la posizione zero per la misura dei movimenti della maggior parte delle articolazioni. Per mantenere questa posizione verticale, caratteristica della specie umana, esiste un'attività muscolare definita attività tonica posturale, differente dal tono muscolare di base, che attraverso contrazioni muscolari riflesse, o meglio contrazioni isometriche antagoniste ripetute, mantiene il corpo nella postura corretta.(Bibliografia Generale (Kandell 2000).Quest'attività è da considerarsi un'attività motoria riflessa che si avvale di vie sensitive-motorie complesse e multiple, regolata da un complesso sistema di afferenze ed efferenze.

L' apparato stomatognatico è integrato in questo complesso sistema e influenza ed è influenzato da tutto l'apparato posturale. Il punto di partenza del sistema è da ricercare nel sistema recettoriale. I meccanismi che assicurano e regolano l'attività posturale sono indipendenti dalla volontà e si avvalgono di sistemi nervosi sensorio-motori a vari livelli; si tratta di un insieme di attività riflesse le cui informazioni provengono da recettori differenti tramite circuiti nervosi più o meno complessi, e il loro compito è quello di regolare l'attività tonica dei muscoli degli arti e del rachide e l'ampiezza dei movimenti delle differenti articolazioni. Oltre ai meccanismi periferici segmentari, partecipano alla regolazione dell' attività ortostatica, il sistema labirintico ed i centri sovrasegmentari (formazione reticolare, cervelletto, gangli basali, corteccia), la muscolatura estrinseca oculare ed i vari elementi dell'apparato stomatognatico (sistema trigeminale). Il tono posturale è garantito da circuiti riflessi che utilizzano le afferenze propriocettive provenienti dai vari recettori oste-oarto-muscolari. Questi recettori sono principalmente: fusi neuro muscolari, organi tendinei del Golgi, corpuscoli del Pacini, terminazioni libere, e recettori cutanei. Queste afferenze vengono inviate al midollo spinale o al sistema trigeminale (nuclei specifici quali il nucleo mesencefalico del V e nucleo sopratrigeminale) attraverso le fibre afferenti sensitive, e, oltre ad attivare i riflessi segmentari, danno vita a proiezioni somatopiche sui centri sovraspinali.(Bibliografia Generale Grey 2000, Netter 2000). Le afferenze propriocettive costituiscono una vera e propria catena di informazioni provenienti da ogni parte del corpo ed il settore cefalico appare particolarmente importante grazie alle afferenze stomatognatiche. I centri deputati al controllo posturale con queste informazioni multisensoriali elaborano strategie posturali adatte per mantenere il servocontrollo dell' intero sistema. La contrazione muscolare è la caratteristica fondamentale di ogni attività muscolare .

Possiamo distinguere due tipi di contrazione: contrazione fasica, esecuzione di movimenti rapidi; contrazione tonica, esecuzione di movimenti lenti. La postura è regolata dalla contrazione tonica.

Questo tono è mantenuto da scariche asincrone di impulsi da parte dei neuroni motori ed è scatenato dai propriocettori del muscolo stesso per via riflessa. L'apparato stomatognatico è particolarmente ricco di propriocettori; ricordiamo che l'innervazione arriva dal V nervo cranico o trigemino. I fusi neuromuscolari sono abbondanti nei muscoli elevatori della mandibola e sono più scarsi negli abbassatori e per questo l'attività propriocettiva dei muscoli elevatori va considerata un fattore primario nel controllo della posizione e dei movimenti mandibolari. L'attività dei fusi neuromuscolari è influenzata dal sistema nervoso centrale attraverso le fibre g e in particolare da impulsi provenienti dalla sostanza reticolare, che provocano un accorciamento del fuso rendendolo più sensibile allo stiramento. Poiché la sostanza reticolare è legata alla funzione d'attenzione e vigilanza l'attività dei fusi neuromuscolari viene esaltata in pazienti tesi e nervosi, con aumento dell'attività muscolare in postura. Organi del Golgi sono presenti nei tendini di tutti i muscoli masticatori, ma specialmente nel massetere e nel temporale, con la funzione soprattutto di segnalare le variazioni della tensione con una soglia d'eccitazione molto bassa. Nell'articolazione sono presenti recettori capsulati e non capsulati e terminazioni libere. Questi recettori sono concentrati soprattutto nella parte posteriore dell'articolazione, (zona innervata dal nervo auricolotemporale), sono meccanocettori sia a rapido sia a lento adattamento, e informano sia sulla posizione dell'articolazione sia sulle variazioni di carico(Bibliografia Generale Santos 2000). Molto importanti sono anche i recettori dentali, parodontali e gengivali, i quali sono presenti sia come terminazioni libere amieliniche e capsulate che come recettori anulospirali composti e semplici i quali sono in grado di registrare forze esercitate sui denti sia in senso verticale sia orizzontale con una soglia nell'ordine di 15 grammi e, per lo spostamento, di 23 micron.

Tutte queste informazioni raggiungono i vari nuclei del trigemino. La convergenza di queste informazioni propriocettive nei centri motori e sui relativi circuiti spinali consente una serie di controlli riflessi sulla postura dell'apparato stomatognatico e su quella di tutto il corpo. Abbassando la mandibola si ha una stimolazione dei fusi neuromuscolari dei muscoli elevatori che provoca la loro contrazione attraverso il riflesso di stiramento o di chiusura mandibolare. I muscoli masticatori a loro volta variano la loro attività elettromiografica in rapporto allo stato funzionale dei muscoli posturali. La flessione anteriore del capo aumenta l'attività dei muscoli masseteri e digastrici mentre la reflessione aumenta l'attività dei temporali.

L'uso del bite nella diagnosi e nella terapia di patologie posturali si può rivelare la scelta vincente per vari motivi: modifica le afferenze occlusali senza apportare modifiche irreversibili perché in nessun modo vengono modificati i denti, si esegue in tempi rapidi, è una terapia economica e possiamo affermare che ha un costo biologico zero e reversibile , inoltre è di grande aiuto nella diagnosi differenziale.

Paragafo II1A: Premessa

Per i “classici”, ,(Kendel 5, Cagnasso 6, Stefanelli 7,kapandy 8, Piola9, Grey 11, Netter 12) sono “flessori” i muscoli anteriori, e “estensori” i muscoli posterioriquando non esistono e non possono esistere dei muscoli “estensori”. Ciò significa confondere il senso di un movimento con una funzione(Bertherat 1,2,3, Lastrico 4, Gollin 10, Mezierez 13, Souchard 20) Fig1 muscoli estensori arto inf.(catena posteriore fig 2 muscoli flessore arto inf (catena anteriore)

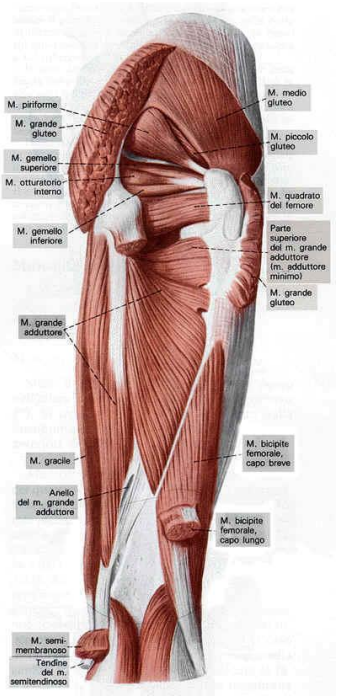


Fig1 Netter Fig2 Netter

Tutti i muscoli sono flessori, pertanto gli addominali sono antero-flessori; i dorsali sono postero-flessori. Questa confusione porta i classici a pretendere di effettuare “l’estensione” del rachide, quando invece fortificano i postero-flessori, sempre ipertonici (perché appartengono alla catena posteriore), ragione per cui sono responsabili delle nostre compressioni e dismorfismi.(Souchard 28, Busquet 31)

Una delle più importanti conquiste evolutive per la specie umana (Homo sapiens) è stata il bipedismo. Ciò ha comportato che la prima fonte di contatto con il mondo esterno fosse la pianta dei piedi, a sua volta ricca di recettori in grado di rilevare la ripartizione degli appoggi podalici. L’uomo in stazione eretta non è mai in equilibrio statico, ma lo insegue creando una propria stabilità posturale attraverso un sistema di compensazioni sensoriali entero ed esterocettive.

E’ proprio attraverso un’analisi della distribuzione dei carichi pressori della pianta dei piedi su pedana baropodometrica e posturostabilometrica che, negli ultimi anni, si è sviluppata una serie di ricerche riguardanti le possibili ripercussioni posturali che vengono a stabilirsi a seguito di malocclusioni odontoiatriche, difetti del sistema visivo, problemi gastroenterici, ecc.(Signorelli 7, Kapandy 8, Gagey 14). Tuttavia attualmente c’è ancora poca chiarezza e rigore metodologico e scientifico nell’analisi di queste diverse problematiche. Si riscontra una mancanza di un protocollo scientifico dettagliato e l’uso di apparecchiature d’analisi differenti rendono difficoltoso il confronto tra i risultati ottenuti dalle varie metodologiche.

Equilibrio e coppia

In fisica coppia significa due forze opposte per il verso, ma direzione parallela e sulla base di un frettoloso confronto degli scheletri dell’uomo e del quadrupede , si è messo in evidenza che, sia nell’uomo sia nel quadrupede, il carico è in avanti rispetto al rachide. E una frettolosa conclusione che la pesantezza tende a farci cadere sul naso(fig 3) e che noi resistiamo grazie alla potenza dei nostri muscoli dorsali, ormai considerati come i mezzi e i garanti nel nostro equilibrio in piedi. (Kendall 5) .

Fig 3 foto disponibile sul web

Strana nozione di equilibrio inverso. In fisica equilibrio di un corpo e quando il suo centro di gravità si situa nel suo poligono di sostegno ; definizione che descrive uno stato che non richiede l'aiuto di nessuna forza, mentre la descrizione classica è quella della coppia: un sistema di due forze uguali, parallele e di senso contrario, che fa girare il corpo intorno al suo centro di gravità; ciò che è un mezzo di recuperare un equilibrio compromesso. Al fatto di avere confuso uno stato con un mezzo, i classici devono tutti i loro insuccessi.(Bertherat 1,2,3, Lastrico 4, Mezierez 13 Cagey 14, Ruano 15, Bricot 16,Magnus 17, Souchard 20). Partiti da questo stupefacente errore, i classici ci immaginano in eterna lotta contro la pesantezza: essa è il nemico numero uno, e ci spiegano che quando noi ci ingobbiamo, è a causa della debolezza dei nostri muscoli dorsali, cosiddetti della "statica" o ancora di "antigravità" Essi sono responsabili, per la loro debolezza, dell'ipercifosi. Quanto all'iperlordosi , essa è dovuta alla debolezza dei muscoli addominali, che i nostri classici non riconoscono che come contenitivi del ventre. Essi sono gli ausiliari dei dorsali, questo perché è più agevole portare un carico contro di sé che all'estremità delle braccia (Kendall 5). Inoltre, poiché l'ossigenazione è considerata come una garanzia di salute, un'attitudine "astenica" (incurvata) favorisce l'espirazione a scapito dell' inspirazione. Bisogna dunque sviluppare la cassa toracica con degli esercizi respiratori, facendo profondamente inspirare (questo sarà il tempo maggiore) sul " raddrizzamento" del tronco, in più accentuato dall'elevazione delle braccia, per aiutare il sollevamento delle costole; mentre l'espirazione si effettuerà in "attitudine astenica" e sull'abbassamento delle braccia, che favorisce quello delle costole.(Piola 9, Andersen 19, De Col 20).Ciò completerà la sequenza, immutabile, di tutte le sedute, che consisterà nel fortificare i dorsali, fortificare gli addominali, "imparare a respirare" per aumentare la capacità toracica.La postura è un elemento fondamentale per la vita di ogni individuo, un lavoro di educazione andrebbe cominciato in età precoce, già nel bambino neonato attraverso specifiche stimolazioni propriocettive: lasciandolo libero di strisciare, andare in quadrupedia e, in fase di apprendimento della stazione

eretta, lasciando i piedi senza calzature. Grandi miglioramenti posturali possono aversi fino all'età puberale: è compito in primis dei genitori, degli insegnanti e degli operatori del settore stimolare adeguatamente in questo senso. Sovente il lavoro non è svolto o, ancor peggio, viene eseguito senza riferimenti scientifici adeguati, asssumere **atteggiamenti posturali errati** può determinare algie in special modo alle strutture annesse alla colonna vertebra Fig 4

La postura è definita (Tribastone 29) come "… insieme dei rapporti tra l'intero organismo, le varie parti del corpo e l'ambiente che lo circonda" e ancora "… insieme di meccanismi psicologici che regolano con la massima economia ed in ogni momento sia la struttura neurofisiologica del movimento, che il tono muscolare, necessari per il mantenimento di una posizione equilibrata e coordinata". Fig5

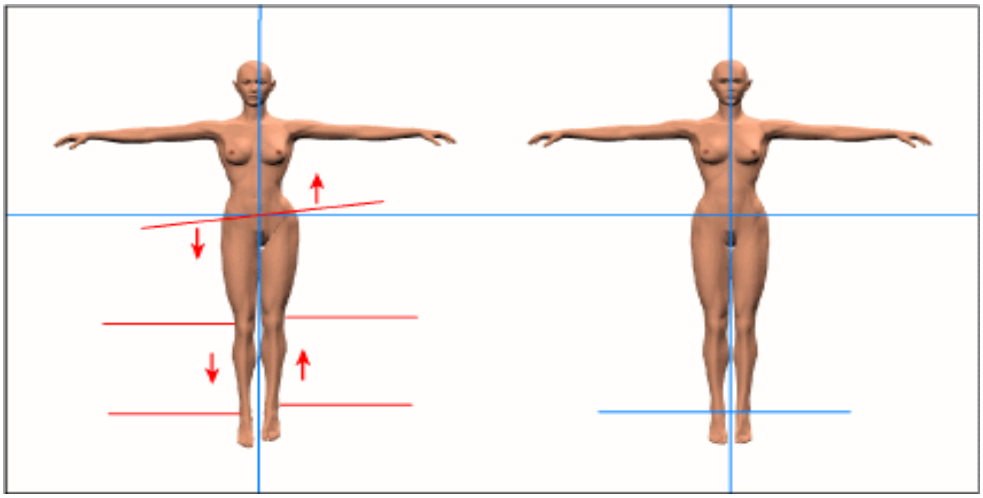


Fig5 foto disponibile sul web

In nessun individuo, nemmeno negli atleti d'elite, può essere considerata "perfetta" la postura: da questa considerazione nasce l'importanza di educare ad una concezione più corretta possibile di questo elemento. (Anderson 19).

In tutte le tipologie di ginnastica, preparazione atletica, discipline sportive in generale, l'educazione posturale deve essere considerata come elemento fondamentale della programmazione e non come presupposto necessario o dato per scontato.

Risulta ottimale avviare il discorso di educazione alla postura nel bambino (Le Boulch, 23); un lavoro iniziato in età precoce determinerà una base importante sulla quale inserire dei richiami in età più avanzata.

Analizzeremo da un punto di vista fisiologico il meccanismo intrinseco della **regolazione posturale**. Per il momento è sufficiente ricordare che il sistema nervoso centrale S.N.C. regola il movimento attraverso schemi motori, in cui ossa, articolazioni e muscoli rivestono il ruolo di esecutori meccanici, e controlla la postura attraverso un meccanismo capace di scegliere tra le tante combinazioni possibili, quella ritenuta più idonea.

Rivestono un ruolo fondamentale in questo meccanismo i propriocettori (fusi neuromuscolari, organi tendinei del Golgi, apparato vestibolare, ecc.) e gli esterocettori (la retina, la cute, ecc.).

Solo subendo una corretta e varia stimolazione di tutti gli elementi, si riuscirà ad ottenere dei buoni risultati in ambito educativo.

In ogni esercitazione proposta risulterà utile informare il soggetto della postura scorretta e far prendere coscienza della corretta, attraverso sollecitazioni di diversa natura in situazioni più o meno facilitate.

In base alla esperienza,di alcuni autori l'educazione posturale deve essere realizzata mediante l'utilizzo di diverse tecniche proprie della cinesiologia (Bertherat 1,2,3, Lastrico 4, Gollin 10, Mezierez 13, Souchard 20 Feldenkrais, 21, Mc Kenzie 25).

Tra queste quelle da noi più utilizzate sono:

1. esercizi propri della ginnastica educativa
2. esercizi di allungamento muscolare
3. esercizi tratti dai principi delle tecniche Alexander, Feldenkrais ed Eutonia
4. tecniche Mc Kenzie e Mézières modificate
5. esercizi specifici di respirazione, rilassamento, training autogeno, automassaggio.

Per tecniche proprie della ginnastica educativa intendiamo l'insieme delle esercitazioni ginniche classiche dell'educazione fisica.

In questo ambito racchiudiamo i gesti più semplici a corpo libero (flessioni, estensioni, spinte, circonduzioni) utilizzati in prevalenza durante il riscaldamento; gesti più complessi anche con piccoli sovraccarichi (piegamenti, affondi, esercizi classici per la parete addominale) utilizzati nella parte centrale della lezione; gesti tipici della vita quotidiana (sollevare un peso, prendere un oggetto ecc.) basati sui principi meccanici del "sollevamento pesi", che saranno introdotti gradualmente dopo un adeguato macrociclo preparatorio.

Riferendoci più specificatamente all'ambito dell'educazione posturale, tali esercitazioni saranno utili per una stimolazione propriocettiva ovvero delle capacità coordinative, in modo particolare dell'equilibrio.

Per **allungamento muscolare** intendiamo sia gli esercizi di allungamento passivo suggeriti dai diversi autori negli anni (Kabat 31, Anderson, 19, Solverborn 27), sia gli esercizi attivi di slancio e molleggio che se eseguiti correttamente sono fondamentali per un corretto sviluppo muscolare (Massara, 24).

Le tecniche Alexander, Feldenkrais ed Eutonia hanno tutte come principio generale l'educazione posturale. Alcune sono basate sulla presa di coscienza ed autoeducazione (Feldenkrais, 21), altre soprattutto sul corretto mantenimento delle posizioni seduta ed eretta e passaggio dall'una all'altra (tecnica Alexander), altre ancora sull'economizzazione degli sforzi attraverso il contatto con oggetti (Eutonia24).

Secondo il metodo Mc Kenzie la maggior parte dei problemi rachidei sono dovuti ad una deformazione meccanica dei tessuti molli che va ad attivare le terminazioni nervose che trasmettono dolore (Mc Kenzie 25); la presenza di dolore secondo l'autore è dovuta a movimenti ripetuti o posizioni mantenute ed è contrastabile, con l'assunzione di posizioni che ricerchino il ripristino delle curvature rachidee.

Secondo F. Mézierès, ideatrice dell'omonimo metodo, il corpo umano è diviso in due catene, la posteriore e l'anteriore (Souchard, 28): in linea generale i problemi vertebrali derivano da uno squilibrio tra le due, solitamente causato da eccessiva contrazione della posteriore (mm. ischio-crurali, quadrato dei lombi, mm. paravertebrali). Fig 5

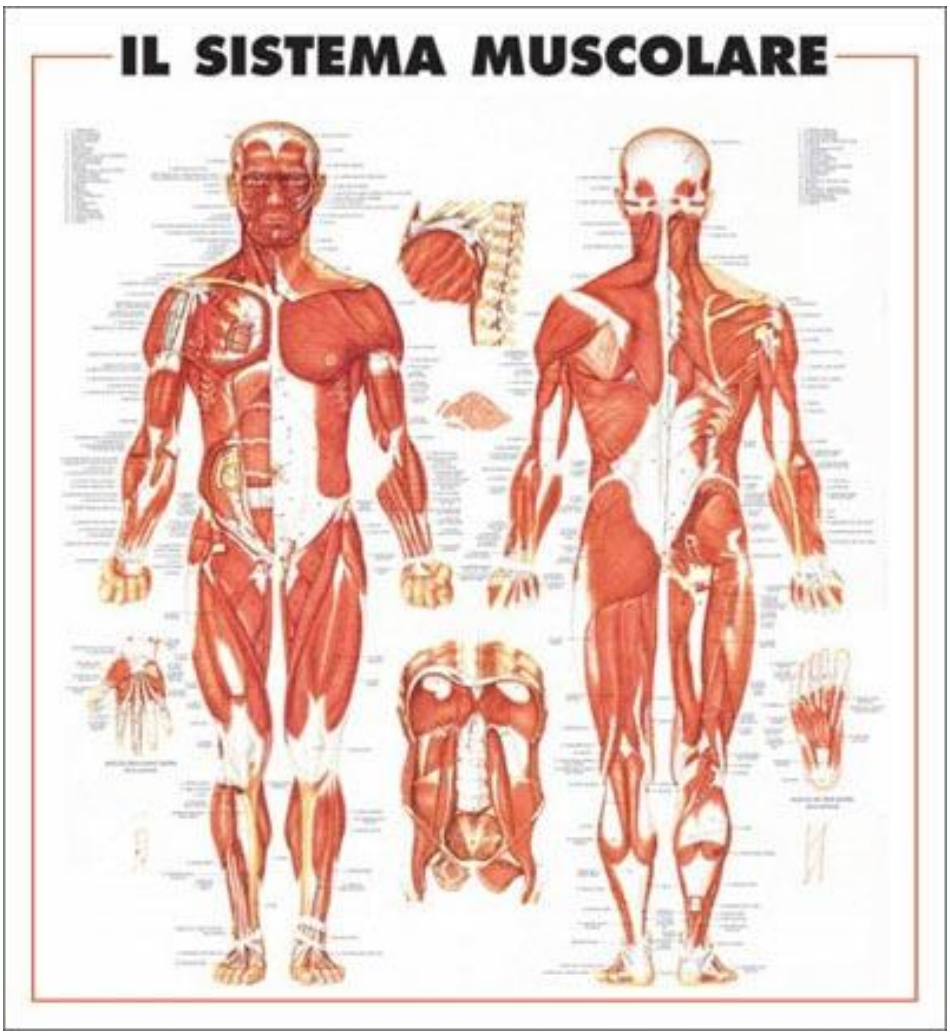


Fig5 Foto reperibile sul web

Nell'ultima categoria abbiamo incluso gli esercizi specifici di respirazione definiti così perché in essi viene indirizzata l'attenzione del soggetto solo ad essa e non assieme ad altri movimenti.

A tal proposito ricordiamo l'importanza che la respirazione assume nell'esecuzione di qualsiasi esercitazione appartenente a qualsiasi metodo ed esercizio considerato. Inoltre da non dimenticare gli esercizi di "idealizzazione e visualizzazione" tipici del training autogeno (Schultz, 27) e l'automassaggio con principi di "riflessologia" per una conoscenza palpativa diretta del proprio corpo.Tutti i soggetti sani, chi più chi meno, pur non essendo colpiti da patologie, soffrono o hanno sofferto almeno una volta nella vita di dolori vertebrali. Qualsiasi attività lavorativa, domestica o ricreativa si svolga porta necessariamente all'assunzione di atteggiamenti non corretti i quali possono influenzare in maniera lesiva la colonna vertebrale, struttura importantissima per posizione e funzionalità. A tal proposito basti pensare al carico che devono sopportare i dischi lombari nell'assunzione di diverse posizioni (**figura 6**). , (Souchard 20)

Forza agente sulla vertebra L3 su un soggetto di 70 Kg di peso

(da "Basi biomeccaniche nella prevenzione dei danni alla colonna lombare durante esercizio fisico" di Zatsiorskij V.M. e Sazonov V.P. - Atleticastudi n. 3-4 1988)

Figura 1

L'introduzione non rispecchia certo quella di una tesi in campo odontoiatrico e orotgnatodontico in generale infatti non vuole esserlo, ma vuole essere uno stimolo per aprire nuovi confronti fra diversi tipi di discipline odontoiatriche e mediche.

Paragrafo II1B: Scopo del lavoro

Questa tesi, sullo studio della presenza o meno di una relazione tra OCCLUSIONE E POSTURA, ha lo scopo di individuare un protocollo di analisi per fornire delle risposte affidabili relative alle metodiche di registrazione su pedana posturometrica e stabilometrica, E su T-scan . In particolare i quesiti da analizzare sono stati i seguenti: Le registrazioni in “posizione standard” (secondo le indicazioni delle pedane utilizzate) della pedana posturostabilometrica possono essere relazionate con le registrazioni dei carichi occlusali ?. Le registrazioni in posizione “standard” sulla pedana posturostabilomtrica e con il T-scan hanno una relazione con gli aspetti cefalometrici dei soggeti esaminati?, Nel caso in cui dovesse essere presente un precontatto a livello occlusale è registrabile anche a livello podalico?Un problema allATM è rilevabile a livello podalico? Se si ina malocclusione potrebbe essere responsabile di una deviazione delle colonna e viceversa?Fig 1 , Fig 2 ,Fig 3, Fig 4

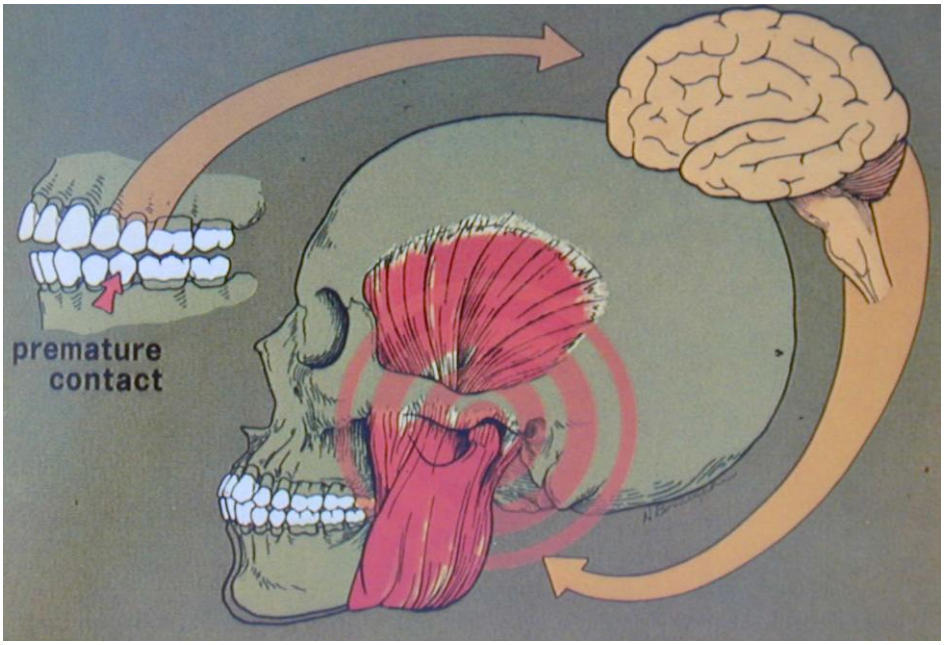


Fig 1 Foto disponibile sul web

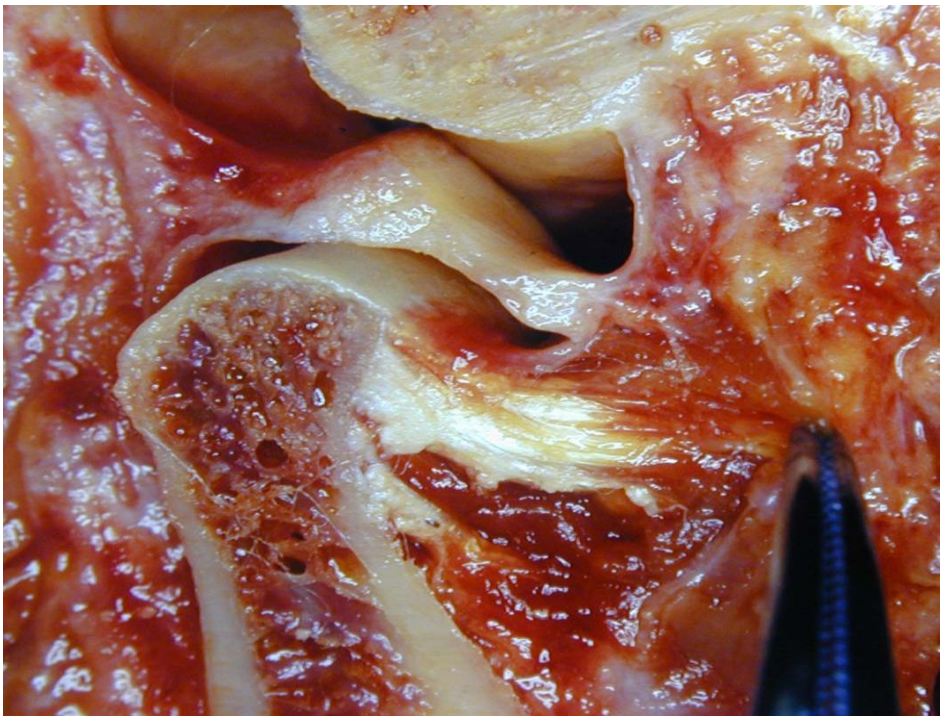


Fig 2 Foto fornita dal Dott Ezio Bruna

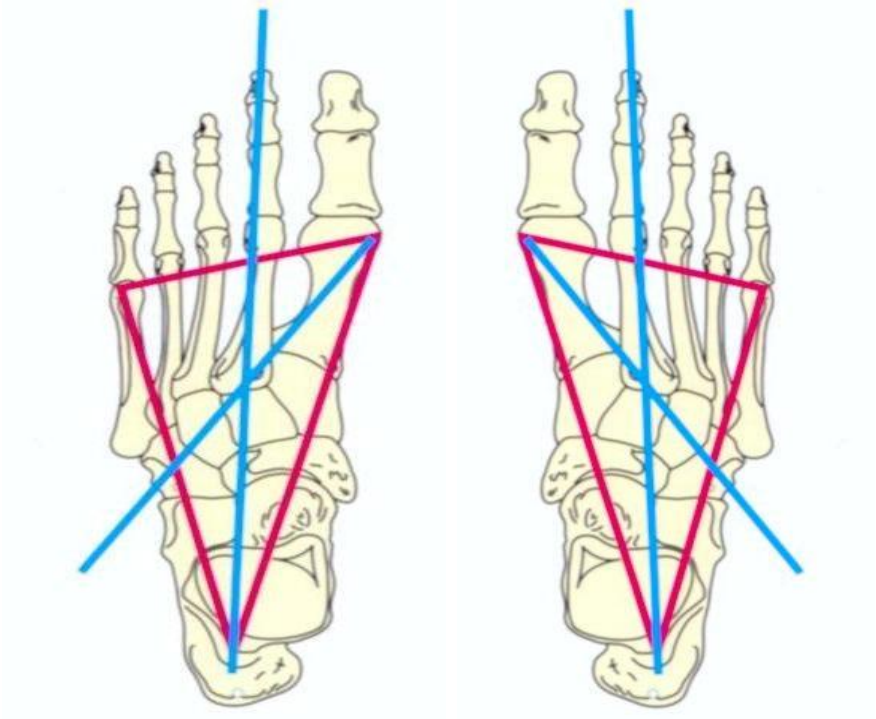


Fig 3 Lazzari

fig 4 Foto Disponibile sul web

A queste domande si è risposto registrando una popolazione di trenta volontari su pedana posturometrica e stabilometrica, in ambiente appositamente progettato costruito, privo di stimoli visivi o acustici di riferimento e/o disturbo nella stessa giornata . Questo approccio cerca di dare concretezze alle indagini sulla postura ed aprire un nuovo ramo di ricerca sperimentale. Questo studio sul comportamento posturale potrà così affiancarsi alle classiche metodiche di studio, fornendo più raffinati strumenti di diagnosi. Per ogni atleta è stata creata una placca di svincolo (bite) personalizzata.Modelli adeguati delle arcate dentali sono stati inviati a un laboratorio specialistico per la costruzione del bite personalizzato.Le placche di svincolo (Bite) sono state realizzate in seguito a registrazione axiografica e a montaggio dei modelli in gesso delle arcate dentarie dei pazienti in articolatore. L'axiografia è una metodica strumentale ripetibile e analizzabile statisticamente per la valutazione della cinematica condilare e quindi i movimenti limite mandibolari nei tre piani dello spazio per mezzo dello strumento Cadiax® diagnostic (Gamma Dental, Klosterneuburg, Austria). La valutazione axiografica permette di fare diagnosi sulla salute articolare e muscolare del paziente e quindi programmare l'eventuale terapia grazie alla possibilità di montaggio dei modelli in gesso delle due arcata dentarie dei pazienti secondo l'esatto orientamento rispetto ad un piano di riferimento (axio-orbitario) su un articolatore, ovvero uno stereo-riproduttore dei movimenti mandibolari, in questo caso l’Articolatore Sam 2C .

I modelli delle arcate dentarie inferiori, riferite alla mandibola, sono state messe in rapporto con le arcate superiori, riferite al mascellare superiore, utilizzando cere di trasferimento e in rapporto di relazione centrica (posizione dei condili più centrata nello zenit della fossa glenoide e più ripetibile quando si sarà raggiunto il rilassamento muscolare) sul tragitto traslatorio: le strutture articolari non sono dunque state caricate, i dischi articolari sono accolti nel disco articolare e a sua volta a contatto dell'eminenza articolare. La relazione centrica può essere assimilata ad una chiusura naturale, quindi l'intento è stato quello di fornire al soggetto l'occlusione più confortevole durante lo sforzo fisico. I possibili dislocamenti dei condili nel passaggio dalla relazione centrica alla massima intercuspidazione, ossia il massimo contatto dentale, sono stati registrati tramite esame dell' M.P.I. (mandibular position indicator). Le placche di svincolo (Bite) sono state confezionate in laboratorio in seguito a programmazione dell'articolatore secondo le impostazioni riferite dall'axiografia. I contatti dentali della placca e il corretto bilanciamento con l'antagonista sono stati controllati tramite T-scan III (Tekscan, USA). Il T-Scan (Bibliografia Generale Hirano 2002, kalakev 2001) è uno strumento diagnostico che permette di visualizzare per ogni singolo elemento dentario i contatti con l'elemento antagonista, o in questo caso con la placca di svincolo, e i rispettivi carichi , quindi fare diagnosi sul corretto bilanciamento dell'occlusione. La placca così ottenta è stata registrata prima su articolatore con il Tscan.

Dopo di che e stata registrata nella bocca del soggetto, determinando un contatto puntiforme tra i denti dell'arcata superiore e inferiore nel modo più omogeneo e uniforme possibile con i contatti i più numerosi possibili. La placca quando risultava confortevole per il paziente è stata fatta tenere in bocca ai soggetti campioni per 10 giorni con la raccomandazione di usarla prevalentemente alla notte (partendo dalla notte ortodontica) dopo di che sono stati ricontrollati ,sono state effettuate le registrazioni ancora una volta con il t-scan per accertare che i contatti tra le due arcate con l'interposizione della placca fossero il più omogeneo possibile e numeri possibile sempre puntiformi. Nella stesse giornata sono state fatte le rilevazioni con i denti in ICP e con l'interposizione della placca e sono state fatte le registrazioni con la pedana posturo-stabilometrica, con e senza placca. Per ultimo abbiamo messo in relazione le caratteristiche cefalometriche dei soggetti esaminati con bite e senza bite per appurare se le caratteristiche craniche cefalometriche hanno una influenza sui risultati ottenuti in particolar mondo per quanto riguara la divergenza e della classe basale.Ho impostato questa tesi facendo una cenno alle caratteristiche anatomiche, fisiologiche della masticazione, della occlusione e della postura per cercare di capire a che livello potrebbero esserci delle interazioni anatomo-fisio-patologiche tra l,apparato stomatognatico e il resto dell corpo.

Paragrafo II 1C: Bibliografia

1)Nuove vie dell'Antiginnastica

Thérèse Bertherat, in collaborazione con Carol Bernstein
Arnoldo Mondadori Editore (1981) pag 35-47

2)Guarire con l'Antiginnastica

Thérèse Bertherat, in collaborazione con Carol Bernstein
Arnoldo Mondadori Editore (1976) pag 51-63

3) La tigre in corpo Thérèse Bertherat,
Arnoldo Mondadori editore (1990) pag 43-54

4) Biomeccanica muscolo-scheletrica e metodica Mézières

Mauro Lastrico Editore Marrapese 1990 pag 101-117

5) I Muscoli Funzioni e test con postura e doloreF. Peterson Kendall,

E-KendallMcCreary,P.Provance,M.Rodgers,W.Romani

Vereduci Editore 5' Edizone 2006 pag 215-229

6) Valutazione antropometrica in clinica e riabilitazione sportive

F.Cagnasso, R.Cagnasso edi-ermes editore 2009 pag 117-131

7) Sistema Stomatognatico nel contesto posturale

G.Stefanelli edi ermes edizioni 2003 pag 215-219

8) Fiosiologia articolare, Vol 1. 2,3 I.A.Kapandy

5’ edizione Monduzzi Ediotore 2006 Vol 1 pag 203-207

9)Il Movimento Umano , applicato alla rieducazione e alle attività

Sportive V.Piola Edi Ermes Editore 1998 pag 316-354

10) L’allenamento della mobilità dell’apparato locomotore

M.Gollin Alea Edizioni 2010 pag 148-165

11) Gray’s Anatomy Edizioni Elsevier-Masson 2009

12) Atalante di Anatomia Umana, NETTER .F Edizioni Elsevier-

Masson 2009

13) Compendio di F.Mezieres tratto da lezioni tenute dal 1948- al 1982

dall’autore

14) Gagey, Weber: Posturologia. Regolazione e perturbazioni della stazione eretta. -Ed. Marrapese - Roma, 1997.pag 38-40.

15) Ruano: Biomeccanica, postura e lesioni sportive - Atti del II congresso

mondiale Fiuggi 1998

16) Bricot: La réprogrammation posturale globale - Sauramps Medical, Montpellier, 1996. Pag 78-83

17) Magnus: Some results of studies in physiology of posture - Lancet. 1 926.211:585-588.

18) aa. Vv.: Atletica Leggera - Guida tecnica 11-14 anni. FIDAL, 1993, Roma pag 19-21

19). Anderson b.: Esercizi moderni per una perfetta forma fisica e per la pratica di tutti gli sport. Arnoldo mondatori ed., 1994, Milano pag 111-120

20). De col e.: La ginnastica per il mal di schiena Edizioni mediterranee, 2001, roma

21). Feldenkrais m.: Il metodo feldenkrais: conoscere se stessi attraverso il movimento. Red edizioni, 2003 pag 21-25

22). Novara Kabat h.: propriocettive facilitation in therapeutic exercise. Ed. Sidney litch., vol. 4, 1958, Baltimora

23) Le boulch j.: Sport educativo - psicocinetica e apprendimento motorio. Armando editore, 1991, roma pag17-21

24). Massara g.: Tecniche di allungamento muscolare: presupposti teorici e orientamenti metodologici. La ginnastica medica, ed. Scientifiche Cuzzolin, volume xxxix, fascicolo 1-2-3, 1991, napoli

25) Mc kenzie r.: Prendersi cura della propria schiena. Spinal publication ltd., 1992, nuova zelanda pag 25-32

26) Pozzo r., Sacripanti a., Zanetti e.: Biomeccanica della pesistica moderna. Filpjk, 1997, Roma pag 29-31

27) Shultz j. H.: il Training autogeno. Ed. Feltrinelli, 1981, roma
11.Solverborn s. A.: questo è lo stretching. Hermes editore, 1983, roma

28) Souchard ph. E.: Ginnastica posturale e tecnica Mezieres. Marrapese editore, 1982, Roma pag 45-53

29) Tribastone f.: Compendio di ginnastica correttiva. Società stampa sportiva, 1985, Roma Pag 28-32

30) L'EDUCAZIONE POSTURALE Riccardo Barigelli
(Pubblicato nel maggio del 2006 su www.asdsalus.wordpress.com)

31) L. Busquet, Le catene Muscolari, Ed Marrapese, 1996.pag 28-62

TEMA III:

Schema motorio dell'occlusione e della postura

SOTTOTEMA III.1:

LO SCHEMA MOTORIO

DELL'OCCLUSIONE

(CONTROLLO NEURALE DELLA MASTICAZIONE E DELL'OCCLUSIONE

Paragrafo III 1A:

Caratteristiche dello schema motorio

Sottoparagrafo a: *I recettori dell'apparato stomatognatico*

Sottoparagrafo b: *Meccanismi riflessi*

Sottoparagrafo c: *Meccanismi automatici*

Sottoparagrafo d: *Corteccia somatosensitiva*

e corteccia motoria

Paragrafo III 1B: BIBLIOGRAFIA

III.1: Lo schema motorio dell'occlusione (CONTROLLO NEURALE DELLA MASTICAZIONE)

I movimenti che compiamo quotidianamente sono gran parte il risultato di un processo di apprendimento che inizia durante lo sviluppo e continua per tutto il resto della vita. I movimenti appresi costituiscono la memoria motoria. Si parla di adattabilità del sistema per indicare la capacità dell'organismo di modificare il suo comportamento e di adattarsi a situazioni nuove ed impreviste ed in senso lato a far fronte a processi lesivi. Uno degli obiettivi principali della ricerca è quello di spiegare il comportamento e le sue modificazioni sulla base delle proprietà plastiche del sistema nervoso e muscolare. Uno dei problemi che attrae maggiormente l'ortodontista è la posizione e il movimento della mandibola. Va ricordato che una patologia occlusale di modesta entità può provocare una di una serie di reazioni molto complesse che, influenzandosi a vicenda ed incrementandosi, possono portare a una sintomatologia molto più grave. L'occlusione, le ATM ed il sistema neuro-muscolare sono infatti strettamente connessi nella struttura e nella funzione; essi vengono modulati dal sistema nervoso centrale che, raccogliendo gli stimoli provenienti dalla periferia, modifica i propri schemi e organizza di conseguenza il resto dell'organismo (Garliner1,2). Anderson (3) ritiene che una situazione patologica scaturisca non soltanto da una malocclusione, specialmente quando essa è di lieve entità, ma anche come conseguenza di un alterato modello di masticazione, di deglutizione e di postura del tronco.

Paragrafo III 1A: Caratteristiche dello schema motorio

L'attività masticatoria è un'attività ritmica della mandibola che si mantiene tale anche di fronte a variazioni notevoli del carico che si hanno masticando cibi diversi. I movimenti mandibolari possono assolvere tuttavia altri compiti. In molti animali tali movomenti servono a veicolare, manipolare ed afferrare oggetti. Nell'uomo i muscoli coinvolti nella masticazione possono collaborare all'adempimento di altre funzioni motorie, come la mimica, il linguaggio, la deglutizione e la respirazione. La masticazione quindi non va vista semplicemente come un processo di apertura e chiusura della bocca, ma come una sequenza complessa di movimenti fini e precisi, eseguiti in perfetta coordinazione con i movimenti altrettanto precisi della lingua e della muscolatura facciale. La masticazione può essere considerata come l'espressione dell'elaborazione di tutto il sistema nervoso centrale. Infatti, una cosiderazione di interesse primario per lo studio della patologia del movimento riguarda il coinvolgimento della vita emotiva, le cui basi strutturali si trovano nel lobo limbico. Ogni informazione che arriva dalla periferia acquista un tono affettivo che può essere piacevole o spiacevole. Tale tono affettivo è determinato dalla nostra esprienza e può essere modulato in maniera molto differente in persone diverse. Le informazioni necessarie per percepire un determinato stimolo sensoriale, importanti per la programmazione motoria, possono modulare in maniera molto complessa l'apprendimento e l'esecuzione dei movimenti. Questi dati spiegano il diverso evolversi di uno stato di abnorme funzionalità motoria, a seconda dello stato emotivo del paziente. I cambiamenti strutturali che sono alla base dei processi adattativi del movimento, consistono in una variazione di struttura delle sinapsi del sistema nervoso centrale. Tali cambiamenti sono stati dimostrati nella corteccia del cervelletto.Le informazioni dolorifiche o, più semplicemente nocicettive, sono molto efficaci nell'indurre cambiamenti permanenti nella memoria motoria.

Per descrivere lo schema motorio della masticazione approfondiremo in i seguenti argomenti: i recettori periferici, i meccanismi riflessi, i meccanismi automatici del tronco encefalico e della corteccia cerebrale; la programmazione ed il controllo della corteccia cerebrale; la memorizzazione ed il controllo del cervelletto. Infine tratteremo anche il sistema trigeminale.

Sottoparagrafo a: I recettori dell'apparato stomatognatico

I recettori dell'apparato stomatognatico sono molto numerosi e sensibili. Si dividono in:

-recettori della mucosa orale;

-recettori dentali;

-recettori parodontali;

-recettori articolari;

-recettori muscolari.

Recettori della mucosa orale

La densità dei recettori, molto elevata a livello delle labbra o della punta della lingua, diminuisce in direzione delle fauci. Malgrado la grande somiglianza dell'innervazione orale con quella cutanea, esistono delle differenze dovute all'esistenza di fibre ultraterminali, che sono presenti nella mucosa delle gengive, della lingua e del palato, alla scarsezza di recettori capsulati e all'assenza dei dischi di Merkel.(Manzoni 17).

I recettori preposti alla percezione degli stimoli gustativi (**gustocettori**) sono localizzati prevalentemente a livello delle papille linguali.

La sensibilità è diffusa su tutto il campo gustativo linguale, ma presenta importani variazioni topografiche:

-il **salato** è percepito meglio sulla **punta e sui bordi della lingua;**

-l'**amaro** è percepito meglio a livello del **terzo posteriore della lingua;**

-il **dolce** è percepito meglio sulla **punta della lingua;**

-l'**acido** è percepito meglio sui **bordi della lingua.**

Gli impulsi gustativi vengono trasmessi attraverso le fibre dei nervi facciale, glosso-faringeo e vago al **nucleo gustativo,** ubicato nel tronco encefalico, a livello del **ponte**. Da qui partono le fibre che raggiungono il nucleo ventro-mediale del **talamo**. Le cellule di questo nucleo proiettano alle due aree guatative corticali. A livello corticale le aree gustative si confondono con la zone di rappresentazione della bocca.

Recettori dentali

Nella polpa dentaria esistono solo terminazioni libere e la sola sensazione percepita è quella dolorosa. Le fibre sono spesso di piccolo calibro (C o Ad).

Recettori parodontali

Questi recettori sono presenti nel **desmodonto, nelle gengive e nel periostio**. Ad eccezione di certe terminazioni spiraliformi, non presentano terminazioni di forma particolare, ma solo terminazioni libere e diversi tipi di recettori capsulati o meno. Alcuni di questi recettori non hanno il corpo cellulare nel ganglio di Gasser ma nel nucleo mesencefalico del trigemino.

Le principali propietà di questi recettori sono le segunti:

-l'adattabilità;

-la soglia:è molto bassa dato che una forza di un grammo è sufficiente ad indurre l'attività;

-la sensibilità all'intensità della forza applicata: i recettori parodontali sono in grado di discriminare piccolissime variazioni di intensità della forza applicata;

-la sensibilità direzionale: i recettori parodontali sono sensibli alla direzione e al verso della forza applicata;

-il campo recettivo periferico: un neurone afferente primario innerva il parodonto di un solo dente o di più denti adiacenti. In questo caso la risposta è identica, qualunque sia il dente stimolato.

Il corpo cellulare del neurone afferente primario parodontale è situato nel **nucleo mesencefalico o nel ganglio di Gasser**. Il neurone di secondo ordine è situato nel **nucleo principale del trigemino** e si articola con un terzo neurone collocato nel nucleo ventro-postero-mediale del talamo (9). L'assone di quest'ultimo neurone termina nell'area sensitiva della corteccia.

Recettori dell'ATM

Le terminazioni libere sono diffuse in tutte le zone che ricevono fibre nervose, seguite in ordine di importanza dai recettori di Ruffini, di Golgi, e di Pacini, che appartengono a fibre del nervo auricolo-temporale. Essi sono situati nella parte posteriore e laterale della capsula articolare e permettono di distinguere movimenti piccolissimi.(Gray 15 ,Netter 15)

Dal punto di vista fisiologico, i quattro tipi di recettori presenti nelle ATM esplicano funzioni differenti:

-**i recettori di Ruffini** trasmettono informazioni relative alla posizione della mandibola;

-i recettori di Pacini segnalano l'inizio e la fine del movimento;

-i recettori di Golgi hanno un ruolo protettivo;

-le terminazioni libere rispondono a stimolazioni nocicettive e sono responsabili della sensiblità dolorifica.

Recettori muscolari

Le unità motorie innervate dai motoneuroni alfa costituiscono la quasi totalità della massa del muscolo e sono responsabili delle sue proprietà contrattili. I **fusi neuro-muscolari** invece sono delle unità motorie differenziate in organi recettori. (Kandel 5) Le fibre muscolari del fuso neuro-muscolare, circa una dozzina, ricevono la loro innervazione motoria da un motoneurone di piccolo diametro, il motoneurone gamma. Alcune fibre muscolari del fuso sono caratterizzate dal fatto di avere i nuclei raccolti nella parte equatoriale della fibra (fibre a sacco nucleare), mentre in altre i nuclei sono disseminati più o meno per tutta la lunghezza della fibra (fibre a catena nucleare).

Nei muscoli si trovano tre tipi di terminazioni nervose recettrici:

-le terminazioni anulo-spirali sono il prolungamento di una fibra di tipo I e si arrotolano intorno al sacco nucleare del fuso neuro-muscolare;

-le terminazioni a fiorami appartengono a fibre di tipo II e innervano le fibre a catena nucleare del fuso neuro-muscolare;

-in corrispondenza dei tendini ci sono i recettori di Golgi che rappresentano la terminazione di una fibra di tipo I-b. Nei muscoli dell'apparato stomatognatico questi recettori sono più numerosi rispetto a quelli dei muscoli lunghi, per cui viene esercitato un controllo molto preciso.Per attivare i tre tipi di recettori descritti è necessario stirarli. Lo stiramento si può verificare nelle seguenti condizioni:

-stiramento passivo, provocato da una forza esterna all'organismo, come la forza di gravità o l'azione dello sperimentatore;

-attivazione dei motoneuroni alfa, che produce una contrazione muscolare: le inserzioni ossee si avvicinano (il fuso neuro-muscolare non viene stimolato);

-attivazione dei motoneuroni gamma, che provoca la contrazione delle zone polari, contrattili dei fusi neuro-muscolari.

Le fibre dei muscoli scheletrici possono essere classificate in fibre:-a **rapida contrazione**, con alta attività enzimatica ossidativa. Le fibre a contrazione rapida sono utili per attività di breve durata e massima potenza. Infatti, utilizzano energia prevalentemente per via anaerobia (via a basso rendimento) e, conseguentemente, vanno facilmente incontro a fatica;

a **lenta contrazione**, con bassa attività enzimatica ossidativa. Le fibre a contrazione lenta sono impegnate in prestazioni di lunga durata e scarsa potenza. Esse utilizzano infatti la glicolisi aerobia (via ad alto rendimento) e sono molto resistenti alla fatica.(Nakamura 10)

I fusi neuromuscolari sono molto concentrati nei muscoli elevatori, mentre negli abbassatori sono presenti in quantità molto scarsa.

Sottoparagrafo b: Meccanismi riflessi

La masticazione è mantenuta dai riflessi e dagli automatismi del tronco encefalico. I riflessi sono movimenti **stereotipati** e **non volontari**, indotti dall'applicazione di stimoli adeguati.

A differenza di quanto avviene per i movimenti automatici, i movimenti riflessi non sono modificabili dall'esecizio né si modificano con l'esperienza.

I riflessi in cui è convolto l'apparato stomatognatico sono il riflesso masseterino di chiusura della bocca ed il riflesso di apertura della bocca.

<u>Riflesso masseterino di chiusura (Riflesso miotatico trigeminale)</u>

Il riflesso masseterino di chiusura è paragonabile al riflesso miotatico con la differenza che in quest'ultimo l'attivazione del muscolo flessore è contemporanea all'inibizione dell'antagonista. Nel riflesso masseterino invece l'attivazione del massetere per la chiusura della bocca non è accompagnata

dall'inibizione dei muscoli estensori. Questo riflesso è considerato un atto elementare che sottende ai movimenti masticatori. (Kendell5)

Riflessi di apertura della bocca

I dati sperimentali hanno ermesso di distinguere due riflessi di apertura della bocca:

- il riflesso di apertura della bocca non nocicettivo: è indotto dalla stimolazione meccanica dei denti (attivazione dei recettori parodontali), delle mucose linguali, gengivali o palatine.Come in tutti i riflessi, in questo caso, si ha un'attivazione dei muscoli depressori della mandibola e una contemporanea inibizione dei muscoli elevatori.Questo riflesso è considerato un atto elementare che sottende ai movimenti masticatori.

- il riflesso di apertura della bocca nocicettivo: è scatenato dalla stimolazione delle mucose oro-facciali, della polpa dentaria, da stimolazioni nocicettive dell'ATM o del parodonto. Assicura, per esempio, la protezione dal morso della lingua. Le vie della componente eccitatoria e della componente inibitoria passano per il nucleo spinale del trigemino e sono polisinaptiche.

Sottoparagrafo c: Meccanismi automatici

I meccanismi automatici sono **meccanismi pre-programmati**, geneticamente ereditati. A differenza dei riflessi, che sono movimenti stereotipati, i movimenti automatici **si modificano con l'esperienza** e **si perfezionano con l'esercizio**. Esistono dei meccanismi automatici tipo feedback ovvero meccanismi compensatori e meccanismi tipo feed forward ovvero anticipatori. I meccanismi automatici, integrati con il movimento volontario, controllano la postura.

Per quanto riguarda la masticazione, è stata da più autori dimostrata l'esistenza del CRG (central rhythmic generator) (Nakamura10,11). Il CRG si trova nei pressi dei nuclei motori del sistema trigeminale e riceve le afferenze della corteccia motoria primaria. Esso controlla l'attivazione e l'inibizione dei motoneuroni. A livello della formazione reticolare mediale del tronco encefalico è stata dimostrata la presenza di un centro del ritmo (Tsuj14).

Sottoparagrafo d: Corteccia somatosensitiva e corteccia motoria

Una delle acquisizioni più recenti sull'organizzazione della mappa motoria della corteccia cerebrale sta nel fatto che, contrariamente a quanto ritenuto fino ad ora, nella corteccia motoria primaria non sono rappresenati somatotopicamente i muscoli, ma i movimenti semplici. La corteccia motoria, come il resto della corteccia cerebrale, sembra essere organizzata in colonne. Ogni colonna della corteccia motoria comprende gruppi di cellule capaci di creare un movimento semplice che può coinvolgere anche muscoli diversi. Pertanto, un'unità motrice può essere controllata anche da colonne diverse e quindi una determinata parte della muscolatura del corpo è controllata da un complesso apparentemente disordinato di aree corticali. La rappresentazione del nervo trigemino nella corteccia somatosensitiva rivela un carattere sproporzionato rispetto alla rappresentazione degli altri nervi cranici. Questa caratteristica è dovuta all'importanza funzionale delle regioni innervate dal nervo trigemino. Quindi le afferenze corticali che arrivano dai recettoriperiferici che abbiamo descritto occupano un grande spazio nella corteccia somatosenstiva. L'area motoria della masticazione si trova invece nella corteccia motoria primaria ed è direttamente collegata con le vie corticotrigeminali e con il CRG. Secondo studi recenti l'inizio del movimento masticatorio è determinato dalla corteccia cerebrale così come il controllo e l'aggiustamento continuo. È stato localizzato anche il controllo del ritmo (a livello dell'amigdala) che, come già detto, è controllato anche dal tronco encefalico (Hatanaka12).

Studi recenti hanno dimostrato l'esistenza di un meccanismo tipo feed forward di controllo sui masseteri(Komuro13,Tusuj14).

Paragrafo :III 1B:Bibliografia

1. Garliner D. Myofunctional Therapy. W.B.Saunder Company, Philadelphia, 1981.pag 131-156

2. Garliner D. Myofunctional Therapy in Dental Practice. Editor Institute for myofunctional Therapy, Coral Gables, 1973. Pag 110-121

3. Anderson D.J.E, Matthews B. Mastication. Wright, Bristol, 1975.

pag 157-176

4. Woda A. Fisiologia del sistema stomatognatico. Masson Italia Editori,

Milano, 1984 pag 34-45

5. Kandel E.R, Schwartz J.H, Thomas M.J. Principles of Neural Science.

International Edition, 2004. 6034-667

6. Miles T.S, Nauntofte B, Svenson P. Clinical Oral Physiology. Quintessence

Publishing, 2004 .num 3 pag 3-6

7. Mc Neill C. L'occlusione: basi scientifice e pratica. Scienza e tecnica dentistica edizioni, Milano, 1999. Pag 235-267

8. Augustine G.J, Fitzpatrick D, Katz L.C, McNamara S. Neuroscienze. Zanichelli, Bologna, 2000. Pag 345-356

9. Li Y Q, Takada, Kaneko M, Mizuno N. Premotor neurons for trigeminal moto nucleus neurons innervatine the jaw closing and jaw opening muscles: differential distribution in the lower brainstem of the rat. J Comp Neurol 356; 563-579, 1985.

10. Nakamura Y, Sessle B. J. Neurobiology of mastication. Excerta Medica 1999. N'1

11. Nakamura Y, Sessle B.J. Neurobiology of mastication. From molecular to systems approach. Elsevir 1999.N'3

12. Hatanaka N, Tokumo H, Nambu A,Takasa K.M. Direct projections from the magnocellular division of the basal nucleus of the amigdala to the principal part of the cortical masticatory area in the macaque monkey. Brain Res 2000; 854:223.

13. Komuro A, Masuda Y, Iwata K, Kobaiashi M. Influence of food stickness and hardness on possible feed forward control of the masseteric muscle activity in the anestetized rubbit. Neuroscience Resource 2001; 39:21-29.

14. Tsuji H, Masuda Y, Kogo M. Reticular neurons for the ritmical jaw movements in Nakamura Y, Sessle B. J. Neurobiology of mastication. Excerta Medica 1999. N'5

15) Gray's Anatomy Edizioni Elsevier-Masson 2009 pag 456-478

16) Atalante di Anatomia Umana, NETTER .F Edizioni Elsevier-Masson 2009 pag 345-356

17) Fisiologia dellì'apparato Stomatognatico T.Manzoni UTET 1982 pag 132-145

SOTTOTEMA III.2 Il sistema trigeminale

Paragrafo III 2A:Le tre branche del nervo trigemino

Sottoparagrafo a: Nervo oftalmico

Sottoparagrafo b: Nervo mascellare

Sottoparagrafo c: Nervo mandibolare

Paragrafo III 2B: I nuclei e le vie del sistema trigeminale

Paragrafo III 2C: I Bibliografia

Paragrafo III2A: Le tre branche del nervo trigemino

Il trigemino è un nervo cranico prevalentemente sensitivo, ma è anche il nervo motore dei muscoli masticatori. La parte sensitiva del trigemino provvede alla sensibilità tattile, termica e dolorifica della faccia, della cornea e della congiuntiva dell'occhio, della mucosa del seno mascellare, della cavità nasale, della bocca, della dura madre, della fossa cranica e trasmette impulsi propriocettivi provenienti dai denti, dal palato duro, dall'articolazione temporo-mandibolare e dai muscoli della masticazione. La parte motoria innerva i muscoli della masticazione, il massetere, il temporale, i muscoli pterigoidei, il milojoideo ed il digastrico che provvedono all'elevazione, abbassamento, protrusione, retrusione e movimenti di lateralità della mandibola. Il nervo trigemino innerva anche il muscolo tensore del velo palatino ed il muscolo tensore del timpano. Il trigemino trigemino si compone di tre branche: la branca oftalmica, mascellare e mandibola

Nervo trigemino di sinistra

1, osso frontale; *2*, ramo frontale del nervo frontale; *3*, n. sopraorbitale; *4*, n. naso-ciliare; *5*, ghiandola lacrimale; *6*, n. infraorbitale; *7*, ramo nasale interno del nervo etmoidale anteriore; *8*, n. alveolare superiore anteriore; *9*, n. alveolare superiore posteriore; *10*, ghiandola sottolinguale; *11*, mandibola; *12*, ventre anteriore del muscolo digastrico; *13*, m. milo-joideo; *14*, m. pterigoideo esterno; *15*, n. palatino posteriore; *16*, ganglio sfeno-palatino (del Meckel); *17*, n. lacrimale; *18*, n. mascellare; *19*, n. buccinatore; *20*, m. massetere; *21*, m. pterigoideo interno; *22*, n. alveolare inferiore; *23*, n. linguale; *24*, corda del timpano; *25*, n. masseterino; *26*, ganglio otico (dell'Arnold); *27*, processo mastoideo dell'osso temporale; *28*, n. acustico; *29*, n. faciale; *30*, radice motrice, e *30'*, radice sensitiva del nervo trigemino; *31* e *31'*, nucleo sensitivo del nervo trigemino; *32*, pavimento del IV ventricolo; *33*, nucleo motore del nervo trigemino; *34*, nucleo e radice mesencefalica del nervo trigemino; *35*, ganglio semilunare (del Gasser) del nervo trigemino; *36*, n. trocleare; *37*, n. abducente; *38*, n. oculomotore; *39*, radice simpatica del ganglio ciliare; *40*, ganglio ciliare; *41*, *41'* e *41''*, nervi temporali profondi anteriore, medio e posteriore; *42*, m. temporale; *43*, n. auricolo-temporale.

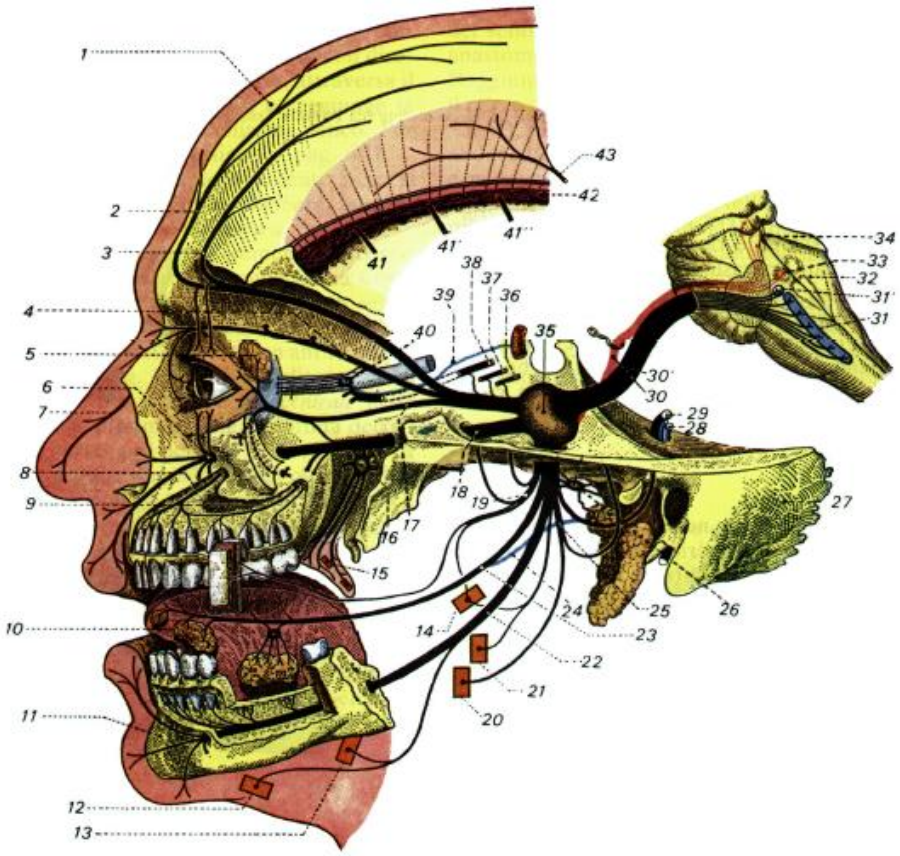


Fig. 2.3.0 – La branca mascellare del trigemino. Tratto da Gray (1).

Sottoparagrafo a: Nervo oftalmico

Il nervo oftalmico, interamente sensitivo, fornisce rami al bulbo oculare, alla ghiandola lacrimale e alla congiuntiva, a parte della mucosa della cavità nasale, alla cute del naso, delle palpebre, della fronte e al cuoio capelluto. Si divide in tre rami: il nervo lacrimale, il nervo frontale ed il nervo nasociliare. . (Gray1)

Sottoparagrafo b: Nervo mascellare

Anche il nervo mascellare è interamente sensitivo. Nasce dal ganglio trigeminale, si dirige in avanti, passa per il forame rotondo, attraversa la fossa pterigopalatina e, passando per la fessura orbitaria inferiore, penetra nell'orbita. Prende quindi il nome di nervo infraorbitario, percorre il canale infraorbitaro del pavimento dell'orbita, attraversa il foro infraorbitario ed emerge sulla faccia. Il nervo termina dividendosi in rami che si distribuiscono all'ala del naso, alla palpebra inferiore, alla cute, alla mucosa della guancia e del labbro superiore, e si anastomizzano con filamenti del facciale. I rami del nervo mascellare si possono dividere in quattro gruppi a seconda della zona di origine: (Gray1)

- nella cavità cranica nervo meningeo medio

- nella fossa pterigoidea nervi sfenopalatini

- nervo zigomatico

- nervo alveolare superiore posteriore

- nel canale infraorbitario nervo alveolare superiore medio

nervo alveolare superiore anteriore

- nella faccia rami palpebrali inferiori

rami nasali

rami labiali superiori

Il nervo meningeo medio si distribuisce alla dura madre della fossa cranica media e con i rami più anteriori ragiunge la fossa cranica anteriore.

I nervi sfenopalatini connettono il mascellare con il ganglio pterigopalatino e contengono fibre secretomotrici per la ghiandola lacrimale e fibre sensitive che si distribuiscono al periostio della cavità orbitaria e alla mucosa della fossa nasale, del palato e della faringe. (Gray1)

Il nervo zigomatico si divide in due rami, zigomaticotemporale e zigomaticofaciale. Il primo invia un ramo anastomotico al nervo lacrimale, un sottile ramo verso l'angolo laterale dell'occhio e si distribuisce alla cute della tempia. (Gray1)

È anastomizzato anche con il faciale e con l'auricolotemporale del mandibolare. Il ramo zigomaticofaciale innerva la cute del pomello e forma un plesso con i rami zigomatici del faciale e con i rami palpebrali del mascellare.

Il nervo alveolare superiore posteriore fornisce rami al seno mascellare e si divide in filamenti che si anastomizzano per costituire la parte molare del plesso dentale superiore, dal quale originano i filamenti per i denti molari superiori. Dal nervo parte anche un ramo per la gengiva superiore e la mucosa della guancia.

Il nervo alveolare superiore medio partecipa al plesso dentale superiore con numerosi ramuscoli che si anastomizzano e forniscono filamenti per i premolari superiori. Può essere duplice, triplice o anche mancare. (Wood14, Fitzgerald 15).

Il nervo alveolare superiore anteriore si divide in rami che innervano i denti incisivi, il canino e partecipano alla formazione del plesso dentale superiore. Il nervo emette anche un ramo nasale.

I rami palpebrali inferiori si distribuiscono alla cute della palpebra inferiore, anastomizzandosi con i nervi faciale e zigomatico.

I rami nasali innervano la cute della superfice laterale del naso e della porzione mobile del setto e si anastomizzano con il ramo nasale esterno del nervo etmoidale anteriore.

I rami labiali superiori innervano la cute e la mucosa della parte anteriore della guancia e del labbro superiore, la gengiva corrispondente e le ghiandole labiali. Si anastomizzano con rami del faciale e partecipano alla formazione del plesso infraorbitario.

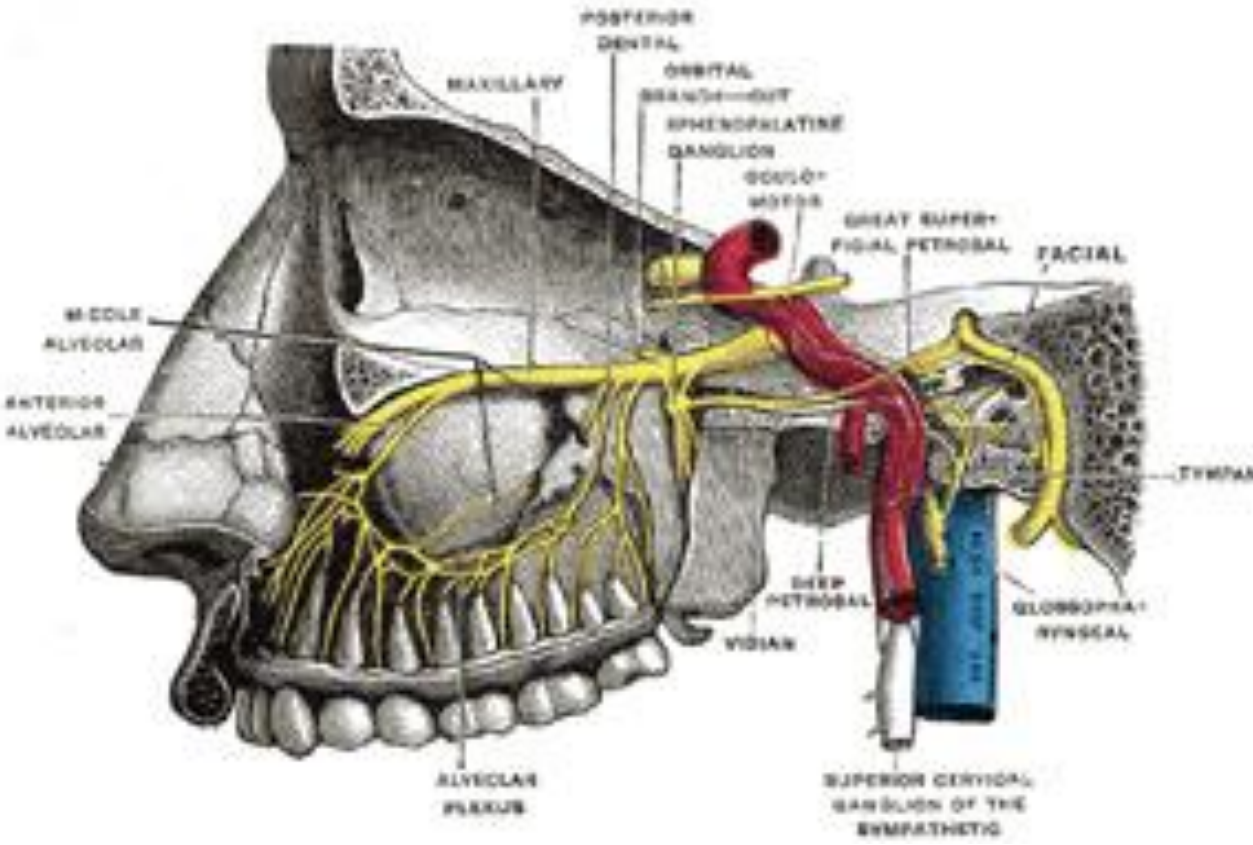


Fig. 2.3.1 – La branca mascellare del trigemino. Tratto da Gray (1).

Sottoparagrafo c: Nervo mandibolare

Il nervo mandibolare è il più voluminoso delle tre branche del trigemino. Innerva

- i denti inferiori e la corrispondente gengiva;

- la cute della regione temporale, una parte del padiglione auricolare e della porzione inferiore della faccia;

- i muscoli masticatori;

- la mucosa del labbro inferiore e della guancia, i due terzi anteriori della lingua e del pavimento della bocca. (Gray1)

Concorrono a costituirlo due radici, una più grande, **sensitiva**, ed una più piccola, **motoria**. La radice sensitiva nasce dalla porzione laterale del ganglio trigeminale ed esce dalla cavità cranica attraverso il foro ovale dello sfenoide. La radice motoria (l'intera componente motoria del trigemino) passa sotto il ganglio e si unisce alla radice sensitiva appena fuori dal foro ovale. Subito dopo l'unione delle due radici, il nervo mandibolare emette il suo ramo meningeo (il nervo spinoso) ed il nervo pterigoideo interno, per dividersi in un tronco anteriore, piccolo, ed uno posteriore, più grande.

Il ramo meningeo (nervo spinoso) penetra nella cavità cranica attraverso il foro spinoso, dividendosi in due rami, anteriore e posteriore, che innervano la dura madre.

Il nervo pterigoideo interno penetra nel muscolo omonimo ed emette uno o due filamenti che innervano il tensore del timpano ed il tensore del velo palatino.

Il **tronco anteriore** fornisce un ramo sensitivo, **il nervo buccinatore**, e i rami motori: **i nervi masseterino, temporali profondi e pterigoideo esterno.**

Il nervo buccinatoreinnerva la cute che copre la porzione anteriore del buccinatore, la mucosa geniena e la superficie vestibolare delle gengive. Il nervo masseterino penetra nel massetere e vi si ramifica. Un ramuscolo innerva anche l'articolazione temporomandibolare. **I nervi temporali profondi**, anteriore, posteriore e spesso anche un medio, penetrano nel temporale dalla faccia profonda. Il **nervo pterigoideo esterno** entra nel muscolo dalla faccia profonda.

Il tronco posteriore è prevalentemente sensitivo, riceve alcuni filamenti dalla radice motoria. Si divide nei nervi auricolotemporale, linguale e alveolare inferiore. Il nervo auricolotemporale si divide nei nervi auricolari anteriori, nervi del meato acustico esterno, i rami articolari, i rami parotidei ed i rami temporali superficiali. Il nervo auricolotemporale è connesso con il ganglio otico e si anastomizza con il faciale. Il nervo linguale è il nervo sensitivo per la mucosa della cavità buccale e per la gengiva inferiore. Oltre a ricevere la corda del timpano del faciale e, spesso, un ramo dell'alveolare inferiore, si connette con due o tre rami con il ganglio sottomascellare e forma anastomosi con ramuscoli dell'ipoglosso. I rami del linguale innervano la mucosa del pavimento della bocca, la superficie linguale della gengiva inferiore e la mucosa della parte orale della lingua. Il linguale contiene anche fibre postgangliari nate dal ganglio sottomandibolare per le ghiandole sottolinguale e linguali anteriori. Il nervo alveolare inferiore penetra nel canale mandibolare decorrendo sotto le radici dei denti fino al foro mentoniero, dove si divide in un ramo incisivo e uno mentoniero. Nella maggioranza dei casi ha una disposizione plessiforme. Riceve inoltre direttamente o per mezzo dei rami del plesso, ramuscoli che penetrano nella mandibola con i fasci neuromuscolari provenienti dal massetere a da altri muscoli. Questi nervi dentali accessori si ramificano soprattutto lateralmente ai denti molari(Carter 16). Dal nervo alveolare inferiore originano il nervo milojoideo, rami per i denti molari e premolari inferiori e i nervi incisivo e mentoniero.

Il nervo milojoideo raggiunge la superficie inferiore del milojoideo distribuendosi a questo muscolo e al ventre anteriore del digastrico. I rami per i denti molari e premolari inferiori innervano anche la corrispondente gengiva. Prima di penetrare nelle radici dei denti si anastomizzano tra loro, formando un plesso dentale inferiore. Il nervo incisivo viene considerato la continuazione dell'alveolare inferiore per l'innervazione del canino e degli incisivi. Secondo alcuni autori i nervi per gli incisivi, fuorusciti dal foro mentoniero, prima di rientrare nell'osso, costituirebbero un plesso sulla faccia esterna del corpo della mandibola (Starkie 17). Il canino potrebbe ricevere fibre da questo plesso incisivo oppure dal plesso che innerva i premolari. Il nervo mentoniero emerge dal foro omonimo e si divide in tre rami: uno si porta alla cute del mento e due alla cute e alla mucosa del labbro inferiore; questi rami si anastomizzano ampiamente con il faciale. Alcuni rami periferici di tutte e tre le divisioni principali del nervo (oftalmica, mascellare e mandibolare) sono raggiunti da fibre pregangliari e postgangliari del sistema nervoso parasimpatico e da fibre postgangliari del sistema nervoso ortosimpatico. Queste fibre motrici autonome decorrono insieme con le fibre del trigemino e si distribuiscono alla pupilla, alla ghiandola lacrimale, alla mucosa nasale, alle ghiandole salivari sottomascellare e sottolinguale, alle ghiandole sudoripare e alle arteriole della faccia.

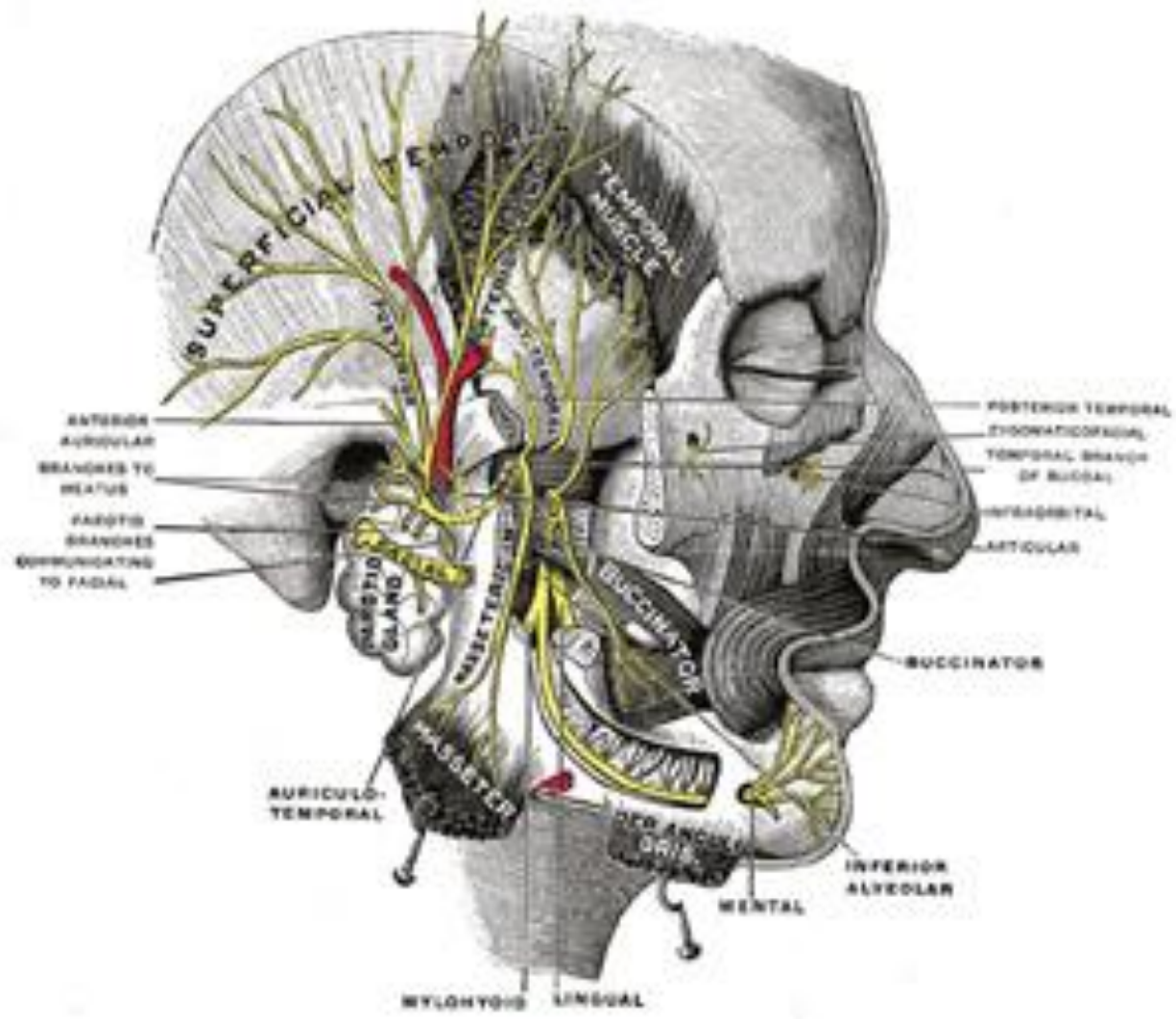
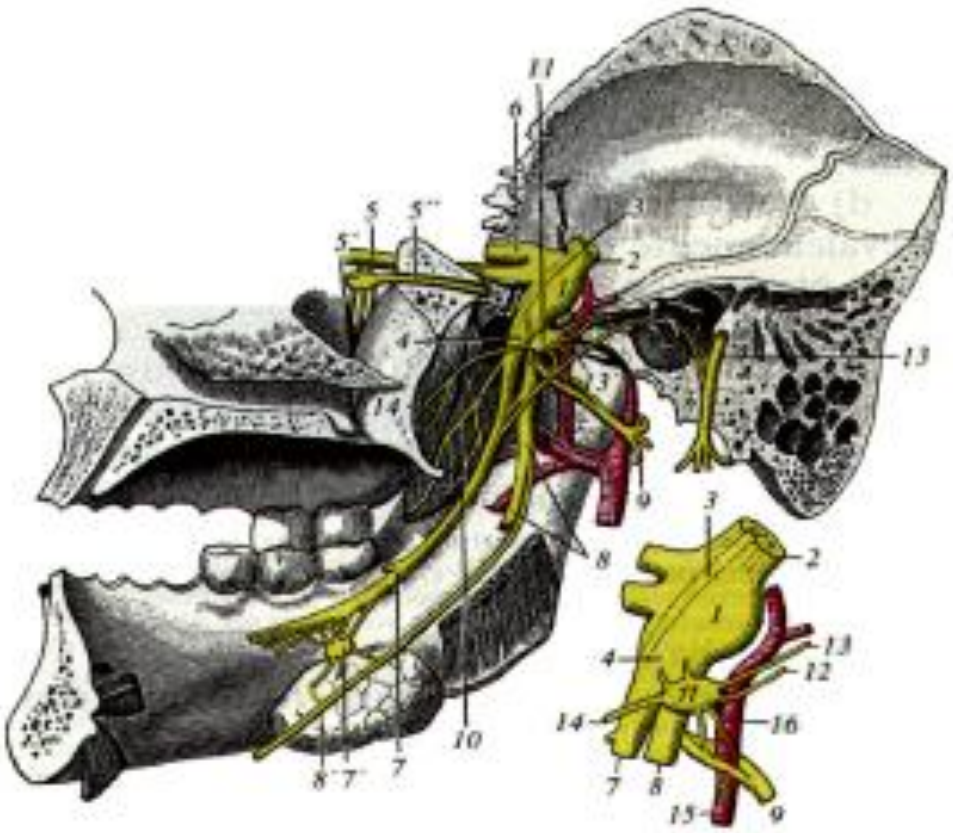


Fig. 2.3.2 – La branca mandibolare del trigemino. Tratto da Gray (1).



Nervo mandibolare e ganglio otico, veduti medialmente.
(Il ganglio semilunare è spostato in alto e in fuori). *1*, ganglio semilunare; *2*, sua radice sensitiva; *3*, sua radice motrice, che si perde {*4*} nel n. mandibolare; *5*, n. mascellare, con *5'*, ganglio sfeno-palatino; *5"*, n. vidiano; *6*, n. oftalmico; *7*, n. linguale, con *7'*, ganglio sottomandibolare; *8*, n. alveolare inferiore, con *8'*, ramo milioioideo; *9*, n. auricolo-temporale; *10*, n. del m. pterigoideo interno; *11*, ganglio otico unito al n. mandibolare da due radici sensitive; *12*, radice proveniente dal faciale, e *13*, radice del glossofaringeo [in questo esemplare, il n. piccolo petroso consta di due rami secondari: uno del faciale (*12*), uno del glossofaringeo (*13*)]; *13'*, corda del timpano; *13"*, n. faciale; *14*, n. del m. tensore del velo del palato; *15*, a. meningea media; su questa arteria vedesi un plesso nervoso, da cui emana, *16*, la radice simpatica del ganglio otico

Fig. 2.3.3 – La branca mandibolare del trigemino. Tratto da Gray (1).

Paragrafo III 2B: I nuclei e le vie del sistema trigeminale

Le fibre nervose del trigemino, all'interno del cranio, formano la radice sensitiva, più grossa, e quella motoria, più sottile, che sono connesse alla superficie ventrale del ponte.Le fibre della radice sensitiva originano dalle cellule del **ganglio trigeminale,** posto in una cavità vicina all'apice della piramide del temporale. Alcune fibre non traggono origine dal ganglio, ma lo attraversano soltanto.I neuriti delle cellule pseudounipolari del ganglio trigeminale si dividono in due rami, un ramo periferico ed uno centrale. I rami periferici formano il nervo oftalmico, il nervo mascellare e la parte sensitiva del nervo mandibolare, già descritti precedentemente. I rami centrali formano la radice sensitiva del nervo che decorre indietro e penetra nel ponte. Entrate nel ponte, in vicinanza del nucleo sensitivo principale, le fibre ascendono o discendono oppure si biforcano in rami ascendenti e discendenti. I rami centrali si distribuiscono ai tre nuclei sensitivi: **nucleo della radice spinale, nucleo sensitivo principale e nucleo mesencefalico** (Fig. 2.3.3). (Kandell 17)

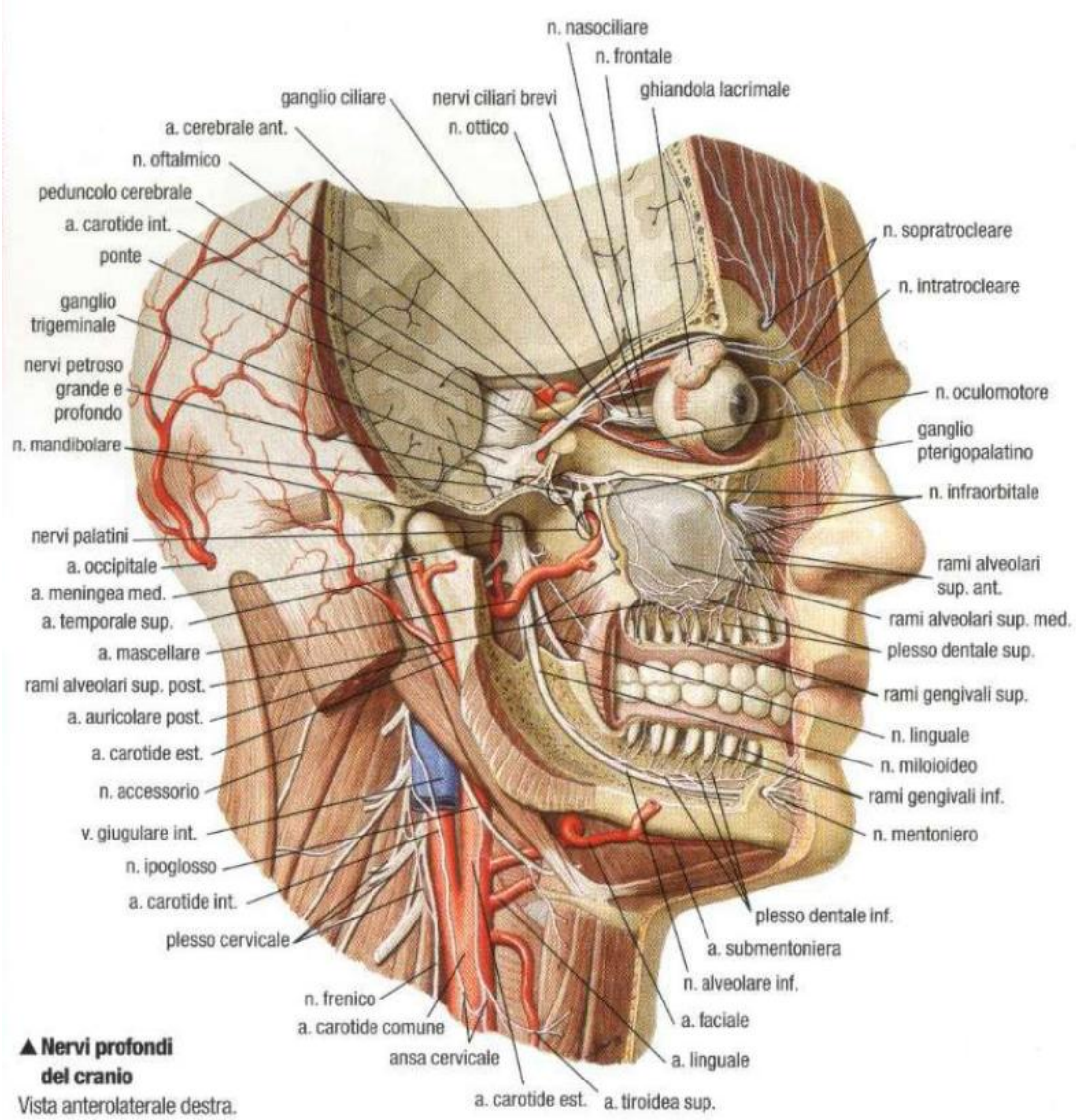


Fig. 2.3.4 – La branca mandibolare del trigemino. Tratto da Gray (1).

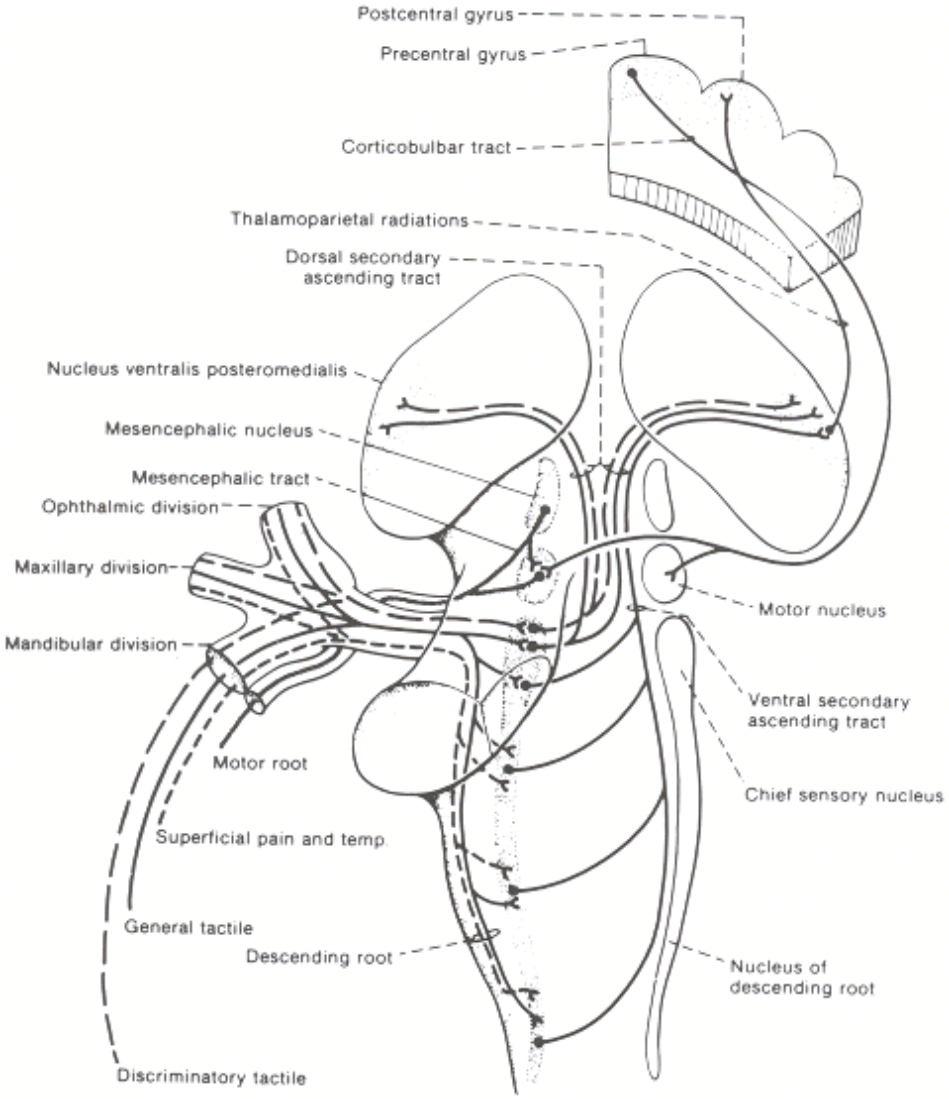


Fig. 2.3.5 - Il nervo trigemino e le sue connessioni. Tratto da DeJong (2).

Il **nucleo della radice spinale** è prevalentemente destinato alla sensibilità termica e dolorifica. Le fibre discendenti della radice sensitiva si raccolgono in un fascio, la radice spinale del trigemino, che giunge fino ai segmenti cervicali superiori del midollo spinale. Dalla radice si dipartono rami collaterali e terminali che istituiscono sinapsi con le cellule del nucleo della radice spinale del trigemino.

Il nucleo si continua caudalmente con la sostanza gelatinosa del midollo spinale e cefalicamente con il nucleo sensitivo principale del trigemino. Fibre trigeminali secondarie partono dal nucleo della radice spinale, incrociano sul piano mediano, si fanno ascendenti e, costituendo il lemnisco trigeminale, terminano nel nucleo ventrale posteromediale del talamo. Da qui partono fibre che raggiungono le aree somatosensitive della corteccia della circomvoluzione postcentrale.

Il **nucleo sensitivo principale** è prevalentemente destinato alla sensibilità tattile. Terminano in questo nucleo i rami ascendenti della radice sensitiva. La maggior parte delle fibre ascendenti che partono da questo nucleo si incorciano sul piano mediano e terminano nel nucleo ventrale posteromediale del talamo, mentre solo una piccola parte non si incrocia e raggiunge il nucleo omolaterale. Dal nucleo ventrale posteromediale del talamo partono fibre che raggiungono le aree somatosensitive della corteccia della circonvoluzione postcentrale.

Il **nucleo mesencefalico** è destinato alla sensibilitàpropriocettiva. I neuriti dei neuroni pseudounipolari di questo nucleo trasportano impulsi della sensibilità propriocettiva, generatisi nei muscoli masticatori, nei denti, nei periodonto, nel palato duro e nella articolazione temporo-mandibolare. La maggior parte delle fibre afferenti destinate a questo nucleo sembrano associate alla radice motoria, sebbene una parte di esse può associarsi a tutte e tre le branche del nervo. I neuroni del nucleo mesencefalico rappresentano l'unico esempio di neuroni sensitivi di primo ordine con pirenoforo nel nevrasse. (Johnston 12). La maggior parte dei rami centrali delle cellule di questo nucleo si portano al nucleo motore del trigemino. Queste fibre parteciperebbero alla formazione di archi riflessi monosinaptici per il controllo dell'attività dei muscoli masticatori. È probabile che ci siano anche altre e più complesse connessioni con molti altri centri.

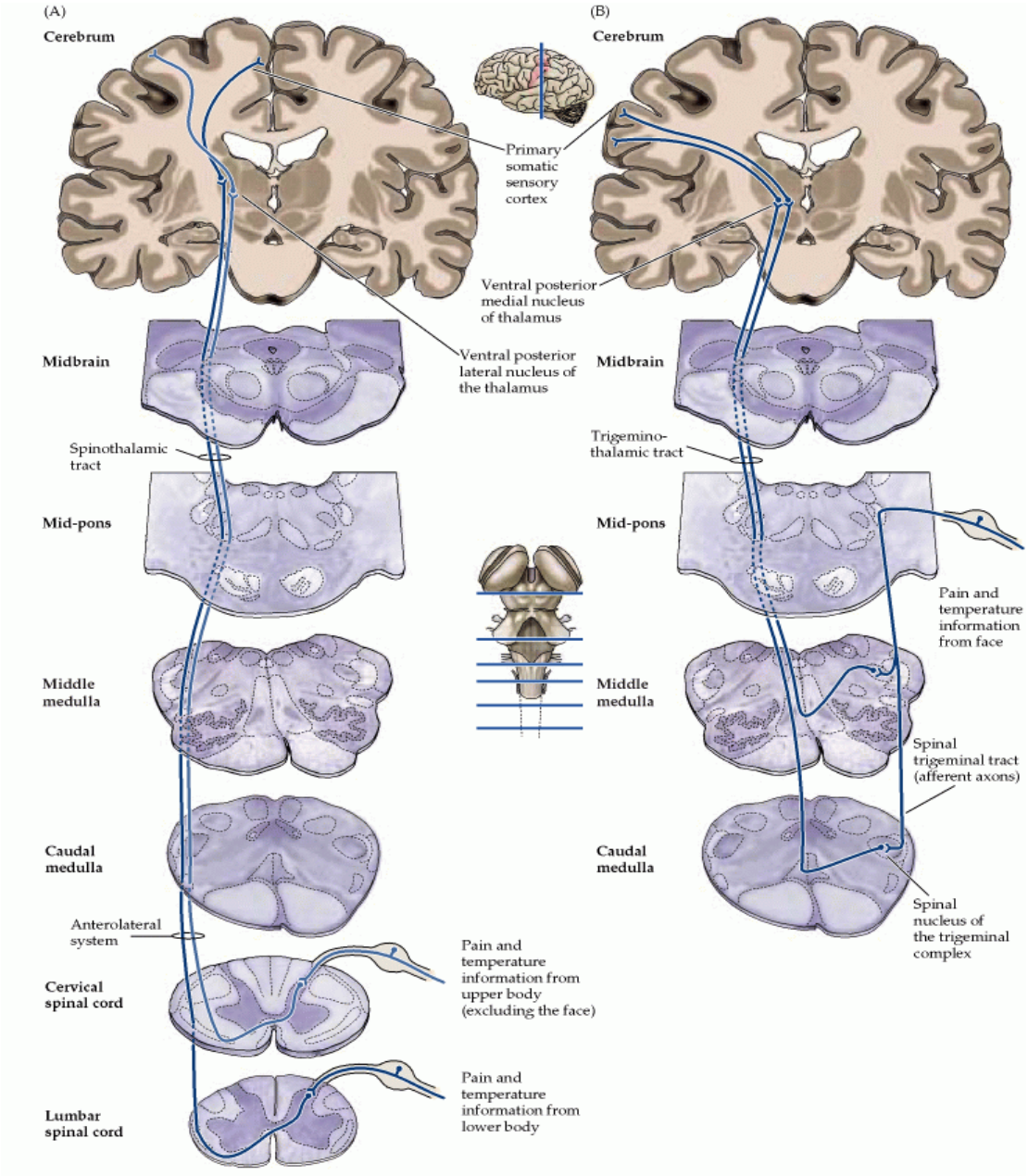


Fig. 2.3.6 – Le principali vie della sensibilità termica e dolorifica. A) Sistema spinotalamico, B) Sistema trigeminale. Tratto da Neuroscienze KANDELL (17)

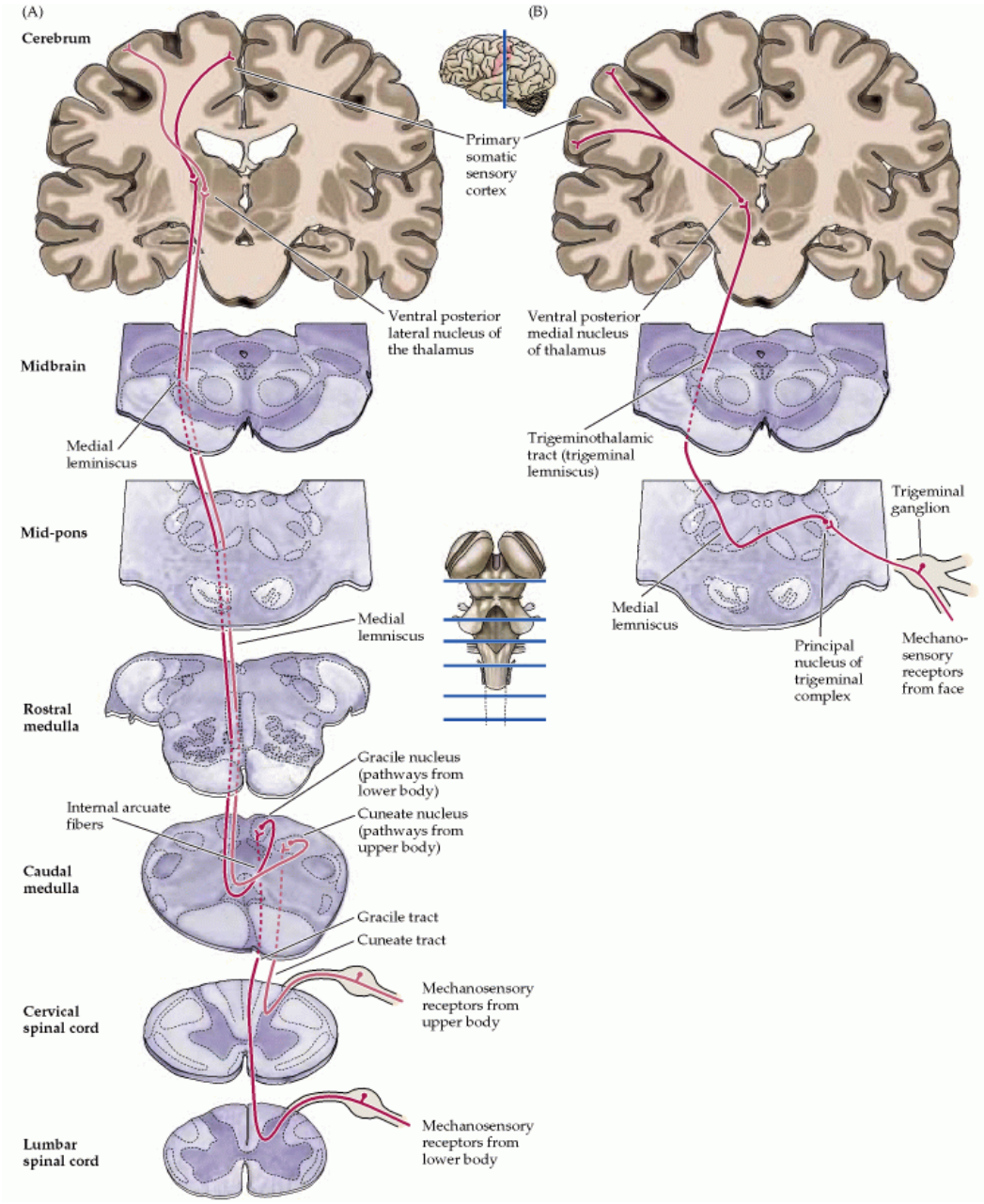


Fig. 2.3.7 – Le principali vie della sensibilità tattile. Tratto da Neuroscienze KANDELL (17).

Il **nucleo motore del trigemino** si trova nella porzione superiore del ponte e dà origine alle fibre della radice motoria. Le fibre motrici passano interamente nella divisione mandibolare del nervo e vanno ad innervare i muscoli che muovono la mandibola, il ventre anteriore del digastrico, il milojoideo, il tensore del velo palatino ed il tensore del timpano. Il nucleo motore del trigemino consta di numerosi sottonuclei, distinti l'uno dall'altro, per l'innervazione di singoli muscoli (Szentàgotha13). Il nucleo riceve fibre dai fasci corticonucleari, dai nuclei sensitivi del trigemino, dal nucleo mesencefalico, dalla formazione reticolare, dal nucleo rosso, dalla lamina quadrigemina, dal fascicolo longitudinale mediale e forse dal locus coeruleus. Per mezzo di queste ultime fibre sono forse correlate la secrezione salivare e la masticazione, mentre le fibre provenienti dal nucleo mesencefalico probabilmente partecipano alla formazione di archi riflessi monosinaptici per il controllo dell'attività dei muscoli masticatori.

Paragrafo III 2C: I Bibliografia

1. Gray H, Anatomy of the Human Body. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; 20th ed., Bartleby.com 2000.pag 345-356

2. DeJong R.N. The neurologic examination. 4th ed. New York: Harper & Row, 1979. Pag 110-121

3. Walker H.K, Hall W.D, Hurst J.W. Clinical methods. 3rd ed., Stoneham, Butterworyh Publishers, 1990.

4. Guyton A.C, Hall J.E. Textbook of medical physiology. 10th ed., Philadelphia: W.B. Saunders Co, 2000.pag 234-267

5. Berne R.M. et al. Physiology. 5th ed., St. Louis, Mosby, 2004.pag 109-112

6. Purves D, Augustine G.J, Fitzpatrick D, Katz L.C, LaMantia A.S, Neuroscience, Sunderland: Sinauer Associates Inc., 2001. Pag 312-345

12. Johnston J.B. J comp Neurol, 19, 1909.

13. Szentàgothai J. J comp Neurol, 90, 1949.

14. Wood Jones F. J Anat, 73, 1939.

15. Fitzgerald M.J.T. J Anat, 90, 1956.

16. Carter R.B, Keen E.N. J Anat, 108, 1971.

17. Kandel E.R, Schwartz J.H, Starkie C, StewartD. J Anat, 65, 1931.18. Thomas M.J. Principles of Neural Science. International Edition, 2000.

Pag 650-672

19.Tesi di Specializzazione Ortognatodonzia Dott Tania Bolè Scuola di Ortognatognatodonzia Gantologia e Funzione masticazione Università Studi di Torino 2005

SOTTOTEMA III 3: SCHEMA MOTORIO DELLA POSTURA

ParagrafoIII 3A e: Schema motoria della postura

Paragrafo III 3B: Bibliografia

SOTTOTEMA III 3: SCHEMA MOTORIO DELLA POSTURA

ParagrafoIII 3A e: Schema motoria della postura

Sottoparagrafo a : L' Anatomo-Fisiologia del Sistema Posturale: i Centri e le vie Efferenti

Paragrafo III3B : Posturometria Stabilometria

Paragrafo III3C : Baricentro corporeo e Baricentro occlusale e classificazioni di alcuni tipi di pedane , pedane statiche e sistemi di rilevazione della pressione e del peso corporeo

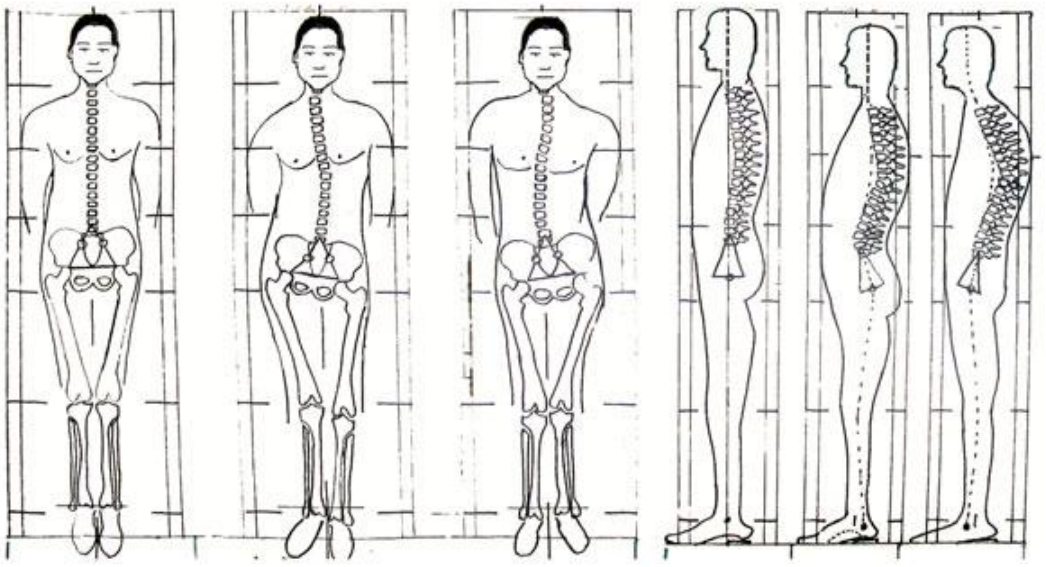
Paragrafo III 3D:Equilibrio negli sportivi

Paragrafo III 3E: Bibliografia

ParagrafoIII3A: Schema motoria della postura

"La postura è essenzialmente la posizione assunta dalle varie parti del corpo le une rispetto alle altre (sistema di coordinate egocentriche) e rispetto all'ambiente circostante (sistema di coordinate exocentriche). Il terzo sistema di riferimento è quello del campo gravitazionale (sistema di coordinate geocentriche).(Kandel57). L'orientamento di una parte del corpo può essere descritto rispetto ad uno di questi sistemi di riferimento a seconda del particolare contesto comportamentale. Per esempio, la conoscenza della posizione del capo rispetto all'ambiente è importante per stabilizzare la visione, mentre la conoscenza della sua posizione rispetto alle altre parti del corpo è importante per il mantenimento della postura eretta. La regolazione della postura rispetto alla forza di gravità è naturalmente importante per il mantenimento dell'equilibrio posturale, che può essere definito come quella condizione in cui tutte le forze che agiscono sul corpo sono bilanciate e quindi il corpo rimane nella posizione che intende assumere (*equilibrio statico*)Fig 2 o è in grado di eseguire il movimento che intende compiere senza perdere l'equilibrio(*equilibrio dinamico*) (Kandel, 57).Fig1 ,Fig 2, (FOTODISPINIBILI SUL WEB) Fig 3, Fig 4(LAZZARI)

Fig1 fig2



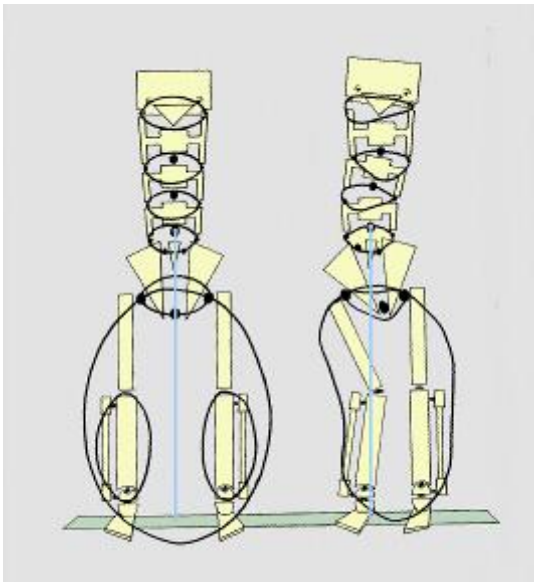


fig 3

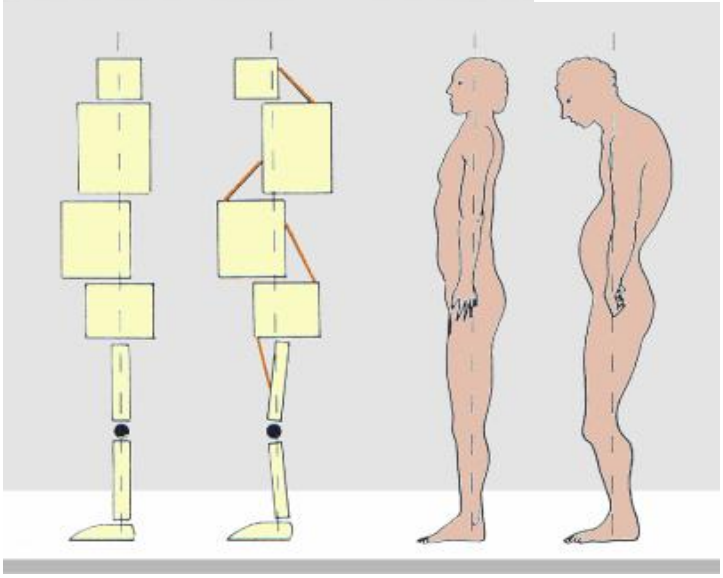


fig 4

E' bene chiarire che non esiste una postura ma un numero infinito di posture: esse corrispondono a qualsiasi "posizione in equilibrio". Quando parliamo di postura ci riferiamo ad una "idea" rappresentante quella condizione strutturale e funzionale del corpo umano che permette l'acquisizione di ogni "posizione normale" per l'espletamento delle funzioni motorie, statiche o dinamiche, con la massima stabilità, la massima economia (minimo consumo energetico), il massimo confort (minimo stress sulle strutture anatomiche).

In pratica la postura è il modo di stare in una situazione di stabilità del corpo umano sia esso fermo che in movimento e tale stabilità è il risultato dell'adattamento delle varie strutture del corpo: S.N.C., colonna, arti e loro interconnessioni con il mondo esterno. Ognuno deve usare il corpo che ha e come meglio può, per ogni individuo la postura ideale è quella nella quale i segmenti corporei sono equilibrati nella posizione di minimo impegno e massima stabilità.

La postura nell'Uomo

L'equilibrio è definito come lo stato che assume un corpo quando tutte le forze applicate danno risultante e momento nulli. Questa situazione delle risultanti delle forze che agiscono sul corpo dell'Uomo (*homo sapiens*) non è mai acquisita. L'Uomo non fa altro che essere "dietro" al proprio equilibrio; manifestando la tendenza a tornare verso la propria "posizione di equilibrio", creando così una propria stabilità posturale (BIBLIOGRAFIA GENERALE Gagey, 1988). Animali diversi utilizzano differenti strategie posturali per mantenere una posizione eretta stabile in opposizione alla forza di gravità. In base ad un meccanismo basato sulle dimensioni corporee (allometria), ad esempio l'Elefante africano (*Loxodonta africana*) bloccherà meccanicamente le gambe in linea con il vettore gravità per ridurre al minimo le forze muscolari necessarie per sorreggere il peso del corpo, mentre i piccoli quadrupedi avranno la muscolatura tesa, ad articolazioni degli arti flesse, in modo da poter mutare posizione rapidamente davanti ad un pericolo. "Tenere in tensione i muscoli ad articolazioni degli arti flesse aumenta la rigidità dei muscoli e, poiché coppie di muscoli rigidi oppongono una resistenza meccanica praticamente istantanea alle variazioni di stato, si verifica una condizione ottimale per opporsi alle perturbazioni inattese".

Nell'Uomo vengono utilizzate entrambe le strategie; egli sta in piedi, bloccando le articolazioni delle ginocchia, in modo che le gambe assumono una postura statica e rigida, privando così di carico i muscoli antigravitari finchè non occorre utilizzarli per muoverli. Nello stesso tempo flette gli arti che sostengono il peso corporeo nella fase preparatoria dei movimenti volontari (Kandel, 57). Secondo il “modello biomeccanico del pendolo invertito” (fig. 1,2 foto disponibili sul web). L'uomo in situazione posturale eretta presenta movimenti oscillatori antero-posteriori controllati prevalentemente degli effettori estremi degli arti, quali i muscoli tibiali e del polpaccio, facendo “perno” sulle caviglie, ciò soprattutto in età giovanile. La strategia utilizzata da soggetti più adulti prevede invece un'oscillazione antero-posteriore facente sempre più “perno” sugli effettori dell'anca, ciò a causa di problemi osteo-articolari o di patologie neurali periferiche che si possono presentare in età avanzata BIBLIOGRAFIA GENERALE (Allum, 1998, Della Volpe. 2005, Patla, 2002, Winter, 1995, Wu, 2006).

fig1

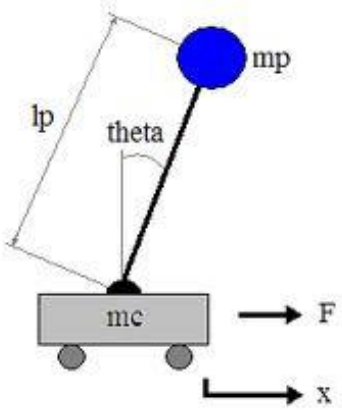


fig2 Foto disponibili sul web

La posturologia si propone di studiare l’essere umano nel suo complesso ed in particolare come questo si pone in relazione allo spazio, alle cose ed alle persone che lo circondano. La postura di un soggetto non è da intendersi solo come la posizione del corpo nello spazio, bensì ha un valore più

profondo poiché è una via di comunicazione extravertebrale dell'organismo che manifesta l'integrazione che riesce a trovare in ciò che lo circonda.

Lo studio della postura quindi ci può fornire delle indicazioni preziose sulla persona e sulla sua condizione fisica in quel determinato momento della vita.La posturologia consente di correlare ed integrare le valutazioni specifiche quali quella neurologica, oculistica, ortopedica, fisiatrica, odontoiatrica, ecc. Nell prossime pagine vedremo quali saranno i fattori che devono essere rispettati affinché l'esame posturologico sia il più attendibile possibile.

RICHIAMI DI ANATOMIA E ISTOLOGIA

L'apparato scheletrico è composto da:

- **208 Ossa**(scheletro osseo)
- **Articolazioni**
- **Ossa**
- Le ossa si suddivino in:
- **Impari**: situate sulla mediana del corpo (es. Scatola cranica)
- Etmoide
- Frontale
- Occipitale
- Parietale
- -Sfenoide
- -Temporale
-

- **Pari**: poste ai lati della linea mediana (es. Cassa toracica)

- Costole

- **Lunghe**: prevale la lunghezza sulla larghezza e spessore (es. Femore)

- **Brevi**: le tre dimensioni sono all'incirca uguali (es. Astragalo)

- Sono costituite da tessuto osseo spugnoso circondato da uno strato sottile di tessuto compatto
- No midollo osseo

- **Piatte**: lo spessore e' di gran lunga inferiore rispetto alle altre misure (es. Scapola)

- Costituite da uno strato di tessuto spugnoso frapposto tra 2 lamine di tessuto compatto

Struttura e Aspetto

- Sostanza Inorganica55.28%

- Fosfato di Calcio 83.89-85.90%
- Fosfato(sali dell' Acido Fosforico)
- Carbonato di Calcio 9.06-11.00%
- Fosfato di Magnesio 1.04-1.84%
- Fluoruro di Calcio 3.20-0.70%
- Fluoruro (sali dell' Acido Fluoridrico)

- Sostanza Organica26.82%

Acqua 17%

Ossa Primarie:

Si originano direttamente dalla trasformazione del tessuto connettivo in osso.

Ossa Secondarie:

Contengono centri di ossificazione che trasformano la **Cartilagine** in tessuto osseo

TESSUTI

Tutti i tessuti del corpo umano derivano da tre foglietti germinativi primari dell'embrione primitivo:

- Ectoderma
- Endoderma
- Mesoderma

I tessuti del corpo umano sono:

- Tessuto Connettivo
- Tessuto Epiteliale
- Tessuto Muscolare
- Tessuto Nervoso

I diversi tipi di tessuto sono composti da tre identici componenti:

- Cellule
- Sostanza Intercellulare
- Liquido

Tessuto Connettivo

Provvede al collegamento, sostegno e nutrimento dei tessuti dei vari organi.

E' costituito da:

- **Cellule Connettivali** suddivise in:

- Fibrociti o Fibroblasti
- Istociti
- Plasmacellule

- Mastcellule
- Cellule adipose
- Cellule endoteliali

- Sostanza Fondamentale suddivisa in:

- una parte omogenea: **Anista**
- una parte differenziata: **Fibre**

Vi sono diversi tipi di tessuto connettivo

1. T. Connettivo Fibrillaresuddiviso in:

- Lasso: ricco di sostanza anista
- **Denso o Compatto:** con scarsa sostanza anista.

2. T. Connettivo Elastico:

Costituito in prevalenza da fibre elastiche.

3. T. Connettivo Reticolare

Costituito in prevalenza da fibre reticolari. Forma il tessuto di connessione delle cellule specifiche di molti organi ed anche le guaine che avvolgono le fibre muscolari o i capillari sanguigni.

Viene anche detto **Tessutoreticolo-Endoteliale**

T. Adiposo:

E' costituito da cellule contenente grasso

- Localizzazione

· 50% E' accumulato nel tessuto connettivo sottocutaneo dove svolge un'azione di copertura e coibente (evita la dispersione di calore interno)

- 45% Lo ritroviamo nelle cavita' addominali
- 5% Lo ritroviamo nel tessuto muscolare.

Grasso:

E'insolubile in acqua, la base chimica e' rappresentata da acidi grassi a catena piu' o meno lunga

- Acido Acetico
- Acido Butirrico
- Acido Propionico
- Acido Stearico
- Acido Palmitico

A seconda della presenza e del numero di doppi legami si suddividono:

- Saturi: senza doppi legami tra gli atomi della catena di carbonio
- **Insaturi**: con doppi legami tra gli atomi della catena di carbonio
- **Polinsaturi**: con molti legami tra gli atomi della catena di carbonio

T. Endoteliale:

E' costituito principalmente da cellule endoteliale in un corpo umano, l'endotelio complessivamente raggiunge un peso di 1,5 kg, coprendo un'area di 600 m^2.

T. Cartilagineo

E' costituito da fibre connettivali

- Ialina: La parte ext e' costituita da tessuto connettivale compatto.

E' il tessuto delle

- Cartilagini Costali

- Naso
- Laringe
- Trachea
- Bronchi

Elastica: e' particolarmente ricco di fibre elastiche forma il padiglione auricolare dell'orecchio ext.

Fibrosa: e' ricca di fibre collagene, è la cartilagine dei menischi del ginocchio.

T. Osseo

E' costituito da fibre collagene unite a una sostanza calcificante.

- **Spugnoso**: le lamelle sono intrecciate fra loro a formare una rete 3d.
- **Compatto**: Le lamelle sono addossate parallelamente le une alle altre.

All'interno della sostanza fondamentale sono presenti numerose cavita' nelle quali sono raccolte:

- Cellule
- Nervi
- Midollo Osseo: è un tessuto connettivo molle e grasso; ha un ruolo importante nell'ossificazione ed è il più importante organo emopoietico nell'adulto (3.5-6%).

Tessuto Epiteliale

E' specializzato nella protezione, assorbimento e secrezione, si suddivide in:

- Epitelio di Rivestimento o Pavimentoso
- Epitelio Ghiandolare
- Ghiandole Endocrine

- Ghiandole Esocrine
- Epitelio sensoriale e' costituito da cellule che ricevono le informazioni di senso

Tessuto Muscolare

E' suddiviso in:

- Tessuto Muscolare Liscio o Automatico
- Tessuto Muscolare Striato
- Tessuto Muscolare Cardiaco

Tessuto Nervoso

E' composto da:

- **Neuroni**: che a loro volta si suddividono in:

- **Sensoriali**: partecipano all'acqisizione di stimoli, trasportando le informazioni dagli organi sensoriali al sistema nervoso centrale.

- **Interneuroni:** all'interno del sistema centrale, integrano i dati forniti dai neuroni sensoriali e li trasmettono ai neuroni motori:

FIBRE

Fibre Collagene:

sono formate da un insieme di filamenti detti protofibrille, ciascuna protofibrilla è fatta di tanti partiche si ripetono costantemente nella struttura con periodo di 64/1000000 di mm.

Lo spessore è di un decimillesimo di mm. Non resistono alla bollitura

Fibre Reticolari:

Composte da filamenti molto sottili, che si intrecciano formando un reticolo

Fibre Elastiche:

Composte da cilindri o nastriformi, provvisti di una certa elasticita'. La struttura delle fibre elastichenon e periodica come quella delle fibre collagene; resistono alla bollitura.

Richiami di Fisiologia Muscolare ed Articolare

L'Apparato Articolare

E' il sistema di organi che ha la funzione di congiungere, attraverso le articolazioni, le ossa dello scheletro del corpo; è composto da:

Tendini composti da:

- Collagene 87%
- Elastina <5%

Legamenti composti da:

- Collagene 80%
- Elastina 5%

L'osso e' un materiale che combina elevata resistenza, alto modulo elastico, grande leggerezza e deformabilita'.

Nella tabella (1.1-I) sono riportate le caratteristiche meccaniche dell'osso, confrontate con quelle dell'acciaio inossidabile.

Materiale	Tensione di Rottura a Flessione (σ)	Modulo di Elasticita' E
Osso Compatto	0.2 GN m^-2	11 GN m^-2
Osso Spongioso	4 MN m^-2	0.3 GN m^-2
Acciaio al Carbonio	1.4 GN m^-2	210 GN m^-2
Acciaio Inossidabile	1.5 GN m^-2	205 GN m^-2

Tabella 1.1-I: Caratteristiche meccaniche dell'osso e di due tipi di acciaio.

Tabella 1.1-I: Caratteristiche meccaniche dell'osso e di due tipi di acciaio.

I valori riportati in tabella per l'osso compatto non sono molto rappresentativi del suo reale comportamento, in quanto si dimostra che i risultati sperimentali variano notevolmente a seconda della direzione in cui vengono tagliati i provini (tab. 1.1-II). I valori del carico di rottura e del modulo di elasticita' dipendono dalla velocita' di applicazione del carico (tab. 1.1-III) (fig. 1.1.1).

Ricordando che l'energia assorbita dall'osso e' proporzionale all'area della superficie sottesa dalla curva di carico nel diagramma tensioni-deformazioni, si vede subito che all'aumentare della velocita' di applicazione del carico aumenta anche l'energia assorbita.

Trazione		
Modulo di Elasticita' E	Longitudinale	17.6GN m^-2
	Trasversale	13.6GN m^-2
Tensione di Rottura σ	Longitudinale	135MN m^-2
	Tangenziale	50MN m^-2
	Radiale	50MN m^-2
Compressione		
Modulo di Elasticita' E	Longitudinale	18.2GN m^-2
	Trasversale	11.7GN m^-2
Tensione di Rottura σ	Longitudinale	205MN m^-2
	Tangenziale	130MN m^-2

Tabella 1.1-II : Proprieta' meccaniche dell'osso compatto del femore in funzione della direzione di sollecitazione.

Velocita'di Deformazione ε'	0.001	0.01	0.1	1.0	S^-1
E (trazione)	24.2	25.3	26.4	-	GN m^-2
E (compressione)	18.5	20.0	24.0	27.5	GN m^-2
σ (trazione)	130	150	170	-	MN m^-2
σ (compressione)	180	210	230	250	MN m^-2

Tabella 1.1-III: Carettiristiche meccaniche dell'osso compatto in funzione della velocita' di applicazione della deformazione

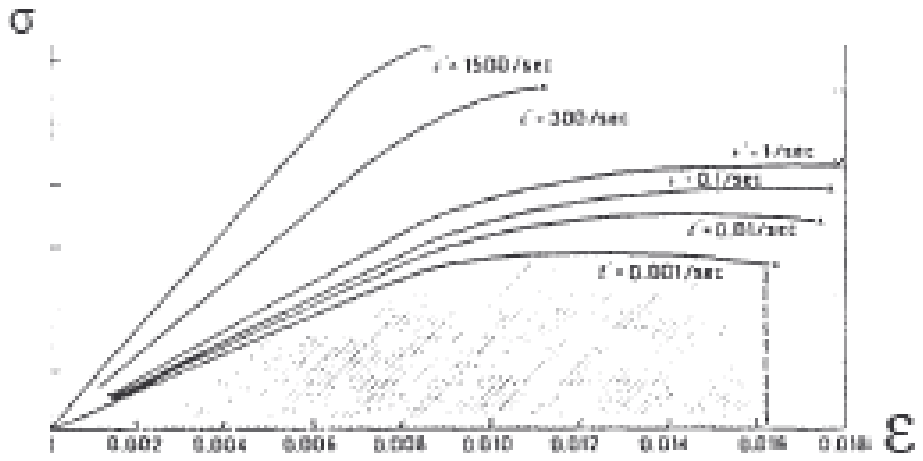
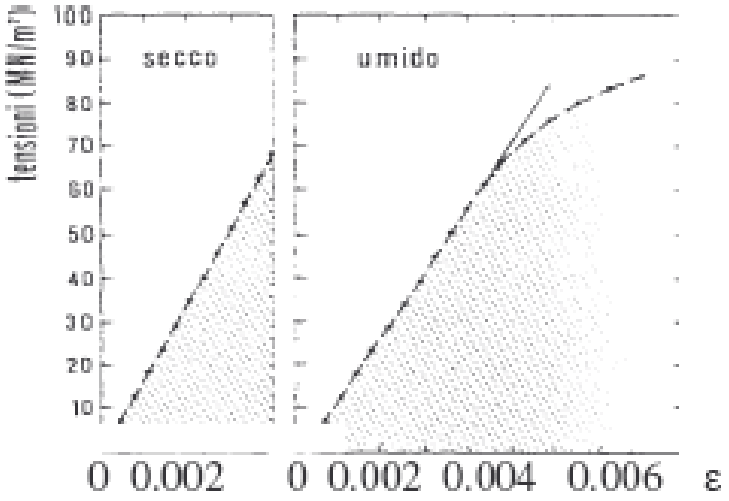


Fig. 1-1-1 Curve tensioni-deformazioni dell'osso corticale a diverse velocita' di deformazione . Si e' indicato con (sigma) la tensione, con (epsilon) la deformazione unitaria, con (epsilon)' la derivata della deformazione rispetto al tempo. L'area sottesa da ciascuna curva, come ad esempio quella tratteggiata, rappresenta l'energia di deformazione per unita' di volume.

La fig. 1.1.2 confronta le curve tensioni-deformazioni relative a osso secco ed umido: si osserva innanzitutto che l'osso secco presenta un comportamento elastico fino a rottura, mentre quello umido presenta un'ampia zona di comportamento plastico. Pertanto l'osso umido richiede una energia di deformazione a rottura assai maggiore dell'osso secco.

Dal punto di vista **biomeccanico** l'osso e' un materiale composito, cioe' costituito da fibre immerse in una matrice di collagene. Le fibre sono disposte con regolarita', parallele fra di loro, ed orientate secondo la direzione prevalente dei carichi.



Richiami di Meccanica delle Articolazioni Portanti.

Le articolazioni maggiormente sollecitate sono quelle portanti, cioè l'**anca**, il **ginocchio**e la **tibiotarsica.**

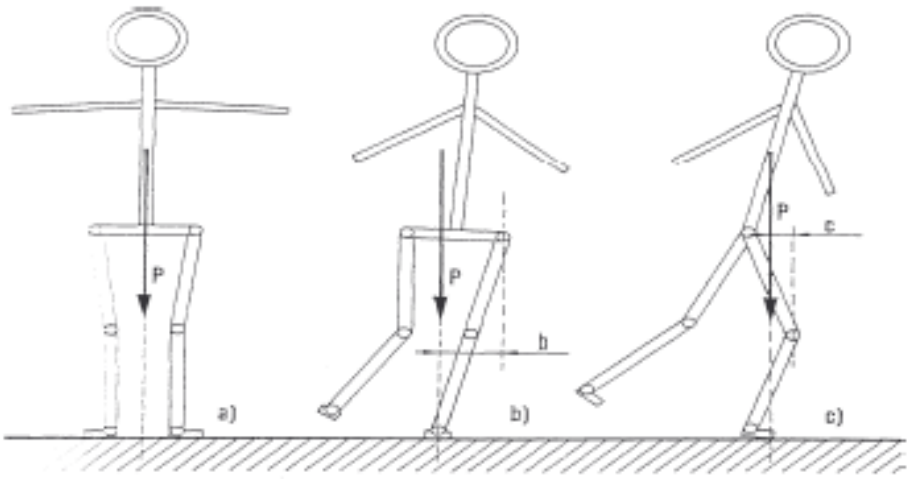


Fig 2-1 Schema segmentale del corpo umano

Appoggio Simmetrico

Appoggio Unipodale in vista frontale

Appoggio Unipodale in vista laterale

In fig 2-1-a e' rappresentato il modello segmentale di un uomo in posizione eretta, con appoggio simmetrico su due piedi. In tali condizioni il vettore peso P passa per il punto medio tra i due piedi e si scarica in misura uguale su ciascun arto inferiore. Nelle figure 2-1-b, 2-1-c sono rappresentate rispettivamente le viste frontale e laterale del modello durante un passo. Con riferimento alla fig. 2-1-b, dato che una gamba e' sollevata, e quindi tutto il peso deve essere sopportato da quella che appoggia sul terreno, l'anca corrispondente risulta compressa innanzitutto dal peso P. Poiche' pero' la linea d'azione del peso P ha un braccio di leva b rispetto al centro di rotazione dell'anca, questa deve anche esercitare un momento M di senso orario pari a P b. Per poter esercitare questo momento rispetto al centro dell'anca, i muscoli pelvi-trocanterici si inseriscono sul trocantere, secondo lo schema di fig. 2-2. Pertanto nella posizione unipodale tali muscoli dovranno esercitare uno sforzo traente pari a:

$$T=P\ b/a$$

E quindi sulla testa del femore verra' esercitato un carico verticale:

$$Rvert=P\ (\ (1+b/a\ \cos\ (\ _\ ))$$

Una componente orizzontale:

$$Roriz=\ P\ b/a\ \sin\ (\ _\ )$$

Ed una risultante:

$$R=\ (\ Roriz^2\ +\ R\ vert^2\ )^1/2$$

Poiche' nell'espressione della risultante R il peso P viene moltiplicato per un fattoreche e' sempre maggiore di 1, risulta chiaramente che la testea femorale nella posizione unipodale e' comunque caricata da una forza di entita' superiore al peso del corpo. L'entita' del fattore moltiplicativo della forza P dipende dalla geometria del sistema. Pertanto il giunto d'anca e' sempre molto caricato, in condizioni statiche tre o quattro volte il peso del corpo. L'aggiunta di fattori dinamici, sempre presenti in tutte le attivita' umane, non puo' che peggiorare questa situazione di carico.

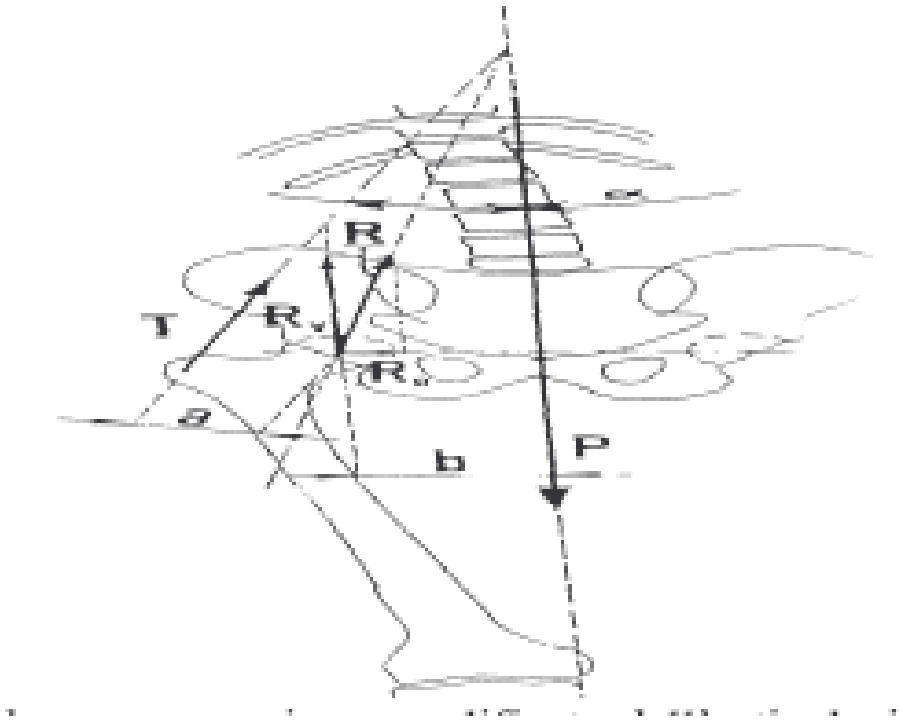


Fig 2-2 Schema meccanico semplificato dell'articolazione d'anca.

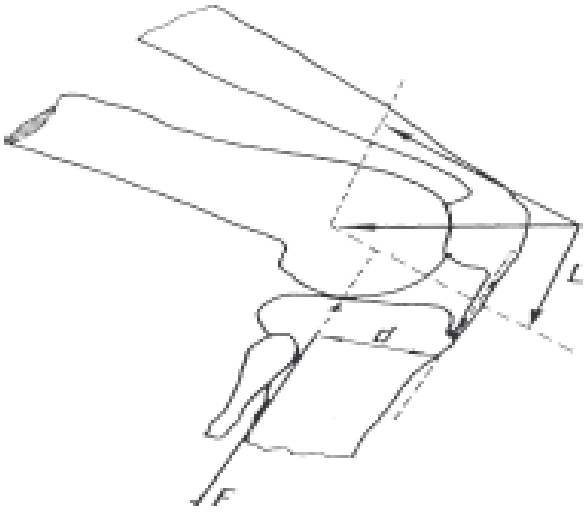


Fig 2-1-c: Schema meccanico semplificato dell'articolazione del ginocchio.

Per quanto riguarda il ginocchio si osservi la fig 2-1-c. In posizione di ginocchio flesso, la forza peso P possiede il braccio di leva c rispetto al punto che schematizza il ginocchio.

Come per l'anca, pure il ginocchio deve esercitare un momento C= P c, anch'esso di senso orario , e cio' viene effettuato, come si vede in fig 2-4, mediante il tiro L del legamento rotuleo, che assume il valore

$$L= (P c)/ d$$

La reazione che la tibia trasmette al femore attraverso il punto di reciproco contatto vale pertanto:

$$F = P + L = P (1+ c/d)$$

Quindi anche nel caso del ginocchio la forza F che sollecita l'articolazione e' superiore al peso del corpo, ma mentre per l'anca il fattore maggiorativi dipendeva solo dalla geometria del sistema, per il ginocchio il fattore maggioravo dipende dalla posizione assunta dal corpo ed assume quindi valori diversi a seconda dell'attivita' che si svolge

Tipo attivita'	Forze sul Ginocchio
Camminata in piano	3.02 x P
Salita di rampa	3.97 x P
Discesa di rampa	3.95 x P
Salita di scale	4.25 x P
Discesa di scale	3.83 x P

L'apparato Muscolare

- Acqua-75%
- ***Proteine***-20% le piu' importanti sono ***Miosina e Actina***
- ***Glicidi***-0.5-1.5% il più importante è il ***glicogeno***: è un polimero del glucosio ed è solubile in acqua e appare come una polvere bianca

- ***Polimeri***: sono macromolecole, ovvero molecole con elevato peso molecolare

- ***Polisaccaridi-glucidi***detti anche carboidrati o idrati di carbonio:

· Carbonio
· Idrogeno
· Ossigeno

Tra i glucidi il piu' importante e' il ***glucosio***composto da:

· Fruttosio
· Amido
· Saccarosio
· Cellulosa
· Glicogeno

- Proteine-protidi

- Dna-rna che costituiscono gli acidi nucleici

· Sintesi: ricordiamo la:

·- Poliaddizione

- Policondensazione

- Grassi: si suddividono in:

- Neutri

- Colesterolo

- Fosfolipidi

- Sali Minerali5%
- ***Macroelemnti***: composti da:

- Calcio

- Fosforo

- Magnesio

- Sodio

- Potassio

- Cloro

- Zolfo

- ***Microelementi***: composti da:

  - Ferro

  - Rame

  - Zinco

  - Fluoro

  - Iodio

  - Selenio

  - Cromo

  - Cobalto

  - Manganese

  - Molibdeno

  - Silicio

  - Nichel

  - Cadmio

  - Vanadio

- **Enzimi**: e' una proteina o un complesso di proteine in grado di accelerare una specifica reazione chimica, chimicamente si parla di un catalizzatore biologico.
- **Sostanze** che si suddividono in:

  - ***Estrattive Azotate***: (es.creatina) sintesi tra gli amminoacidi

· Glicina

· Arginina

· Metionina

- ***Non estrattive azotate***–(acido lattico)

- ***Pigmenti-*** (mioglobina)

Struttura Muscolo Scheletrico: partendo dall'interno troviamo

- Sarcomero (actina e miosina)

- Sarcoplasmadelle miofibrille (citoplasma delle singole fibre muscolari)

- Sarcolemma(membrana delle singole fibre muscolari)

- Endomisio(membrana interposta tra le singole fibre)

- Perimisio(sacco connettivo contenente i gruppi di fibre)

- Motoneurone(connessione tendinea interna)

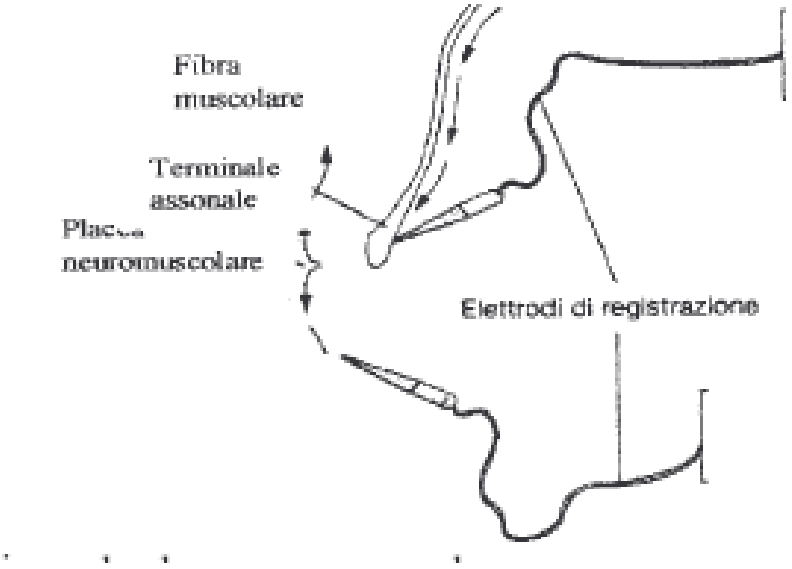
- Epimisio(tessuto muscolare esterno)

- Tessuto connettivo(tendine)

- Periostio(inserzione ossea del tendine)

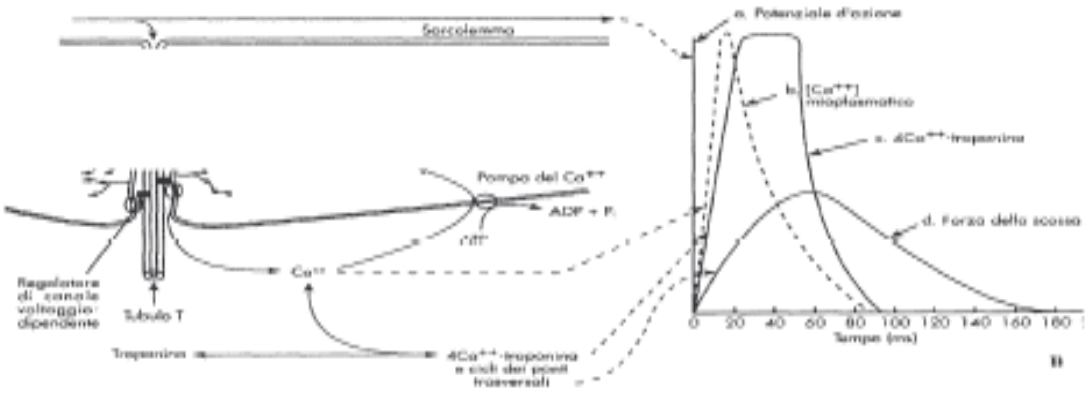
Richiami di Neurologia del Controllo Posturale

Scossa Semplice



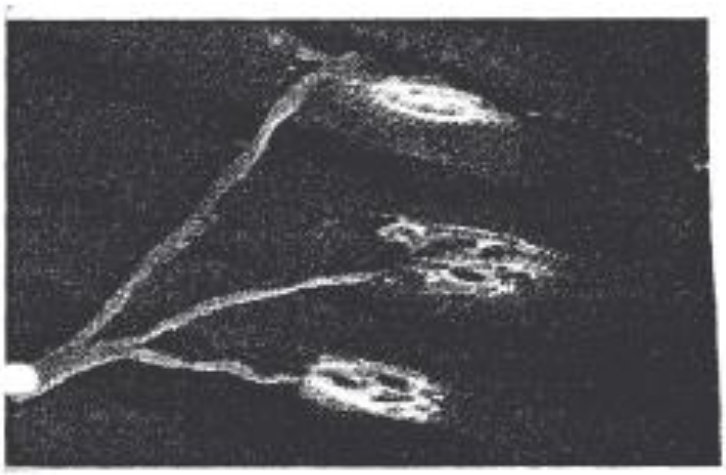
- PA dal MN raggiunge la placca neuromuscolare
- Rilascio di ACh e depolarizzazione della membrana muscolare: potenziale di placca -sempre soprasoglia
- Propagazione del PA lungo la fibra muscolare (nei due versi) e verso l'interno (tubuli T)
- Accoppiamento elettromeccanico tra tubuli T e reticolo sarcoplasmatico - > rilascio di Ca nel sarcoplasma
- Il Ca sil lega alla troponina -> liberazione siti attivi sul filamento di astina

- Accoppiamento actina-miosina e rilascio di fosfato -> "colpo di forza", scorrimento dei filamenti, rilascio di ADP (->stato di rigor)
- ATP che si lega alla miosina permette il distacco dalla actina e l'inizio di un nuovo ciclo (punto 5), ATP idrolizzato in ADP e P (funzione ATP- asica della miosina) che restano legati alla miosina.
- Riassorbimento attivo del Ca nel reticolo sarcoplasmatico (Ca-ATPasi) -> siti attivi tornano ad essere bloccati-> rilassamento muscolare



membrane e proteine che partecipano alla regolazione del Ca++ mioplasmatico nel muscolo scheletrico. I potenziali d'azione si propagano lungo il sarcolemma (B, a) e depolarizzano le membrane dei tubuli T che contengano elementi voltaggio- sensibili che regolano l'apertura del canali del Ca' nelle contigue membrane del reticolo sarcoplasmatico. Un impulso di ioni calcio (B, b) diffonde fuori dal reticolo sarcoplasmatico ed entra nel mioplasma mentre il canale è aperto. Nel mioplasma, il Ca++ si lega alla troponina (B, c) e inizia il ciclo dei ponti trasversali (B, d) oppure si lega alle pompe del Ca++ che lo trasferiscono di nuovo nel reticolo sarcoplasmatico dove gran parte del calcio si associa in modo reversibile alle proteine che lo fissano con bassa affinità.

L'unità Motoria



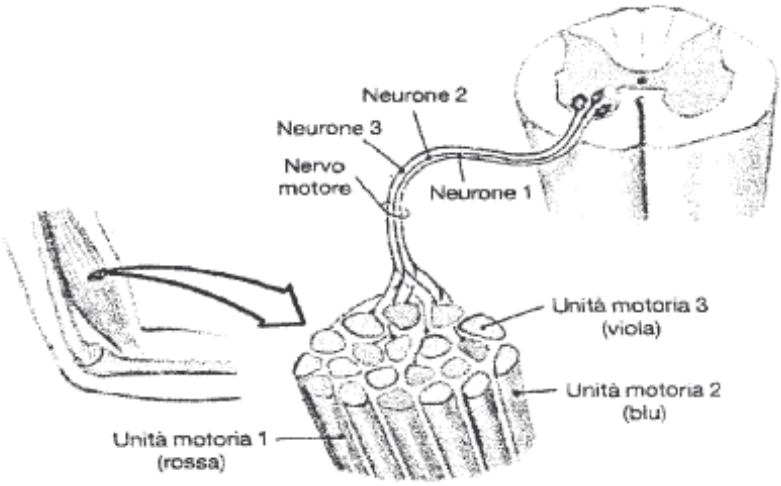
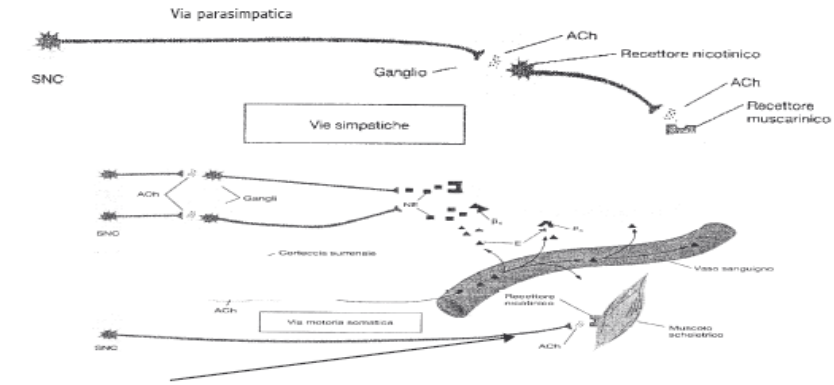


Figura: Un muscolo è costituito da molte unità motorie

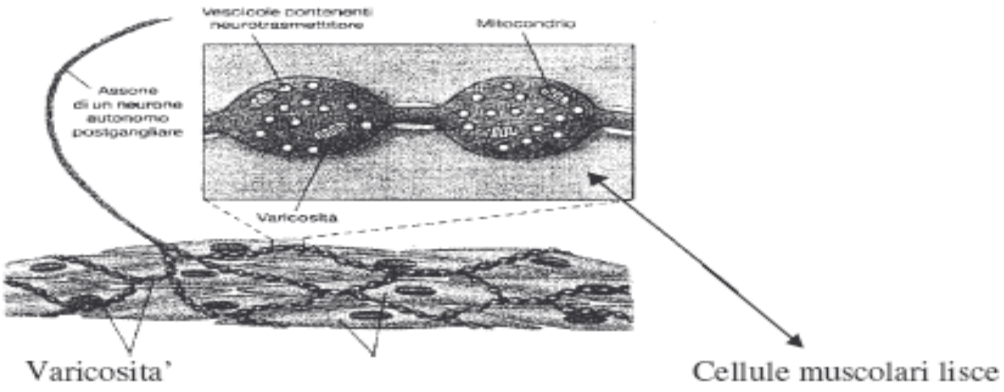
Un muscolo può contenere molte unità motorie di tipo diverso.

- L'unità motoria è costituita da un motoneurone e da tutte le fibre muscolari da esso innervate (da poche unità a diverse migliaia)
- Le fibre muscolari di un'UM sono tutte dello stesso tipo (toniche o fasiche)
- L'UM è la minima unità contrattile
- Le fibre di un'UM sono generalmente distribuite omogeneamente nel volume muscolare, mescolate a fibre di altre UM.

Neurotrasmettitori e Recettori



ACh= acetilcolina NE= norepinefrina=noradrenalina E=epinefrina=adrenalina



Rilascio di neurotrasmettitore attraverso varicosità piuttosto che vere e proprie sinapsi => azione paracrina

Controllo Motorio

Classi di movimento:

- ***Riflessi***: risposte motorie stereotipate a determinati stimoli (di stiramento muscolare cutanei, dolorifici...)
- ***Ritmici*****:** movimenti periodici, automatici (es. respirazione, locomozione, masticazione)
- ***Posturali***: movimenti automatici obiettivati al mantenimento dell'equilibrio.
- ***Volontari*****:** "goal-oriented", es. afferrare un oggetto.

Sottoparagrafo a : L’ Anatomo-Fisiologia del Sistema Posturale:

i Centri e le vie Efferenti

Fuso Neuromuscolare

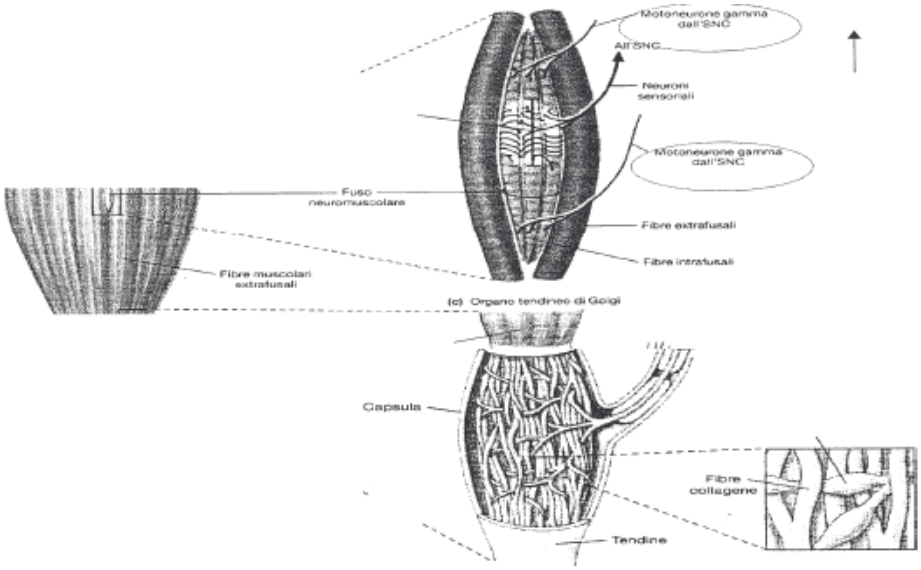


Figura-Recettori sensoriali muscolari (a) Sparsi tra le normali fibre contrattili (fibre extrafusali) del muscolo si trovano i recettori per lo stiramento detti fusi neuromuscolari. Gli organi tendinei del Golgi sono recettori che collegano il muscolo e il tendíne.

La contrazione delle fibre extrafusalì è controllata dai motoneuroni alfa, mentre la contrazione delle fibre dei fusi è controllata daimotoneuroni gamma, Gli organi tendinei di Golgi non si contraggono. (b) La regione centrale delle fibre intrafusali é priva di miofibrille e non può contrarsi. Le terminazioni dei nervi sensoriali avvolgono la regione centrale e si attivano quando la sezione centrale del fuso muscolare viene allungata (stirata). La estremità delle fibre intratusali contengono miofibrille che si contraggono inrisposta a comandi dei motoneuroni gamma. (c) L'organo tendineo di Golgi è costituito da neuroni sensoriali intrecciati a fibre collagene. $e le fibre

collagene vengono stirate, esse schiacciano i neuroni sensoriali e innescano potenziali di azione.

- ***Il fuso neuromuscolare*****,** disposto parallelamente alle fibre muscolari (extrafusali), ne subisce e ne segnala lo stiramento: recettore di lunghezza. Dispone di innervazione efferente motoria gamma.
- ***Il recettore tendineo di Golgi*****,** disposto in serie alle fibre muscolari ne subisce e ne segnala la forza di contrazione: recettore di. forza.

La Corteccia Vestibolare

Il ruolo della corteccia vestibolare pare essere:

· L'apprezzamento dell'orientazione spaziale cosciente.
· La costruzione di una rappresentazione interna dello spazio, in associazione con la corteccia somato-sensitiva, prendendo come riferimento il corpo e la testa del soggetto.
· La modulazione dei riflessi motori durante i movimenti volontari.Per quanti riguarda la rappresentazione interna dello spazio si parla di una ricostruzione ambientale <<***egocentrica***>>, in alternativa a quella << egocentrica >> che dipenderebbe dalle informazioni visive.Le proiezioni ***cortico-vestibolari***, dirette ai nuclei vestibolari del tronco, sembrano consentire, in particolare,
· la regolazione dei riflessi ***vestibolo-oculomotori***, ***vestibolo-collici***ed***ottico-cinetici*** per prevenire contro reazioni automatiche durante i movimenti volontari della testa e del collo.

I Nuclei della Base

I nuclei, o ***gangli***, della base sono una serie di formazioni grigie situate nella sostanza bianca emisferica telencefalica, estremamente collegate reciprocamente, con la funzione di regolazionemodulazione. Vengono considerati come punti di collaborazione tra la ***corteccia*** ed il ***talamo***.

- Il corpo striato è contenuto nel lobo frontale e comprende il nucleo caudato, il putamen, il nucleo pallido.

  Riceve afferente dal talamo, dai nuclei del rafe, dalla sostanza nera e dalla corteccia cerebrale motrice, per controllare i movimenti intenzionali, in particolare quelli grossolani inconsci.

- Il complesso ***amigdaloideo*** è un regolatore delle risposte viscerali, endocrine e somatomotrici collegate alla sfera psichico-emozionale.

  Interviene nella regolazione delle reazioni d'arresto, nella modulazione dei riflessi spinali, della respirazione e della funzione cardio-vascolare.

  Il Cervelletto

  Organo impari e mediano, è formato da una parte assiale: il verme, ed da due parti laterali: gli emisferi. E'collegato per mezzo di fibre afferenti ed efferenti con numerose aree del SNC. Tre paia di peduncoli cerebellari ne garantiscono i rapporti funzionali con le altre strutture:

- ***Peduncolo cerebellare Superiore***: trasporta afferente spinali e tettali
- ***Peduncolo Cerebellare Medio***: contiene le afferente neocorticali che hanno fatto stazione nel ponte, quelle provenienti dall'ippocampo e dalla corteccia cingolare
- ***Peduncolo Cerebellare Inferiore***: trasporta le afferente propriocettive degli arti, del tronco, del collo, e quelle trigeminali relative ai muscoli oculomotori e masticatori.
- Il cervelletto è il modulatore principale della funzione ***posturale*** ed assicura la regolazione delle attività motorie volontarie e riflesse.
- · ***Cervelletto Vestibolare***: le sue connessioni con l'apparato vestibolare consentono il controllo motorio della meta' superiore del corpo, dei globi oculari ed in genere delle risposte evocate dalla stimolazione delle cupule dei canali semicircolari.

· ***Cervelletto spinale***: regola i riflessi posturali di piazzamento e sollevamento degli arti ed il tono dei muscoli degli arti inferiori ipsilaterali

· ***Cervelletto pontino***: le sue funzioni principali sono quelle di valutare le caratteristiche dinamiche del movimento e smorzare i movimenti in eccesso.

Le Vie Efferenti

La corteccia cerebrale ed i vari centri sottocorticali che regolano il controllo posturale, danno origine a fibre che proiettano direttamente o indirettamente sul midollo spinale

- ***Fascio Piramidale***: con le sue componenti cortico-spinalee **cortico-bulbare**, rappresenta la via più importante di proiezione motoria della corteccia sensitivo-motoria.Le sue fibre hanno dimensioni molto variabili e quindi una diversa velocità di conduzione.

- ***Fascio Rubro-Spinale***: il nucleo rosso è situato a livello dei collicoli mesencefalici e proietta sul midollo tramite il fascio rubro-spinale.La stimolazione del nucleo rosso attiva i motoneuroni flessori controlaterali ed inibisce quelli estensori.

- ***Fascio Tetto-Spinale***: origina dal collicolo superiore e termina specialmente nei segmenti cervicali controlaterali eccitandone i motoneuroni tramite interneuroni.
- ***Fascio Interstizio-Spinale***: origina dal nucleo interstiziale di cajal. Le sue fibre giungono sino a livello sacrale e sono probabilmente interessate nella rotazione del capo e del corpo intorno all'asse longitudinale.
- ***Le Vie Vestibolo-Spinali***: sono le vie discendenti più importanti; essi originano dai nuclei vestibolari, dove convergono gli inputs labirintici, visivi e propriocettivi di vario tipo e origine.

- ***Fasci Reticolo-Spinali***: classificati in

  - Componente **ventromediale**, rapida, eccitatoria monosinaptica per tutta la muscolatura assiale prossimale e distale.

  - Componente **ventrolaterale**, a media velocita' di conduzione, che modula l'attivita' di quella cervicale e provoca una inibizione polisinaptica dei motoneuroni estensori e flessori ipsilaterali. Questi fasci esercitano una influenza opposta rispetto a quella dei fasci vestibolospinali.

- Sistema Vestibolare Efferente: è dotato di un meccanismo centrifugo do controllo detto sistema efferente. La sua attivita' consiste nel cercare di ridurre o eliminare la nonlinearita' delle risposte delle cellule cosiddette fasiche irregolari e, comunque, nel modulare l'eccitazione post-sinaptica delle cellule ciliate di tipo I e l'attivita' presinaptica di quelle di tipo II.

La Postura del Collo e della Testa

La postura ideale dell'uomo è quella in cui i labirinti ed i bulbi oculari sono nelle loro coordinate spaziali preferenziali. Per mantenere un rapporto ideale tra la testa ed il tronco sono necessari una maggior potenza dei muscoli estensori cervicali posteriori rispetto a quelli flessori anteriori ed un tono permanente dei muscoli nucali.

I principali muscoli sono:

- ***Muscoli Prevertebrali Anteriori*:** lungo del collo, grande e piccolo retto anteriore, retto laterale. Questi muscoli permettono la flessione della testa sul rachide cervicale e di questo sul segmento dorsale.
- ***Muscoli Laterali del Collo***: sterno-cleido-mastoideo, scaleni anteriore, medio e posteriore. Il primo flette la testa ipsilateralmente e la fa ruotare nel contempo dall'altro lato, i secondi flettono il rachide cervicale.

- ***Muscoli Nucali:*** piccolo e grande retto posteriore, piccolo e grande obliquo, semispinale del collo e del capo, traverso del collo, splenio del capo e del collo, angolare della scapola, trapezio.

  I più profondi determinano l'estensione, la rotazione e l'inclinazione omolaterale del capo. I più superficiali provocano una estensione ed una inclinazione omolaterali ed una rotazione controlaterale.

  Tutti questi muscoli devono essere controllati in modo ben preciso; a questo compito presiedono alcuni riflessi:

- Riflesso Vestibolo-Collico
- ***Riflesso Cervico-Collico***
- ***Riflesso Opto-Collico o Oculo-Spinale***

I principali muscoli coinvolti nelle strategie posturali sono:

- Muscoli Addominali
- ***Muscolo Quadricipite***
- ***Muscolo Tibiale Anteriore***
- ***Muscoli Paraspinali***
- ***Muscoli Posteriori della Coscia***: bicipite femorale, semitendinoso, semimembranoso
- ***Muscolo Gastrocnemio***

Richiami di Fisica della Percezione e Stimolazione

Percezione dell' Intensita' di Stimolazione

Legge di Weber:

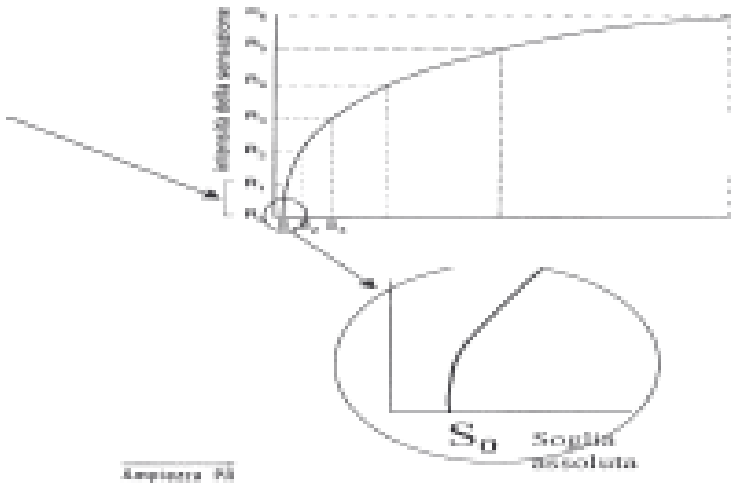
$$(\Delta)S = K * (\Delta)I/I \qquad (\Delta)I/I = 1/30 \text{ .ca)}$$

- S=sensazione
- I= Intensità di stimolazione (luce pressione, temperatura...)
- K, K'= fattori di proporzionalità costanti

Legge di Weber-Fechner:

$$\text{Intensità di sensazione: } S = K' \log(I)$$

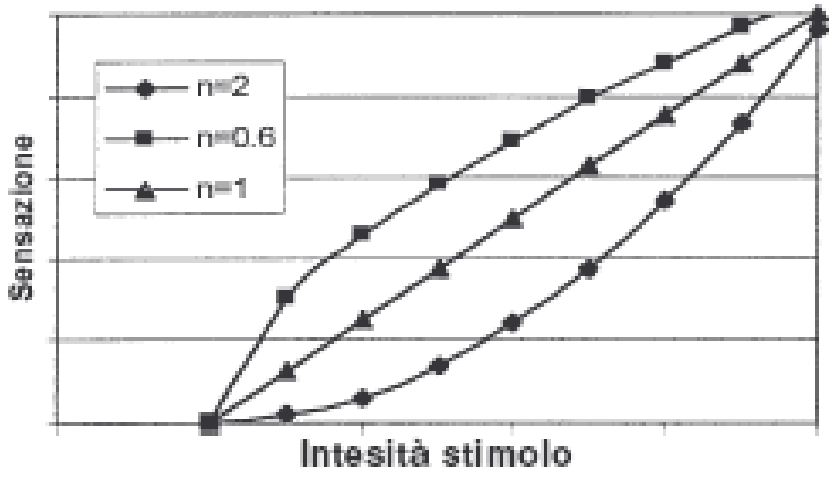
Incremento unitario=differenza minima percettibile a livello di sensazione 4S, l'aumento necessario di intensità dello stimolo AI dipende dal valore di partenza I ed e' detto soglia differenziale



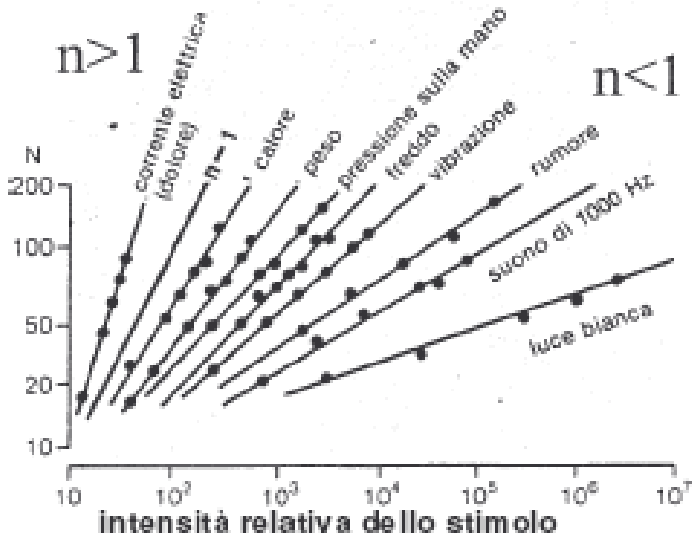
Legge di Stevens:

$$S=K(I-Io)^n$$

Per n<1 assorniglia alla curva logaritmica



Le curve esponenziali diventano rette su scala bilogaritmica



L'intensità della sensazione è qui misurata con il metodo dell'intensità intermodale tramite la forza esercitata su un dinamometro a mano (ordinate).

Paragrafo III3B : Posturometria Stabilometria

La ***posturometria e stabilometria*** si propone di studiare l'essere umano nel suo complesso ed in particolare come questo si pone in relazione allo spazio, alle cose ed alle persone che lo circondano.

Nella determinazione della postura che il soggetto assume entrano in gioco numerosi fattori di tipo strutturale ma rivestono una grossa importanza fattori di tipo metabolico e soprattutto psichico, pertanto nello studio della postura non si possono trascurare questi aspetti non strumentali ma bisogna considerare il soggetto da un punto di vista globale.

La postura di un soggetto non è da intendersi solo come la posizione del corpo nello spazio, bensì ha un valore più profondo poiché è una via di comunicazione extravertebrale dell'organismo che manifesta l'integrazione che riesce a trovare in ciò che lo circonda.

Lo studio della postura quindi ci può fornire delle indicazioni preziose sulla persona e sulla sua condizione fisica in quel determinato momento della vita.La posturologia consente di correlare ed integrare le valutazioni specifiche quali quella neurologica, oculistica, ortopedica, fisiatrica, odontoiatrica, ecc.

La postura è un atteggiamento "statico", con limiti d'oscillazione molto ristretti, mentre l'equilibrio è "dinamico" e può essere mantenuto con oscillazioni più ampie, che richiedono una serie di atteggiamenti posturali i quali mantengono la proiezione del baricentro al suolo entro il poligono d'appoggio.

L’attività tonica posturale, differente dal tono muscolare di base, è l’attività muscolare che consente l’ortostasi, avviene attraverso contrazioni muscolari riflesse o meglio contrazioni isometriche ripetute; questa attività è un’attività motoria riflessa che si avvale di vie sensitive – motorie complesse e multiple ed è regolata da un complesso sistema di afferenze ed efferenze.

La ***contrazione muscolare***è la caratteristica fondamentale di ogni attività muscolare.

Si distinguono due tipi di contrazione:

- ***fasica***: è isotonica ovvero non determina apprezzabile variazione del tono muscolare ma una significativa variazione in lunghezza che ha come effetto l’esecuzione di movimenti
- ***tonica***: è isometrica ovvero senza apprezzabile variazione di lunghezza del muscolo mentre provoca una significativa variazione del tono muscolare producendo non un movimento ma stabilizzando i segmenti ossei.

Ovviamente questa distinzione è solamente teorica poiché gli stessi muscoli in diverse situazioni si comportano come muscoli tonici in altre svolgono funzione fasica. La postura è regolata dalla contrazione tonica.

Il ***sistema posturale*** con tutta la sua complessità per funzionare ha bisogno di una serie d’informazioni che sono rilevate continuamente dai recettori, che attraverso le fibre nervose le inviano all’elaboratore centrale, rappresentato dal sistema nervoso e dagli effettori, che sono i muscoli, i quali a loro volta ricevono l’input dall’elaboratore centrale. I recettori di cui sopra sono i propriocettori come i fusi neuromuscolari, altri recettori come gli organi tendinei del Golgi, i corpuscoli del Pacini, terminazioni libere ed i recettori cutanei.Nel momento in cui uno o più recettori non inviano informazioni corrette, appaiono gli squilibri posturali.

Oltre ai recettori il sistema posturale utilizza anche tutte le informazioni provenienti dagli organi sensitivi e sensoriali che sono rappresentati da: occhio, apparato vestibolare dell'orecchio, pianta del piede, sistema stomatognatico.

- **L'*occhio*** e **l'*orecchio*** sono importanti per l'equilibrio del corpo rispetto allo spazio.
- Il ***piede*** rappresenta la parte terminale della catena cinetica che realizza il mantenimento dell'equilibrio nel cammino, nella corsa, ecc.
- La ***mandibola*** svolge funzione respiratoria, funzione di sostegno del complesso ioideo - tracheale e funzione stabilizzante della posizione del cranio; l'occlusione fa parte del sistema; è una importante stazione di riferimento, in entrata e in uscita, di messaggi proprio - esterocettivi della situazione posturale. In definitiva, per " ***postura corretta del corpo*** " s'intende la posizione anatomica che un individuo assume nello spazio stando in piedi, con la faccia rivolta in avanti, gli arti superiori allineati ai fianchi ed i piedi allineati posteriormente e divaricati di circa 30°.
- La postura eretta normale sui vari piani è la seguente:

- Sul ***piano frontale***: la linea sagittale passa dall'apice della testa, tra le sopracciglia, sulla punta del naso e del mento, prosegue per l'osso ioide, per l'apofisi ensiforme dello sterno; di qui scende all'ombelico, al centro del pube e passa equidistante dalle ginocchia per terminare a uguale distanza dai piedi. fig1
- Sul ***piano posteriore***: la linea deve passare sulle apofisi spinose delle vertebre, sulla punta del coccige seguendo la linea interglutea e prosegue ad uguale distanza dagli arti inferiori sino ai piedi .fig2
- Sul ***piano laterale***: la linea passa dal processo mastoideo al centro della spalla, attraverso l'articolazione dell'anca fino a terminare subito posteriormente al malleolo laterale. fig3

Misurazioni Posturali su diversi Piani

Piano Sagittale

L'asse verticale del corpo passa per:

- Apice Cranio
- Apofisi Odontoide
- Corpo Vertebrale della 3° vertebra lombare
- Si proietta al suolo nel centro del quadrilatero di sostegno, uguale distanza dai due piedi
- I Piani Scapolare e gluteo sono allineati
- Nell'adulto ***la Freccia Lombare***deve essere da 4 a 6 cm (3 dita traverse) La ***Freccia Cervicale***da 6 a 8 cm (4 dita traverse).fig1

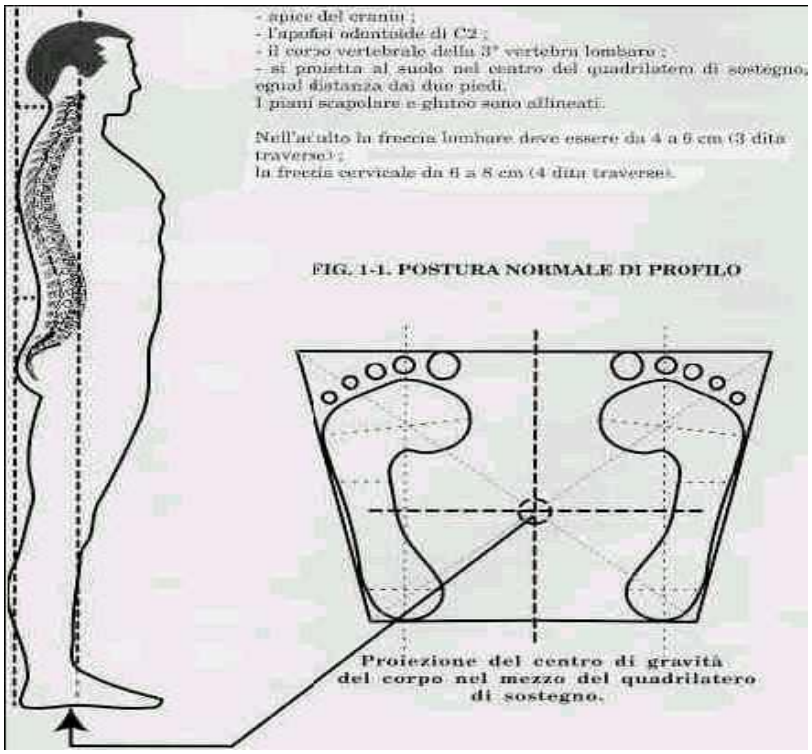


Fig1 Lazzari

Piano Frontale:

differenti linee devono essere orizzontali:

- la linea bi-pupillare
- la linea bi-tragalica
- la linea bi-mamillare
- la linea bi-stiloidea
- la linea bi-scapolare
- la cintura pelvica . fig2

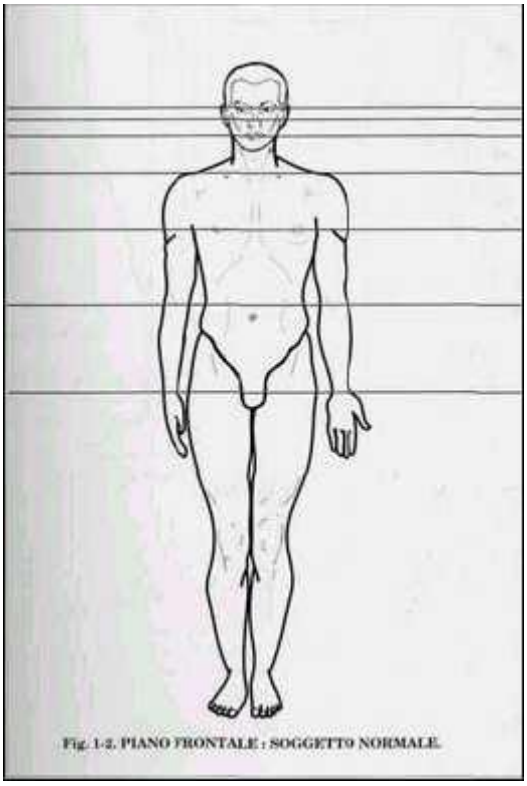


Fig2 Lazzari

Piano Orizzontale:

Non c'è ne avanzamento, ne arretramento di un gluteo o di una spalla in rapporto all'altra. Nel soggetto normale non esiste alcuna rotazione a livello delle cinture scapolare e pelvica.fig3

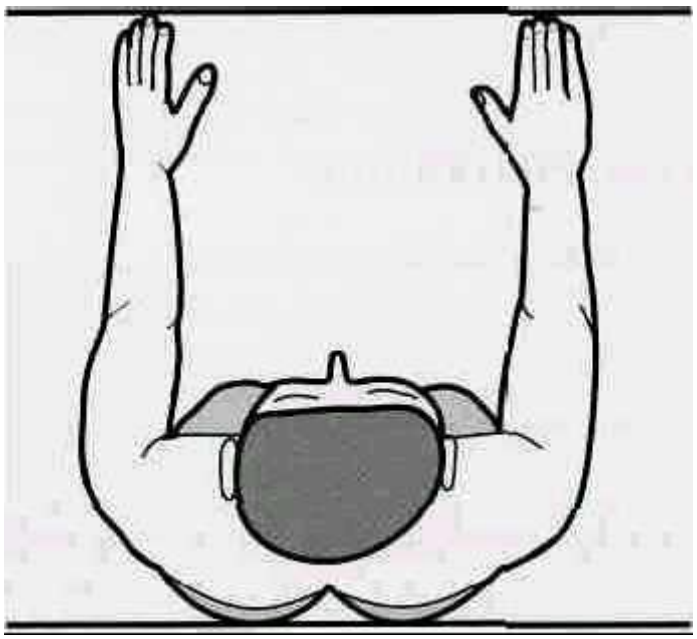


Fig3 Lazzari

Aggiustamenti posturali

Per mantenere una postura stabile e restare eretti tenendo le varie parti del corpo allineate tra loro occorre eseguire una serie di aggiustamenti posturali, che rispondono ai sistemi di coordinate già precedentemente citati (Kandell 57). Le funzioni svolte dagli aggiustamenti posturali sono:

• sostenere il capo ed il corpo primariamente contro la forza di gravità e anche contro le altre forze che possono sopraggiungere dall'esterno; • mantenere il "centro di massa" allineato e in equilibrio all'interno della base di appoggio al suolo; • stabilizzare alcune parti del corpo mentre altre sono in movimento.

Questi aggiustamenti posturali vengono compiuti per mezzo di due principali meccanismi: un meccanismo che anticipa i movimenti volontari finalizzati generando risposte programmate sulla base della previsione dei disturbi che avverranno nell'esecuzione di determinati movimenti, detto meccanismo anticipatorio (feed forward); ed un meccanismo che deve adattarsi alle condizioni ambientali, che si presentano durante e a seguito dei movimenti effettuati, detto meccanismo compensatorio (feed back). L'integrazione di tali risposte posturali con i movimenti volontari avviene tramite l'utilizzo di circuiti corticali cerebrali e di riflessi spinali e tronco encefalici. Gli aggiustamenti posturali sono indotti da informazioni provenienti da diversi tipi di recettori sensoriali, tra cui: i recettori cutanei, propriocettivi, visivi e vestibolari (BIBLIOGRAFIA GENERALE Conforti, 2006; Barsotti, 2001).

Gli **esterocettori cutanei** rilevano gli stimoli provenienti dall'ambiente esterno, segnalando ad esempio le forze torsionali che agiscono sulla cute della superficie d'appoggio podalico (corpuscoli del Pacini, corpuscoli di Ruffini, corpuscoli di Meissner, terminazioni nervose libere, ecc). I corpuscoli del Pacini , di circa 1 mm di lunghezza, sono tra i recettori più grandi del nostro organismo, costituiti da terminazioni nervose incapsulate in lamelle di tessuto connettivo. Si ritrovano nel derma profondo, nel tessuto sottocutaneo, nei muscoli, nelle articolazioni e negli organi interni. Sensibili alla pressione ed alla vibrazione, sono recettori fasici a rapido adattamento, che si inattivano se lo stimolo persiste. I corpuscoli di Ruffini sono meccanocettori incapsulati aventi struttura fusiforme, le loro fibre nervose sono associate alle fibre di collagene. Sono recettori a lento adattamento e rispondono alle pressioni costanti applicate sulla cute. (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barr, 1998, Barsotti 2001, Chiari, 2002, Kerr, 2001, Silverthorn, 2000, Slobounov, 2005, Tarantola 1997, Winter, 1995). Ricordando che i corpuscoli del Pacini sono recettori prevalentemente fasici, mentre i corpuscoli di Ruffini prevalentemente tonici, nel loro insieme essi sono capaci di inviare ai centri nervosi un'informazione sia statica,

sul grado di flessione o di estensione di un'articolazione, sia dinamica, riferita alla velocità del movimento articolare. I corpuscoli di Meissner sono terminazioni nervose incapsulate in tessuto connettivo, localizzate del derma papillare, appena al di sotto dell'epidermide. Rispondono a stimoli vibratori e sono a rapido adattamento. Le terminazioni nervose libere, che forniscono la sensibilità al dolore, si trovano nell'epidermide e nel derma. Tali terminazioni sono anche associate ai follicoli piliferi, dove funzionano come meccanocettori. Sono terminazioni nervose non incapsulate ad adattamento variabile.

I **propriocettori** sono meccanocettori disposti nei muscoli e nei tendini, sensibili al grado di allungamento (fusi neuromuscolari) o di tensione delle strutture in cui si trovano (organi tendinei del Golgi); e disposti nelle articolazioni, sensibili al grado di flessione o estensione delle articolazioni (capsule articolari) . I propriocettori più comuni sono i recettori per lo stiramento, detti fusi neuromuscolari, piccole strutture di forma allungata sparse tra le fibre extrafusali del muscolo, orientate parallelamente ad esse. Ogni fuso è costituito da una guaina di tessuto connettivo che avvolge un gruppo di fibre intrafusali (fibre muscolari modificate, prive di miofibrille nella parte centrale). Terminazioni dei neuroni sensoriali mielinizzati di grosso diametro (fibre Ia) avvolgono la porzione centrale delle fibre intrafusali formando il complesso delle fibre anulo-spirali. Esse proiettano al midollo spinale e prendono contatto con i motoneuroni a.Vi sono poi terminazioni motorie mieliniche di piccolo diametro (motoneuroni gamma) che innervano le regioni periequatoriali, contrattili, delle fibre intrafusali.I fusi neuromuscolari inviano le informazioni relative alla lunghezza muscolare al sistema nervoso centrale (SNC), quando un muscolo è alla lunghezza di riposo, il fuso neuromuscolare è leggermente allungato e le fibre afferenti mostrano un'attività tonica. A causa dell'attività tonica, il muscolo mantiene un determinato livello di tensione, o tono, anche a riposo. Se il muscolo viene allungato anche i suoi fusi si allungheranno.

Questo allungamento incrementa la frequenza di scarica delle vie afferenti che vanno, al livello del midollo spinale, a prendere contatto sinaptico con i motoneuroni alfa, responsabili a loro volta della contrazione delle fibre extrafusali associate al fuso neuromuscolare. Questa via riflessa, in cui l'allungamento del muscolo innesca una risposta contrattile , è denominata "riflesso di allungamento o di stiramento". La contrazione rimuove l'allungamento del fuso e agisce secondo un meccanismo a feed back negativo per diminuire il riflesso. Sebbene la parte centrale delle fibre intrafusali non sia in grado di contrarsi, le estremità delle fibre si contraggono quando stimolate dai motoneuroni gamma, determinando l'allungamento delle parti centrali delle fibre intrafusali. I motoneuroni gamma permettono al fuso neuromuscolare di continuare a funzionare quando il muscolo si sta contraendo, meccanismo denominato "coattivazione alfa-gamma", controllando continuamente la lunghezza della fibra e quindi la sua prontezza a rispondere a stimoli successivi. Le variazioni della lunghezza dei muscoli si accompagnano a modifiche degli angoli delle articolazioni sulle quali esse agiscono. Di conseguenza i fusi neuromuscolari possono essere utilizzati dal SNC per rilevare le posizioni relative dei diversi segmenti corporei. Gli organi tendinei del Golgi sono recettori lunghi circa 1mm e larghi 0.1 mm, localizzati in serie a livello della giunzione tra i tendini e le fibre muscolari e nei legamenti articolari. Ogni organo tendineo del Golgi è innervato da una sola fibra mielinica (fibre II b), che dopo aver attraversato la capsula, perde il rivestimento mielinico ed emette numerosi rami terminali che si intrecciano con i fascetti delle fibre di collagene. Distribuiti in serie rispetto al muscolo, rispondono sia all'allungamento che alla contrazione muscolare. Quando l'organo tendineo del Golgi viene sottoposto a tensione , le fibre collagene vengono stirate provocando la compressione delle terminazioni nervose, che vengono così eccitate. L'attivazione dell'organo tendineo del Golgi inibisce i motoneuroni alfa, riducendo la contrazione muscolare quando la forza di contrazione aumenta, facendo in modo che l'eccessiva contrazione non danneggi il muscolo.

Nelle capsule articolari vi sono meccanocettori, corpuscoli del Pacini e corpuscoli del Ruffini, che vengono stimolati dalla distensione delle lamine connettivali periarticolari. Secondo quale lato, flessorio o estensorio, della capsula articolare in cui si trovano, si ottiene una risposta diversa variando la frequenza di scarica aumentandola alla flessione o all'estensione dell'articolazione. Quindi per ciascuna direzione del moto articolare vi sarà un gruppo di recettori che aumenterà la propria frequenza di scarica, ed un gruppo contrapposto che la diminuirà.

La **percezione visiva** è fondamentale per le informazioni sul movimento dell'ambiente circostante, segnalando l'orientamento rispetto all'orizzonte. L'importanza della visione nel mantenimento di una postura eretta stabile è messa in risalto dal fatto che, nella maggior parte dei soggetti, l'esclusione della visione aumenta le oscillazioni del corpo nel mantenimento della postura stessa . Nell'Uomo la vista è il sistema primariamente coinvolto nel progettare la locomozione e nella valutazione dell'ambiente circostane.

I **recettori vestibolari** sono meccanocettori presenti in strutture sensoriali quali le macule dell'utricolo e del sacculo e le creste ampollari dei canali semicircolari. Le macule dell'utricolo sono strutture sensoriali sia statiche che dinamiche, rilevando sia la posizione del capo nello spazio, quanto la variazione delle accelerazioni angolari che subisce. Mentre le creste ampollari rilevano sia il piano che la direzione e l'intensità in cui avviene una variazione dell'accelerazione angolare del capo. I segnali sensoriali provenienti dai vari recettori innescano risposte anticipatorie e compensatorie che garantiscono un corretto mantenimento della postura senza che noi ne siamo consapevoli. (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barr, 1998, Barsotti 2001, Chiari, 2002, Kerr, 2001, Silverthorn, 2000, Slobounov, 2005, Tarantola 1997, Winter, 1995).

Il controllo posturale

Il controllo posturale ha lo scopo di orientare le diverse parti del corpo le une rispetto alle altre e rispetto al mondo esterno senza che venga persa la stabilità posturale. La postura deve perciò essere controllata sia quando il corpo non si muove (*equilibrio statico*) che quando vengono eseguiti dei movimenti (*equilibrio dinamico*), gli aggiustamenti posturali necessitano quindi di meccanismi anticipatori e compensatori (Cap. 1, 1.2.1). Il sistema posturale viene considerato un sistema complesso aperto: sistema perché costituito da un insieme di apparati ed organi, complesso perché l'effetto finale dipende dall'interazione dei vari sottoinsiemi, aperto in quanto è in relazione con l'ambiente esterno. Il controllo neurologico della postura si sviluppa schematicamente in tre fasi:

• fase di acquisizione, in cui i recettori periferici informano costantemente i

centri superiori sullo stato osteo-mio-articolare e sull'ambiente circostane;

• fase d'integrazione delle informazioni a livello del SNC;

• fase effettrice che determina la risposta del sistema nervoso agli stimoli ricevuti.

Fondamentale quindi per il mantenimento della stabilità posturale è l'attività riflessa, intendendo per riflesso una risposta motoria coordinata ed involontaria, di tipo muscolare o ghiandolare, evocata da stimoli applicati ai recettori periferici. Lo stimolo deve avere un'intensità tale da originare un impulso in un recettore sensitivo; a seguito di ciò, l'impulso attraverso la via afferente giunge ad un centro del riflesso dal quale prende origine la via efferente che raggiunge la strutture effettrice. Si crea così un arco riflesso, che, se non presenta neuroni intercalari, nella via afferente o nella via efferente, viene definito monosinaptico, altrimenti sarà polisinaptico.

I recettori periferici inviano afferenze specifiche a livello spinale che danno origine a riflessi segmentari e afferente specifiche dirette ai centri sovraspinali. Ruolo fondamentale nel controllo della postura lo hanno le afferenze spinali, inviando informazioni ai centri sovraspinali, alle stazioni intermedie del tronco encefalico, al sistema vestibolare e a quello cerebellare. Il controllo della postura viene ad essere operato: dai centri del midollo spinale, responsabili del tono muscolare e delle risposte riflesse motorie più semplici; dai centri del tronco cerebrale, responsabili delle reazioni riflesse e posturali più complesse ed una coordinazione dei movimenti locomotori; dal cervelletto, fondamentale per gli aggiustamenti posturali fini, il mantenimento della stabilità posturale e la fluidità dei movimenti, specie quelli complessi; dalla corteccia cerebrale e dai nuclei della base, che regolano l'attività motoria finalizzata volontaria (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barr, 1998, Barsotti, 2001, Gazzanica, 2005, Holstege, 1998, Kandel, 2003).

Regioni corticali coinvolte

La corteccia cerebrale regola sia in maniera diretta che indiretta l'attività dei neuroni spinali. Le connessioni dirette che terminano sui motoneuroni alfa costituiscono il tratto cortico-spinale o via piramidale. La via piramidale prende origine per lo più dall'area motoria primaria ed in parte dall'area motoria supplementare e dalla corteccia premotoria. La corteccia cerebrale può influenzare il movimento anche per via indiretta attraverso le connessioni con il tronco encefalico, con i gangli della base e cervelletto, che costituiscono il complesso delle strutture della via extrapiramidale (BIOBLIOGRAFIA GENERALE Gazzanica, 2005, Rosenzweig, 2001). Fig1

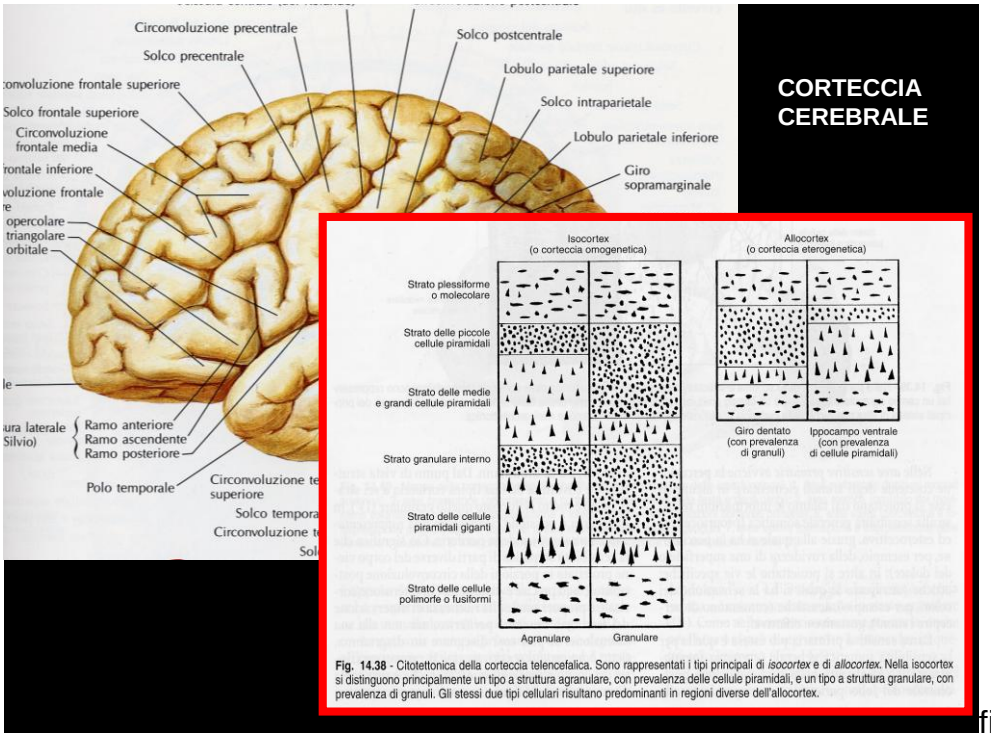


fig1

Netter

I gangli della base

I gangli della base costituiscono un'insieme di cinque nuclei a livello del tronco encefalico: nucleo Striato, formato dal nucleo Caudato e Putamen; Globus Palludus, suddiviso in parte interna e parte esterna; nucleo subTalamico; Substantia Nigra, divisa a sua volta in parte reticolata e parte compatta. Ricevono afferenze sensoriali da tutte le regioni della corteccia cerebrale, compresi i lobi frontali per le informazioni sull'andamento dell'esecuzione dei movimenti pianificati. La gran parte delle afferenze giunge ai nuclei dello Striato, mentre le restanti componenti modulano per lo più le efferenze in gran parte ascendenti del Globus Pallidus, le quali terminano nel talamo per poi ritrasmettere alle regioni corticali motorie e frontali della corteccia cerebrale. Fig2

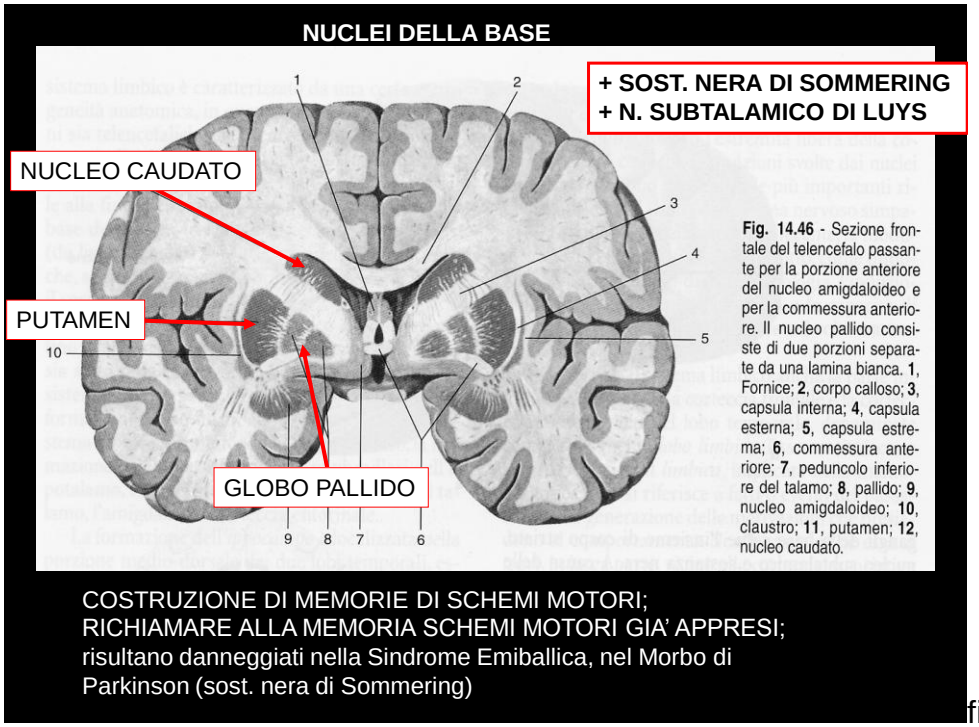


fig2 Netter

Quando eseguiamo un movimento volontario complesso, i gangli della base, che ricevono informazioni sugli stimoli presentati, correggono l'atto motorio in modo che venga eseguito con la massima precisione. Nelle prime esecuzioni di uno stesso contesto stimolante, i gangli della base sono "osservatori" passivi, costringendoci a rimanere concentrati per effettuarne l'esecuzione corretta. In seguito col ripetersi del medesimo comportamento vi è un vero e proprio apprendimento per ciò che riguarda l'attività neurale da eseguire. Fino ad arrivare, con il ripetersi dell'esperienza comportamentale, a far si che i gangli della base si fanno carico della maggior parte dei dettagli dell'atto comportamentale, "alleggerendo" l'attività dei circuiti transcorticali.

Ciò porta all'esecuzione automatica dei movimenti di un atto comportamentale (come ad es. andare in bici, guidare l'auto, ecc.) consentendo contemporaneamente di svolgere altre attività come intraprendere una conversazione mentre si è alla guida senza distrarsi eccessivamente (BIBLIOGRAFIA GENERALE Gazzanica, 2005, Rosenzweig, 2001). Fig3

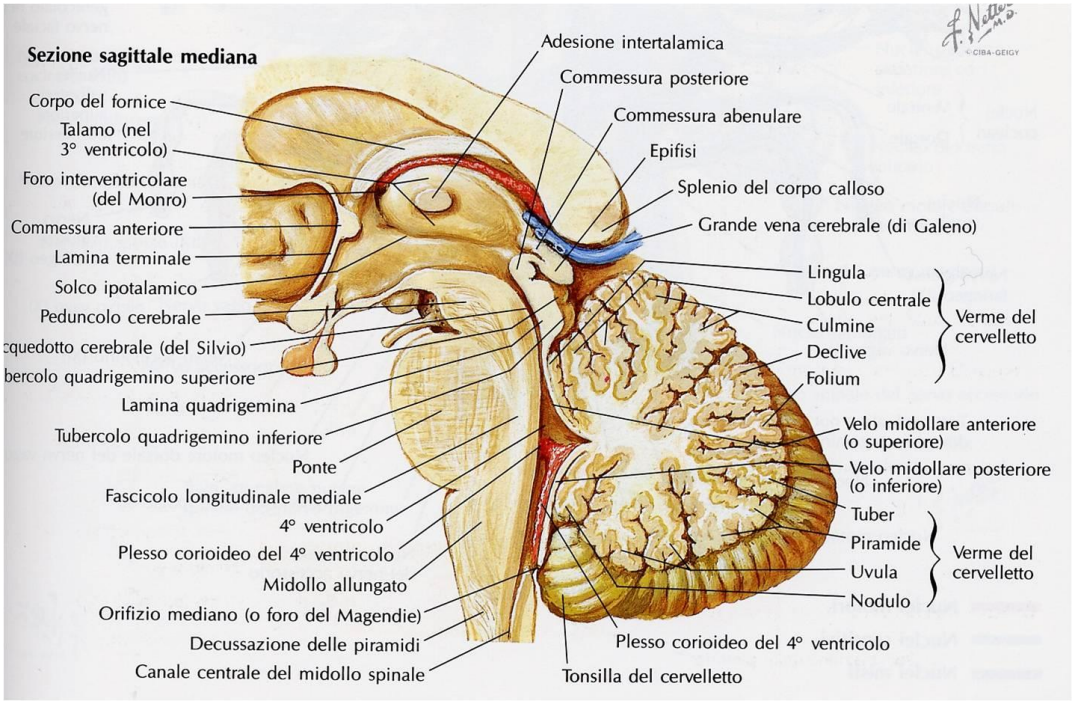


fig3 Netter

L'attività del cervelletto

Il cervelletto ha un controllo indiretto sulla postura e sul movimento, portando correzioni alle efferenze discendenti dei principali sistemi motori del SNC fig3. La conferma viene anche da lesioni cerebellari, le quali non causano paralisi, bensì provocano alterazioni della coordinazione dei movimenti degli arti e degli occhi, deficit nel mantenimento della stabilità posturale e

diminuzione del tono muscolare. Lesioni della corteccia cerebrale motrice, a seconda dell'estensione, causano invece una riduzione della forza e della velocità dei movimenti e fanno perdere la capacità di contrarre volontariamente i singoli muscoli. Il cervelletto riceve afferenze somatosensoriali, vestibolari, visive, uditive e da aree associative corticali.fig4

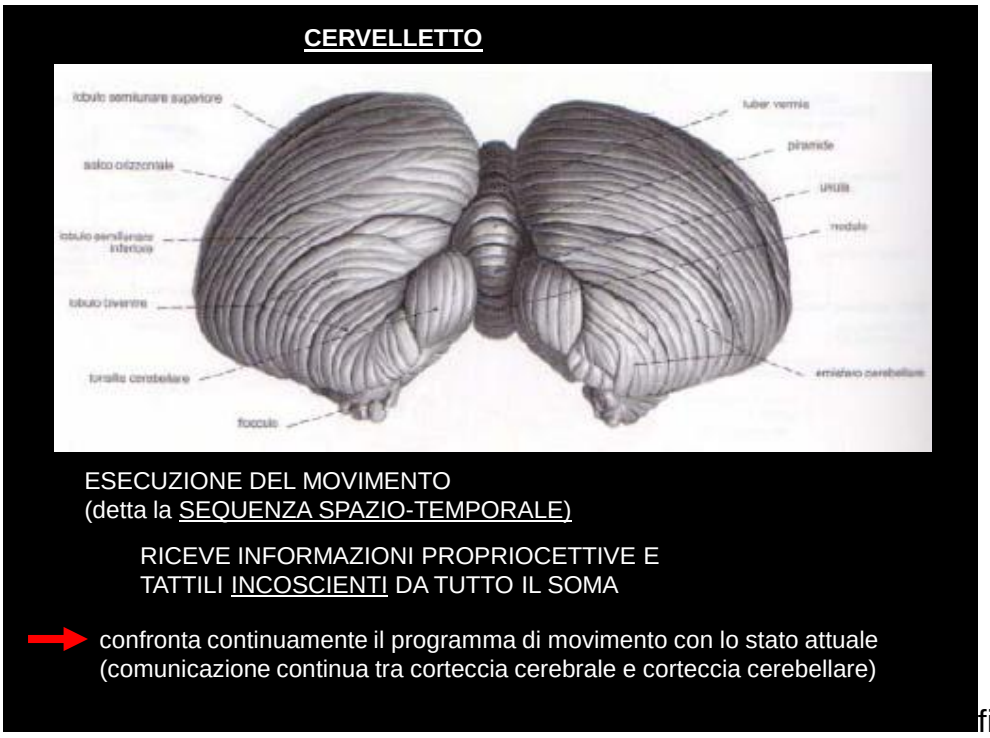


fig4 Netter

La corteccia cerebellare invia le sue efferenze attraverso i nuclei subcorticali I nuclei più mediali sinaptano direttamente con i nuclei delle vie extrapiramidali e con interneuroni spinali. I nuclei laterali attraverso il talamo raggiungono le regioni corticali motorie e frontali, influenzandone l'attività. Il

cervelletto ha un ruolo importante nell'adattare il controllo della postura alle variazioni delle condizioni ambientali.

Questo ruolo venne osservato da Nashner, nei pazienti portatori di lesioni cerebellari posti in posizione eretta su di una piattaforma basculante che all'improvviso veniva spostata all'indietro. Questi pazienti non erano in grado di adattare il controllo della postura alle variazioni delle condizioni ambientali. Nashner notò inoltre una contrazione indotta, a seguito delle perturbazioni di tipo distale-prossimale, come previsto anche dal modello biomeccanico del pendolo invertito (BIBLIOGRAFIA GENERALE Gazzanica, 2005, Kandel, 2003, Kolb, 2004, Nashner, 1976, Schwabe, 2004, Winter, 1995).

Attività riflessa nel sistema posturale

Il più importante contributo al mantenimento della stazione eretta tra i riflessi spinali propiocettivi è dato dall'arco riflesso monosinaptico di stiramento o miotatico. La funzione del riflesso da stiramento è quella di mantenere costante la lunghezza del muscolo. Ciò è fondamentale nello stabilizzare la contrazione dei muscoli antigravitazionali in modo da mantenere costantemente, in modo automatico, la stazione eretta contrastando la forza di gravità che agisce sul corpo stesso. Indispensabile per la stazione eretta è anche l'innervazione reciproca tra muscoli antagonisti. Le fibre nervose afferenti provenienti dai fusi neuromuscolari di un muscolo estensore stabiliscono un contatto sinaptico con i motoneuroni alfa dello stesso

muscolo, ma tramite rami collaterali che sinaptano con neuroni internunciali, inibiscono i motoneuroni alfa del muscolo flessore antagonista,

quindi alla contrazione dei muscoli agonisti deve corrispondere il rilassamento degli antagonisti. In maniera opposta al riflesso miotatico opera invece il riflesso miotatico detto impropriamente "inverso". Esso origina dagli organi tendinei del Golgi, i quali stimolati dalla tensione muscolare , inviano segnali, tramite fibre afferenti, che raggiungono neuroni internunciali inibitori che provocano il rilassamento muscolare, andando ad inibire i motoneuroni alfa dello stesso muscolo. La scarica fusale afferente può essere generata anche dalla contrazione delle fibre intrafusali generata dalle fibre gamma efferenti, facendo contrarre le fibre striate intrafusali, distendendo così la porzione centrale delle miofibrille intrafusali. L'attivazione gamma efferente riesce così ad evocare la scarica dei fusi anche in un muscolo non perturbato nella sua lunghezza, oppure mantenere o rinforzare la scarica fusale afferente di un muscolo in contrazione. I motoneuroni gamma sono sotto il controllo dei centri superiori, in particolare l'area 4s della corteccia motoria, bulbo, cervelletto e soprattutto sono influenzati dalla sostanza reticolare, legata alla funzione di vigilanza. Una conferma della dipendenza del tono muscolare dai centri superiori, viene dal fatto che esso si riduce notevolmente durante il sonno, o in situazioni cerebrali depresse, es. in situazioni di narcosi (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barr, 1998, Barsotti, 2001, Conforti, 2006, Felten, 2004, Kandel, 63, Silverton, 2000). Nei meccanismi che portano all'allineamento del capo e del corpo rispetto alla forza di gravità

importanza fondamentale rivestono i riflessi vestibolari e cervicali, quali i riflessi vestibolo-cervicali, vestibolo-spinali, cervico-spinali e cervico-cervicali. I riflessi vestibolari vengono evocati da variazioni della posizione del capo rispetto all'ambiente, i riflessi cervicali dall'inclinazione e dalla rotazione del collo. Entrambi i tipi di riflessi generano risposte coordinate dei muscoli degli arti e del collo. Il riflesso vestibolo-cervicale ha ruolo funzionale nello stabilizzare il capo nello spazio, acquisendo informazioni dall'apparato vestibolare dell'orecchio interno (dai canali semicircolari e dal sistema otolitico), ed avendo come effettori i muscoli del collo. Segnali provenienti dagli organi otolitici e dai propiocettori del collo sono ritrasmessi ai nuclei vestibolari, i quali proiettano le loro efferenze direttamente al midollo spinale attraverso due tratti vestibolo-spinali, ed indirettamente attraverso connessioni con la formazione reticolare pontina e bulbare. I neuroni reticolari infatti proiettano al midollo spinale attraverso due tratti reticolo-spinali. I tratti discendenti reticolo-spinali e vestibolo-spinali eccitano a loro volta interneuroni e motoneuroni spinali lunghi, che determinano eccitazione o inibizione di motoneuroni innervanti varie muscolature corporee, in particolare i riflessi vestibolo-spinali intervengono nelle oscillazioni del corpo durante il mantenimento della postura eretta. Entrambi i tratti hanno anche connessioni eccitatorie ed inibitorie monosinaptiche con motoneuroni spinali dei muscoli assiali del collo e della schiena. Il riflesso cervico- cervicale risponde allo stiramento dei muscoli del collo e ai recettori articolari, agisce stabilizzando il capo rispetto al tronco piuttosto che rispetto all'ambiente

esterno. Quindi quando la postura di un soggetto presenta il tronco fermo, i riflessi vestibolo- cervicale e cervico-cervicale collaborano tra loro per stabilizzare il capo. Mentre in situazioni in cui il tronco ruota rispetto al capo il riflesso cervico-cervicale viene ad essere soppresso, in modo che sia solo il riflesso vestibolo-cervicale a stabilizzare il capo. Questi riflessi se pur innati, vengono ad essere sottoposti ad un controllo superiore per adeguarsi al movimento volontario che viene ad essere eseguito. Il riflesso vestibolo-spinale e cervico-spinale agiscono quindi in modo sinergico nel mantenimento della postura del corpo, indipendentemente dal fatto che sia il capo che il tronco si muovano insieme o maniera indipendente. Il riflesso vestibolo-oculare fa ruotare gli occhi nello spazio consentendo di compensare gli effetti del movimento del capo ed alla stessa velocità. La stabilizzazione dell'occhio rispetto allo spazio operata dal sistema vestibolare consente di determinare quali oggetti presenti nella scena visiva sono in movimento e quali sono fermi. Si può concludere affermando che sia i riflessi vestibolari che la propiocezione hanno un ruolo specifico nel mantenere la postura eretta (BIBLIOGRAFIA GENERALE Allum, 1998, Bacsi, 2005, Barsotti, 2001, Compoint, 1997, Conforti, 2006, Haridas, 2005, Holstege, 1998, Kandel, 2003). La convergenza di segnali afferenti sui sistemi interneurali spinali e sovraspinali implicati nel processo d'inizio dei movimenti costituisce il substrato per l'integrazione armonica dei riflessi con i comandi motori iniziati dal SNC.

Le vie discendenti dai centri superiori modulano di continuo la trasmissione dei segnali a livello delle vie riflesse spinali, da qui lesioni o patologie del SNC spesso alterano in maniera significativa l'intensità dei riflessi spinali (Kandel, 63).

Lo studio della postura

Lo studio sistematico della postura ha avuto inizio con esperimenti su animali decerebrati ad opera di Sherrington e Magnus. Il preparato decerebrato prevede una sezione del tronco encefalico, a livello dei corpi mammillari mesencefalici, impedendo ai centri più rostrali (specie alla corteccia motrice) di influenzare l'attività locomotoria. Con questi studi si è potuto analizzare il ruolo che il cervelletto e le formazioni del tronco encefalico hanno nel controllo della locomozione. Sherrington e Magnus studiando questi preparati scoprirono diversi riflessi da stiramento. Se la sezione viene effettuata tra i collicoli superiori ed inferiori il grado di contrazione dei muscoli estensori e degli altri muscoli antigravitazionali aumenta a causa dell'eliminazioni di influenze cerebrali inibitorie, ottenendo una "rigidità da decerebrazione". Sherrington ipotizzò che la rigidità dei muscoli estensori in risposta alla forza di gravità rappresenti il fondamento su cui si basa il controllo posturale, anche se era ben consapevoleche che non era l'unico meccanismo. Magnus continuò gli studi, sezionando a livello sempre più rostrale, osservando una serie di risposte automatiche ai disturbi della postura organizzate gerarchicamente, andando dai riflessi del capo e del collo, ai riflessi d'estensione degli arti.

La conclusione di Magnus fu che il controllo posturale potesse essere costituito dalla somma di tutti questi riflessi. Poiché i riflessi posturali non sono gli unici meccanismi del controllo posturale che entrano in gioco durante l'esecuzione dei movimenti fini diretti ad uno scopo, occorre la presenza di un sistema in grado di generare risposte anticipatorie e compensatorie in maniera adeguata. Infine poiché il controllo posturale deve essere integrato con i movimenti volontari, i sistemi preposti al controllo posturale devono essere in grado di apprendere, per dare risposte adattabili alle varie condizioni ambientali nelle quali si attua il comportamento motorio e posturale. Oggi si ritiene che il controllo posturale non si basi solo sui riflessi ma che comporti un'integrazione superiore, coerente con il comportamento attuato.

Strumenti d'anamnesi posturale

Semplici strumenti per lo studio posturale sono rappresentati dal filo a piombo e dallo scoliosometro, costituito da una parete trasparente grigliata attraverso cui il paziente in stazione eretta viene inquadrato nel suo comportamento posturale. Validi contributi per lo studio della postura vengono dall'elettromiografia, tecnica che consente di registrare l'attività elettrica dei muscoli, dato che la contrazione muscolare coinvolge il potenziale elettrico generato dalle fibre muscolari. È un esame utile per studiare l'attività delle unità motrici, costituite dal soma del motoneurone, dal suo assone che decorre in un nervo periferico, dalla giunzione

neuromuscolare e da tutte le fibre muscolari innervate dal motoneurone. L'unità motrice genera potenziali di tipo tutto o nulla, il reclutamento di più unità motrici aumenta la forza di contrazione del muscolo. Sottili elettrodi posti in un muscolo o elettrodi applicati sulla superficie cutanea che ricopre un muscolo forniscono informazioni sull'attività elettrica dello stesso. Ponendo gli elettrodi su diversi muscoli, si ottiene un quadro elettrico della contrazione dei diversi muscoli coinvolti (BIBLIOGRAFIA GENERALE Gazzanica, 2005, Gagey, 1988, Kandel, 63, Rosenzweig, 2001, Yamazaki, 2005). Altro strumento utilizzato per lo studio posturale è la stimolazione elettrica transcutanea del nervo (TENS). È una tecnica che prevede l'invio di impulsi elettrici attraverso elettrodi appoggiati sulla pelle, i quali vanno ad eccitare i nervi della regione d'applicazione. Tecnica utilizzata soprattutto per alleviare i dolori neuro- muscolari, specialmente periferici, l'azione analgesica di questa tecnica è mediata almeno parzialmente dagli oppiacei endogeni. La TENS viene utilizzata anche nello studio della postura, ad esempio nel valutare le oscillazioni del corpo durante la postura eretta, variando l'eccitabilità dei neuroni motori e di conseguenza facendo variare l'eccitabilità dei riflessi miotatici (es. riflesso H del soleo). In particolare si è dimostrato come l'applicazione della TENS alla muscolatura degli arti inferiori riduce le oscillazioni del corpo durante il mantenimento della postura eretta, il potenziale significato clinico di queste osservazioni è da determinare, ma l'elevata presenza di disturbi posturali nella popolazione e la facilità unita alla tolleranza clinica di questa tecnica non possono che incentivare lo studio dei

meccanismi alla base di questa metodologia (BIBLIOGRAFIA GENERALE Dickstein, 2006, Haridas, 2005, Rosenzweig, 2001). Un ruolo di rilievo nell'anamnesi posturale è stato assunto da esami strumentali, che sfruttano tecnologie avanzate e sono in grado di registrare le variazioni dinamiche della postura, attraverso l'utilizzo di metodiche fotocinematografiche, come ad esempio telecamere a raggi infrarossi collegate ad un computer, in grado di analizzare il movimento e le sue componenti. Vi sono infine le pedane stabilometriche che consentono di valutare la stabilità del paziente, studiando le oscillazioni posturali evidenziate dalla dinamica del centro di pressione podalico (COP) durante la registrazione, che equivale al centro delle pressioni applicate da ogni punto della superficie del piede in contatto con la base diappoggio. Oggi il COP è assimilabile al centro di gravità o proiezione del baricentro a terra, con un errore dell'1%. Misurare la posizione media del COP e la sua dispersione non significa che il posturologo pretenda di misurare l'equilibrio, bensì di osservare la stabilità del paziente. Nulla togliendo all'importanza di questa metodica strumentale, è da ricordare che la stabilometria riduce il comportamento posturale ad un punto, il suo centro di gravità, va quindi utilizzata come strumento d'anamnesi aggiunto, cioè da affiancare alle altre strumentazioni per ottenere un quadro clinico più completo possibile (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barsotti, 2001, Gagey, 1988, Guerts, 1993). Grande rilievo rivestono le ricerche riguardanti le correlazioni tra postura e disordini all'apparato stomatognatico.

Nonostante sull'argomento vi sia un ampio dibattito (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barsotti, 2001, Ferrario, 1996, Kovero, 2002) è ben noto da diverse ricerche sperimentali che malocclusioni o disordini cranio-cervico-mandibolari vadano a ripercuotersi sulla postura del paziente (Barsotti, 2001, Bracco, 2004, Bracco, 1998, Flavel, 2003, Gangloff, 2000, Huggare, 1989, Huggare, 1998, Nobili, 1996, Yoshino, 2003).

La pedana stabilometrica e posturometrica

L'uscita comune a tutte le compensazioni posturali è la pianta dei piedi. E' proprio attraverso un'analisi della distribuzione dei carichi pressori della pianta dei piedi su pedane posturometriche e stabilometriche che, negli ultimi anni, si è sviluppata una serie di ricerche riguardanti le possibili ripercussioni posturali che vengono stabilirsi a seguito di malocclusioni odontoiatriche, difetti del sistema visivo, problemi gastroenterici, ecc. La pedana stabilometrica computerizzata è una piattaforma dotata di trasduttori piezoelettrici, in grado di rilevare la componente verticale delle forze esercitate sulla piattaforma stessa, consentendo quindi di rilevare il COP a livello della superficie d'appoggio. Con l'utilizzo della pedana stabilometrica si è pertanto in grado di misurare l'andamento del baricentro corporeo, e quindi le sue oscillazioni, nel corso delle registrazioni (stabilometria). Alcune pedane, più recenti, consentono anche il rilevamento dei carichi sulla superficie plantare d'appoggio (posturometria). L'utilizzo della pedana stabilomerica e posturometrica è stata utilizzata in molte ricerche sperimentali sulla postura.

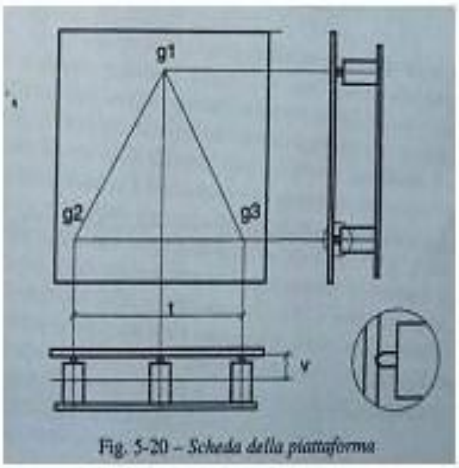
Modificando ad esempio la condizione posturale eretta mediante stimolazione o soppressione di afferenze sensoriali quali: visiva, propricettiva, vestibolare, cerebellare, ecc., è possibile apprezzare il contributo delle singole componenti del sistema posturale nel mantenimento della sua stabilità (BIBLIOGRAFIA GENERALE Barsotti, 2001, Collins, 1995, Gagey, 1988, Kolb, 2001, Tarantola, 1997, Tecco, 2005). Il primo problema presentatosi ai ricercatori ed ai medici con l'utilizzo delle pedane stabilometriche è stato la mancanza di una normalizzazione dei dati che consentisse di paragonare le loro registrazioni con quelle della "popolazione normale". Mancava la presenza di un protocollo di registrazione che ne stabilisse le sue condizioni: stessa macchina, stesso ambiente, stesse caratteristiche d'esame. Nel 1985 l' "Association Française de Posturologie" (AFP) decise di scrivere le norme di costruzione di una piattaforma normalizzata. Ma queste sono state seguite solo dai centri che affiancano l'AFP, per lo più in Europa meridionale, mentre in altri centri, come America e Giappone, vengono utilizzate diverse pedane stabilometriche. La pedana stabilometrica dell'AFP prevede un'unica piattaforma poggiata su tre calibri di stiramento, situati alle sommità di un triangolo equilatero (fig 2). Fu anche stabilito un protocollo di regisrazione (BIBLOGRAFIA GENERALE Normes 85), per ottenere la normalizzazione dei dati, riguardo a due situazioni di esame, occhi aperti e successivamente occhi chiusi (quoziente di Romberg):

- Piedi nudi del soggetto collocati sulla piattaforma con talloni scostati di 2 cm. e con una divaricazione di 30° (fig 3);

- Restare in piedi, immobile, rilassato, non sull'attenti, le braccia lungo il corpo, guardare nella direzione del centro visivo, senza fissarlo e contare lentamente e ad alta voce fino alla fine della registrazione;

- Durata di registrazione pari a 51,02 secondi;
- Campo visivo periferico per la pedana AFP situato a 50 cm dall'occhio;
- Il campo uditivo non deve distogliere l'attenzione del soggetto in esame poiché il livello di vigilanza influenza le prestazioni posturali. Fig3,Fig4

Fig1 Lazzari fig2 Lazzari



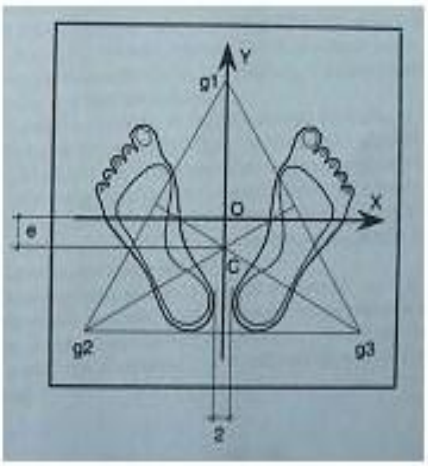
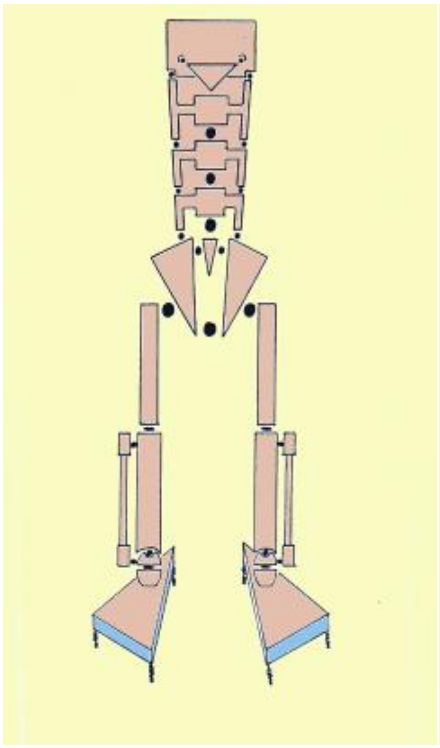


Fig. 1. rappresentazione della pedana APF Fig. 3.. Collocazione podalica su pedana APF

Fig 2 :Rappresentazione schematica di un paziente su una pedana APF con una inclinazione diu 30 gradi (Bibliografia Generale Lazzari 1995)

Fig 3,Fig 4 :Rappresentazione di un paziente come un corpo inamovibile e appoggiato su una sfera (Bibliografia Generale Lazzari 1995)



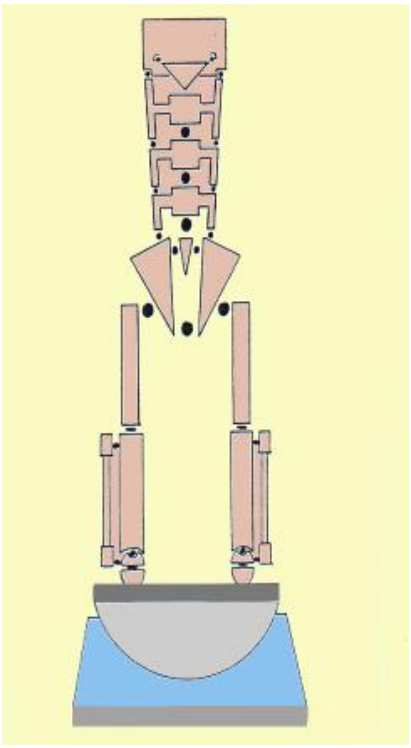


Fig 3 Lazzari Fig4 Lazzari

L'utilizzo di una singola pedana consente però di ricavare solo la sommazione spazio temporale del COP di entrambi gli arti inferiori. Si è presentata quindi la necessità nell'utilizzo di due piattaforme stabilometriche separate per rilevare come la strategia posturale si possa ripercuotere diversamente su ciascun arto nel mantenimento della postura eretta. A questa necessità risponde la pedana stabilometrica e posturometrica Lizard (fig 5). Tuttavia c'è ancora poca chiarezza e rigore metodologico e scientifico nelle analisi posturometriche. Si riscontra una mancanza di protocolli scientifici dettagliati, che insieme all'uso di apparecchiature d'analisi differenti rendono difficoltoso il confronto tra i risultati ottenuti con i vari metodi di

rilevamento posturale (BIBLIOGRAFIA GENERALE Gagey, 1988, Winter, 2003).

Fig5. pedana stabilometrica e posturometrica Lizard

Paragrafo III3C : Baricentro corporeo e Baricentro occlusale e classificazioni di alcuni tipi di pedane , pedane statiche e sistemi di rilevazione della pressione e del peso corporeo

DEFINIZIONE DI BARICENTRO:Punto di applicazione della forza di un corpo

DEFINIZIONE DI EQUILIBRIO: Stato di un corpo che si verifica quando le risultanti delle forze applicate e dei lori momenti sono nulle.(Fig 6,Fig 7)

Momento:prodotto di una forza per il braccio

Formula per la determinazione del baricentro

A livello dell'appoggio podalico

Asse X = x1+x2+x3+x4+x5+x6

p1+p2+p3+p4+p5+p6

Asse Y = y1+y2+y3+y4+y5+y6

p1+p2+p3+p4+p5+p6

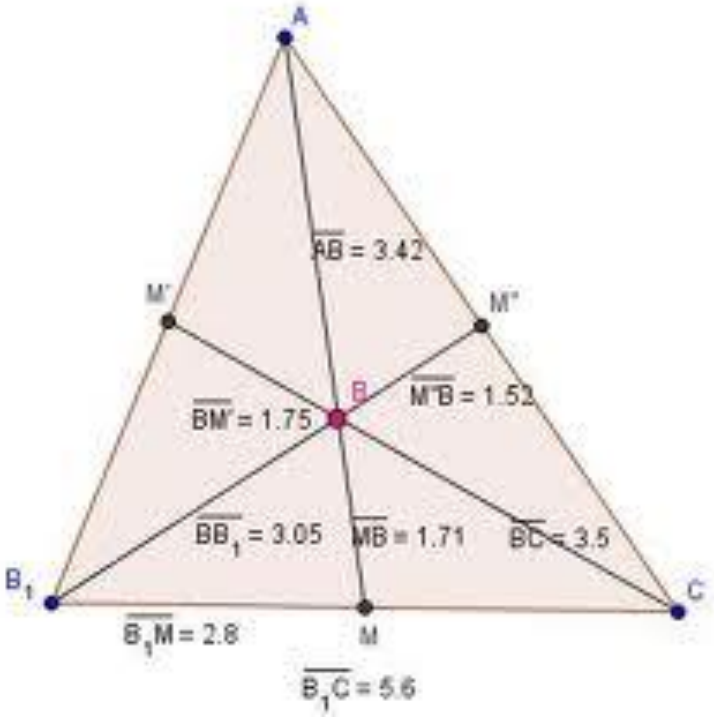


fig 6

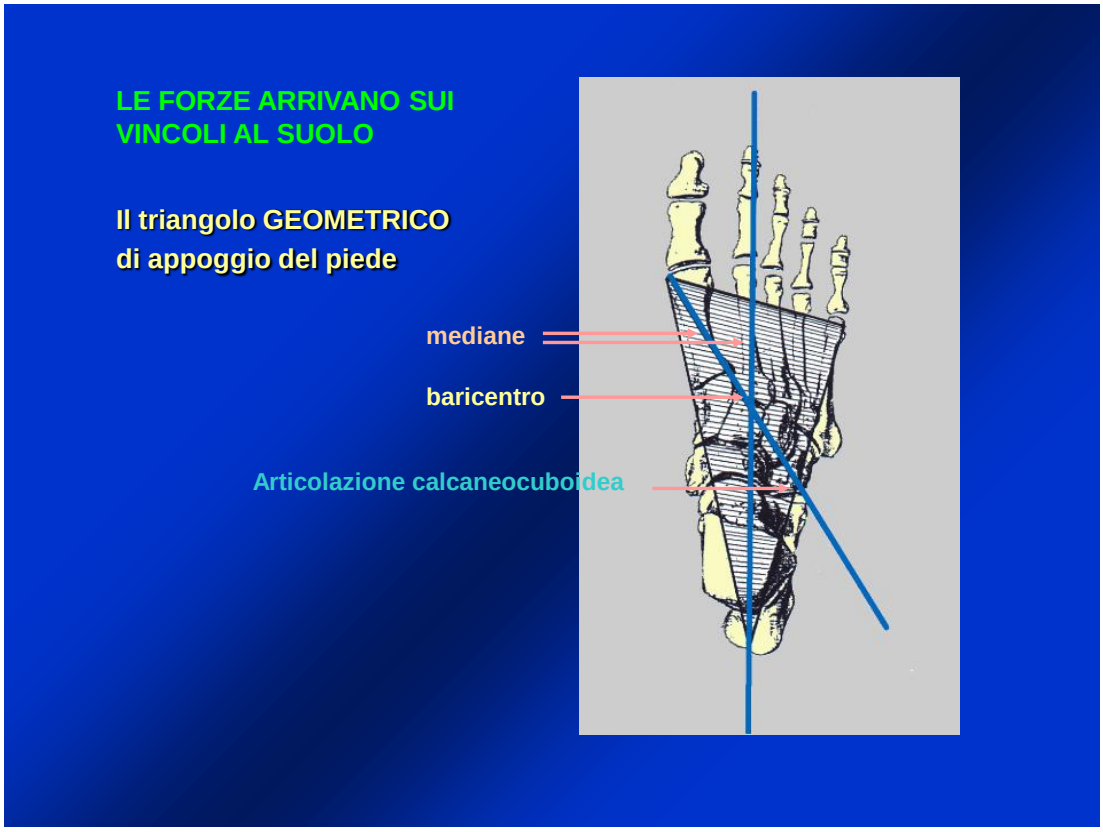


Fig 7

DEFINIZIONE DI BARICENTRO OCCLUSALE: centro di forze (COF) dell'occlusogramma,Il T-Scan è uno strumento indispensabile è fondamentale per localizzare le interferenze occlusali,per determinare la relativa forza su ogni interferenza e valutare il potenziale per traumi causati e per determinare il baricentro occlusale(COF) .fig9

(BIBLIOGRAFIA GERNERALE Mizui,1994 Nabeshima, 1990 , Okamoto,1990 Patyk, Patyk, Paula,1989 Reza Moini1991)

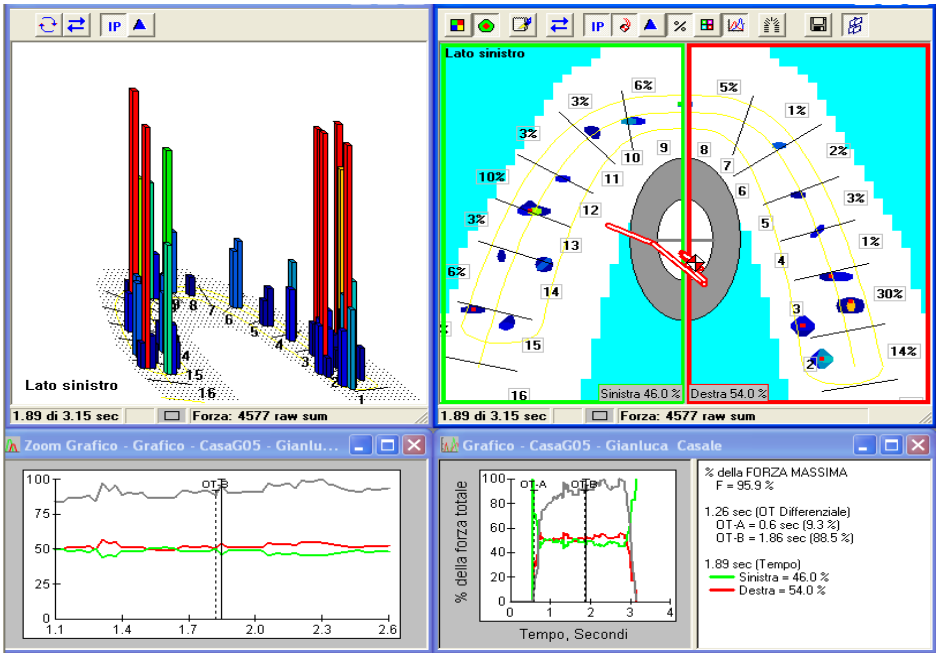


Fig 9 Forinita da GIROP(Gruppo interdisciplinare di Ricerca Occlusione Postura Torino)

PEDANE STATICHE E SISTEMI DI RILEVAZIONE DELLA PRESSIONE E DEL PESO COPRPOREO

PEDANA STABILOMETRICA AD9280 STABILITY TECNOBODY

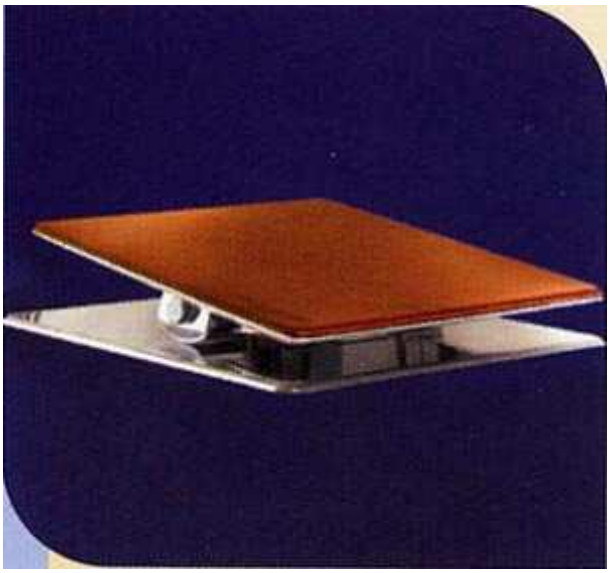
DATI TECNICI

- Sistema a tre celle carico disposte a 120°.
- Carico massimo rilevabile sensore 70 Kg
- Carico massimo sistema 200 Kg
- Risoluzione massima sensori 50g
- Calibrazione automatica sensori.
- Frequenza di campionamento 20 Hz.
- Alimentazione esterna 12 V.
- Sistema conforme alle direttive CE .

STABYLOPRO **PEDANA LIZARD BLUE**

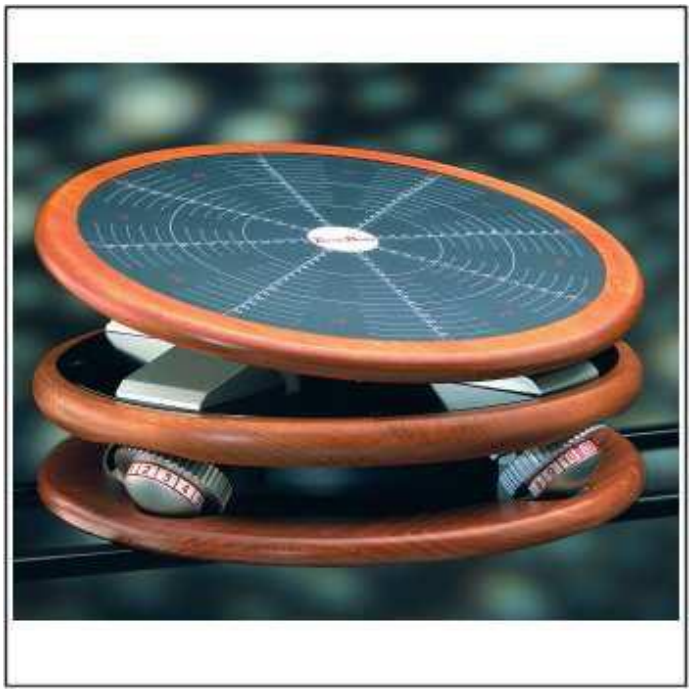
PEDANE BASCULANTI

DEB LIGHT BOARD **DEB DELOS EQUILIBRIUM**



Baskula in configurazione a 180° **Baskula in configurazione a 360°**

PK 204



Grado delle INCLINAZIONI

INCLINAZIONE ANTERO -POSTERIORE + 15° -15°

INCLINAZIONE DESTRA -SINISTRA + 15° -15 °

RISOLUZIONE 0.1°

PK 214

Grado delle INCLINAZIONI

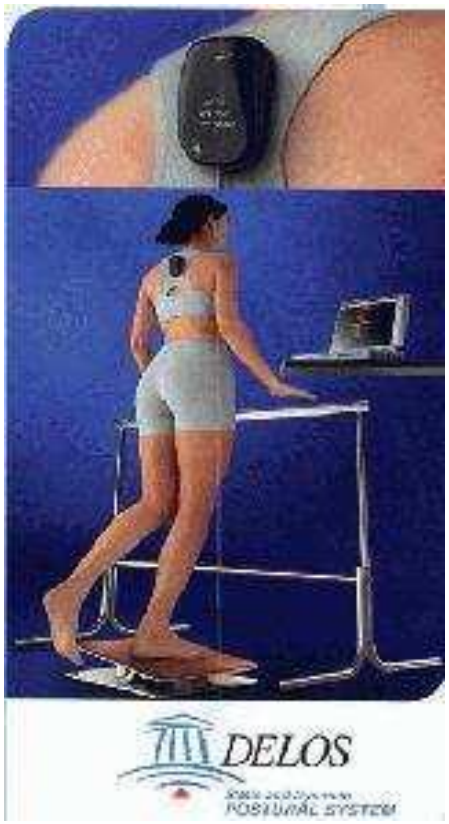
INCLINAZIONE ANTERO -POSTERIORE + 15° -15°

INCLINAZIONE DESTRA -SINISTRA + 15° -15 °

RISOLUZIONE 0.1°

PEDANE BASCULANTI CON FEEDBACK

DELOS POSTURAL SYSTEM



è composto da tre strumenti modulari:

Dlos Equilibrium Board

Delos Postural Assistant,

Delos Vertical Controller

PK 200

Grado delle INCLINAZIONI

INCLINAZIONE ANTERO -POSTERIORE + 15° -15°

INCLINAZIONE DESTRA -SINISTRA + 15° -15 °

RISOLUZIONE 0.1°

FREQUENZA DI CAMPIONAMENTO 20Hz

PK 254

Grado delle INCLINAZIONI

INCLINAZIONE ANTERO -POSTERIORE + 15° -15°

INCLINAZIONE DESTRA -SINISTRA + 15° -15 °

RISOLUZIONE 0.1°

PEDANE STABILOMETRICHE CON FEEDBACK

PIATTAFORMA STABILOMETRICA NBP

STABILOMETRIA-POSTUROLOGIA nella diagnosi e terapia dei disturbi delle vertigini e dell'equilibrio in genere

PEDANA CORREKTA

BASKULA

Bio Postural Test

Lo studio ***dell'appoggio plantare*** viene effettuato su un sistema di baropodometria elettronica

modulare clinico, costituito da:

- un camminamento deambulatorio,
- una piattaforma di rilevazione (dove ci sono 4800 sensori attivi su 120 cm^2) interfacciato adun software di acquisizione,

- Il paziente viene fatto salire sulla piattaforma scalzo e in posizione naturale e rilassata, immobile per 5-10 secondi per valutare l'appoggio statico, visualizzato dopo che il software ha calcolato la media delle oscillazioni del soggetto durante il tempo di acquisizione.
- Successivamente il paziente viene inviato a camminare sulla pedana per effettuare l'esame dinamico. L'acquisizione inizia quando il piede tocca la piattaforma, termina quando il paziente esce dalla piattaforma.
- Questo test viene ripetuto per tre/quattro volte per individuare deficit deambulatori dell'equilibrio. Durante lo svolgimento del passo vengono elaborati i centri di pressione di ciascun piede, suddivisi in vari fotogrammi che evidenziano il rotolamento dal retropiede allo stacco dell'avampiede (fasi dell'appoggio).

L' ***esame dell'equilibrio*** si effettua sulla piattaforma baropodometrica mediante sei esami stabilometrici differenti:

- in appoggio bipodalico (51,2 secondi)
- monopodalico (5 secondi)
- sia ad occhi aperti che chiusi
- i dati ricavati rappresentano le oscillazioni del paziente sui piani antero/posteriori e latero/laterali e vengono utilizzati per individuare problemi oculomotori e vestibolari, nonchè problematiche del sistema propriocettivo.

Test Baropodometrico con odoscopio elettronico

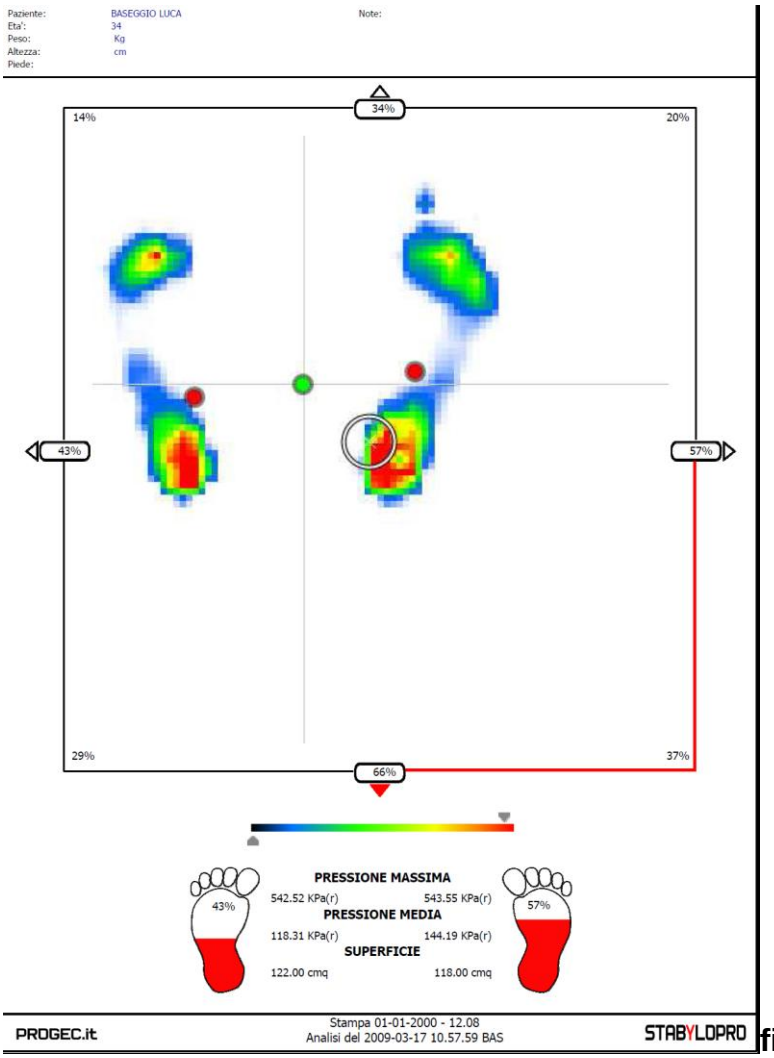
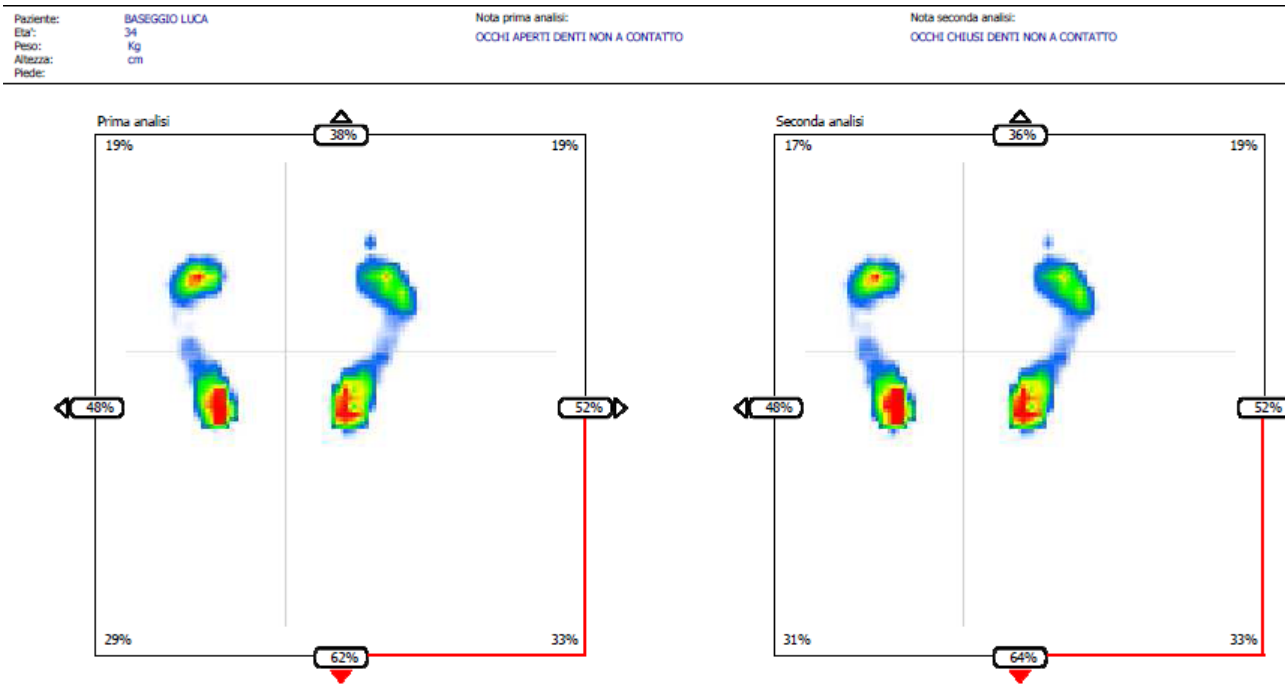


fig 1

L'indagine baropodometrica effettuata da fermo ed in movimento permette di diagnosticare le patologie dell'appoggio plantare.fig1 Pedana Stabylopro

Test Stabilometrico con pedana Baropodometrica



L'esame stabilometrico rileva le oscillazioni posturali per valutare problematiche visive e vestibolari del paziente .Fig2 Pedana Stabylopro

Esame morfologico del piede con podoscopio

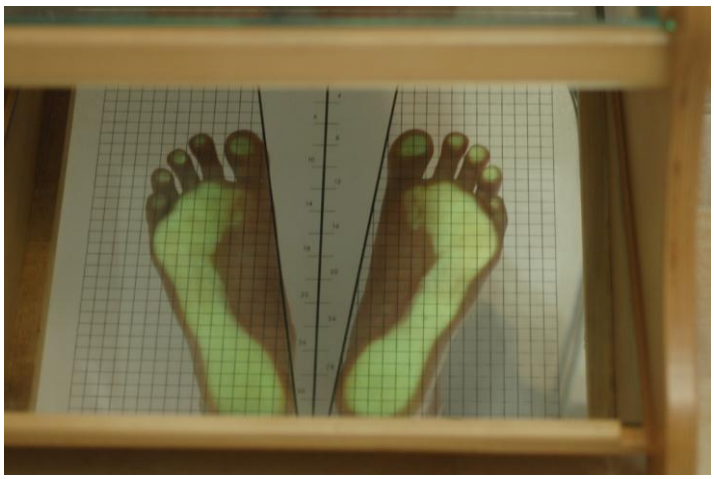


fig2 Immagine del Dott Marco Pascolini

Le Strumentazioni per la valutazione della dinamica del passo

L' ***esame del corpo*** viene effettuato:

- tramite un sistema optoelettronico con singola o doppia videocamera che consente la ripresa di un filmato che, oltre all'analisi del passo, offre anche la possibilità di sbobinare consistema moviola l'atteggiamento posturale tenuto dal soggetto durante l'appoggio dinamico e, mediante apposizione di markers sulla cute (anche segnabili con matita dermografica) di effettuare lo studio di importanti reperti anatomici in fase statica per lo studio di dismetrie degli arti, scoliosi, intra-extrarotazioni di assi corporei.

Per l'analisi della cinematica del movimento, è per una valutazione posturale globale, con l'opportunità di memorizzare e stampare i dati per controlli periodici o a distanza di tempo.Fig 3

fig3 figura disponibile sul web

Il sistema consente di seguire la dinamica del passo in contemporanea all'indagine baropodometrica

fig4

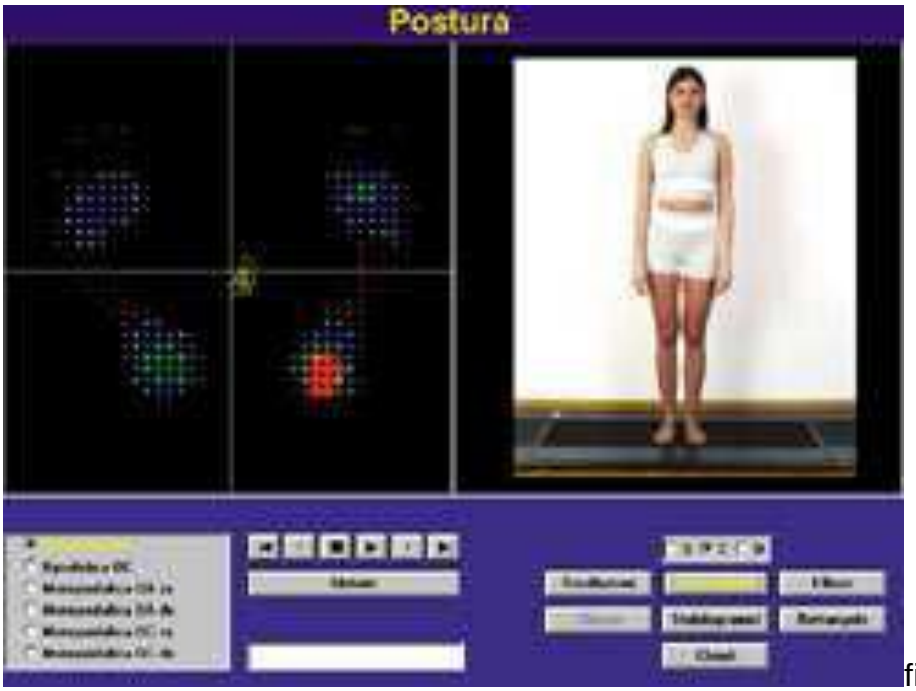


fig5

- La valutazione posturale del soggetto è descritta in un quadro ove sono presentate le oscillazioni a livello plantare (baropodometria) e quelle visive (optoelettronica).fig 4, fig 5 figura disponibile sul web

fig6

- è collegabile a più sistemi di optoelettronica (videocamere aggiuntive, digital camera, scanner)fig 6 , figura disponibile sul web
- permette rappresentazioni contemporanee di immagini (anche radiografiche) per analizzare con dettaglio il quadro clinico del paziente.

fig7

La video ripresa è utilizzata per **calcoli angolari dei segmenti corporei.Fig7,** figura disponibile sul web

Analisi del passo pedana stabylopro

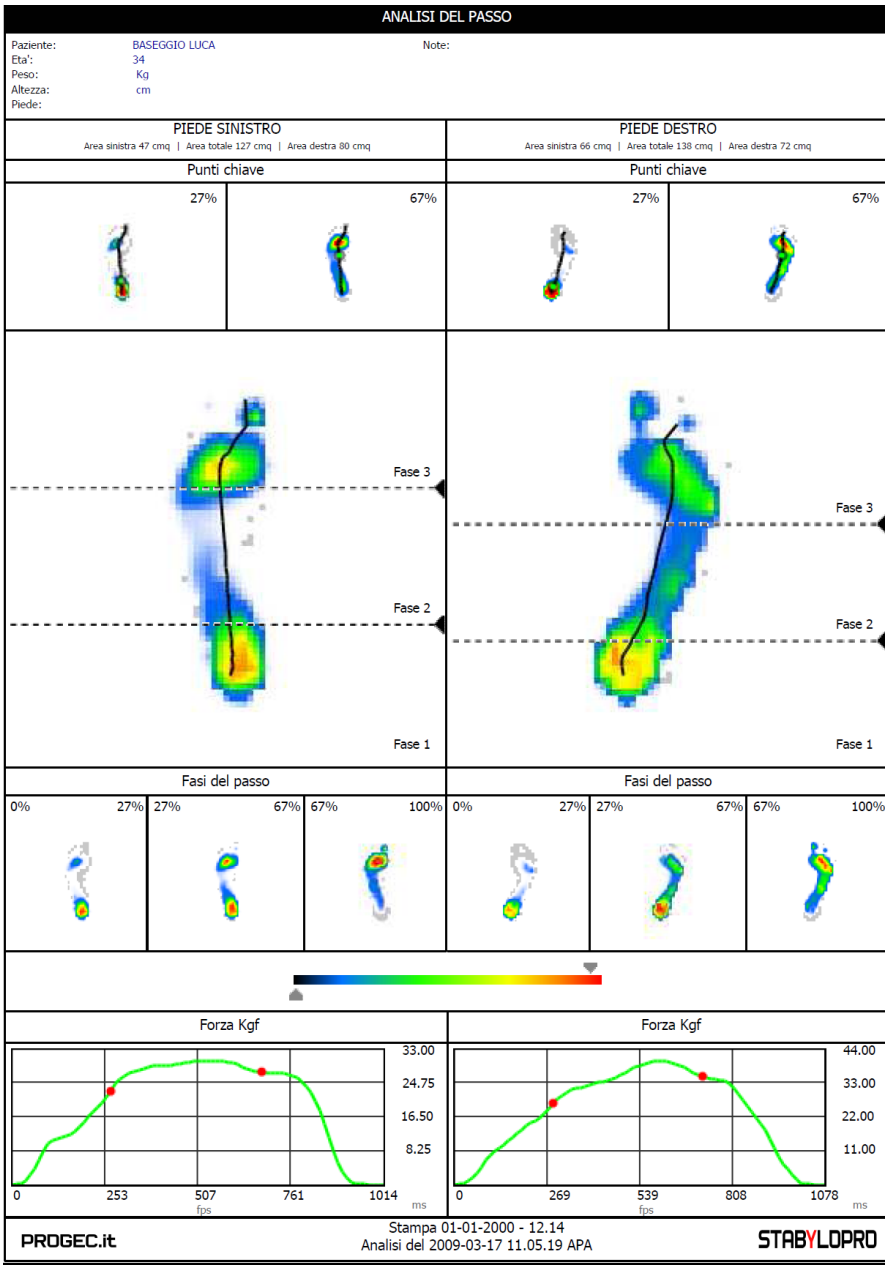
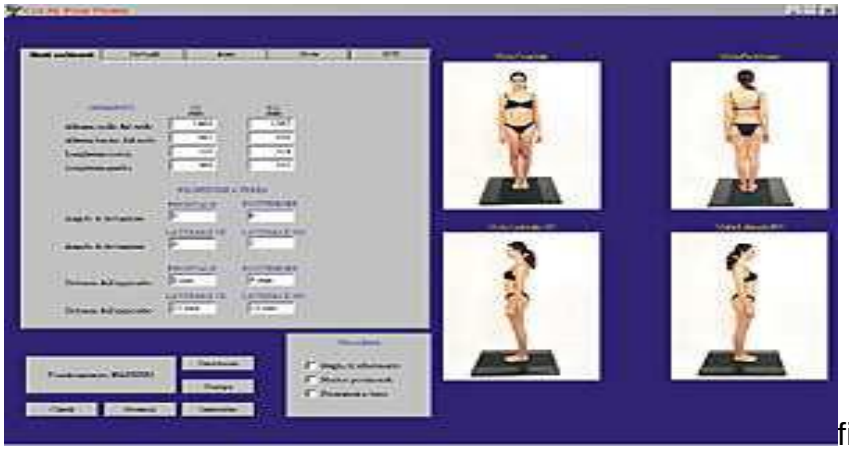


fig 8 immagine fornita dal GIROP Torino

Body Analysis Kapture

sistema optoelettronico per l'esame morfologico del corpo. Il Body Analysis Kapture permette di valutare con immediatezza misure ed angoli del corpo, dati impossibili da fissare visivamente.fig9, figura disponibile sul web

 fig9

acquisisce in contemporanea le quattro proiezioni del paziente:

- frontale
- posteriore
- laterale
- contro laterale
- Allo scopo sono impiegate da una a quattro telecamere con puntatori che permettono di rilevare i dati in alta risoluzione.

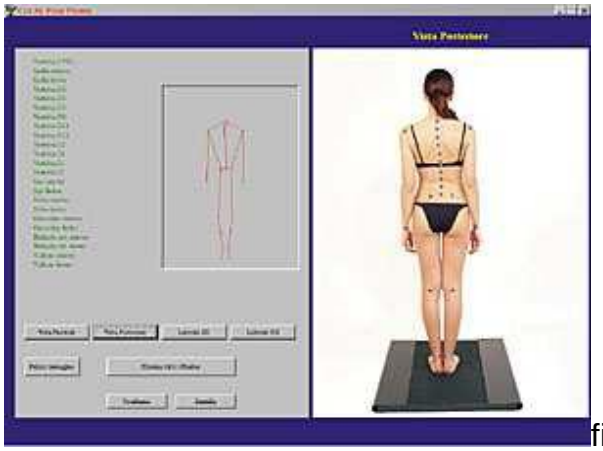


fig10

Una semplice procedura di riconoscimento (via mouse) dei punti di repere prestabiliti dall'utente (markers), è alla base dell'individuazione delle coordinate spaziali del paziente.fig 10, figura disponibile sul web

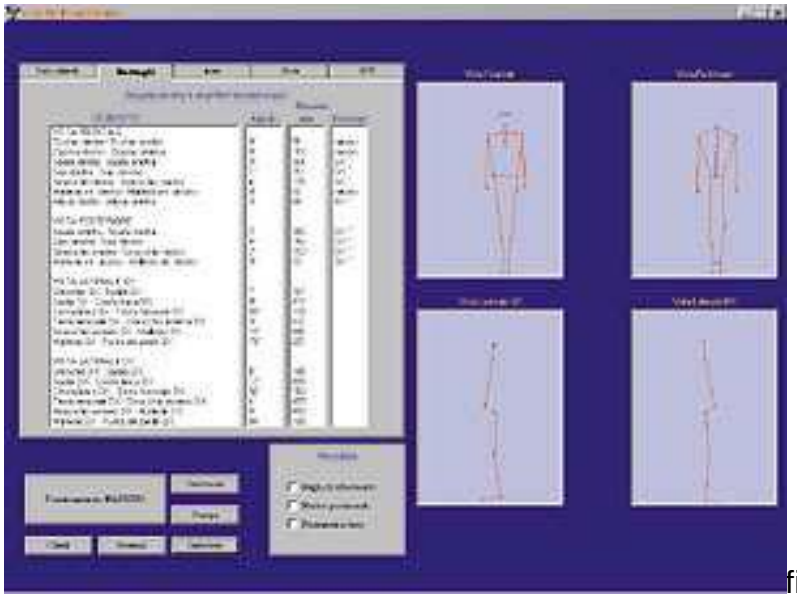


fig11

I dettagli di lunghezze, distanze e deviazioni angolari di ciascun punto di repere, vengono presentati analiticamente in una tabella riassuntiva di ciascuna proiezione.fig 11, figura disponibile sul web

fig12

La distanza tra telecamera e paziente è di circa 2 m.

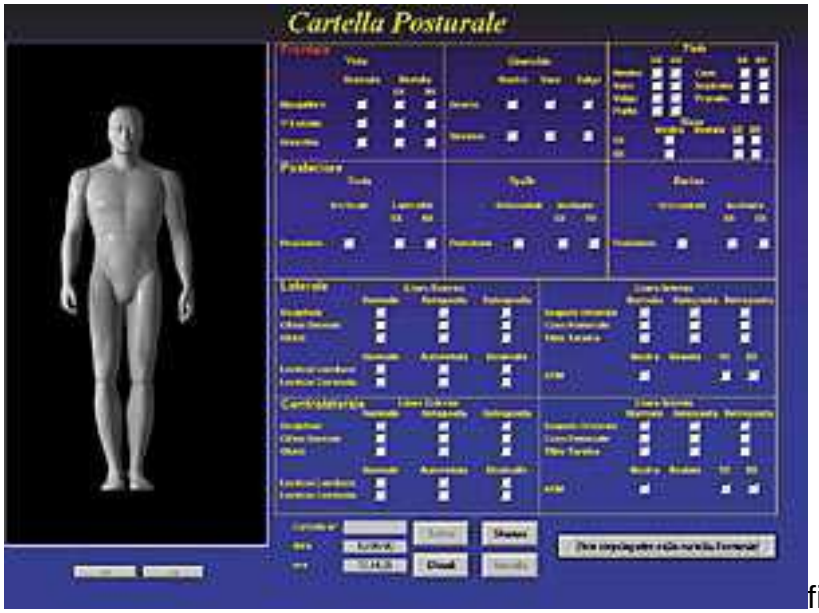


fig13

Tutti i parametri della postura sono codificabili ai fini statistici con l'ausilio di una dettagliatascheda di valutazione posturale.Fig 12,13 Immagine fornita da Body Analysis Kapture

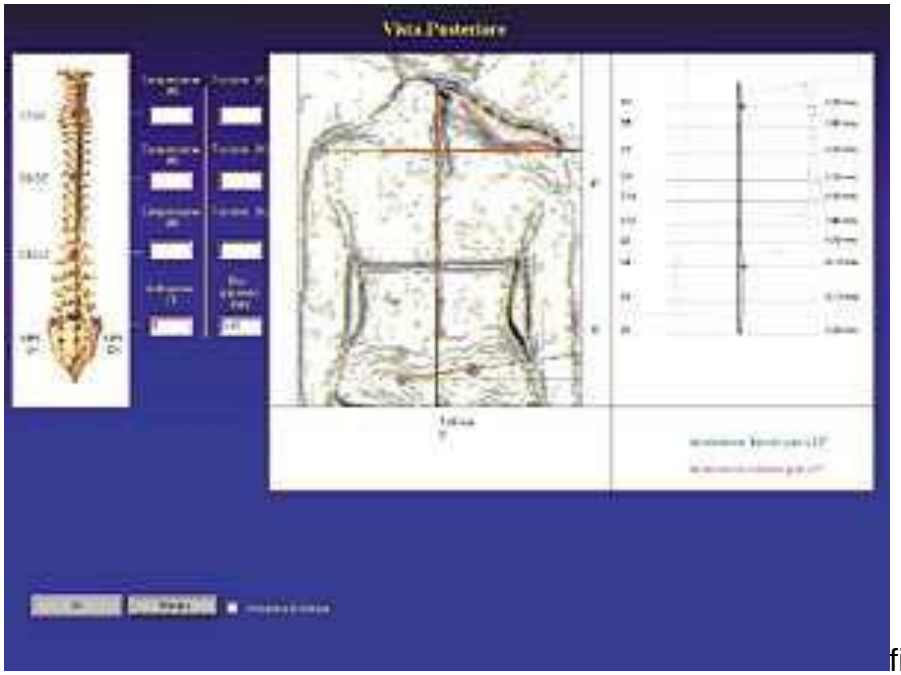


fig14

Scansione analitica della colonna vertebrale, con deviazioni latero-laterali e angoli dorso lombari. Fig 14 immagine fornita Body Analysis Kapture

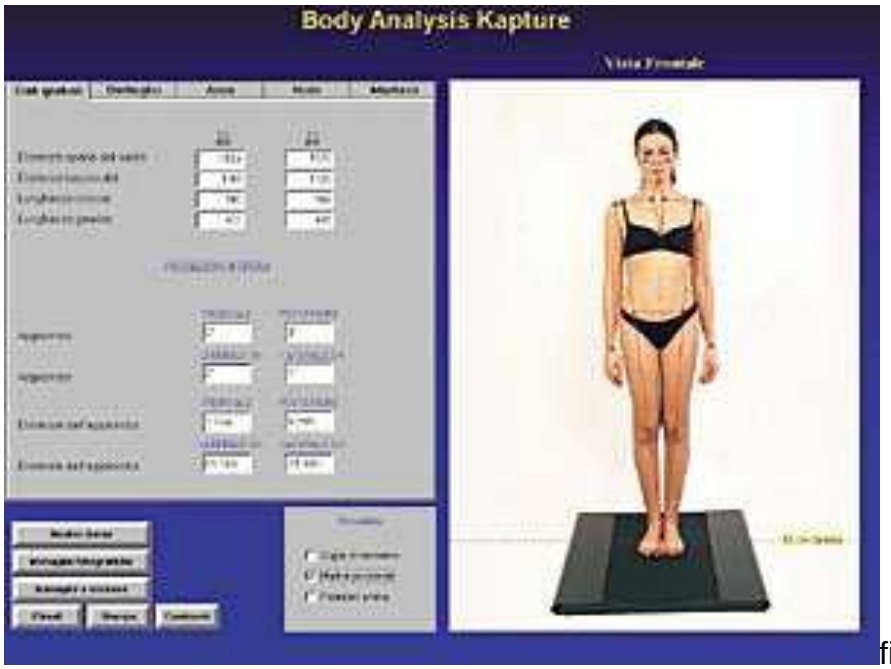


fig15

Immagine frontale con proiezioni al suolo e calcolo della verticale di Barrè

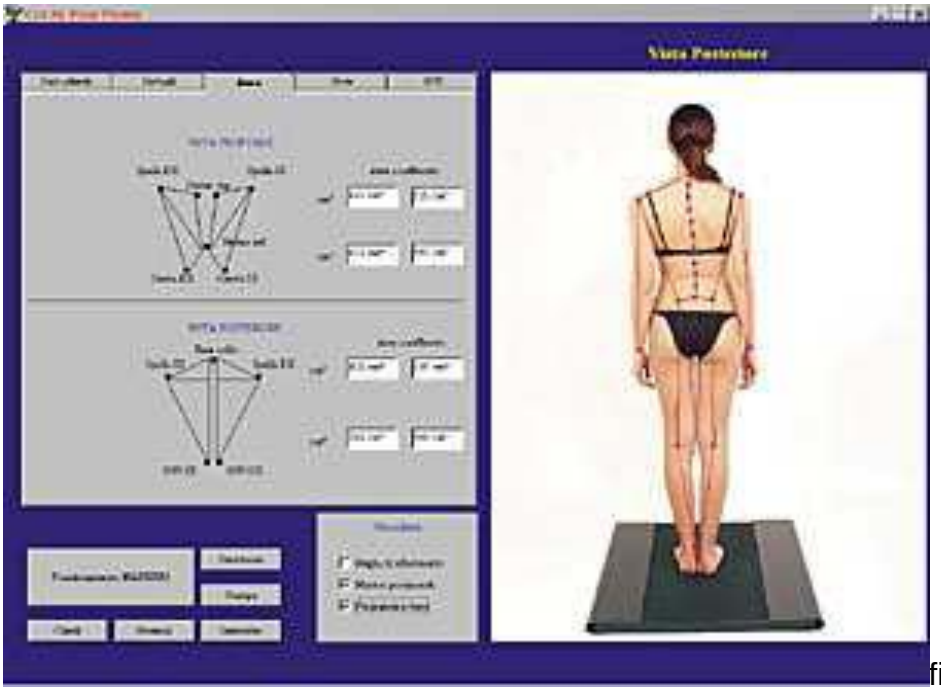


fig16

Visualizzazione posteriore con triangoli ed aree della taglia. fig 16,immagine fornita da Body Analysis Kapture

Podoscanalyzer:podoscopio elettronico

fig17

Podoscanalyzer

Baropodometrico Elettronico

fig18

Baropodometro ed Optoelettonica

Baropodometro Elettronico Clinico, sistema modulare per lo studio delle pressioni plantari da fermo, per l'analisi del passo (doppio appoggio) e per la valutazione delle oscillazioni (stabilometria). Fig18 disponibile sul web

Scheda Tecnica

Il Baropodometro Elettronico, apparecchiatura che rileva le pressioni plantari sia in stato di moto che di quiete, oggi è modulare, di concezione tecnologica avanzatissima, costituita da piattaforma barosensibile dotata di appositi sensori, inserita in un camminamento di deambulazione di circa tre metri, collegata ad un computer con stampante a colori.

fig19

***Sensori*:** la piattaforma è composta da sensori elettronici resistivi in platino che raccolgono leinformazioni dell'appoggio plantare con naturale mobilità. Uno **speciale rivestimento** offre livelli di sensibilità elevatissimi, che si traducono in una analisi pressoria particolareggiata.fig 19,fig 20,fig21

fig20

Sistema Flessibile

fig 21

Il Baropodometro Elettronico Flessibile è composto da:

- 5 paia di solette barosensibili con oltre 500 sensori attivi, per misure in calzature dal 35 al 48.
- E' il sistema ottimale per l'analisi delle pressioni all'interno della calzatura con trasmissione dati su memory card o in tempo reale. Particolarmente indicato nello studio degli sportivi, dei soggetti diabetici, dei pazienti neurologici o con gravi deformità e per controlli ortesici.

Le Indagini

La misurazione computerizzata delle pressioni plantari esercitate al suolo può essere effettuata a piede nudo e con le calzature (con e senza ortesi). Un programma di calcolo presenta in forma chiara e comprensibile le immagini attraverso le quali è possibile studiare molteplici parametri sia numerici che grafici ottenuti dai tre differenti esami:fig22

- ***Statico***
- ***Dinamico***
- ***Stabilometrico***

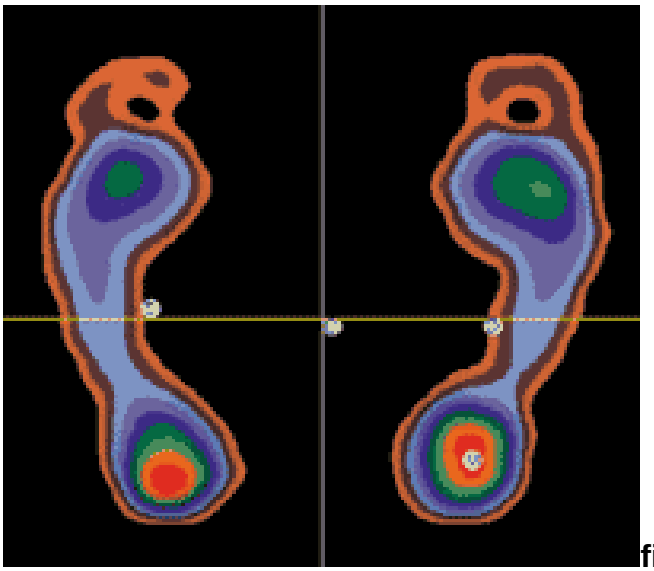


fig22

L'immagine statica risultante media di:

- otto impronte consecutive di 60 msec. ciascuna, è presentata sotto forma di punti didifferente grandezza e colore ognuno dei quali è espresso in percentuale del valore di massima pressione rilevata (p. Max)
- Vengono inoltre calcolati superfici e carichi totali di appoggio di ciascun piede con dettaglio dei valori dell'avampiede e del retropiede: sono indicate le risultanti dei centri di pressione dei singoli arti ("D" per il piede destro ed "S" per quello sinistro) corrispondenti alla proiezione a terra dei centri articolari di ciascun arto ed il centro delle pressioni "C" corrispondente alla proiezione a terra del centro di gravità del corpo (baricentro corporeo).
- Una visione riassuntiva delle areee di iper-ipo appoggio del piede viene elaborata, con l'ausilio dello studio isobarico, in tre differenti colori.
- **Analisi Dinamica**

fig23

E' sempre risultato l'aspetto più innovativo, ovvero la possibilità di rilevare le pressioni podaliche durante il normale svolgimento del passo, mentre il soggetto cammina sulla piattaforma, visualizzate in registrazioni consecutive in funzione del tempo.fig23

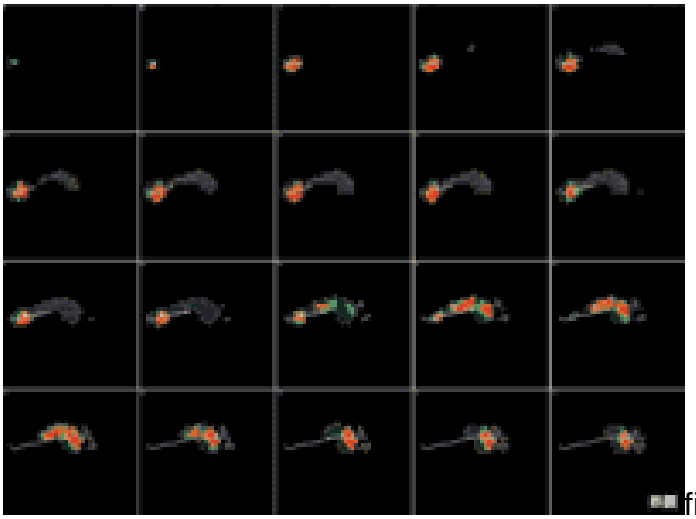


fig24

Ciascun fotogramma evidenzia

- i momenti temporali di appoggio (dall'impatto calcaneare all'uscita sull'alluce) descrivendo il carico esercitato,fig 24
- la superficie impegnata
- la direzione del passo
- L'impronta ottenuta può essere anche riprodotta in un'unica immagine che raccoglie globalmente le successioni di ogni

  - singola fase

  - i valori di superficie

  - quelli di pressione.

Analisi Stabilometrica con pedana baropodometrica

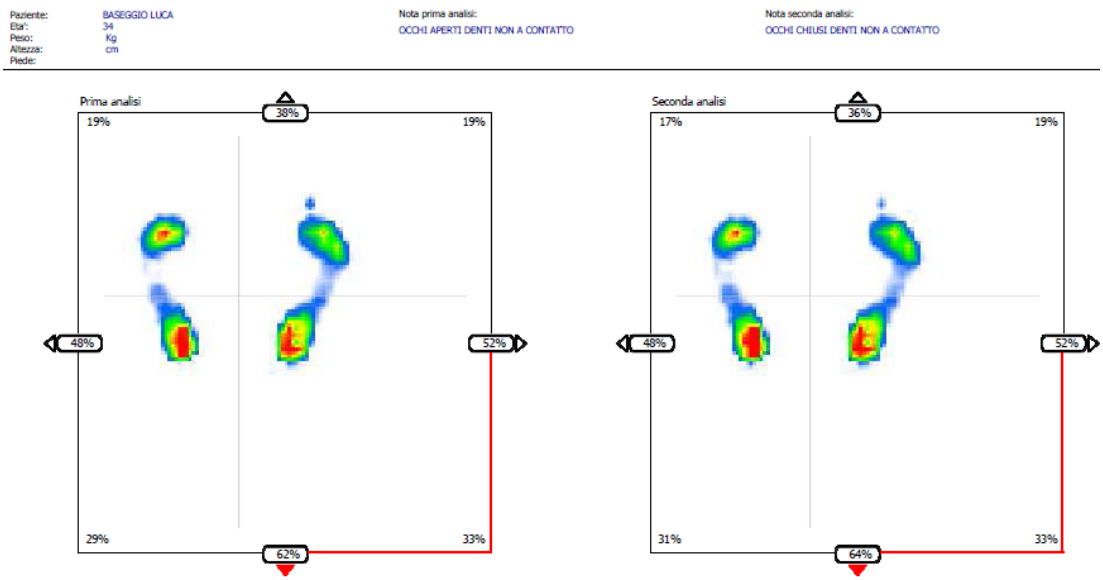
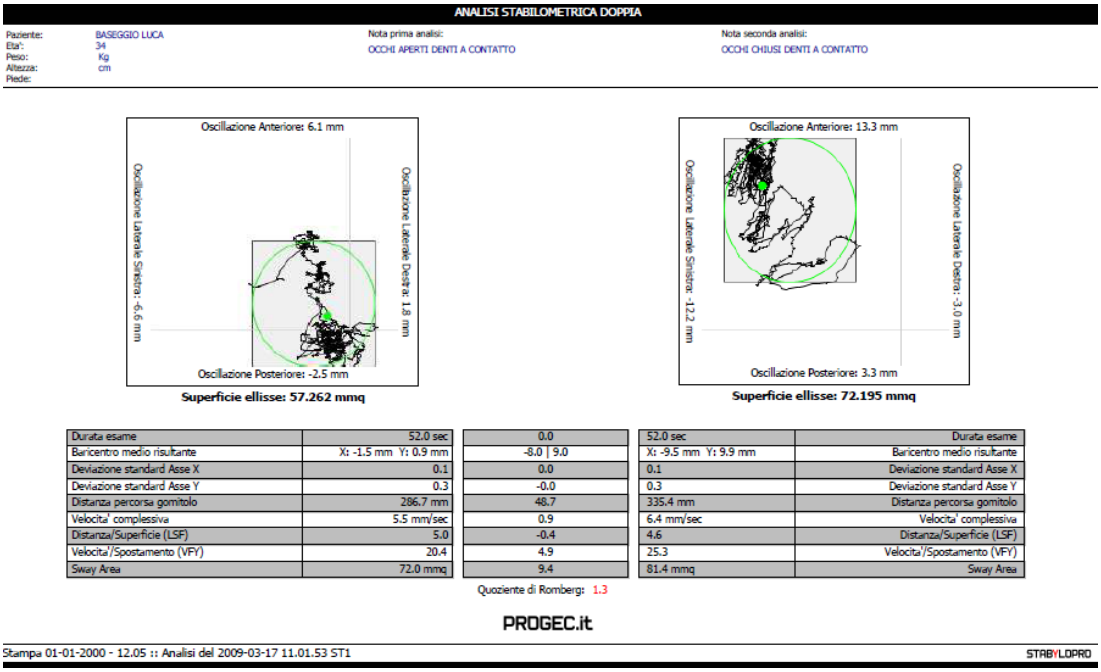


fig25

La posturografia studia in dettaglio gli atteggiamenti ortostatici in appoggio:

- bipodalico
- monopodalico.

Viene calcolato lo spostamento dei centri di pressione di ciascun arto e del baricentro corporeo, per evidenziare le oscillazioni del paziente in risposta alle influenze gravitazionali.Le pedana baropodometriche come è stato illustrato più avanti hanno celle di carico piezoelettriche ,che non permettono una corretta misurazione della stabilometria.fig25,fig 26 **Immagine fornita da GIROP (Gruppo di ricerca interdisciplinare Occlusione Postura Torino)**



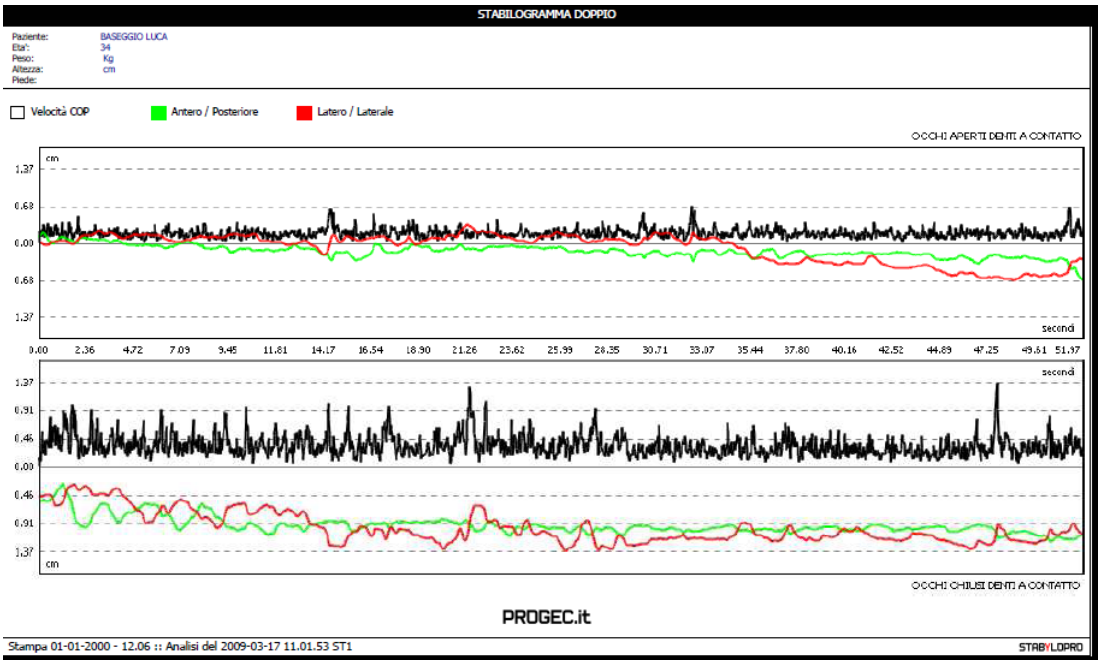


fig26

Le informazioni degli spostamenti sono valutate attraverso una serie di parametri numerici e grafici.

La pedana è in grado di misurare e riprodurre le pressioni esercitate dalla pianta del piede sulla superficie di una pedana sulla quale viene fatto camminare o correre il paziente, ma anche all'interno della calzatura, utilizzando un sensore sottile come un foglio di carta.

In questo modo, vengono rilevate, rappresentate e registrate le forze plantari in tutte le condizioni possibili senza interferire con la normale deambulazione o l'esecuzione del gesto tecnico.

Grafici bi e tridimensionali riprodotti sul calcolatore danno una prospettiva di una frazione di secondo della distribuzione della pressione plantare attraverso

tutte le fasi del cammino, da ogni angolo di vista. Permettono, anche di rilevare aree relative a sotto-distretti delle superfici podaliche.

Gli output includono, infatti:

1. Rappresentazioni dinamiche bi e tridimensionali in tempo reale e di dati archiviati.
2. Andamento della pressione in sotto-aree prestabilite.
3. Grafici della forza verticale totale.
4. Tempo di contatto di uno o entrambi i piedi.
5. Baricentro della forza e andamento nel tempo dello stesso (stabilometria).
6. Picchi della forza.
7. Confronto lato per lato su schermo delle condizioni prima e dopo il trattamento.

• Valutazione dell'apparato muscolo-scheletrico

Grande attenzione va posta nell'esame di questo apparato. In particolare vanno ricercate limitazioni della mobilità articolare, disequilibri nelle catene muscolari, presenza di ipertono locale o generalizzato, fibrosi e "trigger points" (Travel,14).

Di aiuto può essere la valutazione della stenia muscolare attraverso la cinesiologia applicata e l'utilizzazione di test dinamometrici (Scalia15).

Esperimenti e Dati

Dal punto di vista motorio, ogni essere vivente deve essere in grado di adattarsi all'ambiente in cui si trova per sopravvivere e svolgere la propria attività statica e dinamica. Tale adattamento richiede la possibilità di cogliere ciò che succede nell'ambiente stesso e conseguentemente, di assumere le posizioni più consone alla situazione e alle proprie esigenze di comportamento. Possiamo definire "postura" ciascuna delle posizioni assunte dal corpo, contraddistinta da particolari rapporti tra i diversi segmenti somatici. Il concetto di postura, quindi, non si riferisce ad una condizione statica, rigida e prevalentemente strutturale. Si identifica, invece, con il concetto più generale di equilibrio inteso come "ottimizzazione" del rapporto tra soggetto e ambiente circostante, cioè quella condizione in cui il soggetto stesso assume una postura o una serie di posture ideali rispetto alla situazione ambientale, in quel determinato momento e per i programmi motori previsti.Una funzione così importante non è affidata ad un solo organo o apparato ma richiede un intero sistema, detto Sistema-Tonico-Posturale (S.T.P.), cioè un insieme di strutture comunicanti e di processi cui è affidato il compito di:

- lottare contro la gravità
- opporsi alle forze esterne
- situarci nello spazio-tempo strutturato che ci circonda
- permettere l'equilibrio nel movimento, guidarlo e rinforzarlo.

Per realizzare questo exploit neuro-fisiologico, l'organismo utilizza differenti risorse:

- gli **esterocettori**: ci posizionano in rapporto all'ambiente (tatto, visione, udito)
- i **propriocettori**: posizionano le differenti parti del corpo in rapporto all'insieme, in una posizione prestabilita
- i **centri superiori**: integrano i selettori di strategia, i processi cognitivi e rielaborano i dati ricevuti dalle due fonti precedenti.Ogni massa o corpo è composta da una moltitudine di piccole particelle attratte verso la terra come descrive la forza di gravità.Questa attrazione a cui sono soggette le particelle del corpo produce un sistema di forze praticamente parallele e la risultante di queste forze che agiscono verticalmente verso il basso è il peso del corpo. E' possibile localizzare un punto in cui si può applicare una singola forza che equivale, per intensità, al peso del corpo e che agisce verticalmente verso l'alto, in modo da conferire al corpo equilibrio in ogni posizione.Questo punto è detto centro di gravità o baricentro può essere descritto come il punto in cui si pensa sia concentrato tutto il peso del corpo. Il baricentro è il centro esatto della massa di un soggetto, ossia il suo "centro geometrico" quando tale oggetto possieda una massa simmetricamente distribuita e sia omogeneo. Se la massa come nel corpo umano, è distribuita in maniera asimmetrica rispetto al piano orizzontale, il baricentro sarà collocato proporzionalmente più vicino alla zona più grande e più pesante.Tuttavia il baricentro può variare da persona a persona in base alla distribuzione del peso, alla sua altezza, all'età e al sesso: nella donna è più basso nel bambino piccolo è più alto. La posizione del baricentro varia col variare della posizione corporea.Se nella posizione anatomica il baricentro si trova a circa 100 cm dal terreno il sollevamento di un braccio lo alza di circa 4 cm, quello di entrambe le braccia di 8 cm, lo stare in punta di piedi di 8 cm, e così via.....avremo così "diversi" centri di gravità.Ricordiamo inoltre che il centro di gravità di due segmenti si trova sempre sulla linea che unisce i centri di gravità di questi segmenti, ossia in un punto che si trova in una posizione intermedia rispetto ai centri di

gravità dei due segmenti ma proporzionalmente più vicino al centro di gravità del segmento più pesante.

Condizioni di equilibrio: esistono due tipi di equilibrio:

- un equilibrio statico
- un equilibrio dinamico

L'equilibrio statico è la capacità di un oggetto o di un segmento corporeo o del corpo nel suo insieme di mantenere una posizione statica.L'equilibrio dinamico è la capacità di mantenere, durante le diverse azioni della vita, i segmenti corporei in una condizione di stabilità.La stabilità di un corpo è determinata da alcuni fattori che divideremo in primari e secondari

I fattori principali sono:

- altezza del centro di gravità
- ampiezza e forma della base di appoggio
- posizione relativa fra linea di gravità e base di appoggio
- quantità di moto del corpo (massa x velocità).

I fattori secondari sono:

- orientamento della base di appoggio rispetto alla linea di forza
- condizioni del vincolo
- orientamento dello sguardo
- stato fisico ed emozionale del soggetto.

Quindi il corpo sarà tanto più stabile quanto minore è l'altezza del centro di gravità rispetto all'altezza del soggetto. Lo studio ***dell'appoggio plantare*** viene effettuato su un sistema di baropodometria elettronica modulare clinico, costituito da:

- un camminamento deambulatorio,
- una piattaforma di rilevazione (dove ci sono 4800 sensori attivi su 120 cm^2) interfacciato ad un software di acquisizione,
- Il paziente viene fatto salire sulla piattaforma scalzo e in posizione naturale e rilassata, immobile per 5-10 secondi per valutare l'appoggio statico, visualizzato dopo che il software ha calcolato la media delle oscillazioni del soggetto durante il tempo di acquisizione.
- Successivamente il paziente viene inviato a camminare sulla pedana per effettuare l'esame dinamico. L'acquisizione inizia quando il piede tocca la piattaforma, termina quando il paziente esce dalla piattaforma.
- Questo test viene ripetuto per tre/quattro volte per individuare deficit deambulatori dell'equilibrio. Durante lo svolgimento del passo vengono elaborati i centri di pressione di ciascun piede, suddivisi in vari fotogrammi che evidenziano il rotolamento dal retropiede allo stacco dell'avampiede (fasi dell'appoggio).

.

Statokinesigramma,**Superficie Ellisse**, **Indice di Romberg**

Grandezze calcolate ed elaborazioni grafiche.

1) X med: è la misura dello spostamento del centro di gravità sul piano frontale (destrasinistra).

2) Y med: è la misura dello spostamento del centro di gravità sul piano sagittale (avantiindietro).

3) S (superficie dell'ellisse 90%): è la superficie della ellisse che contiene il 90% dei punti campionati, esprime la precisione del sistema posturale.

4) L lunghezza totale della traccia del centro di pressione: è correlata alla energia spesa dal sistema.

5) V velocità media: è la velocità di spostamento dal centro di pressione.

6) LFS lunghezza in funzione di superficie: è una misura dell'energia spesa in rapporto alla precisione del sistema.

Statokinesigramma

Lo statokinesigramma o gomitolo rappresenta graficamente la proiezione a terra del baricentro o centro di pressione (CPS), che viene analizzato oggettivamente nei suoi parametri di posizione, ampiezza, compattezza o meno, rispetto al poligono di appoggio dato dai due podogrammi (piedi) del paziente. Più è fitto, ampio e spostato perifericamente, e più depone per una instabilità di vario grado.

Le risultanze statokinesimetriche sono le rappresentazioni al suolo delle oscillazioni del baricentro corporeo.fig 27,fig 28 grafico Lizard Ultimate

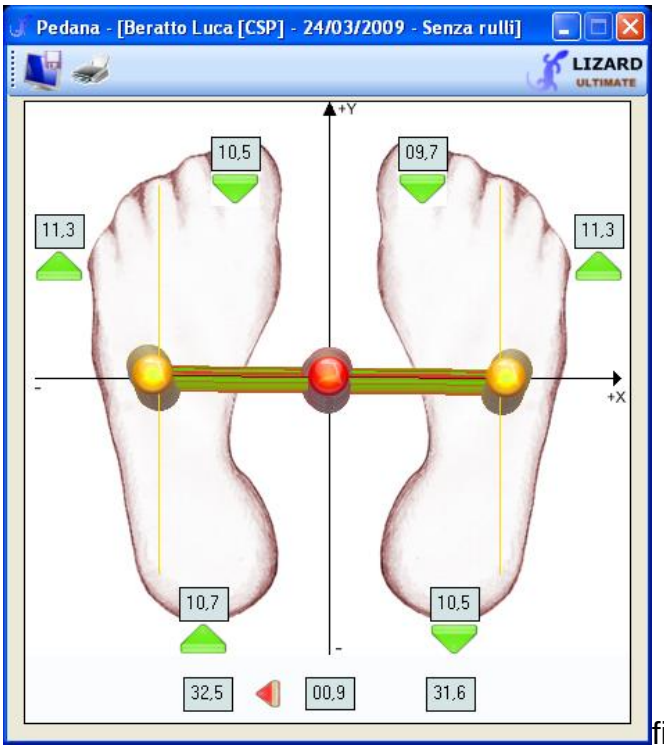


fig27 **Immagine fornita da GIROP (Gruppo di ricerca interdisciplinare Occlusione Postura Torino)**

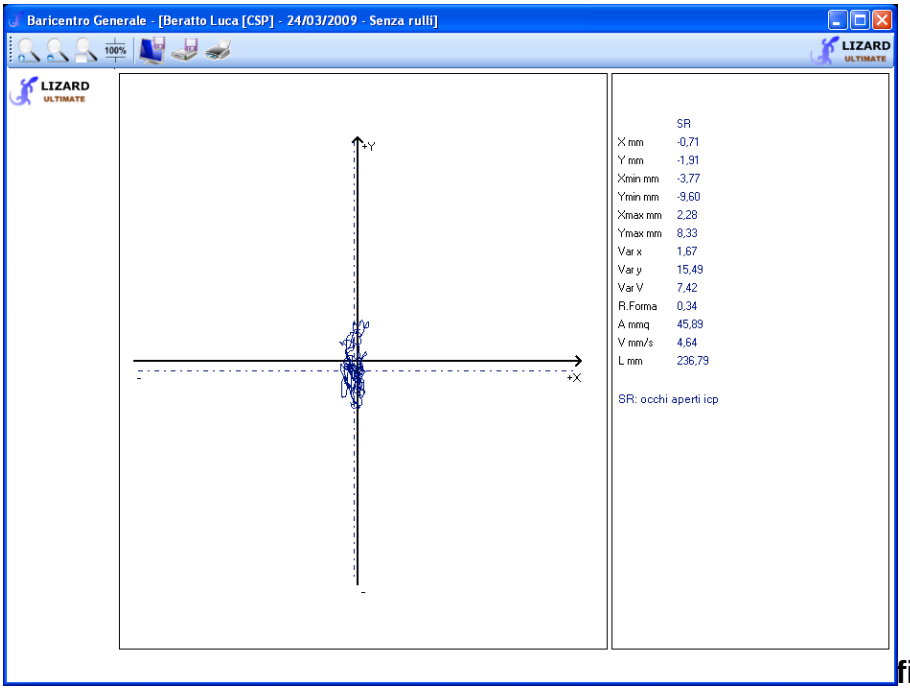


fig28

Immagine fornita da GIROP (Gruppo di ricerca interdisciplinare Occlusione Postura Torino)

Statokinesiogramma

Indice di Romberg

è il quoziente tra valori 1,2,3,4,5,6 (descritti precedentemente) misurati ad occhi chiusi ed i corrispondenti valori ad occhi aperti.fig 29

INDICE DI ROMBERG

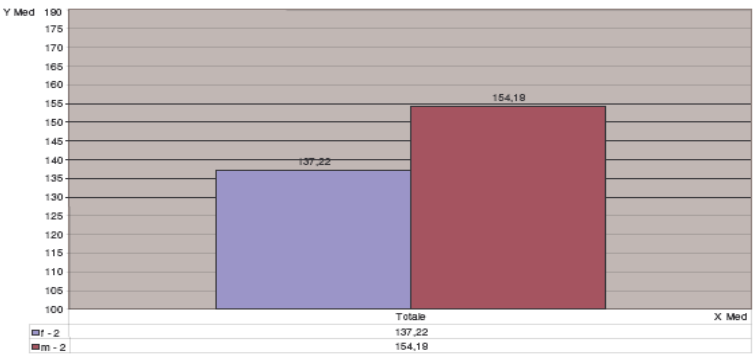


fig29

La postura ideale del capo nell'uomo è quella in cui i labirinti ed i bulbi oculari sono nelle loro coordinate spaziali preferenziali. Numerosi esperimenti differenti hanno mostrato che la posizione dei canali semicircolari nel cranio è correlata funzionalmente con l'orientamento funzionale della testa. Per mantenere un rapporto ideale tra la testa e il tronco sono necessari una maggior potenza dei muscoli estensori cervicali posteriori rispetto a quelli flessori anteriori ed un tono permanente dei muscoli nucali, assicurato da un controllo automatico operato da diverse strutture. Qualsiasi azione o condizione che interessi un gruppo muscolare avrà come conseguenza un'alterazione della posizione di riposo posturale del segmento interessato. Il riflesso tonico del collo, per esempio, ha certamente una influenza sui muscoli masticatori. Pertanto è evidente come qualsiasi cambiamento nella relazione testa torace avrà una marcata influenza sulla postura.L'essere umano è in continua fluttuazione tra cambiamento e stabilità.

- Da un lato tende ad uno scopo esterno, che può raggiungere grazie al controllo e alla regolazione dell'enorme grado di libertà comportamentale, sia motorio che linguistico.
- Dall'altro lato tende al mantenimento dell'omeostasi interna. Il modo di essere e le caratteristiche della relazione che la persona ha col mondo esterno ed il suo microcosmo interno dipendono in parte da fattori ereditari fissi e non modificabili in parte da fattori modificabili, come la sempre più frequente esposizione a condizioni sfavorevoli, il modo di respirare, le abitudini alimentari, l'ergonomia sul lavoro, la sedentarietà o l'agonismo esasperato, l'atteggiamento psicologico e lo stress, la sanità interiore e familiare (compresa l'attività sessuale) e mille altri. La postura è dunque sempre più identificata come l'atteggiamento adattativo che il corpo (e mente) assume, è il nostro modo di rapportarci con l'ambiente, è comunicazione. Di conseguenza il "disordine" posturale si traduce, prima di tutto, in una condizione di stress e di affaticamento generale e locale, e secondariamente, in fenomeni di usura e degenerativi destinati a configurare

poi situazioni francamente patologiche. Quando le condizioni di equilibrio vengono meno, il corpo spreca energia, durante tutta la giornata, al fine di gestire la postura: è questa la causa della “fatica posturale”. Essa potrà derivare semplicemente da un disallineamento assiale oppure da una complessa serie di compensi che si esprimono morfologicamente in un disordine posturale. Quanto più intenso sarà il disordine, e quanto più numerosi saranno gli apparati e i componenti del corpo umano sotto stress, tanto maggiore sarà la fatica posturale.Ogni cedimento posturale ed ogni deviazione dalla norma induce alterazioni della struttura e deformazioni: determina sovraccarichi e tensioni con graduale usura dei tessuti. Nello schema di adattamento alle varie sollecitazioni dell’ambiente cercando di obbedire alle leggi fondamentali dell’Equilibrio dell’Economia (minor dispendio energetico) e del Confort (assenza di dolore e/o benessere) si accorda priorità a quest’ultimo: l’uomo è pronto a tutto pur di non soffrire,bara, si deforma, diminuisce la sua mobilità, quel tanto necessario perché questi adattamenti di difesa, meno economici, gli facciano ritrovare il confort (benessere). Nella valutazione del grado di adattamento dei vari sottosistemi della postura ci si avvale, oltre a numerosi test clinici, anche di esami strumentali quale la Stabilometria/Posturometria e l’Analisi Visiva Comportamentale. Attraverso la Stabilometria, si valutano le condizioni di equilibrio mediante una analisi della posizione e delle oscillazioni del centro di pressione (proiezione al suolo del baricentro) sia generale che di ciascun piede, in un tempo prestabilito. Attraverso l’Esame Posturometrico, che è la fisiologica continuazione valutativa della Stabilometria, si rilevano le forze di carico sui tre pilastri di appoggio di ciascun piede in posizione ortostatica, analizzando la loro distribuzione e la variazione delle stesse in tempo reale e convariabili atte a sospendere uno o più sistemi di controllo correlati, come anche avviene durante la Stabilometria: occhi aperti/occhi chiusi, con byte/senza byte, con occhiali/senza occhiali, con iperestensione del capo/senza iperestensione, con plantari/senza plantari etc. Sotto l’aspetto morfologico-strutturale in relazione alla Stabilometria possiamo trovare:

- sia il centro di pressione generale che quello dei piedi sono in posizione corretta; la persona è perfettamente in equilibrio. Ma si possono verificare due condizioni: i carichi sono regolari oppure no, però bilanciati agli effetti dell'equilibrio.
- Il centro generale di pressione è in posizione corretta e i due centri dei piedi in posizione scorretta. Ne deriva che l'equilibrio generale è buono mentre l'equilibrio su ognuno dei due piedi no: la Struttura è disarmonica.
- I centri sono tutti in posizione scorretta: siamo in presenza di un disordine totale dell'equilibrio e di una sbilanciamento totale della Struttura.

In relazione alla Posturometria possiamo trovare:

- Tutti i valori sono uguali; la distribuzione dei carichi è corretta (situazione ideale non facilmente riscontrabile); anche i centri di pressione saranno in posizione normale. La Struttura portante del corpo sovrastante sarà ben allineata ed armonica.

I carichi sono differenti:

- essi si compensano in modo da dare come prodotto una corretta posizione del centro di pressione: disordinata la Struttura, normale l'Equilibrio
- ssi sono in totale disordine e scorrette sono anche le posizioni dei centri di pressione: disordinata la Struttura, compromesso l'Equilibrio Indispensabile dunque risulta analizzare l'Esame Posturometrico in rapporto a quello Stabilometrico perché è facile che variazioni che non appaiono in uno possono evidenziarsi nell'altro. Lo studio posturale è di per sé uno studio multidisciplinare, poiché, accanto a meccanismi non nervosi legati alle proprietà intrinseche delle articolazioni, che tendono a mantenersi in equilibrio qualunque sia la posizione assunta nello spazio, vi sono attività nervose integrative che si svolgono a vari livelli del sistema nervoso centrale, che coinvolgono l'apparato motorio e sensitivo e che partecipano attivamente a realizzare la postura, non solo antigravitaria statica,

ma anche motoria e cioè non solo da fermi ma anche in movimento.La pedana posturo-stabilometrica è una piattaforma di forza che misura gli spostamenti della spinta dei piedi sul piano di appoggio attraverso la rilevazione delle variazioni della controspinta del piano stesso. In pratica offre una misura degli spostamenti del punto dove si realizza la controspinta definito Centro di Spinta o Center of Pressure (in letteratura denominato COP). Dal comportamento del COP è possibile dedurre quello del baricentro stesso, infatti durante l'oscillazione posturale lo spostamento del COP è finalizzato ad anticipare i movimenti del baricentro in modo tale che non esca dalla base di appoggio.

- Pertanto il segnale posturografico rappresenta un indicatore indiretto ma misurabile del modo con cui il sistema di controllo motorio è in grado di organizzare i vari segmenti corporei per risolvere il problema dell'equilibrio.

Paragrafo III 3D: Equilibrio negli sportivi

Nella medicina dello sport si registra, ormai da tempo, un incremento di patologie infiammatorie e degenerative a carico dell'apparato locomotore la cui genesi trae origine dall'azione meccanica di vari fattori (come la crescente quantità ed intensità degli allenamenti, l'evoluzione tecnologica dell'attrezzo sportivo, ecc.) su una serie di elementi individuali predisponenti (Ruano1).

Tra questi, le **disfunzioni posturali** rappresentano uno degli aspetti sui quali medici e ricercatori rivolgono oggi grande attenzione.

La materia, tuttavia, data la complessità degli elementi ad essa afferenti, è ancora ricca di incognite e necessita dell'apporto di studi scientifici che forniscano le linee guida per orientare correttamente le strategie diagnostiche e soprattutto curative.

L’ambito sportivo, proprio per la peculiarità dello stile di vita dell’atleta, necessita inoltre di una particolare sensibilità ed esperienza da parte del medico e del riabilitatore affinché venga dato il giusto peso a ciascun elemento che concorre all’insorgere della malattia.

Dal punto di vista motorio, ogni essere vivente deve essere in grado di adattarsi all’ambiente in cui si trova per sopravvivere e svolgere la propria attività statica e dinamica. Tale adattamento richiede la possibilità di cogliere ciò che succede nell’ambiente stesso e conseguentemente, di assumere le posizioni più consone alla situazione e alle proprie esigenze di comportamento. Possiamo definire “postura“ ciascuna delle posizioni assunte dal corpo, contraddistinta da particolari rapporti tra i diversi segmenti somatici. Il concetto di postura, quindi, non si riferisce ad una condizione statica, rigida e prevalentemente strutturale.

Si identifica, invece, con il concetto più generale di equilibrio inteso come “ottimizzazione“ del rapporto tra soggetto e ambiente circostante, cioè quella condizione in cui il soggetto stesso assume una postura o una serie di posture ideali rispetto alla situazione ambientale, in quel determinato momento e per i programmi motori previsti.

Una funzione così importante non è affidata ad un solo organo o apparato ma richiede un intero sistema (Bricot 2), detto Sistema-Tonico-Posturale (S.T.P.), cioè un insieme di strutture comunicanti e di processi cui è affidato il compito di:

• lottare contro la gravità
• opporsi alle forze esterne
• situarci nello spazio-tempo strutturato che ci circonda
• permettere l’equilibrio nel movimento, guidarlo e rinforzarlo.

Per realizzare questo exploit neuro-fisiologico, l'organismo utilizza differenti risorse:

• gli **esterocettori**: ci posizionano in rapporto all'ambiente (tatto, visione, udito)

• i **propriocettori**: posizionano le differenti parti del corpo in rapporto all'insieme, in una posizione prestabilita

• i **centri superiori**: integrano i selettori di strategia, i processi cognitivi e rielaborano i dati ricevuti dalle due fonti precedenti.

GLI ORGANI DEL SISTEMA TONICO POSTURALE

Si riconoscono diversi recettori posturali primari con funzione estero e propriocettiva, i quali sono in grado di informare il Sistema Nervoso Centrale del loro stato e indurre una risposta posturale specifica per quel determinato momento, modificando lo stato delle catene cinematiche muscolari e di conseguenza gli equilibri osteo-articolari (Magnus 3).

Gli esterocettori

Questi recettori sensoriali captano le informazioni che provengono dall'ambiente e le inviano al S.T.P. Tre sono i recettori universalmente riconosciuti: l'orecchio interno, l'occhio e la superficie cutanea plantare.

1. L'orecchio interno

I recettori dell'orecchio interno sono degli accelerometri, essi informano su movimento e posizione della testa in rapporto alla verticale gravitaria (4, 5). L'entrata vestibolare comprende il sistema semi-circolare ed il sistema otolitico.

Il sistema semicircolare è un sistema di tre canali arciformi situati in tre piani perpendicolari fra di loro, sensibili alle accelerazioni angolari (rotazione della testa). I canali semicircolari non partecipano alla regolazione fine dell'equilibrio, poiché la loro soglia minima di sensibilità alle accelerazioni è superiore alle accelerazioni oscillatorie dentro il sistema posturale fine; per contro il sistema interviene nell'equilibrio dinamico. Il sistema otolitico è contenuto in due vescicole: il sacculo e l'utricolo, sensibili alla gravità e all'accelerazione lineare. L'orecchio interno, quindi, percepisce le

accelerazioni angolari (rotazione della testa) attraverso i recettori situati nei canali semicircolari e le accelerazioni lineari attraverso il sistema utricolo-sacculo. Sembra che solo questi ultimi partecipino alla regolazione posturale fine.

La denervazione dei canali semicircolari non interferisce, infatti, con il tono muscolare, mentre quello dell'utricolo si traduce in profonde perturbazioni della sua ripartizione. Perché le informazioni che vengono dall'orecchio interno possano essere interpretate dal S.T.P., devono essere comparate alle informazioni propriocettive che permettono di conoscere la posizione della testa in rapporto al tronco e quelle del tronco in rapporto alle caviglie e soprattutto alle informazioni di pressione podalica, il solo riferimento fisso (Gagey 6).

2. L'occhio

L'entrata visiva, grazie alla retina permette la stabilità posturale per i movimenti antero-posteriori, grazie alla visione periferica. Per contro, per i movimenti destra-sinistra, la visione centrale diviene preponderante.

L'entrata visiva è attiva quando l'ambiente visivo è vicino; se la mira visiva è distante 5 metri o più, le informazioni che vengono dal recettore visivo diventano così poco importanti da non venire più prese in considerazione dal S.T.P.

Per fare in modo che il S.T.P. possa utilizzare le informazioni visive per il mantenimento dell'equilibrio, bisogna che le informazioni visive siano comparate a quelle che vengono dall'orecchio interno e dall'appoggio plantare (Roncagli 7, Ushio 8).

In effetti l'occhio non sa dire se lo scivolamento delle immagini sulla retina sia dovuto al movimento dell'occhio, al movimento della testa o al movimento dell'insieme della massa corporea. E' necessario fare un esame accurato della vista per valutare l'eventuale presenza di ambliopie, forie, mioie, strabismo,astigmatismi, presbiopie ,patologie che influenzano in modo determinante la postura del capo e di conseguenza quella di tutto il corpo.

(Bibliografia Generale :V. Roncagli 1996)fig1

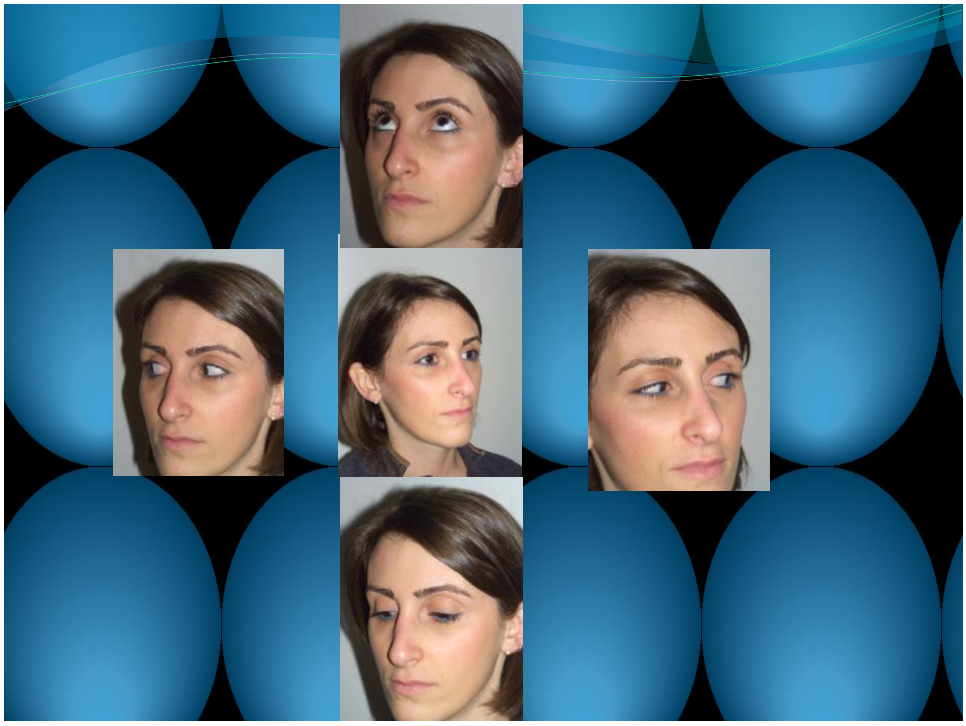


fig1 immagine del Dott Marco Pascolini per gentile concessione della Dott.ssa Valentina Cipiciani

3. Il piede

Nello sport si tende generalmente a dare scarsa importanza al piede considerato, spesso e semplicisticamente, come qualcosa che serve per muoversi sul terreno.

Sulla base della nostra esperienza, invece, esso rappresenta una delle cause più frequentemente all'origine di quadri patologici su base posturale.

Raramente si pensa, infatti, che questo "organo" è chiamato a sopportare notevoli sollecitazioni in funzione dello sport praticato, come brusche accelerazioni, arresti repentini, ripetuti slittamenti, violente ricadute e cambi di direzione.

In queste situazioni il carico di lavoro può essere elevatissimo e le articolazioni sono costrette a sopportare forze pari a multipli del peso corporeo. Alcuni calcoli hanno mostrato, ad esempio, che per una distanza di 1.500 metri in un soggetto di 70 Kg, ogni piede sopporta più di 60 tonnellate durante la marcia normale, e 110 tonnellate durante la corsa a 12 Km/h!

L’azione “biomeccanica” del piede è quindi essenziale e consiste nell’assorbire l’energia meccanica generata nell’impatto con il suolo, immagazzinarne parte sotto forma di energia elastica e nel trasmettere, nella fase di spinta, la forza generata dai muscoli: una sorta, insomma, di ammortizzatore biologico. Oltre alla funzione meccanica, al piede spetta un altro fondamentale compito: quello di informare sulle sollecitazioni alle quali è sottoposto e sulla natura del terreno sul quale viene ad operare.

L’esterocettore plantare permette di situare l’insieme della massa corporea in rapporto all’ambiente, grazie a delle misure di pressione a livello della superficie cutanea plantare. Quest’ultima rappresenta l’interfaccia costante tra l’ambiente ed il S.T.P.. Essa è ricca in recettori e possiede una soglia di sensibilità molto elevata (i baropressori percepiscono le pressioni anche di 0,3 gr). Essi forniscono informazioni sulle oscillazioni dell’insieme della massa corporea e si comportano dunque come una piattaforma stabilometrica. Le informazioni plantari sono le uniche a derivare da un recettore fisso direttamente a contatto con un ambiente immobile rappresentato dal suolo.

Le terminazioni nervose stimolate durante la stazione eretta e il movimento fanno, infatti, del piede un organo “posturale” ed uno straordinario informatore del cervello; i nervi sensitivi trasmettono ad esso tutte le informazioni recepite, principalmente al livello della cute, dei tendini e delle articolazioni: sensazioni tattili, vibratorie, spaziali e traumatiche. Grazie a queste informazioni, associate a quelle provenienti da altre fonti quali occhi, labirinto, mandibola, il cervello formula una risposta motoria modulata, estremamente importante, in quanto rappresenta uno degli elementi principali di salvaguardia della integrità di tutto l’apparato locomotore.

A livello del piede si raccolgono, tuttavia, anche informazioni relative alla propriocezione muscolare e articolare (vedi oltre).

Nell’ambito delle problematiche posturali, il piede può presentarsi in tre modi diversi:

- come **elemento causativo**: responsabile principale dello squilibrio posturale
- come **elemento adattativo**: tampona uno squilibrio che viene dall'alto (generalmente dagli occhi e dai denti).

In un primo momento l'adattamento è reversibile poi si fissa alimentando lo squilibrio posturale

- come **elemento misto**: presentano contemporaneamente un versante adattativo e un versante causativo.

LE ALTERAZIONI DELLA FUNZIONALITÀ DEL PIEDE

Il piede non sempre si comporta in maniera ideale poiché la sua funzionalità può essere inficiata da anomalie strutturali (come il piattismo, il cavismo, ecc.) o da patologie intercorrenti. Tali quadri determinano o favoriscono una instabilità dell'appoggio che, a sua volta, può rappresentare causa o concausa di eventi patologici riguardanti il piede stesso o strutture diverse anche ad esso non collegate, come ginocchia, bacino e colonna vertebrale.

Un cenno particolare, tuttavia, meritano alcune anomalie morfo-funzionali, in verità molto comuni, che hanno una grande importanza nell'esecuzione del gesto sportivo e sono una delle cause più frequenti di alterazioni della postura generale dell'atleta: il valgismo ed il varismo del retropiede. Per valgismo e varismo del retropiede si intende una deviazione dell'asse del calcagno che nel primo caso tende a cedere verso il lato interno del piede, nel secondo verso l'esterno.Tale anomalia è generalmente congenita, ma può essere aggravata da un deficit della muscolatura di sostegno del piede o da eccessivo carico ponderale (frequente, infatti, soprattutto nei bambini obesi).

Queste alterazioni, oltre a determinare sovraccarichi a livello delle articolazioni sin qui considerate, hanno effetti anche su tutto l'apparato locomotore. Il cedimento in valgismo del calcagno, ad esempio, si accompagna ad una intrarotazione di tutto l'arto con perdita di assialità del ginocchio e della rotula, e rotazione ed inclinazione del bacino e della colonna lombare (azione di spinta della testa femorale all'interno

dell'acetabolo) se l'appoggio podalico è asimmetrico. In pratica, il difetto del piede diventa causa di alterazioni posturali di tutto l'apparato locomotore con possibile insorgenza di patologie da sovraccarico a livello delle articolazioni (ginocchio ed anca), dei tendini (tendine d'Achille e rotuleo) e della colonna vertebrale.Ad aggravare tutto ciò, inoltre, concorre spesso l'azione della calzatura, in effetti le calzature, anche quelle sportive, risultano essere molto spesso incongrue alle esigenze richieste, in quanto presentano caratteristiche aggressive ed antifisiologiche che mirano al massimo rendimento o al soddisfacimento di canoni estetici, con scarso rispetto della fisiologia del piede. La migliore calzatura è quella che consente al piede la ricerca di validi appoggi che oltre ad affaticarlo meno, gli permettano una migliore distribuzione dei carichi nonché delle forze da trasmettere con la possibilità di insorgenza di patologie da sovraccarico.

Gli endocettori

Questi recettori sensitivi informano il S.T.P. di quello che succede all'interno dell'individuo. Permettono ai sistema di riconoscere in permanenza la posizione e lo stato di ogni osso, muscolo, legamento, od organo in rapporto con l'equilibrio. Essi informano in particolar modo sulla posizione degli esocettori cefalici (orecchio interno e retina) in rapporto all'esocettore podalico. Essi si dividono in due grandi categorie: recettori **propriocettivi** e recettori **enterocettivi** o viscerocettivi.

L'entrata oculo-motrice permette di comparare le informazioni di posizione fornite dalla visione a quelle fornite dall'orecchio interno grazie ai sei muscoli oculo-motori, che assicurano la motricità del globo oculare.

L'entrata rachidea ha per scopo di informare il sistema posturale sulla posizione d'ogni vertebra e quindi sulla tensione d'ogni muscolo.

L'entrata propriocettiva podalica, grazie al controllo dello stiramento dei muscoli del piede e della gamba, situa il corpo in rapporto ai piedi.

L'entrata rachidea e l'entrata propriocettiva podalica formano una continuità funzionale, un'estesa catena propriocettiva che riunisce i recettori cefalici ai recettori podalici e dunque permette di situare l'orecchio interno e gli occhi in

rapporto ad un recettore fisso costituito dai piedi. Ciò consente una codificazione delle informazioni spazio-temporali cefaliche.

L'APPARATO STOMATOGNATICO

Un numero sempre più crescente di lavori tende ad analizzare il ruolo dei disordini della postura in correlazione alle problematiche cranio-mandibolari; l'attenzione che molti ricercatori riservano all'ipotesi di correlazione tra postura ed occlusione è giustificata dall'evidenza di rapporti anatomo-funzionali tra il sistema stomatognatico e le strutture deputate al controllo della postura (Caradonna 9, 10, Molina 11).

Nell'ambito dei disordini cranio mandibolari l'occlusione, definita come "il rapporto sia statico che dinamico tra elementi di due arcate dentarie antagoniste", viene considerata uno dei principali fattori eziologici.

Alcuni Autori hanno individuato alcune condizioni occlusali che possono rappresentare un fattore di rischio per l'insorgenza di disfunzioni cranio-mandibolari, esse sono individuate in:

• morso aperto anteriore (mancato contatto, in occlusione, tra gli incisivi superiori con quelli inferiori)

• "Overjet,Overbite maggiore di 2 mm

• differenza tra occlusione centrica e relazione centrica maggiore di 2 mm

• inversione dei rapporti trasversali interarcata (crossbite) posteriormente e monolateralmente

• II classe divisione 2

• assenza di cinque o più denti nel settore posteriore.

Sono stati dimostrati rapporti di intima vicinanza a livello spinale tra le terminazioni nervose trigeminali e quelle dei primi plessi cervicali tanto da far supporre l'esistenza di vie nervose di convergenza o di interconnessione a livello del nucleo spinale, che spiegherebbero l'insorgenza di sintomatologie variabili a livello della faccia, dell'articolazione temporo-mandibolare e delle porzioni dermatomeriche dei primi nervi cervicali in caso di mioartropatia di ognuno di questi distretti e potrebbe essere la causa del dolore diffuso e riferito che spesso accompagna alcune forme di cefalea e di dolore oro-

cranio-facciale. L'innervazione dell'apparato stomatognatico è fornita essenzialmente dal trigemino. La sensibilità propriocettiva dello stesso distretto orale è affidata a fibre nervose i cui corpi cellulari si trovano nel nucleo mesencefalico del trigemino. Sono state ipotizzate anche correlazioni tra mandibola, muscoli sovraioidei e vertebre cervicali che andrebbero a costituire un complesso anatomo-funzionale il cui anello di congiunzione sarebbe rappresentato dall'osso ioide. Lo stesso osso ioide potrebbe rappresentare il mediatore delle variazioni posturali della testa in seguito a cambiamenti di posizione della mandibola.

LE SINDROMI ALGICO-POSTURALI

Quando si determina una disfunzione del sistema tonico-posturale si può instaurare un quadro clinico caratterizzato da sofferenza dell'apparato locomotore (patologie muscolo-tendinee, articolari ed ossee).

Più in dettaglio, gli elementi che devono concorrere perchè ciò si verifichi sono i seguenti:

1. Predisposizione individuale
2. Alterazioni Morfo-Funzionali
3. Azione dell'ambiente interno e/o esterno all'individuo

Nell'eziopatogenesi della sindrome algico-posturale tutte le componenti sono presenti.

Ciò significa che il paziente deve essere predisposto alla disfunzione (ad esempio per il suo stile di vita sedentario), che i recettori posturali devono trovarsi in qualche stato di alterazione o che siano presenti paramorfismi o dismorfismi dell'apparato locomotore ed infine che le abitudini lavorative o l'allenamento sportivo determinino un ipercarico dei tessuti che sono poi oggetto di reazione degenerativo-infiammatoria.

Per quello che riguarda "l'ambiente interno" ci si riferisce a determinati stati emotivi e/o psicologici che concorrono ad alterare lo schema posturale ed il tono muscolare di base. Per "ambiente esterno" si intende l'azione meccanica esercitata dall'ambiente, dal carico lavorativo e/o sportivo.

La triade è potenzialmente presente in ogni individuo, ma non si realizzerà nessuna manifestazione clinica della disfunzione finché tutte le componenti non siano coinvolte. Non appena si sviluppa la triade, la sindrome precipita e si osservano i sintomi della disfunzione.

Il grado di predisposizione, di alterazione morfologica, o di alterazione dell'ambiente interno ed esterno, necessario per la comparsa della sindrome è diverso per ogni individuo. Per questo si potranno trovare persone con livelli minimi delle componenti che possono presentare anche delle sintomatologie molto importanti.

Ricapitolando, perché la sindrome posturale abbia la sua estrinsecazione clinica, sono necessarie tutte le componenti descritte. Le variabili di tale principio consistono nel grado di incisività che ciascuno di questi singoli fattori può rappresentare in ogni particolare individuo. Tale grado di variabilità rende conto delle differenze fra gli individui, così come nello stesso individuo in tempi diversi.

Sono possibili inoltre **fattori scatenanti e/o aggravanti** come traumi, stress, esiti di interventi chirurgici, cicatrici, parafunzioni (es. bruxismo), che possono improvvisamente far precipitare un quadro patologico. Questi fattori sono considerati delle concause per l'insorgenza di una patologia posturale.

LE CARATTERISTICHE DEL QUADRO CLINICO.

A seconda dei recettori posturali in disfunzione possiamo classificare la patologia algico-posturale in:

1- Semplice, avviene quando troviamo in disfunzione un solo recettore posturale primario, come per esempio l'appoggio podalico, che induce un determinato schema adattativo.

2- Complessa, avviene quando troviamo in disfunzione più recettori primari posturali, come l'appoggio podalico e l'apparato stomatognatico.

Un determinato programma posturale in disfunzione che presenta un quadro clinico può indurre una disfunzione a vari livelli quali:

• muscoli

• articolazioni

• ossa
• tendini e i legamenti
• tessuto nervoso
• visceri.

A livello muscolare possiamo evidenziare ipertono, squilibri di trofismo e stenia o la formazione di zone algiche chiamate **trigger-point**.

A livello osteo-articolare e tendineo possiamo evidenziare quadri infiammatori e/o degenerativi e, raramente, fratture da stress.

Per quel che riguarda il tessuto nervoso si riscontrano spesso delle patologie da compressione dei fasci sensitivi e/o motori.

Per i visceri si osservano varie tipologie di sintomi viscerali spesso secondari a una patologia neurologica del rachide o secondari a ipertoni dei muscoli scheletrici che esercitano azione compressiva.

Da un punto di vista clinico, infine, possiamo avere un quadro:

• **Lieve**: la sintomatologia può essere presente saltuariamente soprattutto dopo episodi di stress psico-fisico. Il paziente la menziona solo se interrogato dal medico; si può apprezzare lieve dolorabilità alla digito-pressione in uno o più muscoli delle catene cinematiche posturali. Non sono presenti modificazioni della qualità di vita e dell'attività fisica del soggetto.

• **Medio**: il paziente presenta una sintomatologia importante anche se intervallata da periodi di remissione parziale. La sintomatologia determina una o più visite specialistiche ed accertamenti strumentali. Sono presenti modificazioni della qualità di vita e di attività fisica del soggetto.

• **Grave**: il paziente soffre per un quadro clinico algico-disfunzionale permanente e spesso ricorre a terapia farmacologia antidolorifica e/o antinfiammatoria. Sono presenti delle significative modificazioni della qualità di vita e di attività fisica del soggetto.

LA DIAGNOSI E NELLE SINDROMI ALGICO-POSTURALI

La diagnosi delle sindromi algico-posturali si basa essenzialmente su una corretta raccolta dell'anamnesi ed un attento esame obiettivo**.** È necessario ripercorrere bene la storia del paziente sia da un punto di vista fisico (storia di traumatismi o di episodi dolorosi articolari e/o muscolari), sia da un punto di vista clinico generale (allergie, disturbi endocrini, ecc), sia da un punto di vista psichico (stress, depressione).

Particolare attenzione va posta sulla raccolta di tutte le informazioni riguardanti il carico allenante per quello che riguarda la sua cadenza, le quantità, la tipologia delle esercitazioni e le sensazioni avvertite dal soggetto ("carico interno"). Quando possibile, è risultata utile l'analisi dell'esecuzione del gesto sportivo, magari sul terreno di allenamento, per verificare la possibilità che la presenza di errori tecnici sia causa o concausa nella genesi della sindrome. Infine, si deve valutare se ci sono stati dei cambiamenti importanti dell'apparato stomatognatico come estrazioni di elementi dentali o la riabilitazione occlusale mediante protesi fisse e non o mediante trattamento ortognatodontico soprattutto nei bambini (non è raro sentire che dopo un cambiamento dell'occlusione si è sviluppato un cambiamento della funzionalità del rachide e non solo).

ESAME OBIETTIVO

• Esame morfologico e studio della verticale di Barrè.

Si ricercano nei tre piani (frontale, sagittale e trasverso) variazioni di posizione dei principali punti di repere rispetto ad un modello di posizione ortostatica ideale con particolare riferimento al cranio, alla colonna vertebrale, al bacino ed alle estremità inferiori (12). Si valuteranno, inoltre, asimmetrie e rotazioni dei segmenti scheletrici nonché la presenza di zone di alterato trofismo e/o tono muscolare (fig. 1, 2, 3, 4).

• Valutazione dei recettori.

Per quello che riguarda l'apparato stomatognatico, si studia prima lo stato di salute dei muscoli masticatori e si valuta l'armonia del movimento mandibolare rilevando la presenza di rumori a livello dell'articolazione

temporo-mandibolare e le sue eventuali disfunzioni e/o discinesie, si registra lo stato di salute dei denti ed eventuale presenza di bruxismo.
Infine si può variare l'appoggio occlusale con dei cotoni inseriti fra le arcate dentarie ed osservare cosa avviene sulle catene muscolari posturali del corpo e cosa cambia a livello del bacino e del rachide cervico-dorso-lombare, aiutandoci con uno scoliosometro sia sul piano frontale che sagittale e orizzontale o con una pedana stabilometrica (vedi oltre).

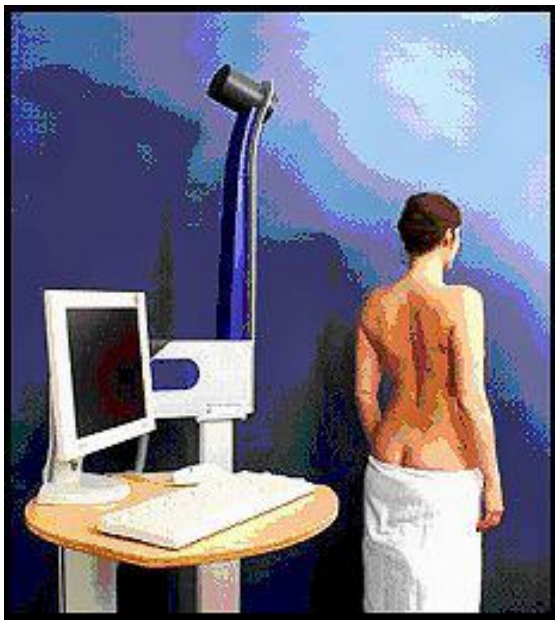


FIG. 2 - Formetric II, sistema per l'analisi tridimensionale del dorso e della colonna vertebrale non invasivo (senza applicazione di markers). Immagine disponibile sul WEB

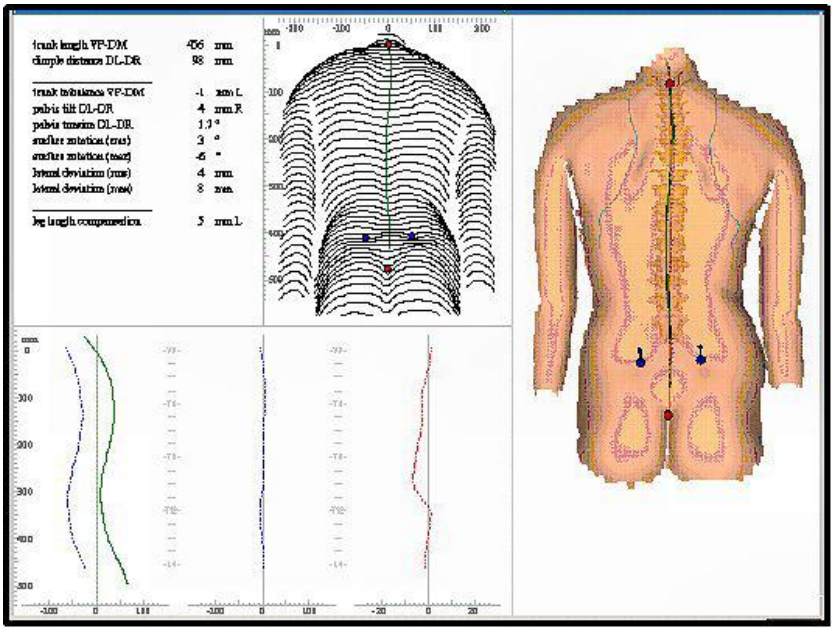


FIG. 3 - Formetric II: rappresentazione tridimensionale della colonna vertebrale ed indici di valutazione.Immagine disponibile sul WEB

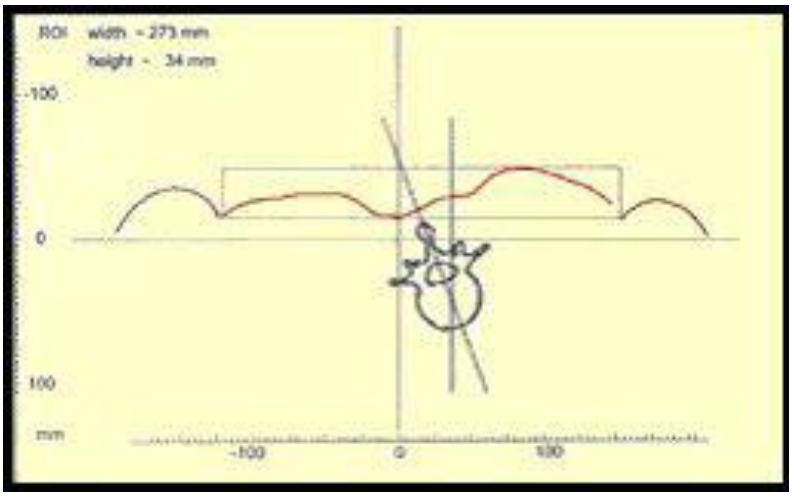


FIG. 4 - Formetric II: Immagine in sezione della colonna vertebrale. Immagine disponibile sul web

La funzionalità del piede deve essere valutata sia in condizioni statiche che dinamiche per accertare la presenza di paramorfismi come il piattismo, il cavismo o gli eccessi di pronazione e supinazione.

Completerà la diagnosi una valutazione dell'orecchio interno e del sistema oculare, con particolare riferimento alla funzione oculomotrice.

La valutazione clinica può essere corredata da una valutazione strumentale che si avvale di apparati in grado di documentare e, nei limiti del possibile, quantizzare alcuni aspetti della biomeccanica dell'azione motoria e/o della postura in stazione eretta.

IL TRATTAMENTO NELLE SINDROMI ALGICO-POSTURALI

Il trattamento nella sindromi algico-posturali, si articola in due fasi distinte, che procedono spesso in parallelo.

Da un lato è necessario intervenire sulla disfunzione recettoriale (terapia etiologica) considerando che generalmente il disturbo di un recettore coinvolge altri organi ed apparati che si modificano per adattarsi al nuovo schematismo corporeo. Ciò può portare ad errori interpretativi del quadro clinico ed ad interventi terapeutici che possono paradossalmente aggravare la sintomatologia (ad esempio l'uso di ortesi plantari su piedi "adattativi").

Non ci soffermeremo su questo aspetto perché riguarda aspetti prettamente specialistici che spaziano dalla correzione dell'occlusione dentale, alla riabilitazione visiva e vestibolare, alla realizzazione di ortesi per la compensazione dell'appoggio podalico.

Riportiamo solamente alcune considerazioni maturate nel corso di numerosi trattamenti effettuati su atleti di alto livello di qualificazione con importanti disfunzioni, semplici o complesse, dei recettori primari.

In molti casi, infatti, è capitato di incontrare delle difficoltà di gestione del paziente derivanti dal fatto che l'alterazione dello schema posturale determina, nel corso degli anni ed in funzione del carico allenante, adattamenti muscolo-connettivali e scheletrici molto forti con i quali l'atleta è costretto a convivere e sui quali modifica ed adatta la tecnica di esecuzione del gesto sportivo (Urzi 16).

Normalizzando la funzione recettoriale, si corre il rischio di modificare tali schemi motori con il pericolo di creare un deterioramento della prestazione sportiva.E' evidente, quindi, quanto l'intervento medico debba essere improntato alla massima prudenza ed il modo di agire poco "aggressivo".

L'utilizzazioni di ortesi plantare, ad esempio, la quale agisce mediante sostegni e supporti atti a risolvere gli squilibri del piede, deve essere realizzata nell'ottica di agire sulla informazione sensoriale tattile-propriocettiva che il piede viene a raccogliere nel momento di impatto con il terreno. Sostegni e supporti, a mio giudizio, devono avere funzione di guida neurosensoriale (pochi millimetri di spinta sono sufficienti) senza intervenire nella meccanica di svolgimento del passo. Sarà l'azione riflessa della muscolatura a modificare favorevolmente la biomeccanica dell'organo.

Anche i materiali utilizzati, devono offrire un giusto grado di elasticità che va calcolato in base alle sollecitazioni sopportate durante l'azione tecnica ed al tipo di correzione da adottare. Data la complessità realizzativa e i molteplici effetti che vengono determinati dall'ortesi plantare, è evidente che la sua realizzazione richieda elevate conoscenze mediche ed un alto livello di specializzazione.Stessa filosofia deve guidare gli interventi sull'apparato stomatognatico. La mia esperienza ha dimostrato, ad esempio, che il "bite" può essere impiegato con evidenti benefici limitandone l'uso ai periodi che l'atleta dedica all'allenamento ed all'evento agonistico.

Lo scopo sarà quello di deprogrammare il recettore, permettendo di liberare il sistema tonico-posturale dalle inibizioni sviluppatesi, al fine di favorire lo svolgimento del gesto tecnico specifico rimuovendo così le cause meccaniche dell'insorgenza della patologia da sovraccarico e, quando possibile, cercando di migliorare la performance sportiva.

Non stiamo così affidando all'ortesi la terapia globale del caso clinico, ma gli stiamo semplicemente chiedendo di far funzionare il sistema nel migliore modo possibile per quella fase della storia clinica dell'atleta.

Questa nuova strategia di utilizzo dell'ortesi occlusale produce buoni risultati in quanto permette di creare quelle condizioni fisiologiche recettoriali tali da ottenere una migliore armonia generale dell'apparato locomotore e una ottimizzazione delle varie catene cinematiche muscolari.

Non sempre, quindi, si cerca di modificare l'equilibrio posturale generale dell'atleta, processo molto più complesso che necessita di tempi lunghi, ma si fornisce quella serie di elementi tali da permettergli il migliore funzionamento del sistema tonico-posturale soprattutto nelle fasi di allenamento e nella fase di massimo sforzo del gesto atletico in esame.

LA RIEDUCAZIONE POSTURALE

Oltre alle problematiche riguardanti i recettori, particolare attenzione va posta su uno degli aspetti forse meno enfatizzati dalla odierna posturologia che invece, a nostro avviso, rappresenta il cardine del trattamento del paziente sportivo: la rieducazione dell'apparato locomotore.

L'attività fisica, soprattutto se intensa, determina, come detto in precedenza, dei forti adattamenti muscolari, connettivali ed articolare indotti dalla disfunzione tonico-posturale (ipertono, fibrosi localizzate) che se non rimossi, impediscono il ripristino di un corretto ed equilibrato schema corporeo.

Un approccio terapeutico che non tiene conto di questa visione spiega il gran numero di insuccessi che si registrano con interventi finalizzati al ripristino della funzione recettororiale.La rieducazione posturale, peraltro, non può essere ridotta ad un singolo metodo.

Non esistono infatti protocolli definiti per singole patologie; l'intervento deve essere assolutamente individualizzato in funzione della tipologia delle lesioni, ma anche delle abitudini di vita e del carico allenante. La complessa sintomatologia collegata alle sindromi algico-posturali ha favorito, nel corso degli anni, il proliferare di numerose tecniche di intervento soprattutto di tipo manipolativo.Esse rappresentano uno strumento terapeutico di particolare efficacia nella cura delle patologie muscolo-scheletriche e particolarmente indicate nelle affezioni rachidee (Negrini17).

Sono comprese in questo gruppo di terapie pratiche occidentali e metodiche orientali che si basano sull'uso di particolari manovre, massaggi, digitopressioni, mobilizzazioni, manipolazioni per curare i più comuni disturbi dell'apparato scheletrico con particolare riferimento alle affezioni della colonna vertebrale.

Il nostro gruppo ha scelto di ispirarsi a dei criteri di intervento che tengono conto dei principi sui quali si basa l'osteopatia.

Questa considera e cura il paziente come un'unità e non si limita a concentrarsi su unica malattia o sintomo: è necessario considerare il paziente nella sua globalità, ponendo particolare attenzione alla sua integrità strutturale e funzionale.Non va dimenticato, infine, che esiste una precisa relazione tra i vari apparati dell'organismo umano. In virtù di tali relazioni, per esempio, un problema del sistema muscolo-scheletrico può influenzare il funzionamento degli organi interni e viceversa. La rieducazione posturale è, quindi, a nostro avviso, un metodo globale che affronta i problemi della statica e le loro conseguenze patologiche in particolare le lordosi e le intrarotazioni degli arti, nonché gli accorciamento della catena muscolare posteriore (Souchard 18).

Questa via terapeutica si prefigge di ristabilire l'armonia e l'equilibrio dei segmenti vertebrali e periferici attraverso il recupero dell'estensibilità perduta dei gruppi muscolari accorciati ed ipertonici nonché del sistema fasciale nella sua globalità che ha connessione dirette con le viscere l'apparato scheletrico e muscolare riservando infine particolare attenzione al recupero dell'elasticità diaframmatica.

Contemporaneamente viene garantito un rafforzamento dei gruppi muscolari ipotonici (cervicali, anteriori, addominali, quadricipiti); questo lavoro è reso possibile grazie all'impiego di posture molto particolari ed adeguate ad ogni situazione. Finalmente libero degli ostacoli che lo imbrigliano, lo scheletro può così ritrovare la mobilità articolare necessaria, la gestualità i movimenti della vita quotidiana e della pratica sportiva.

Viene favorito il ritorno alla libertà degli effettori dei grandi sistemi funzionali, così come vengono rispettate le egemonie indispensabili all'integrità e alla pienezza di tutto l'organismo, in particolare l'orizzontalità dello sguardo e dei canali semicircolari dell'orecchio interno elementi primordiali che intervengono nell'equilibrio, nella valutazione delle distanze e dei suoni e che rappresentano le finalità della statica ideale.

Obiettivo del trattamento

Il recupero dell'omeostasi risulta essere, quindi, fra gli obiettivi principali della rieducazione posturale. Questa si ottiene attraverso la riduzione delle lordosi, la mobilizzazione del torace e il recupero dell'elasticità della catena muscolare posteriore e del diaframma. Per raggiungere i risultati desiderati è importante che il paziente esegua correttamente gli esercizi indicati dall'operatore sapendo che essi il più delle volte comportano fatica e talvolta anche dolori proporzionati alle tensioni muscolari provocate dalla postura. Molto del lavoro posturale ruota attorno alla respirazione, precisando che essa non debba intendersi come riabilitazione o rieducazione respiratoria bensì come esercizio meccanico prodotta essenzialmente dalla espirazione (lenta e prolungata) che ha lo scopo di allontanare il centro frenico dai pilastri del diaframma determinandone un rilasciamento al quale ne consegue la riduzione della lordosi lombare (l'esistenza delle lordosi lombare è praticamente sempre accompagnata dal blocco toracico).

Fondamentale nella rieducazione posturale è la durata del mantenuto delle posture. Queste sono messe in atto in modo da impedire qualsiasi fuga o compenso alle necessarie messe in tensione, sono per definizione il contrario dell'habitus del soggetto e dunque difficili, faticose.

Tutte le posture efficaci passano obbligatoriamente dall'allineamento in uno stesso piano di tre livelli che sono l'occipite, le scapole, il sacro. Rispetto alle modalità di intervento, l'effetto memoria dei tessuti impone un primo rilassamento di grande importanza ed eseguito con elevata intensità.

Quelli successivi saranno sempre più efficaci. Il “rilassamento del muscolo” si otterrà per azione sul tessuto connettivo che verrà sollecitato meccanicamente in quanto proprio a questo livello si trovano i recettori (propriocettivi) che regolano il tono e l’equilibrio del muscolo.

Saranno possibili nel corso del trattamento delle “reazioni passeggere” della durata anche di 48 ore di tipo:

- Meccanico: indolenzimento, crampi, ricomparsa dei vecchi dolori, comparsa di dolori sconosciuti al soggetto (che rimandano ad un riflesso antalgico a priori);
- Neurovegetativo: freddo, fame, sete, sonno, alterazioni dell’umore, tremito, vertigine.

In funzione della flessibilità muscolare ottenuta, si assiste alla riduzione della sintomatologia dolorosa articolare e muscolo-tendinea e/o alla modificazione lenta della statica con il graduale ripristino dell’armonia ricercata.

Al recupero della “forma sana” segue un notevole aumento della coscienza del corpo, un rilassamento generale ed un lento riequilibrio delle funzioni motorie e neurovegetative. Da quanto esposto risulta chiaramente che la rieducazione posturale non può essere definita un metodo, pertanto non esistono protocolli definiti per singole patologie, ma dopo un analisi dettagliata del soggetto si cerca di adattare il trattamento in base alle esigenze che di volta in volta si presentano.

Paragrafo III 3 E :Bibliografia

1 - Ruano: Biomeccanica, postura e lesioni sportive - Atti del II congresso mondiale di posturologia, Fiuggi, giugno 1998.

2 - Bricot: La réprogrammation posturale globale - Sauramps Medical, Montpellier, 1996.pag 128-135

3 - Magnus: Some results of studies in physiology of posture - Lancet. 1 926.211:585-588.

4 - Guidetti: Stabilometria clinica - Istituto di clinica ORL dell'Università di Modena, 1989. Pag 35-39

5 - Cesarani, Alpini: La postura ed il sistema dell'equilibrio - Atti del II congresso di posturologia, Fiuggi, giugno 1998.

6 - Gagey, Weber: Posturologia. Regolazione e perturbazioni della stazione eretta. - Ed. Marrapese - Roma, 1997. 38-40.

7 - Roncagli: Valutazione e trattamento dei disturbi visivi. - Vol. I La sequenza analitica. Ed. Il Contatto, Novi. 1996:51-54.

8 - Ushio, Iinoki, Nakanishi, Baron: Role of oculomotor proprioception in the maintenance of body equilibrium; correlation with the cervical one. - Agressologie. 1980. 21 E.143-152.

9 - Caradonna: Argomenti di Posturologia - GSC ed. Roma. 1998.

10 - Caradonna: Rapporti mandibolo-posturali e valutazione baropodometrica - Atti del II congresso mondiale di Posturologia, Fiuggi, giugno 1998.

11 - Molina: Concetti fondamentali di gnatologia moderna - Ilic Editrice, 1988. Pag 169-179

12 - Villeneuve, Parpay: Examen clinique posturale. - Revue de Podologie. 1991. 59, 37-43.

13 - Ceccaldi: Apport de podometrie électronique dans l'étude du facteur podal dans les troubles du tonus de posture – Thesè, Maerseille. 1988.

14 - Travel, Simmons: Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual. - Williams and Wilkins, Baltimore, 1983. Pag 224-245

15 – Scalia: Osteopatia e Kinesiologia applicata. - Marrapese Editore, 1999, Roma. Pag 15-18

16 - Urzi, Beghi, Canova, Carminati, Gallina, Falcone: Patologie da sovraccarico negli squilibri sensitivo-motori dell'atleta di alta prestazione. - Medicina dello Sport Vol. 53, N. 4, 351-60, 2000.

17 - Negrini, Romano: Ergonomia - Principi e applicazioni pratiche - Gruppo di Studio della Scoliosi e delle Patologie Vertebrali, 1999 ISICO, Milano.
Pag 189-191

18 - Souchard: Gymnastique classiche - Rééducation Posturale Globale: les raisons du Jivorce. - Rééd. Post. Glob. ed Le Pousoé, 1983.5-13.

19) Gian Lorenzo Lorenzi, Pasquale Mario Calderale, Problemi Meccanici delle, Artroprtesi, Relazione al LIX congresso, S.I.O.T.–Cagliari 30 settembre-3 ottobre 1974.

20)P.M. Gagey Posturologia Ed. Marrapese 1997, Gagey Pierre-Marie & Weber Pag 36-43

.21)F. Scoppa, Il Modello Neurofisiologico, il Modello Biomeccanico, il Modello Psicosomatico, Otoneurologia 2000-2002 n’3

22)F. Scoppa, Posturologia e approccio terapeutico integrato: biomeccanica & bioenergetica, Atti del 1° congresso nazionale di Posturologia, Editore Scuderi, Sorrento, 1999.

23)F. Scoppa, Il Rachide Cervicale Editore Marrapese, Roma, 1999,

24) G. Guidetti, La Stabilometria Statica CRS Amplifon Edit, Milano,1989. Pag 23-26

25) J. Travell & D. Simons Il Dolore Muscolare Ghedini, 1986 pag 223-245

26) G. Guidetti Diagnosi e Terapia dei disordini dell’Equilibrio, Ed Marrapese, Roma, 1997 paf 109-111

27) A. Kapandji Fisiologia Articolare vol.1-2-3 Ed. Moine Monduzzi

28) Emanuele Biondi e Claudio Cobelli, Collana di Ingegneria Biomedica, Patron Editore.pag 234-245

29) Luca Avagnina-E. Benguerbi- G. Schmidt, Diagnostica Biomeccanica con pedane di pressione, Ed. Timeo pag 315-319

30) P. Ronconi-S. Ronconi, Il Piede- Biomeccanica e Patomeccanica in tema di antigravitarietà, Ed. Timeo. Pag 98-101

31) Umberto Mosca-Claudio, Colizzi- Lilia Comba- Miriam Durand, Manuale professionale di stretching- tecniche di allungamento muscolare per applicazioni cliniche e sportive, Ed. Red. Pag 234-241

32) Barney F. Le Veau, Biomeccanica del MovimentoUmano, Ed. Verduci
Pag 14-23

33) Piero Cascone- Carlo Di Paolo Patologia della Articolazione
Temporomandibolare Ed. Utet pag112-134

34) Anatomia Umana vol.1-2-3 Ed. Ermes

35) Gianguido Rindi- Ermanno Manni Fisiologia Umana Ed. Utet

36) Antonio Ferrante Manuale pratico di terapia Mio funzionale
Ed. Marrapese pag 145-156

37) Erio Mossi Trattato teorico/pratico di Posturologia osteopatia
Ed. Marrapese pag 234-267

38) Ugo Albisinni Milva Battaglia Le Proiezioni Radiografiche
dell'apparato Muscolo- Scheletrico Ed. Timeo pag 315-367

39) Stefano Casati Biomeccanica clinica in Fisioterapia
Ed. Minerva medica pag 56-78

40) Giovanni A. Lavagna Muscolo e Locomozione Ed. Raffaello Cortina

41) Carlo Capone Movimento: Analisi Biomeccanica
Ed. Libreria Cortina pag 16-23

42) Quaderni della Scuola Nazionale Federale F.I.P.C.F.
vol.4 e vol 5 ,vol 2,vol 1

43) Chinesiologia applicata per Fitness e Body Building

Ed. Società Stampa Sportiva pag 234-245

44) L. Busquet, Le catene Muscolari, Ed Marrapese, 1996.pag 24-27

45) Gli Esercizi della Pesistica Ed. Società Stampa Sportiva pag 32-35

46) Il Potenziamento Muscolare Ed. Società Stampa Sportiva

Pierre-Marie-Gagey Bernard Weber pag 121-134

47) Posturologia Ed. Marrapese Benedetti Raffaetà Catani pag 134-156

48) Tesi di F. Tanzella. Università di Pisa Corso di Laurea Tecnico di

Neurofisiolopatologia 2005

49) Pasquale Riccardo Ricciardi Ortopedia e Traumatologia

dello Sport Ed. Società Stampa Sportiva

50) Carlo Faletti La Cartilagine Articolare Ed Timeo

51) E.Tanteri ,A.Bracco, R Prandi :ELEMENTI DI GNATOLOGIA DALLA DIAGNOSI ALLA RIABILITAZIONE VOL 1 E VOL 2 RC EDITORI

52) Dr.G.Masiero & Dr.G.Romano, Malocclusione e Postura - Valutazione a 360°, www.odontocefalee.it.

53)Bernhard, Posturologia: Regolazione e perturbazioni della stazione eretta,

Marrapese, Roma, 2000 pag 234-256

56) Grieco, Odontoiatria e Postura, Congresso Nazionale A.I.O., 1998

Cagliari.

55) F. Mongini Il dolore Cranio Facciale U.T.E.T, 1994 pag 121-134

56) Bracco, P., Deregibus, A., Piscetta, R., Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects, Neurosci Lett, 2004,

Feb 19, 356, 3, 228-30

57) Kandel E.R, Schwartz J.H, Thomas M.J. Principles of Neural Science.

International Edition, 2000.pag 685-690

TEMA IV : MATERIALI E METODI

SOTTOTEMA IV.1: CARTELLA POSTURO-STABILOMETRICA E CEFALOMETRIA CERVERA-BRACCO

Paragrafo IV 1A: La cartella posturo stabilometria

Paragrafo IV 1B: Bibliografia

Paragrafo IV 1C: Analisi cefalometrica Cervera-Bracco

Paragrafo IV 1D::Bibliografia

SOTTOTEMA IV.2: CRITERI PER LA SELEZIONE DEL CAMPIONE

ParagrafoIV 2A: Criteri per la selezione del gruppo campione e Criteri per la selezione del gruppo controllo

ParagrafoIV 2B: Accertamenti diagnostici

SOTTOTEMA IV.3: ANALISI della pedana e del t scan e dell'AXIOGRAFO CADIAX

Paragrafo IV 3 A : Apparecchiature: caratteristiche del mezzo Strumenti di Misurazione e Pedane Stabilometriche

Sottoparagrafo a: Principali vantaggi del nuovo programma lizard

Sottoparagrafo b: Presentazione delle immagini e dei dati numerici

Sottoparagrafo c: Presentazione del t scan ,delle immagini e dei dati numericiSottoparagrafo d: presentazione dell'axiografo Cadiax, dele immagini e dati numericoSottoparagrafo e : Le placche ,i bite, caratteristiche e applicazioni cliniche

Paragrafo IV3B : Bibliografia

Paragrafo IV 1A: La cartella posturo stabilometria

La maggior parte dei pazienti affetti da disordini posturali spende anni alla ricerca del sollievo del problema dolore e/o malposizione e/ errata postura. Le storie cliniche dimostrano che l'itinerare dei pazienti in cerca di cure li porta a consultare numerosi medici generici e specialisti presso i quali esami e tests vengono ripetuti alla ricerca del fattore o dei fattori patogenitici.
Per la complessità eziopatogenitica e la poliedricità sintomatologica e non dei disordini posturali, la diagnosi del tipo di disfunzione anatomico funzionale e dei fattori causali è un momento fondamentale per impostare correttamente gli opportuni provvedimenti terapeutici. Con questo scopo, accanto all'esame clinico sono stati introdotti sempre più sofisticati esami strumentali: axiografia computerizzata, elettromiografia di Ferrario, elettromiografia di Jankelson, kinesiografia, sonografia, risonanza magnetica funzionale, visita kinesiologica, cicli masticatori, pedana posturo-stabilometrica, pedana baro-podometrica, t-scan, spinal mouse ecc. Tali esami ci documentano lo stato di salute dei muscoli delle articolazioni e ci permettono di valutare a distanza di tempo l'efficacia della terapia effettuata. Di fondamentale importanza nella diagnosi di disordini posturali, resta comunque l'esame clinico dell'apparato stomatognatico, e l'esame clinico funzionale del paziente. Tale esame ci permette di:

1. identificare I problemi del quale il paziente non è conscio, ma che potrebbero essere percepiti immediatamente in nostro intervento, così che ad esso ne verrebbe attribuita la responsabilità.
2. Identificare situazioni funzionali borderline che possono essere aghgravate dal nostro intervento se non precedute da adeguata terapia.

3. Identificare I mezzi e I tempi più idonei per ristabilire un corretto rapporto intermascellare in relazione ai disordini posturali.

Il problema diagnostico

La diagnosi delle disfunzioni posturali in relazione alle disfunzioni cranio-cervico-mandibolari, si basa sulla semeiotica clinica e strumentale. Alcune scuole prediligono il semplice esme clinico supportato quando necessario da indagini radiologiche per effettuare una diagnosi corretta. Altre scuole ritengono necessario la raccolta e la secondaria elaborazione ed analisi dei dati maggiormente dettagliati.

Il protocollo diagnostico usato routinariamente presso il reparto di ortognatodonzia e gnatologia della Dental Scholl dell'Università di Torino, si compone dei seguenti esami(Bracco 21,23,24):

- cartella ortognatologica;
- cartella posturo-stabilometrica;
- teleradiografia latero-laterale o postero-anteriore del cranio, ortopantomografia;
- tracciati cefalometrici;(Bibliografia Generale BRacco 1982)
- fotografie di fronte e di profilo del paziente;
- fotografie endorali;
- modelli ortognatostatici;(Bibliografia Generale Bracco 1984)
- axiografia elettronica computerizzata(Slavicek R.10,12,14. Bracco 15,24)
- kinesiografia; (Tsolka 18)
- elettromiografia (Lewin 20,Bracco 23);
- sonografia;
- cicli masticatori (Lewin 20);
- pedana posturo-stabilometrica;
- pedana baropodometrica;
- spinal mouse; (Hellsing 5)
- visita kinesiologica;

- risonanza magnetica funzionale;(Bibliografia Generale Bracco 2006)
- t-scan.(Combadazu19)

La cartella clinica ortognatologica e posturo-stabilometrica risultano essere per noi gli esami fondamentali essendo però la patologia disfunzionale, posturale, relazionata ai disordini cranio-cervico-mandibolari, una patologia ad eziologia multifattoriale, la diagnosi risulta essere particolarmente complessa.

Pertanto siamo fermamente convinti che studiando lo stesso paziente con diversi tipi di esami, possiamo essere in grado di cogliere dei segni e dei sintomi che altrimenti passerebbero inosservati.

Gli esami strumentali da noi utilizzati si completano infatti l'uno con l'altro, e hanno maggiore sensibilitàè rispetto all'esame clinico. Questo ci permette di diagnosticare patologie che non hanno dato segni clinici veri e propri.

Tramite queste tecniche è inoltre possibile monitorare la terapia prima, durante e dopo il trattamento e orientare l'attenzione su alcuni settori specifici dell'apparato stomatognatico e/o dell'apparato muscolo scheletrico.

Molti autori affermano che la diagnosi effettuata con esami strumentali, porti all'individuazione di una elevata percentuale di malati.

Secondo questi autori gli esami strumentali darebbero troppi falsi positivi.

La critica che si può portare però a coloro che criticano gli esami strumentale, è che essendo difficile definire il confine tra sani e malati (soprattutto per disordini posturali), non si può sapere se sono effettivamente falsi positivi.

L'esame clinico di un paziente affetto da disturbi craniocervicomandibolari, in relazione a disordini posturali, è diverso dall'esame odontoiatrico generale.

I denti e il parodonto ricevono meno attenzioni rispetto allo stato dei muscoli dell'articolazione e dei movimenti mandibolari.

La cartella comunemente usata in odontoiatria per l'esame clino è in genere piuttosto semplice.

Oggi si tende ad avere una visione piuttosto ampia del sistema stomatognatico e del sistema di sostegno muscolo scheletrico, che deve

essere valutato nella sua completezza e inserito nel contesto dellìintero organismo.

L'esame clinico consiste nell'ispezione che inizia dal momento in cui il paziente entra in studio.

Si valuta come il paziente cammina, si muove, come ci appare psicologicamente.

Nel reparto di ortognatodonzia e gnatologia della Dental Scholl dell'Università di Torino, la prima tappa durante l'approccio disfunzionale, è la compilazione della cartella ortognatologica e posturo-stabilometrica.

Essa si compone di un'anamnesi generale e di una specifica odontoiatrica.

Vengono presi in considerazione I test statici e dinamici di funzionalità, la palpazione muscolare, la localizzazione del dolore articolare e/ muscolare del didtretto craniocervicomandibolare e dell'intero apparato di sostegno muscolo scheletrico.

Questo protocollo permette di radunare in diversi gruppi I sintomi rilevanti e di valutare se sia necessario proseguire con ulteriori accertamente o intraprendere subito un trattamento o avvalersi della consulenza di altri specialisti. Molto si è parlato del protocollo diagnostico dei disordini craniocervicomandibolari secondo la scuola di Torino, quindi noi ci soffermeremo solo sulla cartella posturo-stabilometrica.

La cartella posturo-stabilometrica si compone di 18 pagine.

Nella prima è riportata l'anagrafica del paziente, nella seconda la motivazione della visita in cui bisogna scrivere le testuali parole che il paziente riferisce e non il sospetto di diagnosi iniziale, nella terza pagina sono riportati I sintomi principali che sono:

- cefalea,
- affaticamento muscolare,
- contratture muscolari,
- dolori auricolari,
- dolori preauricolari,
- dolori retroauricolari,

- otalgie,
- acufeni,
- vertigini,
- dolore all'apertura della bocca,
- rumore all'apertura della bocca,
- senso di benessere con I denti chiusi,
- dolore durante la masticazione,
- rumore durante la masticazione,
- click articolari,
- difficoltà masticatorie,
- difficoltà alla deglutizione,
- locking articolari,
- difficoltà a respirare dal naso,
- alluce valgo,
- intolleranze alimentari,
- serramento,
- digrignamento,
- mordere oggetti,
- masticazione unilaterale destra,
- masticazione unilaterale sinistra (mancino),
- masticazione bilaterale.

Nella pagina quattro:

- Posizioni viziate (telefono tra spalla e mento, mento appoggiato alla mano);
- Alterazioni visive (miopia, astigmatismo, presbiopia, ambliopia, eteroforia orizzontali, eteroforia verticali, occhio dominante destro, occhio dominante sinistro, ansiometropia);
- Ispezione generale (ipotonica, normotonica, ipertonica);
- Posizione durante l'esame:
  - CAPO: asimmetrico, simmetrico;
  - CORPO: asimmetrico, simmetrico.

Nella pagina cinque:

- interventi correttivi subiti (app. Mobile, app. Ortopedico, app. Fisso, correzione occhio pigro, plantare, busto)
- Incidenti e traumi (fratture, sport in età evolutiva, urti, auto, scala, seggiolone)
- Interventi chirurgici (tipo di interventto, cheloidi, esiti cicatriziali)

Nella pagina sei:

- valutazione clinica della morfologia, della mobilità del rachide vertebrale: visita fisiatrica (analisi del tronco, piano, retro, frontale; analisi dello strapiombo asse occipitale, analisi del tringolo della taglia, scoliosi, analisi dell'angolo inferiore delle scapole, analisi del bacino, analisi del gibbo).

Nella pagina sette c'è la continuazione della pagina sei con:

- analisi del piede destro e sinistro (avanpide, bordo interno, retropiede),
- analisi della faccia sul piano frontale (simettrica o asimettrica, linea occluso-bipupillare, spalle-asse bisacromiale, atiemme-apertura, atiemme-protrusione);

Nella pagina sette:

- valutazione clinica della morfologia del rachide vertebrale: visita fisiatrica;
- anali sul piano frontale della linea sagittale mediana del ginocchio;
- analisi sul piano sagittale del ginocchio e del bacino.

Nella pagina otto:

- valutazione clinica della morfologia del rachide vertebrale: visita fisiatrica;
- analisi sul piano orizzontale del capo, della rotazione delle spalle della rotazione del bacino.

Nella pagina nove:

- valutazione strumentale e della morfologia della mobilità del rachide vertebrale: spinal mouse;
- analisi sul piano frontale (atteggiamento scoliotico, scoliosi, flessione sinistra, flessione destra);
- analisi sul piano sagittale (cifosi, lordosi, flessione, estenzione);

Nella pagina diecie undici:

- valutazione strumentale e della morfologia della mobilità del rachide vertebrale: spinal mouse;
- segmento cervicale e progressione degli angoli.

Nella pagina dodici:

- valutazione clinica e strumentale: comparazione tra visita fisiatrica e spinal mouse;

Nella pagina tredici:

- valutazione clinica della morfo-struttura podlica (piede, gamba, articolarità tibio-tarsica, esame della marcia).

Nella pagina quattordici, quindici e sedici:

- protocollo pedana posturo-stabilometrica.

Nella pagina diciassette e diciotto:

- valutazione della postura e dell'equilibrio: pedana posturo-stabilometrica.

E' fondamentale sapere a priori se il paziente presenta delle anomalie muscolo-scheletriche e dell'apparato stomatognatico per evitare errori di diagnosi e terapia nell'esecuzione di tutti gli esami strumentali necessari per la terapia dei disordini posturali in relazione dei disturbi posturali in relazione all'apparato stomatognatico e viceversa. La compilazione delle cartelle ortognatologiche e posturo-stabilometriche, deve essere fatta prima di tutti gli esami strumentali e clinici previsti dal protocollo diagnostico, pena la non attendibilità e veridicità degli esami stessi .

CARTELLA POSTURO-STABILOMETRICA

COGNOME NOME | ETA' | SESSO

NATO IL | A | *OSSERVATO IL*

INDIRIZZO

CAP | CITTA' | PR | NAZIONE

TEL. AB. | TEL UFF. | CELLULARE

e-mail

Medico curante 1 | *REFER.*

Data inizio cura | Data fine cura | Durata cura

CONIUGATO | FIGLI

PROFESSIONE | ODONT cur

Altro | *Altro*

Altro | *Altro*

Altro | *Altro*

Operatore

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO 1

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

MOTIVAZIONE (Scrivere testualmente le parole che dice il paziente non il sospetto di diagnosi inziale):

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO **2**

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

SINTOMI PRICIPALI

SI NO CEFALEA	SI NO AFFATICAMENTO MUSCOLARE	SI NO CONTRATT. MUSCOLARI
SI NO DOLORI AURICOLARI	SI NO PREAURICOLARI	SI NO RETROAURICOLARI
SI NO OTALGIE	SI NO ACUFENI	SI NO VERTIGINI
SI NO DOLORE ALL'APERTURA DELLA BOCCA	SI NO RUMORE ALL'APERTURA DELLA BOCCA	SI NO SENSO DI BENESSERE CON I DENTI CHIUSI
SI NO DOLORE DURANTE LA MASTICAZIONE	SI NO RUMORE DURANTE LA MASTICAZIONE	SI NO CLICK ARTICOLARI
SI NO DIFFICOLTA' A MASTICARE	SI NO DIFFICOLTA' ALLA DEGLUTIZIONE	SI NO LOCKING ARTICOLARI
SI NO DIFFICOLTA' A RESPIRARE DAL NASO	SI NO ALLUCE VALGO	
SI NO INTOLLERANZE ALIMENTARI	quali	

PARAFUNZIONI

SI NO SERRAMENTO	SI NO DIGRIGNAMENTO	SI NO MORDERE OGGETTI
SI NO MASTICAZIONE UNILAT. DX	SI NO USA PREVALENTEMENTE ARTI DX (Destrimane)	
SI NO MASTICAZIONE UNILAT. SX	SI NO USA PREVALENTEMENTE ARTI SX (Mancino)	
SI NO MASTICAZIONE BILAT		

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO 3

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

POSIZIONI VIZIATE

SI NO TELEFONO TRA SPALLA E MENTO

SI NO MENTO APPOGGIATO ALLA MANO

ALTERAZIONI VISIVE

SI NO MIOPIA

SI NO ASTIGMATISMO

SI NO PRESBIOPIA

SI NO AMBLIOPIA (occhio pigro)

SI NO ETEROFORIA ORIZZONTALI

SI NO OCCHIO DOMINANTE DX

SI NO ANISOMETROPIA

SI NO ETEROFORIE VERTICALI

SI NO OCCHIO DOMINANTE SX

ESAME FUNZIONALE CLINICO

ISPEZIONE GENERALE *(POSTURA)*

SI NO IPOTONICA (endodermica)

SI NO NORMOTONICA (mesodermica)

SI NO IPERTONICA (ectodermica)

DISSIMMETRIE FACCIALI MACROSCOPICHE | S < D | S > D | S = D |

POSIZIONE DURANTE L'ESAME

CAPO — SI NO ASIMMETRICO — SI NO SIMMETRICO

CORPO — SI NO ASIMMETRICO — SI NO SIMMETRICO

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO 4

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

INTERVENTI CORRETTIVI SUBITI

SI	NO	APP. MOBILE	da / a	SI	NO	CORREZIONE OCCHIO PIGRO	
SI	NO	APP. ORTOPEDICO	da / a	SI	NO	PLANTARI	
SI	NO	APP. FISSO	da / a	SI	NO	BUSTO	

INCIDENTI E TRAUMI

SI	NO	FRATTURE	zona del trauma	SI	NO	AUTO	
SI	NO	SPORT IN ETA' EVOLUTIVA	da / a	SI	NO	SCALA	
SI	NO	URTI		SI	NO	SEGGIOLONE	

INTERVENTI CHIRURGICI

SI	NO	INTERVENTI CHIRURGICI	quali				
SI	NO	CHELOIDI		SI	NO	ESITI CICATRIZIALI	

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

5

VALUTAZIONE CLINICA DELLA MORFOLOGIA E DELLA MOBILITA' DEL RACHIDE VERTEBRALE: VISITA FISIATRICA

tronco piano retro - frontale

STRAPIOMBO ASSE OCCIPITALE	NORMO	DX	mm		SI	NO
		SX	mm			
TRIANGOLO DELLA TAGLIA	>DX	SIMM.	> SX		SI	NO
SCOLIOSI	DX	LIEVE	MEDIA	GRAVE	SI	NO
	SX	LIEVE	MEDIA	GRAVE		
ANGOLO INFERIORE SCAPOLE	v DX	ALLINEATI	v SX		SI	NO
BACINO	v DX	ALLINEATO	v SX		SI	NO
GIBBO	NORMO	DX	mm		SI	NO
		SX	mm			

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

6

VALUTAZIONE CLINICA DELLA MORFOLOGIA E DELLA MOBILITA' DEL RACHIDE VERTEBRALE: VISITA FISIATRICA

piedi

DESTRO				*SINISTRO*		
ALLUCE VALGO	NORM	VARO	*AVAMPIEDE*	ALLUCE VALGO	NORM	VARO
PIATTO	NORM	CAVO	*BORDO INTERNO*	PIATTO	NORM	CAVO
VALGO	NORM	VARO	*RETROPIEDE*	VALGO	NORM	VARO

piano frontale

FACCIA	SIMMETRICA		ASIMMETRICA
LINEA OCCLUSALE - PIANO ORBITARIO	Abbassata DX	NORMALE	Abbassata a SX
SPALLE - ASSE BISACROMIALE	Abbassata DX	NORMALE	Abbassata a SX
ATM - APERTURA	ASIMMETRICA	NORMALE	LIMITATA
ATM - PROTRUSIONE	ASIMMETRICA	NORMALE	LIMITATA

note

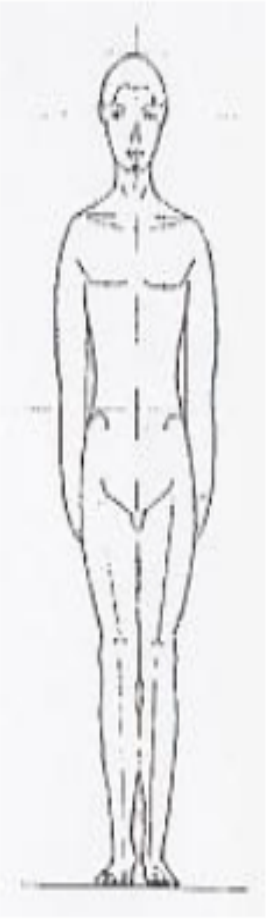
N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO 7

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

VALUTAZIONE CLINICA DELLA MORFOLOGIA E DELLA MOBILITA' DEL RACHIDE VERTEBRALE: VISITA FISIATRICA

piano frontale



LINEA SAGITTALE MEDIANA

Inclinata a DX	IN ASSE	Inclinata a SX
Concava a DX		Concava a SX

GINOCCHIO

ASIMMETRICA	NORMALE	LIMITATA

piano sagittale

FRECCE

OVR	mm	C3	mm	T1	mm
T7	mm	L3	mm	S2	mm

BACINO - SIAS/SIPI

ANTIVERSIONE	NORMALE	ANTIVERSIONE

GINOCCHIO

VARO	NORMALE	VALGO

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

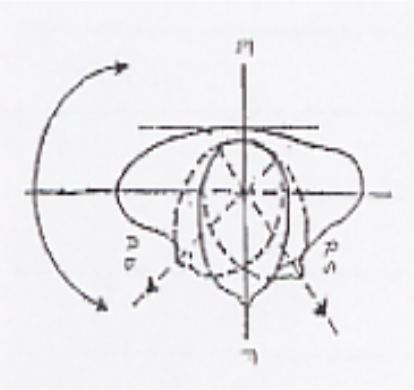
IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

8

VALUTAZIONE CLINICA DELLA MORFOLOGIA E DELLA MOBILITA' DEL RACHIDE VERTEBRALE: VISITA FISIATRICA

piano orizzontale



CAPO

ROTAZIONE DX	NORMALE	ROTAZIONE SX

ROTAZIONE SPALLE

ANTIORARIA (dx anteposta)	NORMALE	ORARIA (sx anteposta)

ROTAZIONE BACINO

ROTAZIONE DX	NORMALE	ROTAZIONE SX

note

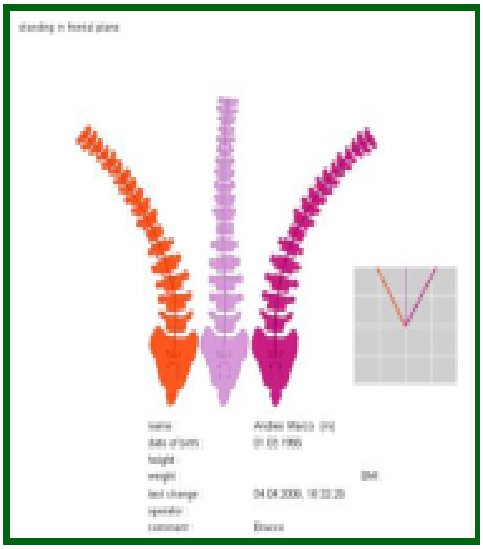
N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

VALUTAZIONE STRUMENTALE DELLA MORFOLOGIA E DELLA MOBILITA' DEL RACHIDE VERTEBRALE: SPINAL MOUSE

piano frontale



atteggiamento scoliotico

SI	NO	DX	SX	LIEVE	MEDIA	GRAVE

scoliosi

SI	NO	DX	SX	LIEVE	MEDIA	GRAVE

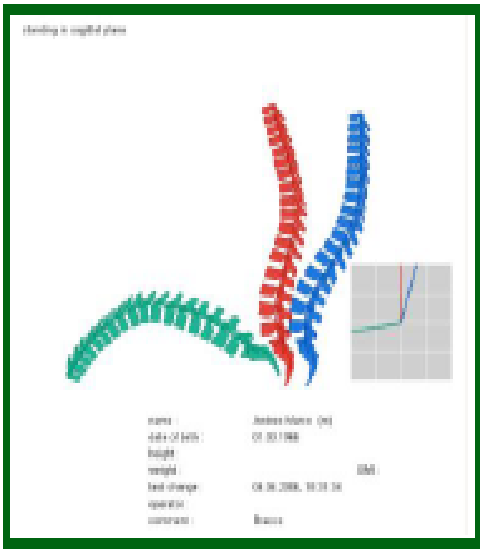
flessione sinistra

SI	NO	IPO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

flessione destra

SI	NO	IPO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

piano sagittale



cifosi

SI	NO	IPO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

lordosi

SI	NO	IPO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

flessione

SI	NO	IPO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

estensione

SI	NO	IPO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

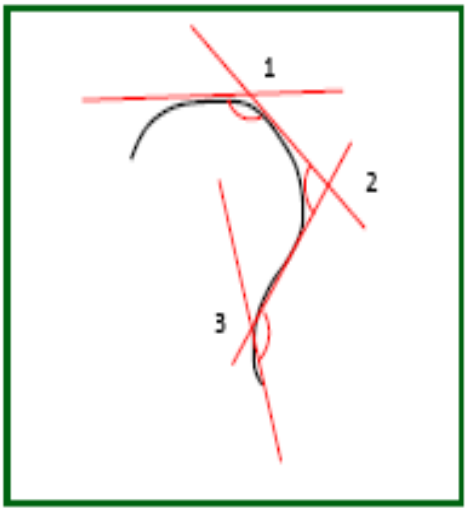
IN NERO: SCUOLA DI TORINO

10

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

VALUTAZIONE STRUMENTALE DELLA MORFOLOGIA E DELLA MOBILITA' DEL RACHIDE VERTEBRALE: SPINAL MOUSE

segmento cervicale

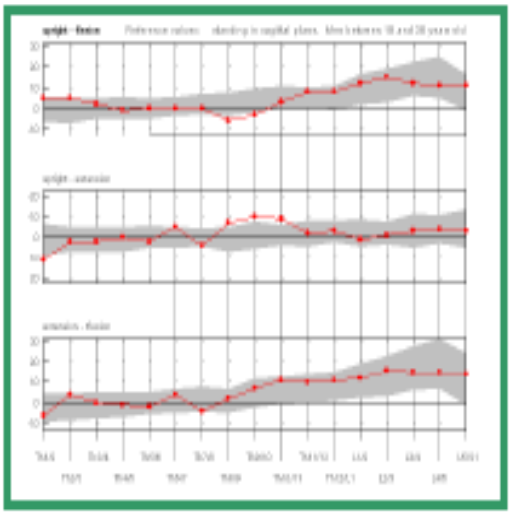


curvatura segmento cervicale

IPO	NORMO	IPER	LIEVE	MEDIA	GRAVE

angolo 1	0
angolo 2	0
angolo 3	0

progressione degli angoli



N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

11

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

VALUTAZIONE CLINICO-STRUMENTALE: COMPARAZIONE TRA VISITA FISIATRICA E SPINAL MOUSE

atteggiamenti posturali e/o alterazioni della colonna

CIFOSI	SI / NO	IPO / IPER		LIEVE / MEDIA / GRAVE	visita fisiatrica
	SI / NO	IPO / IPER		LIEVE / MEDIA / GRAVE	spinal mouse
LORDOSI	SI / NO	IPO / IPER		LIEVE / MEDIA / GRAVE	visita fisiatrica
	SI / NO	IPO / IPER		LIEVE / MEDIA / GRAVE	spinal mouse
SCOLIOSI	SI / NO	IPO / IPER		LIEVE / MEDIA / GRAVE	visita fisiatrica
	SI / NO	IPO / IPER		LIEVE / MEDIA / GRAVE	spinal mouse
ATTEGG. SCOLIOTICO	SI / NO	DX / SX		LIEVE / MEDIA / GRAVE	visita fisiatrica
		DX / SX		LIEVE / MEDIA / GRAVE	
	SI / NO	DX / SX		LIEVE / MEDIA / GRAVE	spinal mouse
		DX / SX		LIEVE / MEDIA / GRAVE	

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

12

VALUTAZIONE CLINICA DELLA MOSRFOSTRUTTRA PODALICA: VISITA PODOLOGICA

Scheda podologica generale

Morfotipo

Piede

NORMALE	SI	NO		
CAVO	SI	NO	ANT	POST
PIATTO	SI	NO	RID.	IRRID.
PRONATO	SI	NO		
SUPINATO	SI	NO		

ALLUCI	DX	VARO	VALGO	RIGIDO
	SX	VARO	VALGO	RIGIDO
TALLONE	DX	VARO	VALGO	
	SX	VARO	VALGO	

Gamba

TIBIA	DX	VARA	VALGA
	SX	VARA	VALGA
GINOCCHIO	DX	VARO	VALGO
	SX	VARO	VALGO

Articolarità della tibio-tarsica

ELASTICITA' DEL PIEDE	DX	LASSA	MORBIDA	SEMIR.	RIGIDA
	SX	LASSA	MORBIDA	SEMIR.	RIGIDA

Esame della marcia

ELASTICITA' DEL PIEDE	DX	LASSA	MORBIDA	SEMIR.	RIGIDA
	SX	LASSA	MORBIDA	SEMIR.	RIGIDA

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

13

PROTOCOLLO PEDANA POSTUROMETRICA (Diretto su paziente e monitor)

	N°	Codice esame	Tipo esame				B si	B no
	1	No occhiali	Occhi aperti	Bocca chiusa	Denti a contatto	Senza apparecchio		
	2	No occhiali	Occhi chiusi	Bocca chiusa	Denti a contatto	Senza apparecchio		
	3	No occhiali	Occhi aperti	Bocca aperta	Denti svincolati	Senza apparecchio		
	4	No occhiali	Occhi chiusi	Bocca chiusa	Denti svincolati	Senza apparecchio		
	5	No occhiali	Occhi aperti	Bocca chiusa	Denti svincolati	Senza apparecchio		
	6	No occhiali	Occhi chiusi	Bocca aperta		Con apperecchio		
	7	Con occhiali	Occhi aperti	Bocca chiusa	Denti svincolati			
	8	Con occhiali	Occhi aperti	Bocca chiusa	Denti a contatto	Senza apparecchio		
	9	Con occhiali	Occhi aperti	Bocca aperta		Con apperecchio		
	10	Espansione osteopatica			Denti a contatto	Senza apparecchio		
	11	Espansione osteopatica			Denti svincolati	Senza apparecchio		

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

13

PROTOCOLLO PEDANA POSTUROMETRICA (Diretto su paziente e monitor)

	12	Espansione osteopatica			Denti a contatto	Con apperecchio		
	13	Con plantari	Occhi aperti		Denti a contatto			
	14	Con plantari	Occhi chiusi		Denti a contatto			
	15	Con plantari	Occhi aperti		Denti svincolati			
	16	Con plantari	Occhi chiusi		Denti svincolati			
	17	Movimenti mandibolari	Protrusione					
	18	Movimenti mandibolari	Mediotrusione dx					
	19	Movimenti mandibolari	Mediotrusione sx					
	20	Movimenti mandibolari	P.F.R. (posizione statica del pz.)		Denti svincolati			
	21	Mastic.	Occhi aperti	Lato dx				
	22	Mastic.	Occhi aperti	Lato sx				

Legenda:

Segnare si se il baricentro è vicino, segnare no se il baricentro e lontano: per escludere guasti del sistema e/o errori di posizionamento del paziente

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO 14

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini

PROTOCOLLO PEDANA POSTUROMETRICA (Diretto su paziente e monitor)

	23	Mastic.	Occhi aperti	Alternato				
	24	Mastic.	Occhi aperti	Libero				
	25	Sportivo	Occhi aperti	Posizione statica	Denti svincolati			
	26	Sportivo	Occhi aperti	Posizione dinamica	Denti svincolati			
	27	Sportivo	Occhi aperti	Posizione statica	Denti a contatto			
	28	Sportivo	Occhi aperti	Posizione dinamica	Denti a contatto			
	29	Kine 1	Occhi aperti	Toccare masset. dolente	Denti a contatto			
	30	Kine 2	Occhi aperti	Toccare temporale	Denti a contatto			
	31	Noci.	Occhi aperti	Crio su dente	Denti a contatto			
	32	Noci.	Occhi aperti	Crio su frenulop	Denti a contatto			

Legenda:

Segnare si se il baricentro è vicino, segnare no se il baricentro e lontano: per escludere guasti del sistema e/o errori di posizionamento del paziente

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO In collaborazione con Sergio Zanfrini 15

IN AZZURRO: MODELLO BASE PEDANA POSTUROMETRICA di Sergio Zanfrini

PROTOCOLLO PEDANA POSTUROMETRICA (Diretto su paziente e monitor)

	33	AMIC	Con farmaco antimicotico					
	34	CR	Con rulli di cotone	Libero				
	35	EC	Occhi chiusi	Posizione statica	Denti svincolati			
	36	ICE	Con raffreddamento	Posizione dinamica	Denti svincolati			
	37	MS	Condizioni miste,					
	38	OMEO	Con farmaco omeopatico	Posizione dinamica	Denti a contatto			
	39	PL	Esame con plantare	Toccare masset. dolente	Denti a contatto			
	40	SH	Esame con scarpe	Toccare temporale	Denti a contatto			
	41	SO	Senza occhiali	Crio su dente	Denti a contatto			
	42	SR	Senza rulli	Crio su frenulop	Denti a contatto			
	43	UD	Condizioni particolari					
	44	WL	Con occhiali	Toccare temporale	Denti a contatto			

Legenda: Segnare sì se il baricentro è vicino, segnare no se il baricentro è lontano: per escludere guasti del sistema e/o errori di posizionamento del paziente

note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

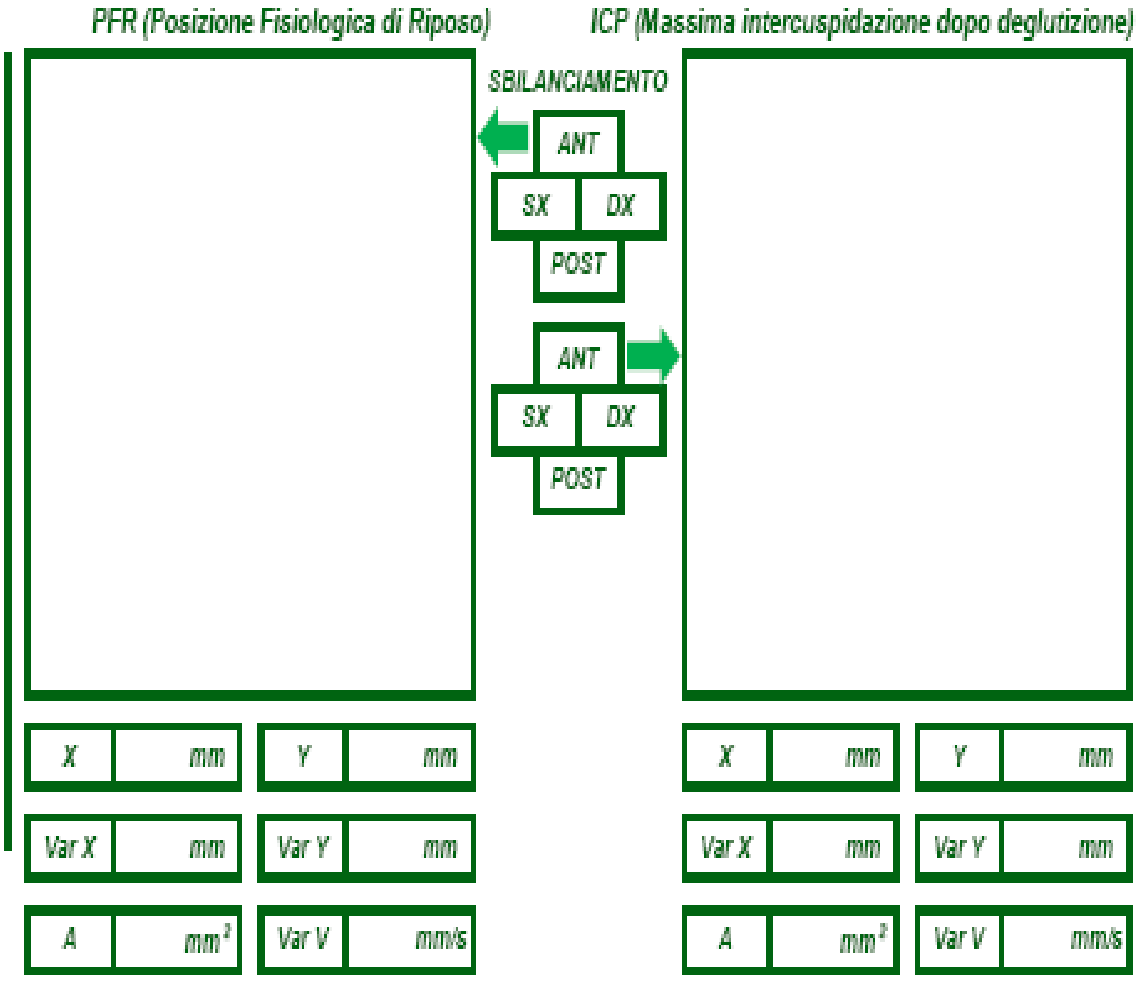
IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO In collaborazione con Sergio Zanfrini 16

IN AZZURRO: MODELLO BASE PEDANA POSTUROMETRICA di Sergio Zanfrini

VALUTAZIONE DELLA POSTURA E DELL'EQUILIBRIO: PEDANA STABILO - POSTUROMETRICA

Valutazione dei baricentri (generale, arto dx, arto sx) e dei carichi

Paziente con OCCHI APERTI



note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

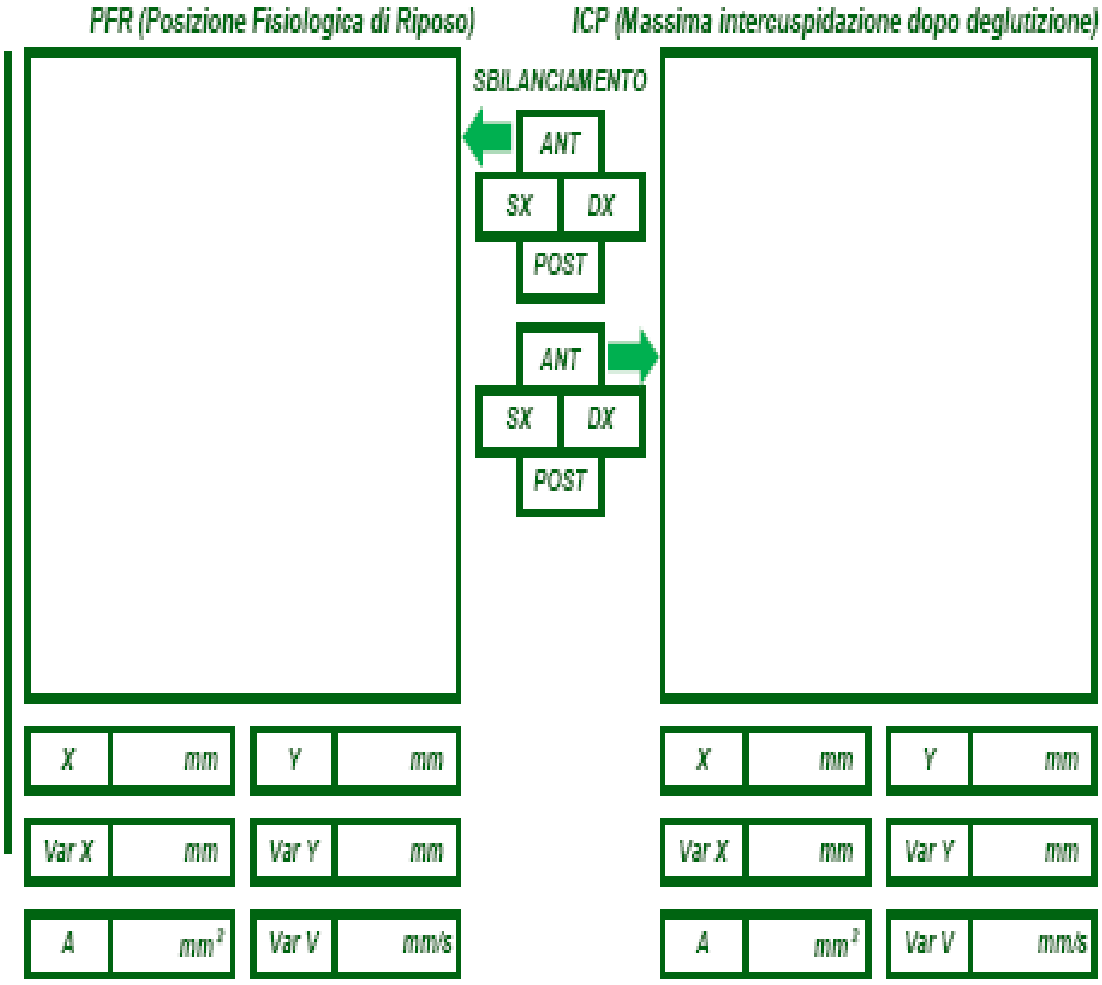
IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini 17

IN AZZURRO: MODELLO BASE PEDANA POSTUROMETRICA di Sergio Zanfrini

VALUTAZIONE DELLA POSTURA E DELL'EQUILIBRIO: PEDANA STABILO - POSTUROMETRICA

Valutazione dei baricentri (generale, arto dx, arto sx) e dei carichi

Paziente con OCCHI CHIUSI



note

N.B. *IN ROSSO E INCLINATO*: CARTELLA E.A.C.D.

IN NERO: SCUOLA DI TORINO

IN VERDE: GRUPPO DI STUDIO POSTUROMETRIA SCUOLA DI TORINO in collaborazione con Sergio Zanfrini 18

IN AZZURRO: MODELLO BASE PEDANA POSTUROMETRICA di Sergio Zanfrini

Paragrafo IV 1B: Bibliografia

1. Weimberg L.A., The etiology, diagnosis and treatment of TMJ dysfuction-pain syndrome. J Prosthet Dent 1980; 42:654.
2. Bezzur J.N., Hansson T.L., Winkilson T.N., The recognation of craniomandibular disorders: an evalutation of the most reliable signs and symptoms when screening for CMD. J Oral Rehabil 1989.
3. Lund J.P., Widmer C.G., Feine J.S. Validity of diagnostic disorders. J Dent Res 1995; 74 (4): 1133-43.
4. Hansson T.L,., Craniomandibular disorders and sequencing their treatment. Aust Prosth J 1988; 2:9-15.
5. Hellsing E., The relationship between craniofacial morphology, head posture and spinal curvature in 8, 11 and 15 years old children. Eur J Orthod 1987; 9:254-64.
6. Murphy K.E., Preston C.B., Evans W.G., The development of instrumentation for dynamic measurement of changing head posture. Am J Orthod Dentofac Orthopedics 1991; 99:520-6.
7. Diamond S., Dalessio D.J. Cefalea: approccio clinico. New York; McGrow- Hill Libri Italia, 1992.
8. Lee R.L., Jaw movements engraved inn solid plastic for articulator controls. Part I. Recording apparatus. J Prosth Dent 1969:209-24.
9. Lee R.L., Jaw movements engraved inn solid plastic for articulator controls. Part II. Trasfer apparatus. J Prosth Dent 1969:209-24.
10. Slavicek R., Avril C., Collesano V., Basi matematico-geometriche dell'axiografia. Riv It Stomatol 1983:103-4.
11. Piehslinger E., Celar R.M., Slavicek R. computerized axiography: principles and methods. J Craniomand Pract 1991:344-55.
12. Slavicek R., Avril C., Collesano V. L'axiografia con il cucchiaio paraocclusale. Riv It Stomatol 1983:105-7.

13. Slavicek R., Avril C., Collesano V. Axiografia nell'uso clinico. Riv It Stomatol 1983:108-10.
14. Slavicek R., Clinical and instrumental function analysis for diagnosis and treatment planning. Part VIII: Case studies in Cardiax. L Clinic Orthod 1989;23 (1):42-7.
15. Bracco P., Meyer G., Tanteri E., Theusner J. Axiografia elettronica computerizzata. Pratica Odontostomatol 1987;7-36-47-
16. Spuijt R.J., Hoogstraten J., The reaserch on temporo-mandibular joint clicking: A methodologhical review. J Craniomand Pract 1991;5:45-50.
17. Motoyoshi M., Matsumoto Y., Ohnuma M., Arimoto M., Takahashi K., Namura S. A study of temporomandibular joint sounds. Part II. Acoustic characteristics of joint sounds. J Nihon Univ Sch Dent 1995;37 (1):47-54.
18. Tsolka P., Preiskel H.W., Kinesiographic and electromyographic assessment of the effects of occlusal adjustement therapy on craniomandibular disorders by a double-blind method. J Prosth Dent 1993;69:85-92.
19. Combadazu J.C., Combells R., Cadenat H. Intèret du mandibular kinesiograèh (MKG) et du T-scan dans le diagnostic et le traitment du syndrome algo-dysfuctionnel de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). Rev Stomatol Chir Maxillofac 1990;91(2):86-91.
20. Lewin A., Electromyographics: atlas of diagnostic procedures and interpretation. Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co., 1985.
21. Bracco P., Viora E., Deregibus A., Piancinig M.G., Presentazione dell'hardware e del software dell'ultima generazione per l'elaborazione dei dati sirognatografici ed elettromiografici. Minerva Ortognat 1986.

22. Woda J., Fisiologia del sistema stomatognatico. Milano: Masson, 1984.
23. Bracco P., Deregibus A., Goano E., Graziadio G., Elettromiografia e sua utilizzazione nella pratica clinica. Minerva Ortognat 1994;12:141-50.
24. E.Tanteri ,A.Bracco, R Prandi :ELEMENTI DI GNATOLOGIA DALLA DIAGNOSI ALLA RIABILITAZIONE VOL 1 E VOL 2 RC EDITORI

Paragrafo IV 1C: Analisi cefalometrica Cervera-Bracco

L'attuale analisi cefalometrica di Alberto Cervera risale al 1967, anno in cui fu tenuta una serie di corsi in cui venivano presentati i risultati di 10 anni di ricerche condotte secondo diversi altri metodi di analisi.

Alla base di tutto lo studio fatto vi fu un attento riesame del sistema diagnostico di Tweed, da cui venne preso il concetto di funzionalità, già ereditato da Angle.

E' appunto il concetto di funzionalità il perno di tutto il sistema cefalo metrico di Cervara: "lo sviluppo delle ossa basali è molto influenzato dalla forza con cui agiscono i muscoli, specialmente quelli di apertura e chiusura della bocca, per cui qualsiasi terapia che voglia condizionare lo sviluppo delle ossa basali deve ammettere che deve esercitarsi una maggiore funzione in quanto alla forza, e sempre entro funzioni normali".(Enlow11 Biork 1 Jaraback 16,Tesi Dott.ssa De LAMA 32)

Importanti punti cefalo metrici caratteristici sono:

- L'utilizzazione dell'angolo SpP^GoGn o angolo intermascellare, che ci permette di classificare i soggetti in tre modi diversi:
- Lo spostamento del centro del problema ortodontico da zone superiori (es. il Pterigoideo di Ricketts) a zone a livello dentale, precisamente a livello del piano occlusale: (Ricketts20,21,22)
- *Piano occlusale*: rappresentato dalla linea intermedia ai punti di contatto occlusale di tutti i denti presenti sulle due arcate.
- *"Punto occlusale Cervara"*: (OcC di intersezione tra la linea A : Po e piano occlusale Oc).
- *Linea A :Po* (A : Po) linea congiungente il punto A e il punto Po.

- *Punto occlusale Cervera (OcC)* punto di intersezione tra la linea A : Po e la linea che rappresenta il Piano Occlusale.(Cervera 5,6,7,8,9)
- *Linea verticale (V)* è la linea perpendicolare alla linea bispinale (SpP) tracciata attraverso il punto OcC (occlusale di Cervera).

Individuati questi elementi possiamo eseguire le seguenti misurazioni lineari:

- A : V = distanza lineare millimetrica tra il punto A e la linea V. Valori normali 1+/- 1.
- Po : V = distanza lineare millimetrica tra il punto Po e la linea V. Valori normali 1 +/- 2.
- A : Po = distanza lineare tra il punto A e il punto Po riferito alla proiezione dei punti A e Po sull'asse delle ascisse di un sistema cartesiano in cui l'asse delle ordinate sia la linea verticale.

E' ovvio che la somma algebrica delle distanze A : V e Po : V rappresenti la distanza A : Po.

Ciò equivale a dire che il riferimento agli assi cartesiani venga fatto in sede di spiegazioni teoriche e di memorizzazione dei dati al "computer", ma non nella pratica clinica, dove invece ci limiteremo a calcolare la distanza A : V e Po : V e a farne la somma algebrica.

La classificazione delle mal occlusioni viene appunto fatta in base ai valori di A : Po e cioè:

Per valori di A : Po di

2 +/- 2 mm = I classe

4 mm = II classe

0 mm = III classe

Si parlerà quindi di I classe per valori compresi tra 0 e 4 mm, di II classe per valori superiori a 4 mm, di III classe per valori minimi di 0 mm.

Per stabilire se queste diverse classi sono da attribuire alla posizione del mascellare superiore o al mascellare inferiore considereremo separatamente i valorij di A : V e di Po : v, ossia dei valori parziali da cui deriva il valore di A : Po.

La distanza A : v è nell'individuo, normoccluso, compresa tra 0 e 2 mm; questi valori saranno quindi tipici di una condizione di normoposizione del mascellare superiore.

Valori inferiori allo 0 indicheranno invece una posizione più arretrata dal complesso mascellare, cioè di una retrusione del mascellare superiore.

Valori superiori a 2 mm orienteranno per uno spostamento anteriore, cioè una protrusione del mascellare inferiore.(Steiner 28,Bjork 1,Tweed 31)

Si potrò ad essa assegnare valori positivi o negativi in base alla posizione del punto A rispetto alla linea verticale (V).

La distanza Po : V è invece un parametro riferibile alla mandibola di cui esprimerà la normoposizione per valori inferiori ad 1 mm e la protrusione per valori superiori a 3 mm.

Si potrà ad essa assegnare valori positivi o negativi in base alla posizione del punto Po rispetto alla linea verticale (V).

Ripetiamo che il valore di A : Po è dato dalla somma algebrica dei valori delle distanze A : V e Po

Paragrafo IV 1B: Bibliografia

1. Bjork A.: “The principle of the Andersen method of orthodontic treatment, a discussion based on cephalometric x-ray analysis of treated cases”. American Journal of Orthodontic, 1951.
2. Broadbent H. B.: “Bolton standards of dentofacial developemental growth”. The C. V. Mosby Co., 1975.
3. Broadbent H. B.: “Ontogenetic development of occlusion”. The Angle of Orthodontist, 1941.
4. Brodie A. G.: “Cephalometric appraisal of orthodontic results”. The Angle of Orthodontist, 1938.
5. Cervera J. A.: “Syllabo de ortodoncia”. Ceosa Madrid, 1975.
6. Cervera J. A.: “Syllabo de ortodoncia”. Ceosa Madrid, 1973.
7. Cervera J. A.: “Corso di aggiornamento”. Roma, Febbraio 1978.
8. Cervera J. A.: “Corso di aggiornamento. Madrid, Giugno 1978.
9. Cervera J. A.: “Plano de occlusion y tratamiento en ortodoncia”. Revista Espanola de Ortodoncia. Luglio- Agosto- Settembre, 1971.
10. Enlow D. H., Bang S.: “Growth and remodelling of the human maxilla”. American Journal of Orthodontic, 1965.
11. Enlow D. H., Harris D. B.: “A study of the postnatal growth of the human mandible”. American Journal of Orthodontic, 1964.
12. Gugino C. F.: “An orthodontic philosophy”. Rocky Mountain, 1977.
13. Gugino C.F.: “Corso di aggiornamento”. Torino, Ottobre 1977.
14. Gianni E.: “Appunti dalle lezioni del Corso di specialità di ortognatodonzia dell’Università di Milano”. Anno Accademico, 1977-1978.
15. Gianni E.: “Atlante di cefalometria ortodontica”. G.M.S., Vigevano, 1973.
16. Jaraback J. R.: “Cephalometric and ortodontic tractact”. The C. V. Mosby Co.

17. Moss M. C.: “Experimental alterations of sutural area morphology”. Anat. Rec., 1957.
18. Muller R.: “Céphalometrie et ortodontie”. Societé de Publications Medicale set dentaries, 1962.
19. Nanda R. M.: “The rates of growth of several facial components measured from serial cephalometric roentgenograma”. American Journal of Orthodontic, 1955.
20. Ricketts R. M.: “The influence of orthodontic treatment on facial growth”. The Angle of Orthodontist. Luglio 1960.
21. Ricketts R. M.: “Planning treatment on the basic of the facial pattern and an estimate of it’s growth” su “The anfle Orthodontist”. Gennaio 1957. “Abnormal function of the temporo-mandibular joint”. American Journal of Orthodontic, 1962.
22. Ricketts R. M.: “A foundation of cephalometric communication”. American Journal of Orthodontic, 1960.
23. Sassouni V.: “Orthodontic in dental practice”. The C.V. Mosby Company, 1971.
24. Sassouni V.: “The face in five dimensions”. Ed. 2. Morgantown 1962, West Virginia University Publication.
25. Sassouni V.: “Clinical cephalometry”. Philadelphia Center of Research in Child growth. University of Pennsylvania, 1959.
26. Simon: “Fundamental principles of a systematic diagnosis of dental anomalies”. Boston 1926. Strattford Co.
27. Steiner C.: “Cephalometric for you and me”. American Journal of Orthodontic. Ottobre 1963.
28. Steiner C.: “Instructions for using cephalometric measurements for treatment planning and assessment as used in Steiner Analysis”. Hawaian Orthodontic Society, Aprile 1959.
29. Steiner C.: “Cephalometrics in clinical practice”. The Angle of Orthodontist. Gennaio 1959.
30. Tweed C. H.: “A philosophy of Orthodontics, Febbraio 1945.

31. Tweed C. H.: “Frankfort mandibular plane angle in orthodontic diagnosis classification, treatment planning and prognosis”. American Journal of Orthodontic 1946.
32. Tesi di Laurea Dott.ssa De Lama Paola Università di Parma 2006/2007

SOTTOTEMA IV.2: CRITERI PER LA SELEZIONE DEL CAMPIONE

ParagrafoIV 2B: Accertamenti diagnostici ***(Gollin- Pascolini)***

Anamnesi

E' indispensabile raccogliere un' anamnesi più completa possibile che consideri sia i problemi a carico dell' apparato stomatognatico che quelli generali e posturali, importante è considerare i traumi, e non soltanto quelli del distretto cefalico; un colpo di frusta ad esempio, può essere l'evento scatenante di una patologia ATM. Come abbiamo messo in evidenza in precedenza il fattore psichico può avere una notevole influenza, per cui occorre fare domande riguardo ad eventuali esaurimenti nervosi trascorsi o presenti, facile irritabilità, disturbi del sonno, uso di tranquillanti o psicofarmaci in genere, e verificare se i sintomi siano comparsi in un periodo di particolare tensione e se la sintomatologia si riacutizzi nei periodi di maggiore stress .Vanno considerati poi il dolore e le parafunzioni. Per quanto riguarda il dolore dobbiamo valutare la zona primaria e zone di diffusione, l'intensità, il momento della comparsa e le cause che possono scatenarlo o anche solo modificarlo. Oltre alle parafunzioni come il bruxismo e il serramento occorre indagare anche su abitudini viziate, come succhiamento del dito, delle guance e deglutizione atipica.

I pazienti che arrivano alla nostra osservazione possono presentare una sintomatologia varia. Il dolore può essere limitato alla zona articolare e temporale (Sindrome disfunzionale delle ATM) oppure interessare altri distretti con cefalee, dolori al rachide (cervicale, dorsale e lombosacrale) e agli arti, o, come più spesso accade, con presenza di sindrome disfunzionale della mandibola associata a dolori posturali .A ciò va aggiunto che molto spesso pazienti di questo tipo presentano sindromi ansiosodepressive. La terapia di queste ansie non è certo di nostra competenza, ma va tuttavia considerato che l'effetto delle medesime provoca un aumento generale della tensione muscolare, (muscoli della masticazione compresi),

bruxismo e serramento; teniamo presente che queste parafunzioni in pazienti con un' occlusione patologica, possono provocare un' amplificazione dei sintomi. II nostro errore in questo caso può essere quello di prendere in terapia pazienti che credono di risolvere i loro disordini nervosi curandone una conseguenza e non una causa, mentre noi odontoiatri possiamo solo attenuare i danni a carico dell' apparato masticatorio e tuttalpiù, consigliare una buona terapia psicologica. A tal riguardo la scuola di Torino a messo a punto la CARTELLA ORTOGNATOLOGICA in doppio ceco e la CARTELLA POSTURO-STABILOMETRICA , attraverso le quali abbiamo potuto fare uan anamnesi completa ,affiadabile per poi fare i referti di tutti gli esami strumentali eseguiti.

Visita

Per prima cosa guardiamo il viso del paziente in posizione eretta per evidenziare eventuali asimmetrie del viso e della postura del capo, del collo o delle spalle. Si guarda il paziente con la bocca in posizione di riposo e la muscolatura rilassata; poi gli si chiede di chiudere i denti fino al primo contatto dentale e quindi di serrare forte. Le asimmetrie sono spesso lievi, ma a volte risultano talmente evidenti da guidarci verso una diagnosi a prima vista. Si osservano poi eventuali parafunzioni che possano aver portato ad ipertrofie muscolari. Si passa quindi ad un primo esame dei rapporti dentali che sarà completato al momento dell'analisi dentale, limitandosi ora ad osservare evidenti malocclusioni, per esempio 2 o 3 classi di Angle severe con deviazione della linea mediana in massima intercuspidazione: questo dato ci confermerà in presenza di asimmetrie la diagnosi di dislocazione mandibolare. L' asimmetria del viso conseguente a dislocazione mandibolare s'accompagna sempre aduno spostamento della linea mediana inf. verso lo stesso lato di dislocamento. Si passa poi alla palpazione per l'individuazione di punti algici in corrispondenza dell'emergenza di nervi cranici dell'ATM e muscoli masticatori.

I nervi che andremo ad esaminare sono i rami sovraorbitale e infraorbitario del trigemino. La palpazione dell'ATM si esegue sul polo laterale del condilo sul punto retroauricolare e intrauricolare attraverso il meatoacustico esterno; questi punti si verificheranno a bocca aperta e a bocca chiusa. La palpazione dell' ATM è da considerare insieme all' ascultazione della medesima . La manovra di palpazione dei muscoli ha, per noi, un valore diagnostico molto importante: possono essere esaminati tutti i muscoli masticatori sia intra oralmente che extra oralmente, e ciò deve essere fatto con la massima attenzione per non creare falsi dati positivi. L'esame è sempre da eseguire simmetricamente comparando i muscoli omologhi a destra e sinistra, a bocca aperta e chiusa; è nel verificare se esistono differenze di dolorabilità fra muscoli omologhi a destra e a sinistra che si può giungere a una diagnosi funzionale di dislocazione della mandibola. Questo esame, insieme all'ascultazione dei rumori, ci guiderà alla ricerca della posizione terapeutica. L'ascultazione dei rumori articolari è importante perché ci può dare indicazioni della funizionalità intrarticolare: si devono ricercare il tipo di rumore, l'intensità e il momento della comparsa. Un rumore di schiocco netto e breve è perlo più sintomo di dislocamento e incoordinazione condilo-meniscale e si accompagna ad una deviazione nel movimento di apertura il momento in cui si verifica ci dice se è un'incoordinazione che avviene all'inizio del movimento o alla fine. Se il rumore è iniziale e lieve di solito si tratta di una patologia meno grave: si può dedurre che il menisco e il legamento posteriore non sono gravemente lesionati. Utile è far aprire in massima apertura il paziente e farlo chiudere in protrusiva, quindi fargli compiere alcuni movimenti e notare che in presenza di un' incoordinazione condilo-meniscale il click scompare. La stessa manovra si può fare con spessori di diverse altezze fra i denti per capire se l' aumento di dimensione verticale riposiziona il condilo sul menisco. Ripetuti click leggeri e distribuiti lungo tutto il movimento sono indicativi d'alterazioni morfologiche dei tessuti articolari molli e/o duri, e possono nei casi più gravi essere rumori di sfregamento o di sabbia; questi ultimi sono patognomonici di una lesione

degenerativa dei tessuti dell' articolazione e non scompaiono né in posizione protrusa né alzando la dimensione verticale. Gli esami radiografici(compreso TAC Cone Beam) e la Risonanza Magnetica Funzionale in presenza d'incoordinazioni e di rumori articolari gravi sono indispensabili. Di solito i più semplici, come stratigrafie delle ATM a bocca aperta e chiusa o radiografie eseguite con tecniche transcraniali, sono sufficienti per verificare alterazioni morfologiche in presenza delle quali s'applicherà una terapia appropriata inoltre la dose di raggi x assorbita dal paziente sarebbe inaccettabile Da ultimo va fatta una attenta e accurata analisi dei rapporti occlusali statici e cinetici. L'esame occlusale viene fatto iniziando dalla posizione di massima intercuspidazione e registrando i valori d'overjet, overbite a livello incisivo, presenza di malocclusioni (morso profondo, morso inverso, aperto, ecc.), tipo d'occlusione secondo le classi di Angle, posizione della linea mediana inferiore rispetto alla superiore. Il numero e la disposizione dei contatti dentali può essere verificato con cartine occlusali. Si fanno eseguire i movimenti di lateralità e protrusione verificando i contatti dentali, facendo particolare attenzione a contatti interferenti. Si misura anche l'entità delle escursioni in lateralità e in protrusiva.

Verifica posturale

Alla visita odontoiatrica segue la visita posturale che viene da noi eseguita con una pedana posturometrica e stabilometrica e un' analisi posturale fatta dietro un filo a piombo o uno scoliosometro. L'analisi posturale permette al terapeuta di valutare visivamente il paziente posto dietro ad un filo a piombo o scoliosometro, al fine di stabilire la posizione del paziente rispetto ad una posizione ideale. La posizione ideale va verificata sui tre piani: **il piano sagittale** (i segmenti del corpo saranno o flessi o estesi); **il piano frontale** (i segmenti del corpo saranno addotti, abdotti, inclinati in convessità o in concavità, sollevati o abbassati); **il piano orizzontale o trasversale** (i segmenti del corpo ruotano - Kendall).

Per l'esame posturometrico e stabilometrico il paziente è posto sulla pedana e gli viene chiesto di mantenere una posizione eretta (ma rilassata) e ferma per un tempo prestabilito. La pedana registra ed elabora carichi ed oscillazioni. I dati elaborati al computer mettono in evidenza la proiezione al suolo dei carichi posturali, il loro valore sui due piedi e l'andamento del baricentro di ogni arto e generale. Si fa una prima registrazione (a bocca chiusa e con denti a contatto)prima di svolgere qualsiasi intervento sul paziente. Se dall'indagine kinesiologica si rilevano delle cause di squilibrio, per esempio in una sospetta problematica orale discendente, si separano le arcate dentali frapponendo rulli di cotone, e si ripete il test con la pedana .In presenza di problematica orale discendente avremo che il risultato posturale e stabilometrico del secondo esame sarà cambiato, rispetto al primo, verso una situazione di miglior equilibrio, conferma strumentale del nostro esame kinesiologico. La pedana posturometrica e stabilometrica è separabile ed orientabile ed è composta da due emipedane d'appoggio separabili ed orientabili per adattarsi alla fisiologia del paziente; essa rileva la distribuzione del peso del soggetto sui due piedi, in particolare in tre zone specifiche del piede: I metatarso, V metatarso, tallone. I sensori sono cellule di carico particolarmente sensibili alle variazioni di peso e in grado di effettuare sino ad un massimo di 60 misurazioni al secondo per ogni cella. E' possibile vedere durante l' esame, sullo schermo del computer collegato: la distribuzione dei carichi con i relativi valori in corrispondenza dei punti sopra elencati e totale di ogni arto (vedi immagine di lato); la valutazione della normalità del carico intesa come variazione percentuale e la relativa tendenza.

ParagrafoIV 2A: Criteri per la selezione del gruppo campione e Criteri per la selezione del gruppo controllo

Sono stati reclutati un gruppo di 25 soggetti praticanti attività di muscolazione, di età, peso, altezza e anni di training, rispettivamente di: 20-30 anni (media±deviazione standard), 75-90 kg, 175-190 cm, 2-6 anni di allenamento. Tutti i soggetti che prenderanno parte allo studio saranno volontari e precedentemente informati sullo scopo del medesimo firmando un consenso informato. Successivamente tutti i soggetti saranno sottoposti ad uno screening odontoiatrico e selezionati 13 soggetti normali in base a criteri morfologici e funzionali convenzionali (ad es., patologie dell'ATM, denti mancanti, tipo di occlusione, ecc.). Saranno prese le impronte dentarie e fatti gli esami odontostomatologici di base che permetteranno la costruzione personalizzata dei bite. I soggetti selezionati dovranno mantenere prima delle sessioni di test la loro normale attività di allenamento e alimentazione. Nessuno di loro al momento del campionamento dovrà dichiarare patologie di tipo artro-osteo-muscolare, dermatologiche o metaboliche che possono alterare la biomeccanica dei gesti atletici richiesti durante l'effettuazione dei test e degli allenamenti. Al fine di esaminare le variazioni di performance determinate dal bite e l'adattamento a questa protesi dentaria, gli atleti saranno testati alla consegna del medesimo (in acuto), durante e dopo due mesi di allenamento (in cronico). Preventivamente alle sessioni di valutazione saranno spiegate ai partecipanti le modalità bio-meccaniche dei test, al fine di ridurre al minimo gli errori derivanti da eventuali cattive esecuzioni dei gesti atletici richiesti.

Il campionamento delle variabili

I 25 soggetti effettueranno una prima batteria di test di selezione (Ts) per la creazione di due gruppi omogenei secondo i seguenti parametri:

Età
Anni di allenamento
BMI, body mass index
Forza Isometrica massima (MVC)
Forza esplosiva tramite il salto verticale (Cmj)
Centro di pressione stabilometrica (COP)
Tipologia di occlusione e forma del cranio

Saranno individuati due gruppi G1 (no bite) e G2 (si bite).

Alla consegna dei bite, tutti i soggetti si sottoporranno a 10 settimane di allenamento della forza. I test saranno effettuati prima dell'inizio dell'allenamento (T0), alla 5° settimana (T1) e alla 10° settimana (T2) di allenamento. Il gruppo G2 ad ogni sessione di test sarà valutato anche senza il bite. Saranno effettuate le seguenti 4 misure:
Forza Isometrica massima (MVC) e fatica mioelettrica (EMG).
Forza esplosiva tramite il salto verticale (Cmj).
Centro di pressione stabilometrica (COP).

Per il gruppo G2 i test si svolgeranno due volte all'interno di un microciclo settimanale e a distanza di 3 giorni, tempo ritenuto insufficiente all'instaurarsi di modificazioni metabolico-muscolari dovute all'allenamento che possano determinare variazioni della forza muscolare prodotta ma sufficienti al recupero psico-fisico tra le giornate di test. Al fine di evitare un pregiudizio dovuto all'apprendimento degli esercizi, che potrebbe mostrare risultati migliori nella seconda sessione di test, gli atleti utilizzeranno in modo randomizzato l'apparecchio ortodontico, cioè alcuni solo nella prima giornata di test e altri solo nella seconda.
Saranno mantenute stabili le seguenti variabili:
Il luogo di attuazione dei test.
Il tipo di allenamento eseguito nei giorni precedenti il test.

Il tipo di attrezzature utilizzate
I tecnici che rileveranno i dati.
Il riscaldamento prima dei test.
L'ora e il giorno in cui si effettueranno i test.

Le attrezzature e i protocolli dei test di forza.
I test effettuati saranno:

Il test di equilibrio: questa valutazione sarà realizzata grazie all'attrezzatura Pro-Kin (Tecnobody, Bergamo), che permette di valutare le capacità di controllo posturale di un soggetto in posizione ortostatica, attraverso la quantificazione delle oscillazioni posturali antero-posteriori e medio-laterali**.**
Tabella1 Prova di 13 ATLETI CON E SENZA PLACCA COSTRUITA SU AXIOGRAFO

		CON					
		Occhi aperti 30 secondi					
Soggetti	G Bate	Dev. St. A_P	Dev. St. M_L	Velocità media A_P	Velocità media M_L	Perimetro	Area ellissi
1	Beratto Luca	3	4	10	14	462	158
2	Bovaro Alessandro	7	4	16	18	633	422
3	Casale Gianluca	8	4	17	22	733	622
4	Enrico Tomasoni	5	4	18	21	737	372
5	Guerra Alessandro	6	4	18	19	703	370
6	Igor sperindè	5	5	15	28	820	415
7	Luciani Giovanni	6	4	16	18	629	400
8	Muo Alessandro	6	6	24	21	846	631
9	Ragusa Andrea	7	7	24	33	1069	877
10	Romanini Mauro	6	5	33	31	1200	615
11	Scarafiotti Enrico	6	8	21	35	1044	784
12	Simonetti Luca	4	5	17	27	827	335
13	Vischi Francesco	8	5	17	25	792	801
	Mean	5,8	5,0	19,1	23,9	808,6	500,1
	SD	1,4	1,3	5,8	6,7	209,7	206,4

		SENZA					
		Occhi aperti 30 secondi					
Soggetti	G Bate	Dev. St. A_P	Dev. St. M_L	Velocità media A_P	Velocità media M_L	Perimetro	Area ellissi
1	Beratto Luca	4	4	15	23	712	270
2	Bovaro Alessandro	5	4	13	19	604	313
3	Casale Gianluca	5	4	18	25	819	383
4	Enrico Tomasoni	6	3	18	22	734	370
5	Guerra Alessandro	5	4	16	19	667	332
6	Igor sperindè	5	5	14	29	827	414
7	Luciani Giovanni	4	4	14	18	598	241
8	Muo Alessandro	8	5	22	20	792	743
9	Ragusa Andrea	9	6	20	26	848	919
10	Romanini Mauro	6	4	29	30	1094	439
11	Scarafiotti Enrico	6	5	19	31	949	626
12	Simonetti Luca	4	4	14	20	631	290
13	Vischi Francesco	7	6	18	24	802	680
	Mean	5,6	4,3	17,7	23,5	772,9	445,0
	SD	1,6	0,8	4,5	4,6	148,0	209,6

	CON	5,8	5,0	19,1	23,9	808,6	500,1
	SENZA	5,6	4,4	17,2	22,6	746,2	500,7

Il test dello Squat jump con contromovimento (Cmj) o valutazione della forza esplosiva elastica del salto verticale (FEE): sarà possibile effettuare questo test grazie alla strumentazione della ditta Microgate Italia denominata Opto Jump. Il test consiste nella valutazione di tipo indiretto della forza esplosivo elastica delle gambe generata durante un salto verticale con pre-caricamento elastico. Verranno eseguite tre prove, la prima utilizzata come pre-attivazione neuromuscolare, la seconda come test massimale, la terza di controllo del massimale. Al fine dell'analisi statistica sarà utilizzato il miglior salto effettuato.

Test degli arti inferiori di valutazione della forza isometrica massima (MVC) e della fatica elettromiografica EMG: per l'analisi della forza degli arti inferiori: ci serviremo di due pedane dinamometriche della ditta Globus Italia, utili per la valutazione, in catena cinetica chiusa, della muscolatura dei quadricipiti in regime isometrico. Tali strumenti sono applicati ad una pressa isotonica della ditta Technogym. Ciascuna sessione è costituita dalle seguenti fasi:

riscaldamento del soggetto su cicloergometro (10 minuti a 75-100 W o con una frequenza cardiaca di circa il 65% – 75% della FC Max teorica, calcolata con la formula 220-età.)

posizionamento del soggetto su dinamometro isometrico con angolo di 120° gradi (Dal Monte, Faina 1999) tra gamba propriamente detta e coscia con piedi in appoggio sulla pedana (pressa) e applicazione, sul muscolo vasto laterale (VL) dell'arto dominante, di schiera lineare di elettrodi (Ottino Bioelettronica, Rivarolo, Torino, Italy) per elettromiografia (EMG) di superficie (posizionata secondo Rainoldi et al 2004)

esecuzione di tre contrazioni isometriche volontarie degli arti inferiori, della durata di 5 secondi, distanziate da 3 minuti di recupero, per registrazione del picco di forza (massima contrazione volontaria, MVC) e valutazione della qualità del corrispondente segnale EMG prelevato dal VL dopo recupero di 10 minuti, esecuzione di contrazione isometrica volontaria degli arti inferiori,

della durata di 30 secondi, a intensità pari al 90% MVC, con simultanea registrazione del segnale EMG prelevato dal VL

dopo recupero di 20 minuti, esecuzione di 10 contrazioni isometriche volontarie degli arti inferiori, della durata di 3 secondi ciascuna, intervallate da un recupero di 1 secondo, a intensità pari al 90% MVC, con simultanea registrazione del segnale EMG prelevato dal VL.

Test di forza massima dinamica: Esso prevede la ricerca del massimo numero di Kg sollevabili per circa 5 ripetizioni massimali (5RM). Successivamente si potrà valutare il carico massimale (1RM) attraverso una semplice proporzione matematica basata sulla tabella di Poliquin (1990) che mette in relazione il massimo numero di ripetizioni sollevabili con un determinato carico e la sua percentuale rispetto al carico massimo (1RM): ad esempio inun soggetto che solleva 97 kg e fa 5 ripetizioni massimali di un determinato esercizio, potremo avere un carico massimale datodalla seguente formula: x= 97 x 100/la percentuale da tabella rispetto al carico massimo (80%)= 114 kg. Per il calcolo dei massimali con il metodo indiretto (5 RM), l'allenatore essendo gli atleti già praticanti attività con sovraccarichi si baserà sui carichi di lavoro da loro normalmente utilizzati nelle schede d'allenamento. Considerando questo fattore si potrà ipotizzare 1 RM teorico (100%), in base alle ripetizioni portate ad esaurimento e al peso relativo sollevato nel loro ultimo programma di esercizi, antecedente in questo caso al nostro studio. Esame stabilometrico: valuta la collocazione del baricentro corporeo e l'oscillazione sull'asse longitudinale. Esame eseguito tramite pedana posturostabilometrico lizard. Esame baropodometrico: utilizzato non solo per osservare le alterazioni dell'appoggio plantare ma anche per individuare le correlazioni esistenti tra la forma del piede e diversi recettori della postura , esame eseguito tramite pedana stabylopro baropodometrica.

Test morfo-funzionale della colonna vertebrale

Per tale valutazione è stato utilizzato lo Spinal Mouse (Idiag, Volketswil, Switzerland). E' uno strumento elettronico con supporto compuiterizzato dotato di rotelle metriche è di accelerometri che permette la misurazione indiretta della morfologia della colonna vertebrale e la sua flessibilità muscolo-tendinea, in tutte quelle situazioni che non necessitano dell'esposizione alle radiazioni, risaputo dannose per la salute (Mannion et al. 2004). Le misurazioni avvengono facendo scorrere lo strumento lungo la schiena ed in particolare seguendo le apofisi spinose. Lo Spinal Mouse misura la lunghezza (in mm) e l'esatta inclinazione (in gradi) della colonna rispetto ad un ipotetico filo a piombo che evidenzia i corpi vertebrali compresi tra la prima vertebra toracica (ThSp1) e la terza vertebra sacrale (S-S3). Il software delinea il contorno sagittale della schiena nel tratto dorsale, lombare e sacrale, sia sul piano sagittale che sul piano frontale. Come risultato finale si ottiene un'accurata segmentazione localizzata di tutti i corpi vertebrali con una proiezione dei loro punti medi sul contorno superficiale della schiena. Lo Spinal Mouse, permette la registrazione e il confronto delle seguenti variabili. Segmento toracico (ThSp): compreso tra la prima (ThSp1) e l'ultima vertebra toracica (ThSp12). Angoli positivi evidenziano una cifosi o flessione, angoli negativi identificano una lordosi o estensione. I valori corrispondono alla somma degli 11 angoli segmentali da Th1/2 alla prima vertebra sacrale (S1). Segmento lombare (LSP): compreso da ThSp12 a S1. Anche qui angoli positivi significano cifosi o flessione e angoli negativi lordosi o estensione. I valori corrispondono alla somma degli angoli dei 6 segmenti LSP da Th12/L1 alla 5° vertebra lombare e prima sacrale L5/S1 (il segmento Th12/L1 è compreso funzionalmente con il tratto LSP a causa della sua larga mobilità). Angolo sacrale (Sac/Hip): definito come l'angolo compreso tra la linea di contorno sacrale e il filo a piombo.

Poiché la connessione tra l'osso sacro, il bacino e l'articolazione iliaco-sacrale è relativamente ferma, l'angolo sacrale è una misura della posizione del bacino nello spazio (bacino e osso sacro si muovono in sincronia).

Angoli sacrali maggiormente positivi significano antiversione del bacino, mentre minore positività o spesso negatività degli angoli significano retroposizione del bacino. Inclinazione (Incl): la connessione tra ThSP1 e SS1 è definita linea di inclinazione. La corretta posizione ortostatica prevede che un filo a piombo fatto passare da C7 tagli in due emi-parti uguali il dorso, decorrendo fino ad arrivare nell'area di supporto dei piedi, mostrando un'inclinazione pari a zero gradi. Nella posizione normale i soggetti sono inclinati in avanti o indietro tra 5° e 10°. Un'inclinazione negativa identifica uno sbilanciamento all'indietro. Lunghezza del tratto ThSp1 - SS3 (Lenght): è la lunghezza della schiena in millimetri. Questo valore corrisponde alla traiettoria percorsa dallo Spinal Mouse e coincide con la misurazione eseguita con un metro a nastro dal punto di inizio alla fine della misurazione.

Il protocollo di misura, per l'utilizzo dello Spinal Mouse, prevede che lo strumento sia fatto scorrere lungo l'asse centrale della colonna vertebrale, in corrispondenza delle apofisi spinose, iniziando dal processo spinale di C7 e terminando a S3. Le apofisi spinose sono individuate tramite palpazione da parte dell'operatore e contrassegnate sulla superficie cutanea con una matita dermografica. I dati sono rilevati ogni 1,3 mm con una frequenza di campionamento di circa 150 Hz (Mannion et al. 2004).

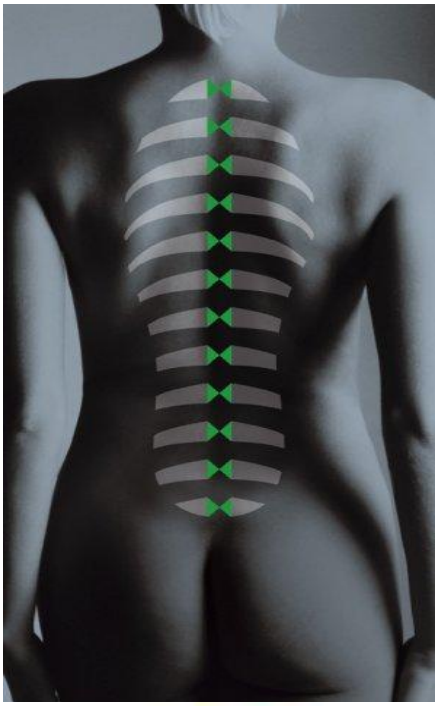
I test effettuati con lo Spinal Mouse sul piano sagittale sono (fig 1,2,3,4)

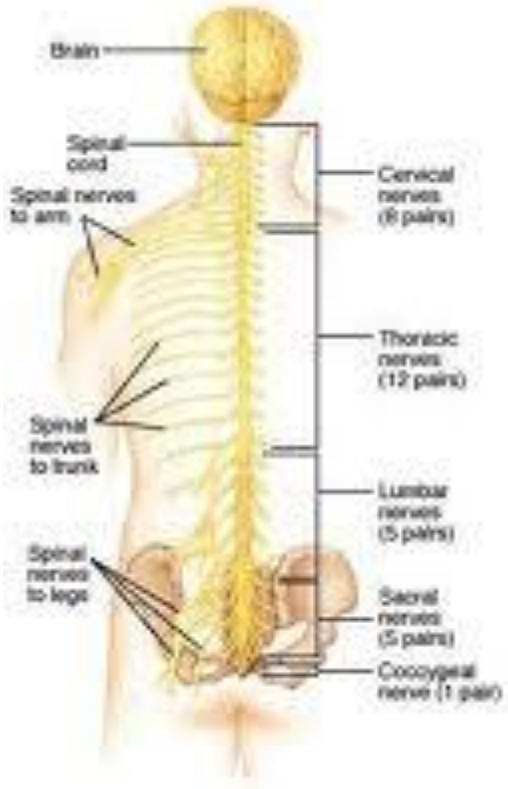
Test dalla posizione eretta: in posizione rilassata, osservando un marcatore a livello degli occhi, gambe leggermente divaricate alla larghezza delle spalle, ginocchia in estensione, braccia lungo i fianchi. E' effettuata una sola misurazione.

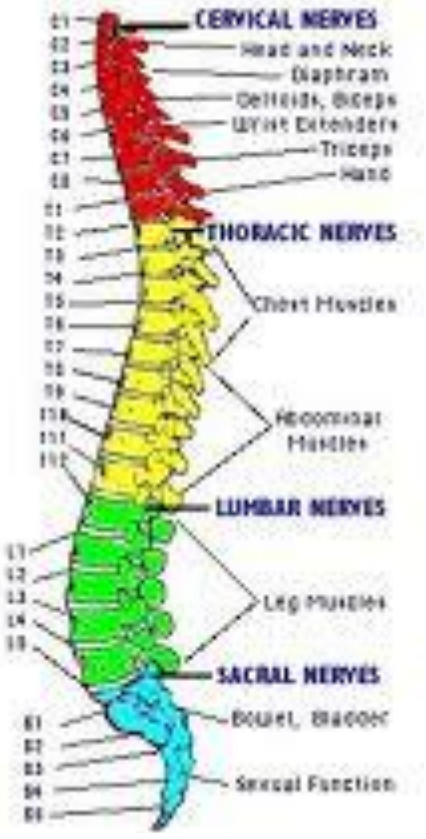
Test della flessione massima: con le ginocchia in estensione, il busto è flesso in avanti il più possibile tentando di toccare le ginocchia con la testa, le mani afferrano il retro della parte inferiore della gamba al fine di mantenere la massima stabilità

Sono eseguiti 2 esami da 2 operatori diversi' eseguita una sola prova.

Colonna Vertebrale Fig 1,2,3 (immagini tratte dal Web)







Spinal mouse fig 4

Test dell’estensione massima: con le gambe in estensione, braccia incrociate sul torace, capo in posizione neutra è effettuata l’estensione massima del tronco. E’ eseguita una sola prova.

I test effettuati con lo Spinal Mouse sul piano frontale sono:

Test dalla posizione eretta: eseguito come nel piano sagittale.

Il test della flessione massima laterale del busto: il soggetto si presenta in stazione eretta ed esegue una flessione massima laterale del busto prima a destra e poi a sinistra.Tutte le misurazioni avvengono una sola volta al fine di evitare che la ripetizione dei movimenti richiesti, diventino uno stimolo all’allungamento muscolo-tendineo trasformandosi in una tecnica di stretching. Una volta stimata 1 RM teorica, è possibile costruire a ritroso il percorso utile per la ricerca delle 5 RM con il metodo indiretto:

10 minuti di riscaldamento cardiovascolare al 60-70 della frequenza cardiaca massima (FCmax)Circonduzioni delle spalle o della coscia a seconda del distretto testato 3 x 20 15% del peso teorico sollevato con 1 RM: 20 ripetizioni, recupero 1 minuti. 25% del peso teorico sollevato con 1 RM: 10 ripetizioni, recupero 1 minuti. 50% del peso teorico sollevato con 1 RM: 6 ripetizioni, recupero 2 minuti.

65% del peso teorico sollevato con 1 RM: 6 ripetizioni, recupero 2 minuti.
75% del peso teorico sollevato con 1 RM: 5 ripetizioni, recupero 3 minuti.
85% del peso teorico sollevato con 1 RM: 5 ripetizioni, recupero 3 minuti (ripetuto fino ad individuare 5 RM)

Il trattamento allenante

Tutti i soggetti facenti parte dello studio saranno sottoposti per due mesi consecutivi, tre volte la settimana, ad un allenamento di forza sub-massimale. Le sedute di allenamento saranno intervallate rispettivamente da un giorno di recupero (es. lunedi, mercoledì, venerdi), al fine di consentire un ottimale recupero della fatica. Gli esercizi saranno suddivisi in due schede di allenamento, ed agiranno sui seguenti gruppi muscolari: addominali, lombari, pettorali, dorsali, spalle, trapezi, bicipiti, tricipiti, quadricipiti. Il carico di lavoro, sarà stimato in funzione dei test di forza dinamica , ogni allenamento sarà registrato su appositi diari che indicheranno il numero di chilogrammi sollevati con il numero predeterminato di ripetizioni al fine di una controllata progressione dei carichi di lavoro .

I TEST STOMATOGNATICI

L'ESAME CLINICO: rappresenta il primo ed insostituibile approccio al paziente gnatologico, indispensabile per giungere ad una diagnosi corretta ed ad un piano di trattamento idoneo.

La cartella ortognatologica attualmente utilizzata nel reparto di ortognatodonzia gnatologia (fuzione masticatoria) Università degli studi di Torino ecc diretta dal Prof Pietro Bracco costa di 32 pagine le voci in rosso in grassetto con carattere inclinato derivano dalla cartella dalla EACD mentre le voci in nero derivano dalla scuola di Torino. La Scuola Di Torino a messoi a punto anche la Cartella posturo-stabilometrica.

KINESIOGRAFIA: studia il movimento mandibolare e fornisce dati indispensabili per una corretta riabilitazione occlusale:apertura/chiusura deglutizione, spazio libero, posizione di riposo, posizione di chiusura.

ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE: documenta l'attività muscolare normale e /o patologica dell'apparato stomatognatico e controlla il rilassamento muscolare dopo procedimenti come registrazione del morso ortotico , protesi etc……..

AXIOGRAFIA: Studia i movimenti mandibolari nei tre piani dello spazio viene eseguita ad arcate svincolate e con denti in contatto permette di valutare eventuali danni alla parte articolare dell'ATM (articolazione temporo-mandobolare).

CEFALOMETRIA: Lo studio del cranio delle sue strutture ossee , dentali, e dei tessuti molli che nel loro insieme costituiscono il cranio è definito cefalometria. E' basato sulla localizzazione di specifici punti di repere detti appunti cefalometrici per questa indagine è necessario una teleradiografia del cranio in proiezione laterale . Dalla lastra si individuano precisi punti ossei ,dentali e dei tessuti molli, che in base alle loro distanze danno origine a specifiche misure angolari e lineari.

I piani passanti per essi permettono lo studio della morfologia facciale del suo accrescimento e l'individuazione del piano di occlusione .

Il tracciato cefalometrico risulta indispensabile nella diagnosi preliminare e nel corso di cure ortognatodontiche oltre che nella progettazione della placche di svincolo

MODELLI ORTOGNATOSTATICI:

I modelli in gesso riproducono le arcate alveolo dentarie del paziente affrontati in modo che riproducano l'esatta posizione della mascella e della mandibola in posizione di massimo contatto in bocca.

La possibilità di poter vedere le arcate alveolo dentarie fuori dalla bocca permette di esaminare i contatti dentali, l'inserzione dei frenuli ecc.. in modo più accurato che il solo esame obiettivo .

TEK-SCAN: Il T-Scan è uno strumento indispensabile è fondamentale per localizzare le interferenze occlusali,per determinare la relativa forza su ogni interferenza e valutare il potenziale per traumi causati e per determinare il baricentro occlusale(COF) dalle interferenze occlusali che si ripercuotono sulla postura della personaQuesto apparecchio serve per valutare le forze d'occlusione, è sufficiente che il paziente chiuda la bocca mettendo in contatto i denti sul sensore ultra sottile. In tempo reale, il sensore invia informazioni sul contatto occlusale e sulla forza. Il software analizza e misura la forza in tempi di soli 0.002 secondi.

Queste informazioni vengono visualizzate in due e tre dimensioni, ed in un filmato che registral'evolvesi del contatto occlusale.

Analisi statistica

Il livello di significatività "P" è fissato a 0,05, i dati rilevati sono trattati con i test statistici non parametrici di Wilcoxon, Mann-Whitney e la Correlazione di Spearman.

Discussione

Dalla discussione dei risultati si cercherà di dare una risposta alle seguenti domande problematiche:

Esiste una variazione della forza isometrica massima e della fatica elettromiografica del tratto inferiore del corpo in soggetti testati con e senza l'utilizzo del bite?

Esiste una variazione della forza esplosivo elastica e della fatica elettromiografica del tratto inferiore del corpo in soggetti testati con e senza l'utilizzo del bite?

Esiste una variazione dell'equilibrio statico e dinamico del corpo in soggetti testati con e senza l'utilizzo del bite?

La forza massima isometrica, esplosivo-elastica e l'equilibrio posturale sono correlate tra loro?

E' possibile consigliare l'utilizzo del bite per il miglioramento della prestazione sportiva

ORGANIZZAZIONE OPERATIVA

PROTOCOLLO OPERATIVO MARTEDI'

Premessa: tutti i pazienti prima di iniziare si sono sottoposti ad una visita preliminare in cui e stata compilata la cartella posturo-stabilometrica redatta dalla scuola di torino insieme e Sergio Zanfrini.

Dalle 09,30 alle 11,00 passa il primo paziente per esempio Mario . Il paziente viene invitato ad entrare dall'entrata denominata B (Ingresso situato dietro alla Reception riservato solo al personale medico e infermieristico Sarà visitato dal Podologo Dott Armandi presso la sala visite denominata "1" la visita podologica e all'esame con pedana baropodometrica Stabylopro.ha una durata di 30 minuti, dopo di che passa presso la sala visita denominata 2 per fare gli esami Spinal Mouse, EMG F, Pedana Lizard , tutti questi esami hanno una durata di 50 minuti.

Alle 09,30 fino alle 11,00 un altro paziente per esempio Nicola viene fatto accomandare sulla poltrona numero 9. Il paziente viene invitato ad entrare dall'entrata denominata B (Ingresso situato dietro alla Reception riservato solo al personale medico e infermieristico .

Questo secondo paziente verrà sottoposto all'esame denominato

cartella ortognatodontica che durerà 50 min. Nei successivi 15 minuti a questo paziente verranno rilevate 4 impronte (due superiori e due inferiori) in silicone ,da queste impronte verranno allestite 3 coppie di modelli (una coppia per l'axiografia, una coppia per la kinesiografia e una coppia per i modelli museo) ; negli ulteriori 15 minuti verranno rilevate 2 impronte (una superire e una inferiore) in alginato (su queste impronte verranno allestite 2 modelli in gesso extraduro per la costruzione della placca superiore).Negli ultimi 10 minuti gli specializzandi dovranno fare le foto del paziente secondo il protocollo previsto nello studio 9 e consegnarle dopo averne fatto la presentazione in pp al responsabile della ricerca.

Le impronte in silicone verranno colate dal Dott Pascolini per l'allestimento dei modelli per l'axiografia e la kinesiografia e i modelli museo.
Le impronte in alginato verranno consegnate al tecnico di reparto sulle quali allestirà i modelli master per la costruzione della placca.
Alle ore 11,00 i due pazienti verranno "cambiati" quindi Mario dovrà essere sottoposto all'esame della cartella ortognatologica e impronte e Nicola dovrà sottoporsi agli esami strumentali (EMG di F, pedana Lizard, Pedana Progec, Visita Podologica,)
I specializzandi secondo l'elenco allegato che il martedì indicato sono di turno dovranno consegnare il referto della cartella ortognatologica i digitale e le impronte i silicone . Le impronte in alginato dovranno essere consegnate al tecnico del reparto sul cartellino azzurro relativo al buono di uscita per il laboratorio devono riportare i dati del paziente il proprio nome.
Alle 12,30 entrambi i nostri pazienti avranno finito.
Degli studenti della scuola di specialità del primo e del secondo anno che il martedì fanno i funzionalizzanti c'è un primo turno (dalle 09,15 alle 11,45) e un secondo turno (dalle 11,45 alle 14,30), due studenti del secondo turno dalle 09,30 alle 11,00 eseguiranno la cartella ortognatologica e le impronte in silicone e in alginato sul primo paziente occupando rispettivamente la poltrone 9 , dalle 11,00 alle 12,30 sempre altri 2 studenti del primo turno di funzionalizzanti faranno sul secondo paziente la cartella ortognatologica e le impronte in silicone e in alginato
Le cartelle cliniche dei pazienti del martedi' verrano eseguite dagli specializzandi 3' e del 1 anno.

PROTOCOLLO OPERATIVO MERCOLEDI

Il mercoledi' il paziente Mario già esaminato il martedì verrà fatto accomodare dal personale Girop sulla poltrona 9 alle ore 09,00 per eseguire l'axiografia ,l'esame dura 2 ore dopo sempre sulla stessa poltrona il paziente verrà sottoposto alla seconda cartella ortognatologica da parte degli specializzandi del 3 anno .

Il paziente viene invitato ad entrare dall'entrata denominata B (Ingresso situato dietro alla Reception riservato solo al personale medico e infermieristico e guidato sulla poltrona 9 dopo che in sala di attesa ha indossato i copri scarpe blu.

Sempre di mercoledì il paziente Nicola verrà fatto accomodare dentro la sala del kinesiografo per essere sottoposto agli esami di kinesiografia e cicli masticatori dagli operatori del girop, l'esame dura 3 ore dopo di che alle ore 12,00 tutti i pazienti (Nicola e Mario verranno congedati.) Il paziente viene invitato ad entrare dall'entrata denominata B (Ingresso situato dietro alla Reception riservato solo al personale medico e infermieristico

PROTOCOLLO OPERATIVO GIOVEDI'

La turnazione degli esami del giovedì è esattamente il contrario del mercoledì cioè il paziente Mario farà la Kinesiografia e il paziente Nicola farà l'axiografia e la 2' cartella ortognatologica. I pazienti verranno invitati ad entrare dall'entrata denominata B (Ingresso situato dietro alla Reception riservato solo al personale medico e infermieristico).

Il mercoledi' e il giovedi non si dovranno prendere le impronte su nessun paziente. Le cartelle ortognatologiche debitamente compilate dovranno essere consegnate in modo digitale

Nel caso in cui per qualsiasi motivo il o i pazienti previsti per le giornate del martedì, mercoledì e giovedì non dovessero presentarsi gli specializzandi di turno saranno a disposizione del personale girop per completare la documentazione.

Sono stati eseguiti esami su un un totale di 24 pazienti per la durata di 22 settimane di lavoro continuativo.

Sui primi 13 pazienti verrà costruita la placca superiore ,gli altri pazienti verrano usati come gruppo controllo.

ORGANIZZAZIONE PAZIENTI E TEMPISTICA

Per visitare 4 pazienti contemporaneamente:

LOCALE 1: poltrona axiografia

Axiografia durata esame 1h circa. Alla fine dell'esame il paziente passa nel locale 2

LOCALE 2: kinesietto

emg jankelson, kinesiografia, sonografia

durata esame 1 h circa

Alla fine dell'esame il paziente passa nel locale 3

LOCALE 3: postura 1:

Cartella posturo-stabilometrica ,visita podologica

Durata esami 1 h circa

Alla fine dell'esame il paziente passa nel locale 4

LOCALE 4: postura 2

pedana stabiloposturometrica, emg ferrario, pedana baropodometrica, spinal mouse

Durata esami1 h circa

Alla fine dell'esame il paziente passa nel locale 1

ALL’APPUNTAMENTO DELLA GIORNATA DI OCCLUSIONE POSTURA OCCORRE PRESENTARSI MUNITI DI:

Esami radiografici (da presentare al momento del primo esame clinico o strumentale):

OPT,Latero – laterale,Postero – anteriore,Tracciati cefalometrici

Esami clinici:

Cartella Ortognatologica compilata (eseguita dallo specializzando del 3 ANNO e da presentare al momento dell’esecuzione degli esami)

Cartella Posturo – stabilometrica compilata (eseguita dallo specializzando del 3 ANNO e da presentare al momento dell’esecuzione degli esami).

Dopo avere fatto tutta la serie di esami sopra elencati, in un secondo tempo ma nell’immediato, per ogni atleta è stata creata una placca di svincolo (bite) personalizzata. Modelli adeguati delle arcate dentali sono stati inviati a un laboratorio specialistico per la costruzione del bite personalizzato. Le placche di svincolo (Bite) sono state realizzate in seguito a registrazione axiografica e a montaggio dei modelli in gesso delle arcate dentarie dei pazienti in articolatore. L'axiografia è una metodica strumentale ripetibile e analizzabile statisticamente per la valutazione della cinematica condilare e quindi i movimenti limite mandibolari nei tre piani dello spazio per mezzo dello strumento Cadiax® diagnostic (Gamma Dental, Klosterneuburg, Austria).

La valutazione axiografica permette di fare diagnosi sulla salute articolare e muscolare del paziente e quindi programmare l'eventuale terapia grazie alla possibilità di montaggio dei modelli in gesso delle due arcata dentarie dei pazienti secondo l'esatto orientamento rispetto ad un piano di riferimento (axio-orbitario) su un articolatore, ovvero uno stereo-riproduttore dei movimenti mandibolari, in questo caso l'Articolatore Sam 2C .I modelli delle arcate dentarie inferiori, riferite alla mandibola, sono state messe in rapporto con le arcate superiori, riferite al mascellare superiore, utilizzando cere di trasferimento e in rapporto di relazione centrica (posizione dei condili più centrata nello zenit della fossa glenoide e più ripetibile quando si sarà raggiunto il rilassamento muscolare) sul tragitto traslatorio: le strutture articolari non sono dunque state caricate, i dischi articolari sono accolti nel disco articolare e a sua volta a contatto dell'eminenza articolare. La relazione centrica può essere assimilata ad una chiusura naturale, quindi l'intento è stato quello di fornire al soggetto l'occlusione più confortevole durante lo sforzo fisico. I possibili dislocamenti dei condili nel passaggio dalla relazione centrica alla massima intercuspidazione, ossia il massimo contatto dentale, sono stati registrati tramite esame dell' M.P.I. (mandibular position indicator). Le placche di svincolo (Bite) sono state confezionate in laboratorio in seguito a programmazione dell'articolatore secondo le impostazioni riferite dall'axiografia. I contatti dentali della placca e il corretto bilanciamento con l'antagonista sono stati controllati tramite T-scan III (Tekscan, USA).

Il T-Scan (Bibliografia Generale Hirano 2002, kalakev 2001) è uno strumento diagnostico che permette di visualizzare per ogni singolo elemento dentario i contatti con l'elemento antagonista, o in questo caso con la placca di svincolo, e i rispettivi carichi , quindi fare diagnosi sul corretto bilanciamento dell'occlusione. La placca così ottenta è stata registrata prima su articolatore con il Tscan, dopo di che e stata registrata nella bocca del soggetto, determinando un contatto puntiforme tra i denti dell'arcata superiore e inferiore nel modo più omogeneo e uniforme possibile con i contatti i più numerosi possibili. La placca quando risultava confortevole per il paziente è stata fatta tenere in bocca ai soggetti campioni per 10 giorni con la raccomandazione di usarla prevalentemente alla notte (partendo dalla notte ortodontica) dopo di che sono stati ricontrollati ,sono state effettuate le registrazioni ancora una volta con il t-scan per accertare che i contatti tra le due arcate con l'interposizione della placca fossero il più omogeneo possibile e numeri possibile sempre puntiformi. Nella stesse giornata sono state fatte le rilevazioni con i denti in ICP e con l'interposizione della placca e sono state fatte le registrazioni con la pedana posturo-stabilometrica, con e senza placca.

SOTTOTEMA IV.3: ANALISI della pedana e del t scan e dell'AXIOGRAFO CADIAX

Paragrafo IV 3 A : Apparecchiature: caratteristiche del mezzo Strumenti di Misurazione .

Sottoparagrafo a:Pedana posturo stabilometrica. principali vantaggi del nuovo programma lizard , presentazione delle immagini e dei dati numerici

Sottoparagrafo b: Presentazione del t scan ,delle immagini e dei dati numerici

Sottoparagrafo c: presentazione dell'axiografo Cadiax, dele immagini e dati numerico

Sottoparagrafo e : Le placche ,i bite, caratteristiche e applicazioni cliniche

Paragrafo IV3B : Bibliografia

Sottoparagrafo a:Pedana posturo stabilometrica. principali vantaggi del nuovo programma lizard , presentazione delle immagini e dei dati numerici

Cella di carico resisitiva Definizione: è un componente elettronico (trasduttore) usato per convertire una forza in un segnale elettrico. L'applicazione più comune è nei sistemi di pesatura elettronici e nella misura di sforzi meccanici di compressione e trazione.Si tratta di rilevare la deformazione meccanica di un pezzo leggendola in mv/V e trasformarla in unità di misura. Questo componente è generalmente costituito da un corpo metallico (Acciaio inox maltensitico / Alluminio)nel caso dell'acciao è indurito per renderlo piu'elastico con una tempra (Cottura del materiale) a cui vengono applicati uno o più estensimetri che leggono la deformazione meccanica del materiale (compressione, trazione) resistenza . Per amplificare l'entità del segnale la scelta più comune è quella di usare quattro estensimetri collegati tra di loro in una configurazione a ponte di Wheatstone (ma si possono usare anche da uno o due soli estensimetri). Il segnale elettrico ottenuto (differenziale) è normalmente dell'ordine di pochi millivolt e richiede un'ulteriore amplificazione con un amplificatore da strumentazione prima di essere utilizzato

Caratteristiche pedana Lizard Fig 1

Il segnale è poi elaborato mediante un algoritmo per calcolare la forza applicata al trasduttore. È richiesta la correzione delle non linearità, calibrazione, compensazione delle variazioni dovute alla temperatura, ecc. Il vantaggio delle celle resistive(a estensimetri) è quello di dare, dopo la taratura, i valori ponderali in lettura diretta.

Celle di carico piezoelettriche

I sensori di forza IEPE (Integral Electronic PiezoElectric) contengono cristalli piezoelettrici che generano un segnale analogico in tensione in risposta a forze dinamiche applicate.

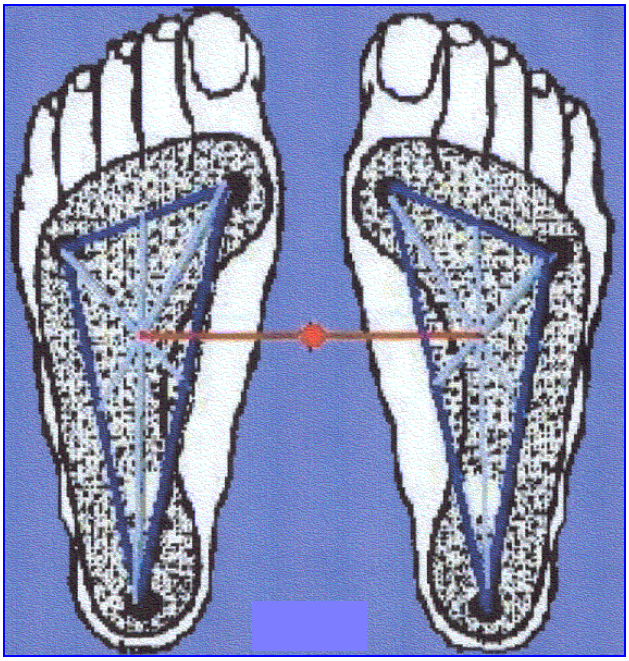
Dinamiche perchè nel passo la celle è carica o scarica, mentre in statica da sempre lo stesso segnale .Le celle di carico piezoelettriche NON leggono i carichi ma rispondono semplicemente alla pressione, rilasciando una scarica di intensità costante. La lettura dei carichi avviene solo per via indiretta, stabilendo una proporzione delle zone sottoposte a pressione, rispetto al carico totale. In altre parole se una persona che pesa 80 Kg ripartisce il carico in kg su 40 Kg. per lato, la pedana a celle resistive legge 40 kg su ogni arto, quella a celle piezoelettriche non necessariamente. Se la stessa persona avesse una arto di legno puntiforme la pedana resistiva darabbe comunque 40 kg per arto, la piezoelettrica leggerebbe (in base ai sensori pressati) il 99% di carico su un arto e l'1% sull'altro.

Pedana posturo stabilometrica Lizard

La pedana posturo-stabilometrica computerizzata consiste in una piattaforma, collegata ad un computer, capace di misurare la distribuzione del peso sui punti d'appoggio dei piedi al suolo (esame posturometrico), e la proiezione al suolo del baricentro del corpo con la relativa oscillazione nel tempo (esame stabilometrico). Questo metodo è basato sull'osservazione che la superficie scheletrica di appoggio di ciascun piede può essere rappresentata da un triangolo i cui vertici sono la testa del primo metatarso, la testa del quarto-quinto metatarso ed il calcagno. Il punto in cui le mediane dei tre vertici si incontrano, costituisce la proiezione teorica al suolo del baricentro del rispettivo arto inferiore.

Il corpo umano, in posizione ortostatica, ha un baricentro la cui proiezione al suolo, dal punto di vista teorico, dovrebbe cadere a metà del segmento che unisce le proiezioni al suolo dei baricentri degli arti inferiori destro e sinistro (Figura 1).Durante il mantenimento di tale posizione, inoltre, il corpo è soggetto a delle oscillazioni determinate da fattori interni (segnali dal sistema sensoriale propriocettivo, dal vestibolo, dagli occhi) e da fattori esterni (forza di Coriolis ed altre forze).Come già accennato, tutto questo può essere rilevato dalla pedana stabilo-posturometrica. Tale apparecchiatura (pedana posturometrica Lizard) è costituita da due piattaforme una per il piede destro ed una per il piede sinistro, collegate a formare una struttura tipo stadera. Ogni piattaforma appoggia su tre celle di carico ad altissima sensibilità, disposte una a livello d'ogni punto scheletrico d'appoggio (testa del primo metatarso, testa del quarto-quinto metatarso, calcagno).Le celle di carico rilevano il peso ed inviano i dati ad un personal computer, che li elabora e li fornisce sotto forma d'immagini e di dati numerici. Lo strumento è in grado di compiere un'analisi della postura (**posturometria**) che comprende:localizzazione al suolo della proiezione del baricentro del corpo umano;valutazione del peso corporeo e sua distribuzione spaziale;analisi della ripartizione dei carichi sui pilastri di appoggio dei piedi.

Figura 1: Proiezione del baricentro al suolo



Sistemazione spaziale e scelta dell'ambiente

Il primo aspetto da valutare è l'***ambiente*** in cui si eseguono le registrazioni.

Il paziente, quando è sulla pedana, deve guardare di fronte a se: è quindi molto importante che l'ambiente che circonda la pedana sia "neutro", privo cioè di elementi che distraggano lo sguardo e, vista l'influenza del sistema uditivo sull'equilibrio, di rumori. Se, ad esempio, il paziente viene sistemato in una posizione inclinata rispetto ad un riferimento visivo sarà inevitabilmente portato ad assumere una posizione di compenso che altererà la reale postura corporea.

La soluzione ideale è rappresentata da una tenda semicircolare di colore bianco. In alternativa può essere del tutto accettabile scegliere un muro bianco o una tenda lineare sempre di colore bianco. Analogamente, rumori parassiti nell'ambiente in cui vengono svolte le registrazioni, porteranno a squilibri posturali irreali che possono essere scambiati per patologie.

Fig. 1: l'ambiente circostante il paziente deve essere assolutamente "neutro" sia dal punto di vista visivo che acustico

Il secondo aspetto da valutare attentamente è il ***pavimento*** su cui si intende posizionare la pedana. Deve essere un pavimento liscio, preferibilmente non di piastrelle, per eliminare il rischio che le celle di carico finiscano per poggiare nelle fughe, e rigido, per essere sicuri che le stesse celle di carico restituiscano valori attendibili e veritieri.

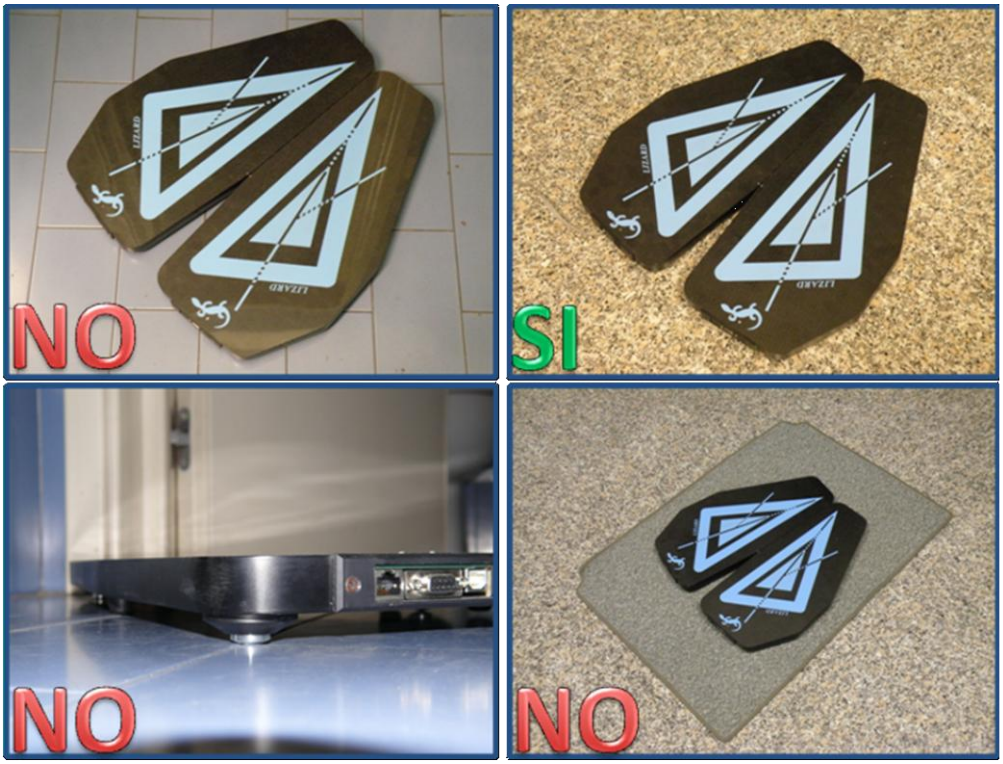


Fig. 2: il pavimento deve essere liscio, uniforme e rigido in modo da permettere alle celle di carico di lavorare correttamente. Bisogna fare estrema attenzione, ad esempio, a non collocare la pedana su di una superficie morbida come un tappeto o con una cella di carico in corrispondenza di una fuga in caso di un pavimento a piastrelle.

Posizionamento della pedana

Una volta selezionato un ambiente compatibile con le esigenze del caso è opportuno posizionare la pedana in maniera corretta.

L'apparecchiatura Lizard è composta da due pedane separate che devono essere accostate tra loro secondo una delle due inclinazioni disponibili. Nella maggior parte dei casi l'***angolazione*** corretta è quella a 30°, che si ottiene accostando i bordi interni delle singole pedane nella porzione posteriore rispetto ai punti di riferimento, e che per questo viene considerata l'angolazione standard.

L’altra angolazione disponibile ci permette di posizionare le pedane reciprocamente a 20°, opzione che potrebbe risultare necessaria nel caso in cui ci trovassimo di fronte a torsioni podaliche o altre condizioni particolari in cui ci risulti difficile fornire al paziente una posizione stabile sfruttando l’angolazione standard a 30°. Per ottenere questa seconda angolazione è sufficiente accostare i bordi interni delle pedane nella porzione anteriore rispetto ai punti di riferimento.

Fig. 3: Le pedane possono essere posizionate a 30° (angolazione standard) o a 20° in condizioni particolari.

Dopo aver scelto l’inclinazione più idonea all’anatomia del paziente, è necessario procedere alla regolazione della ***posizione reciproca*** delle pedane in senso antero – posteriore. Per fare questo è sufficiente fare scorrere le pedane tra loro finché i punti di riferimenti, che si trovano sui bordi interni, risultino perfettamente allineati.

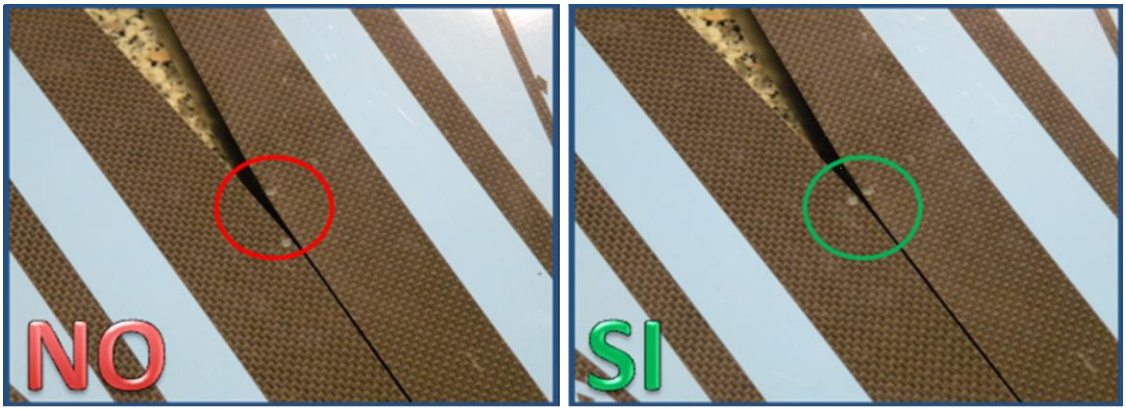


Fig. 4: Le pedane devono essere perfettamente allineate in senso postero-anteriore secondo i punti di riferimento presenti sul bordo interno.

Le pedane devono essere posizionate ad un ***distanza*** compresa tra gli 80 e i 120 cm dal muro o dalla tenda in maniera perfettamente perpendicolare. Questo “range” di distanza è stato calcolato considerando la difficoltà di fusione dell’immagine e lo stress visivo che subentra a livello oculomotorio nel momento in cui andiamo in convergenza: sotto gli 80 cm sicuramente creeremmo questo stress inducendo convergenza, sopra i 120 cm aumenteremmo eccessivamente il campo visivo e di conseguenza il rischio che il paziente si possa distrarre.

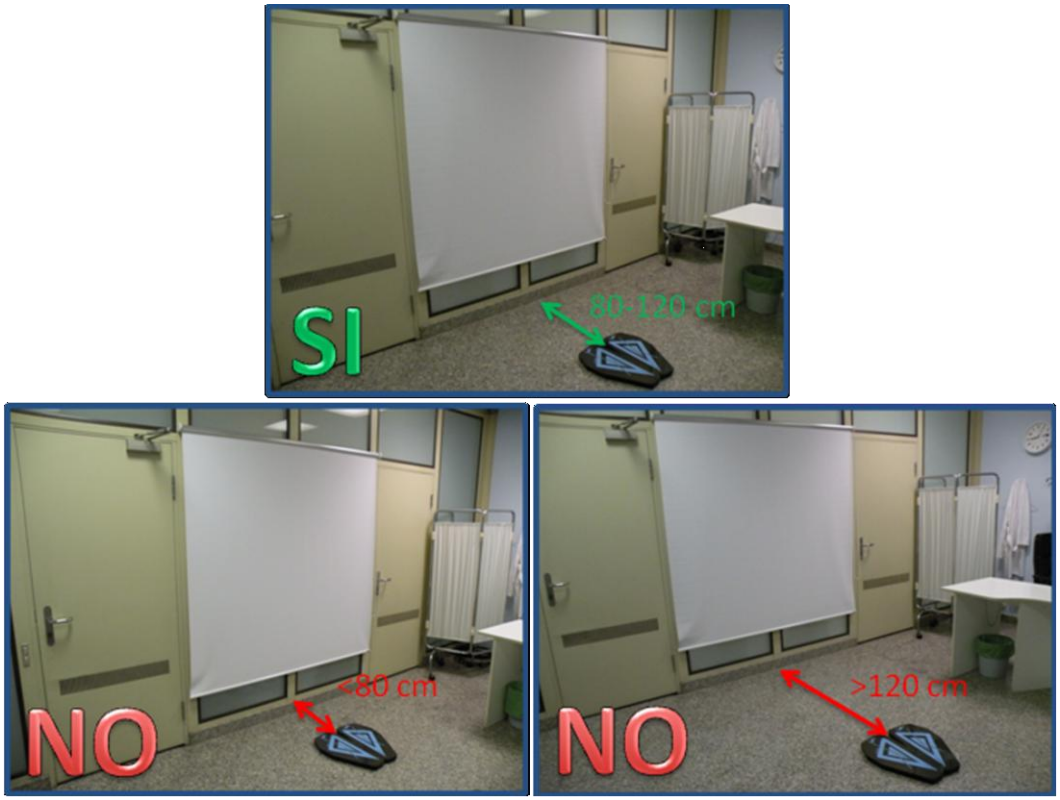


Fig. 5: La pedana deve essere collocata ad una distanza compresa tra 80 e 120 cm dal muro o dalla tenda perché una distanza inferiore potrebbe determinare convergenza oculare e una superiore rendere il campo visivo troppo esteso

Sistemazione del paziente sulla pedana

Una volta posizionata correttamente la pedana e aver compilato al computer la scheda riguardante i dati personali, possiamo far salire il paziente. E' importante che non salga sulla pedana prima dell'effettivo inizio delle registrazioni in quanto si affaticherebbe inutilmente rendendo meno attendibili le registrazioni.

Per prima cosa chiederemo al paziente di togliersi le scarpe e le ***calze***.

E' molto importante fare togliere anche le calze: è fondamentale, infatti, poter osservare tutte le peculiarità del piede, a partire dalle asimmetrie tra destro e sinistro o da alcune callosità importanti che potrebbero indurci a sbagliare il posizionamento. E ancora ad esempio, certi collant da donna inducono una retrazione delle dita del piede.

Fig. 6: Le calze rappresentano un elemento di disturbo per la valutazione della conformazione del piede, per la postura dello stesso e per l'individuazione dei punti di repere di posizionamento

Reperi di posizionamento

Il posizionamento sulla pedana deve avvenire un piede per volta tenendo conto di tre ***punti di riferimento***:

Il ***tendine calcaneare*** allineando posteriormente la linea tratteggiata che attraversa la pedana in senso antero-posteriore con la proiezione al suolo dello stesso.

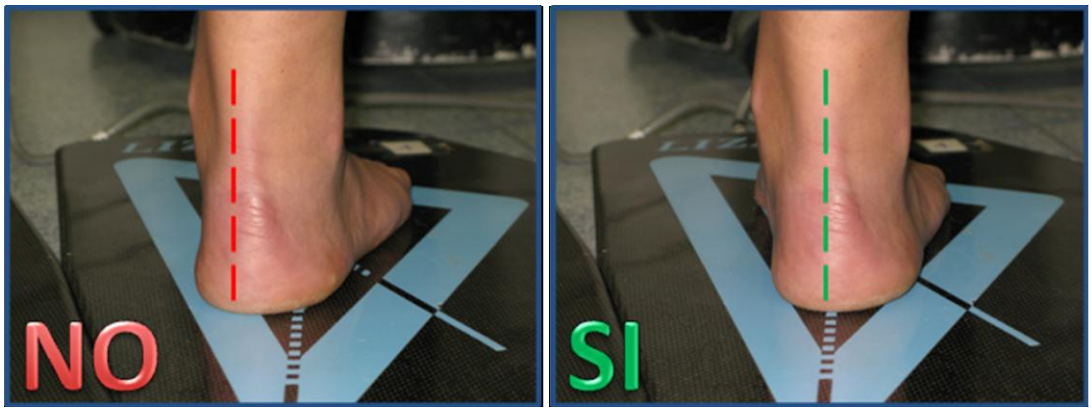


Fig. 7: il primo punto di riferimento da posizionare è il tendine calcaneare la cui perpendicolare deve cadere sulla linea tratteggiata posteriore.

La ***radice del secondo dito*** del piede allineando anteriormente la linea tratteggiata che attraversa la pedana in senso antero-posteriore con la proiezione al suolo della stessa (è molto importante allineare la radice del dito e non la punta, in quanto questa risulta spesso curva).

Fig. 8: Il secondo punto di riferimento da posizionare è la radice del secondo dito la cui perpendicolare deve cadere sulla linea tratteggiata anteriore. Il ***malleolo esterno*** spostando avanti o indietro il piede lungo la linea tratteggiata che attraversa la pedana in senso antero-posteriore finché la proiezione del malleolo esterno stesso non cade in corrispondenza della linea obliqua della pedana.

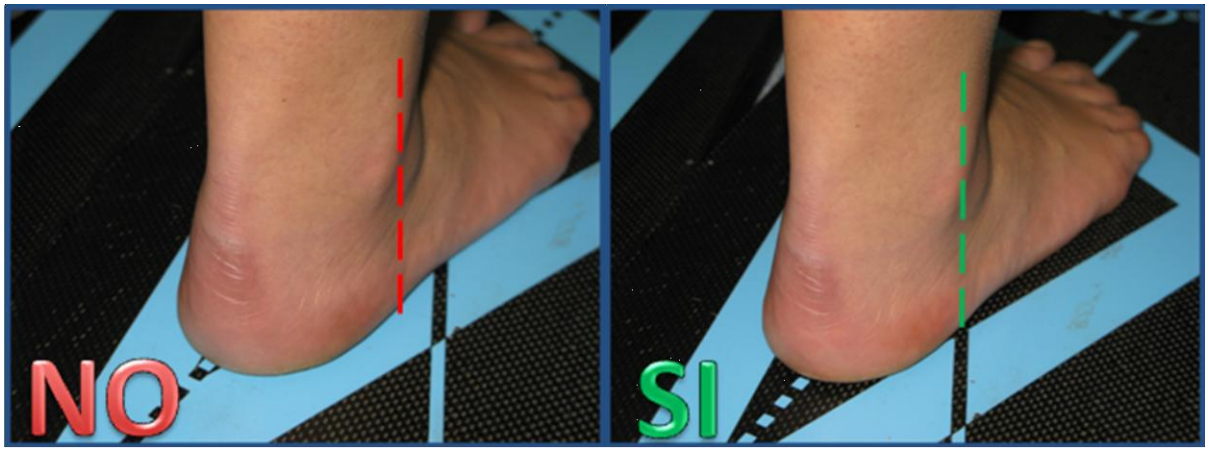


Fig. 9: Il terzo punto di riferimento da posizionare è il malleolo esterno la cui perpendicolare deve cadere sulla linea tratteggiata laterale.

Indicazioni per il paziente

A parte il posizionamento dei piedi secondo i parametri appena descritti nessuna altra peculiarità del paziente deve essere modificata. Se porta gli occhiali storti, ad esempio, dovremo lasciarli in questa posizione e poi eventualmente eseguire una registrazione, dopo averli raddrizzati, alla fine delle registrazioni preliminari.

Il paziente deve quindi essere invitato a guardare davanti a se. E' molto importante che lo sguardo sia "dritto per dritto", ovvero, che il paziente non guardi a destra o a sinistra in senso orizzontale e in alto e in basso in verticale.

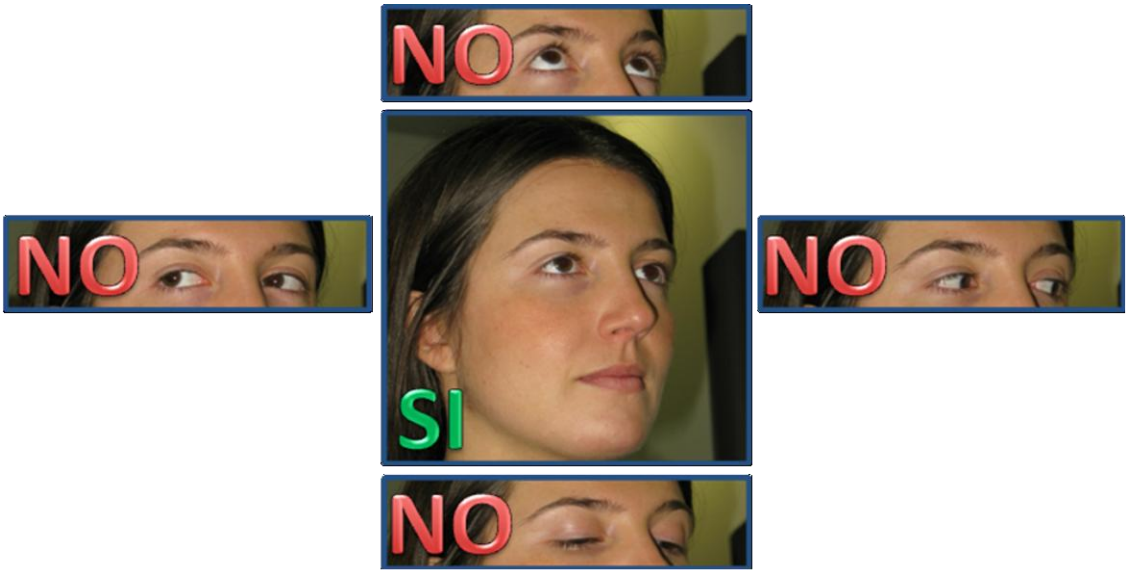


Fig. 10: E' importante che il paziente guardi dritto davanti a se senza distogliere lo sguardo dall'infinito.

Questo comporterebbe, al pari delle interferenze derivanti dall'ambiente, un'alterazione delle reali condizioni posturali del paziente. E' bene che l'operatore o gli operatori non si trovino davanti al paziente e tanto meno che si sporgano per guardarlo durante le registrazioni determinando una interferenza visiva.

Anche il silenzio, come già descritto nella scelta dell'ambiente, è molto importante. Durante le registrazioni dovremmo cercare di limitare al minimo i rumori e non dovremmo fare commenti come, ad esempio, "guarda com'è sbilanciato a sinistra", che oltre a determinare una interferenza acustica potrebbero anche indurre il paziente a sbilanciarsi dal lato opposto per cercare di migliora la propria postura.

Protocollo registrazioni

Prove preliminari obbligatorie

La prima registrazione deve essere effettuata con paziente in massima intercuspidazione con occhi aperti. Quando effettuiamo una registrazione in massima intercuspidazione (ICP) è opportuno che venga chiesto al paziente di deglutire e di rimanere con i denti a contatto nella posizione raggiunta a fine deglutizione. Anche in caso di deglutizione atipica inviteremo comunque il paziente a seguire le medesime indicazioni. E' importante far compiere l'atto deglutitorio e non invitare semplicemente il paziente a chiudere i denti o stringerli. La deglutizione è senza ombra di dubbio l'atto fisiologico che più di ogni altro permette al paziente di trovare, quando possibile, la posizione di intercuspidazione corretta delle due arcate.

La seconda registrazione deve essere eseguita con il paziente con gli occhi chiusi ma denti i contatto ICP. E inoltre indicato richiamare l'eventuale influenza dell'occlusione sulla postura ma concentrare anche la valutazione sull'aspetto visivo. Nella terza registrazione manteniamo gli occhi chiusi, la scelta di avere le arcate svincolate , e non in massima intercuspidazione come nella prima e seconda registrazione matenendo gli occhi chiusi è dettata dal fatto di voler modificare solo un parametro alla volta nella progressione dell'esame e nel frattempo verificare l'incluenza dell'occlusione sulla postura. Nel caso in cui il paziente non risulti collaborativo, come per esempio un anziano o un bambino, può essere utile inserire un sottile spessore, idealmente un cartoncino che inbibendosi di saliva non fornisce un appoggio rigido che potrebbe risultare una interferenza, tra le arcate come nella predente, inviteremo innanzitutto il paziente a mantenere i denti svincolati e quindi a chiudere gli occhi.

Quando effettuiamo una registrazione con i denti svincolati in posizione fisiologica di riposo (PFR) è opportuno che i denti risultino staccati ma che la bocca rimanga chiusa con le labbra in contatto (esclusi i casi di incompetenza labiale). E' importante non utilizzare un rullo di cotone, in quanto il suo spessore risulta eccessivo rispetto all'ampiezza media della PFR e, inoltre, può interferire se il posizionamento non è corretto con la lingua piuttosto che con le labbra inducendo tensioni muscolari altrimenti non presenti. E' inoltre verosimile che il controllo del rullo di cotone tra i denti dei gruppi frontali inferiore e superiore possa indurre un movimento di protrusione oltre alla contrazione di diversi muscoli masticatori con le inevitabili ripercussioni già descritte.

L'ultima registrazione standard prevede le arcate svincolate(PFR) e gli occhi aperti ,quindi mantenendo sempre le arcate svincolate con i denti non in contatto per completare la nostra indagine gli occhi aperti come nella prima indagine.

Altre prove

Nel caso in cui il paziente porti abitualmente dei plantari potrà essere opportuno eseguire una registrazione, posizionando sempre i piedi secondo i parametri standard, ma con i plantari interposti tra pedana e piedi. Non è comunque possibile valutare la funzionalità del plantare in quanto può oggettivamente essere completamente modificata se si trova all'interno di una scarpa, per cui viene creato, o su di una pedana rigida, come nel nostro caso, inoltre potrebbe cambiare la registrazione se il plantare è morbido o rigido e a seconda di come è stato costruito, occorrerebbe una ricerca apposita solo in questo campo.

Utilizzo del software

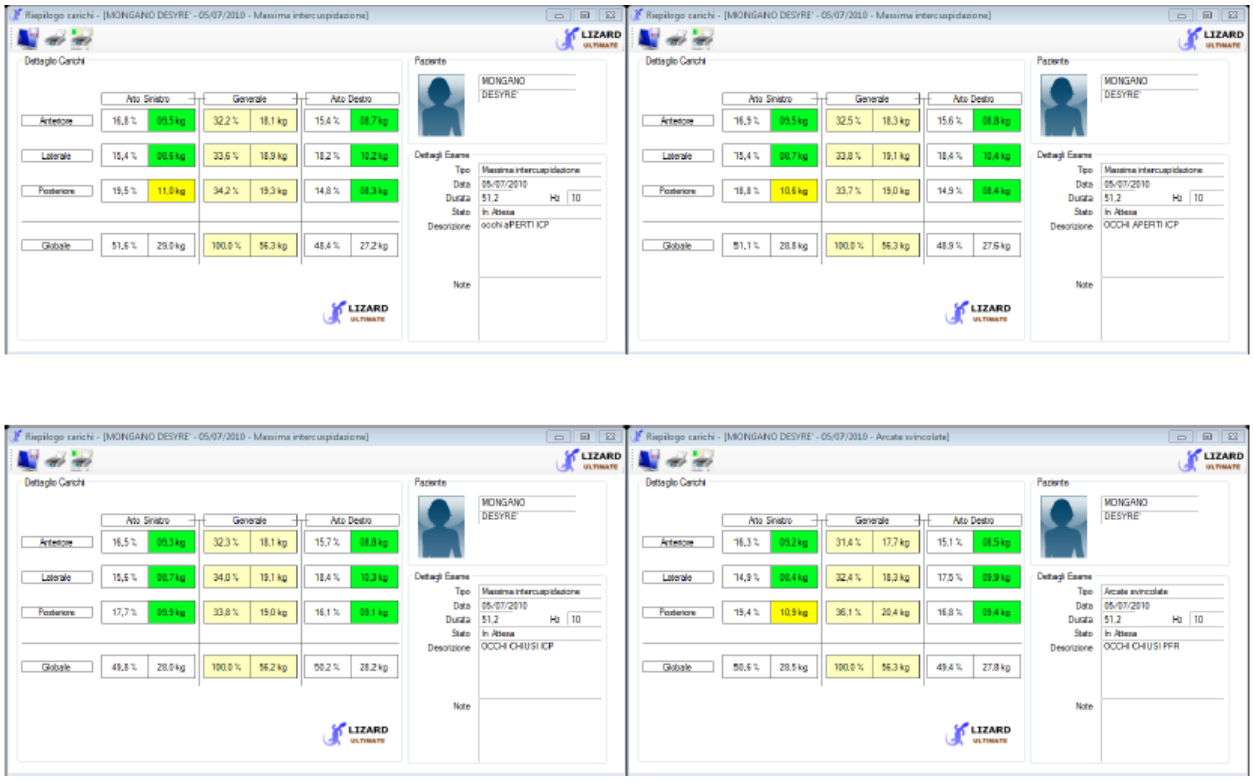
Inserimento dei dati anagrafici del paziente

Per inserire i dati anagrafici del paziente dobbiamo dapprima selezionare il tasto PAZIENTI dalla barra funzioni superiore, quindi il tasto AGGIUNGI in basso nella finestra appena aperta.Nella finestra che si apre inseriremo in ordine a partire dall'alto l'eventuale TITOLO (Sig./Sig.ra, Dott./Dott.ssa, Ing., Avv., ecc…), il COGNOME, il NOME, il SESSO, la DATA DI NASCITA e la PROFESSIONE. Nella parte bassa della finestra è possibile, inoltre, inserire i dati riguardanti l'indirizzo di residenza del paziente. Per iniziare una prova bisogna per prima cosa selezionare il tasto RECORD dalla barra funzioni superiore. Sceglieremo quindi le CONDIZIONI DELL'ESAME dal menù a tendina corrispondente ed eventualmente inseriremo i commenti all'esame che riterremo opportuni per la registrazione che ci apprestiamo ad effettuare.

- Possibilità di inserire una foto del paziente
- Visualizzazione contemporanea carichi e baricentri
- Grafica migliorata (risoluzione e accelerazione)
- Passaggio automatico su pen drive degli esami
- Funzioni di zoom migliorate ad alta definizione
- Importazione possibile dalle precedenti versioni 3 a 4 di Lizard
- Possibilità di esportare o reimportare esame singolo o multiplo esami
- Visualizzazione contemporanea di più esami
- Stampe singole o multiple
- Biofeedback rinnovato grafica e percorsi
- Biofeedback rinnovato con possibilità di memorizzazione dei punteggi

- Voce guida
- Configurazione Bluetooth guidata e ricerca automatica dispositivo
- Check hardware
- Autodiagnosi della pedana
- Aggiornamento automatico software
- Impostazione durata prolungata
- Possibilità di definizione protocolli specifici
- Esame Monopodalico con gli stessi grafici del bipodalico

Figura 11: Distribuzione dei carichi (Grafico Lizard Ultimate Fornito Dal Dott.Marco Pascolini)



I carichi su ciascun punto di appoggio sono espressi in kg ed in percentuale rispetto al peso totale.

Nella Figura 2 sono rappresentati i dati della distribuzione dei carichi. Le colonne destra e sinistra si riferiscono ad arto destro ed arto sinistro. La colonna centrale si riferisce al carico totale. I dati sono suddivisi per carico anteriore (testa del primo metatarso), carico laterale (testa del quarto-quinto metatarso), carico posteriore (calcagno), carico globale.

Esiste anche la possibilità di esprimere graficamente la distribuzione del carico, con meno dati numerici ma sicuramente più comprensibile a colpo d'occhio (Figura 12 (Grafico Lizard Ultimate Fornito Dal Dott.Marco Pascolini)

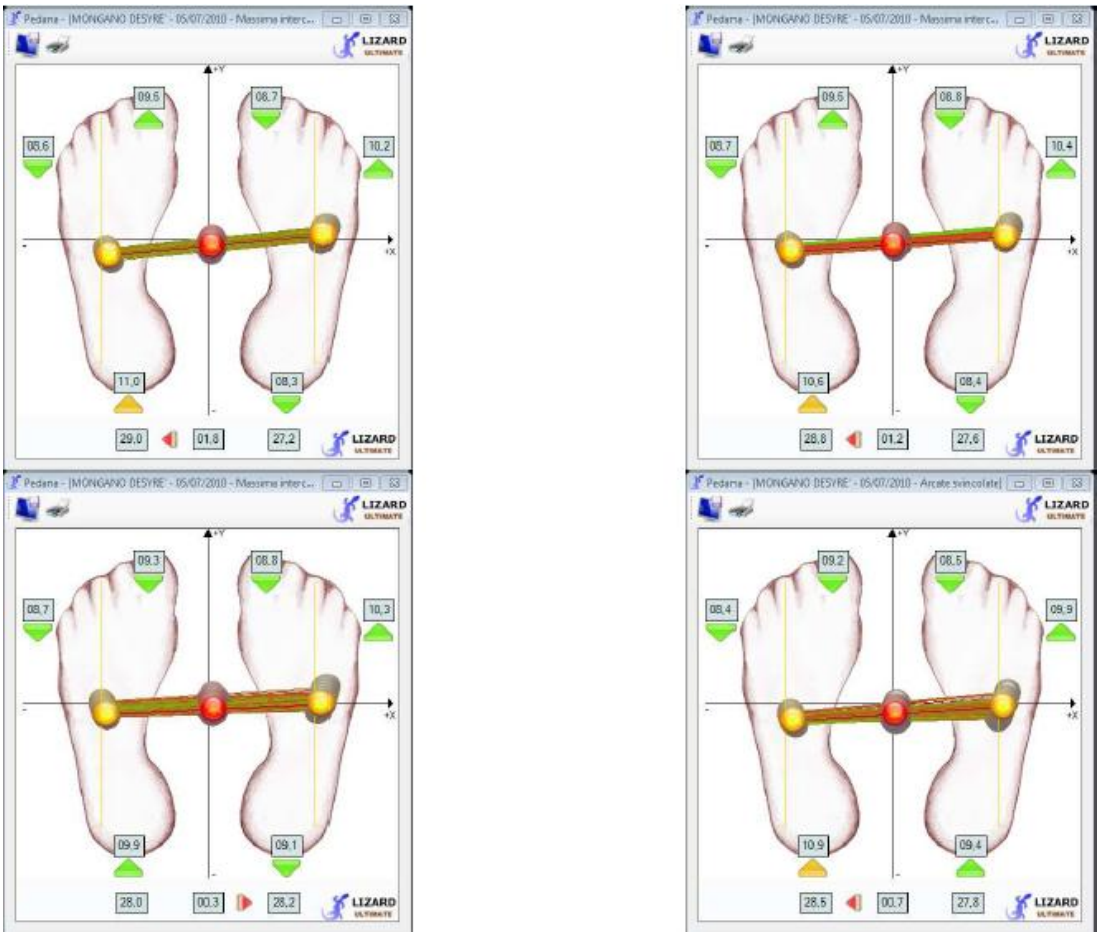


Figura 12: Rappresentazione grafica della distribuzione dei carichi

In condizioni ideali il carico dovrebbe essere distribuito uniformemente sui sei punti di appoggio sheletrici (16.6% dell'intero peso corporeo su ciascun punto), tuttavia è comune osservare una prevalenza di carico posteriore (a livello dei calcagni) seguita dal carico anteriore (a livello della testa del primo metatarso) e poi laterale (a livello della testa del quarto-quinto metatarso). La media della distribuzione del carico durante un periodo di tempo di circa un minuto (la registrazione dura 51,2 secondi) tende ad essere piuttosto stabile, quindi eventuali variazioni che si osservano modificando una delle condizioni di esame (per esempio chiudendo gli occhi, usando lenti prismatiche, girando il capo, cambiando posizione mandibolare) sono un indice concreto di problemi posturali.In questo senso, appare particolarmente significativa la simmetria di distribuzione fra arto destro ed arto sinistro.È inoltre possibile compiere un'analisi dell'equilibrio (**stabilometria**) che comprende: analisi delle oscillazioni del centro di pressione in un tempo prestabilito;caratteristiche e modalità delle oscillazioni;analisi di Fourier (delle frequenze) delle oscillazioni. Se il carico del soggetto non è uniformemente distribuito sui sei punti di appoggio, il baricentro reale (centro di pressione generale) non coincide con quello teorico. Graficamente, sono rappresentati il baricento ideale (punto d'incrocio delle linee continue) ed il baricentro reale (punto d'incrocio delle linee tratteggiate), la cui oscillazione produce un gomitolo (Figure 4). In condizioni ideali, le due croci dovrebbero corrispondere e il gomitolo dovrebbe avere una forma regolare e rotondeggiante.

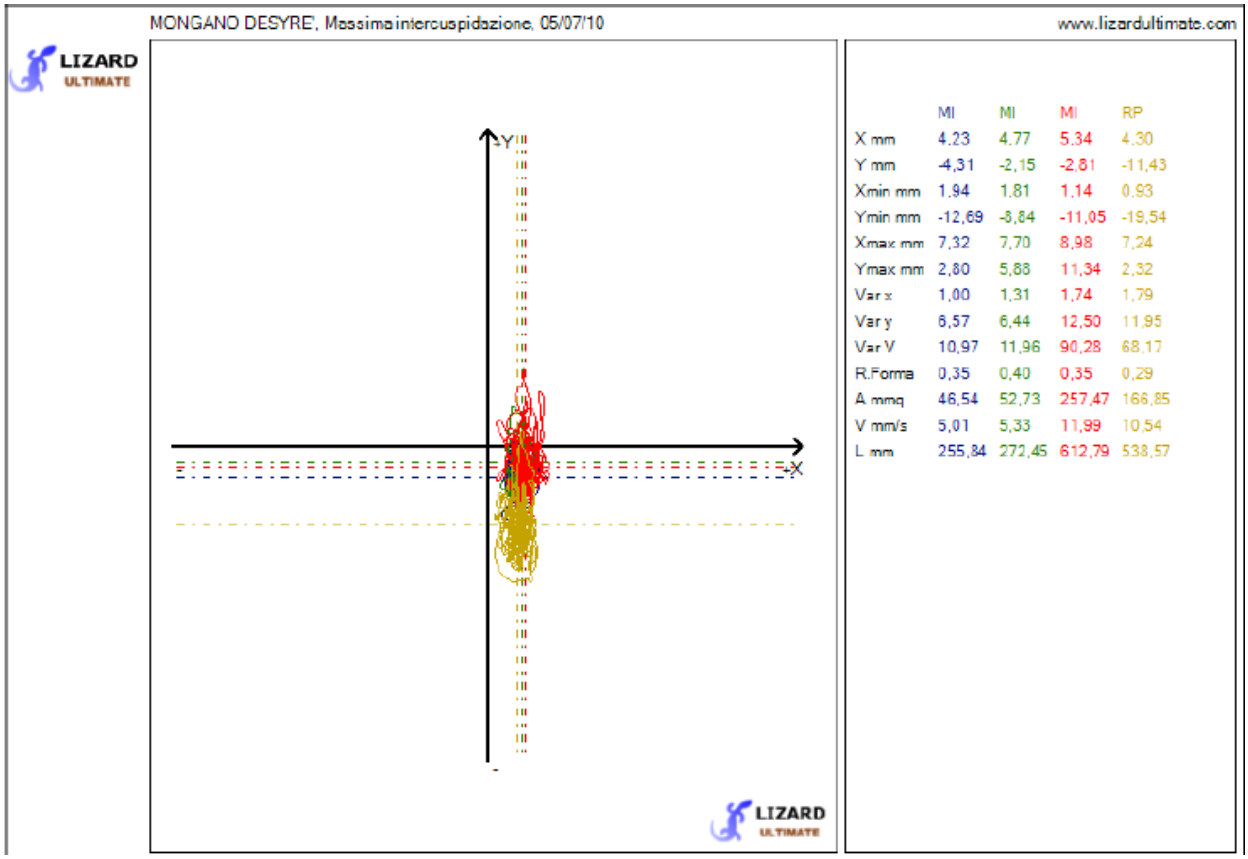


Figure 13: Stabilogramma(Grafico Lizard Ultimate Fornito Dal Dott.Marco Pascolini)

Accanto allo stabilogramma sono riportati anche dei dati numerici:

X *mm*: distanza media del baricentro dall'asse delle x

Y *mm*: distanza media del baricentro dall'asse delle y

X_{min}*mm*: distanza minima del baricentro dall'asse delle x

Y_{min}*mm*: distanza minima del baricentro dall'asse delle y

X_{max}*mm*: distanza massima del baricentro dall'asse delle x

Y_{max}*mm*: distanza massima del baricentro dall'asse delle y

Var_x: varianza di x

Var_y: varianza di y

Sqm_x: valore quadratico medio di x

Sqm_y: valore quadratico medio di y

Area mm^2: area del gomitolo

V *mm/s*: velocità del movimento di oscillazione

L *mm*: lunghezza del gomitolo

La distanza tra i due baricentri è una diretta conseguenza della distribuzione del carico. La velocità di oscillazione e la lunghezza del gomitolo sono indice dell'energia necessaria per il mantenimento dell'equilibrio. L'area del gomotolo è l'espressione della stabilità del baricentro e quindi della capacità di mantenere l'equilibrio. In condizioni fisiologiche è normale un lieve aumento dell'area e dell'irregolarità della forma chiudendo gli occhi, cosa che si osserva anche clinicamente (test di Romberg).

I. Ambiente

La piattaforma di stabilometria misura come un soggetto si stabilizzi rispetto al proprio ambiente. Perché i risultati siano paragonabili, bisogna che la piattaforma ed il campo – particolarmente quello visivo – siano normalizzati. Paulus e altri (1984) hanno effettivamente dimostrato che la stabilità posturale è una funzione lineare della distanza tra l'occhio e l'ambiente (). Successivamente a questa pubblicazione si è manifestato un consenso internazionale spontaneo: il centro visivo nella vista foveale è situato a circa un metro dal soggetto. Se nessuna opera pubblicata consente di precisare le condizioni del campo uditivo, di contro sappiamo perfettamente che esso non deve distogliere l'attenzione del soggetto in esame poiché il livello di

vigilanza influenza considerevolmente le prestazioni posturali (Gurfinkel e altri, 1972) ().

II. Registrazioni normalizzate

I valori normali dei parametri stabilometrici sono stati studiati e pubblicati riguardo a due situazioni d'esame: occhi aperti e successivamente occhi chiusi (Normes 85) (3). Sono dunque queste due situazioni, nel suddetto ordine, che vengono utilizzate per confrontare le prestazioni del paziente con quelle della popolazione normale di riferimento.

I piedi, nudi, del soggetto devono essere collocati sulla piattaforma con precisione, divaricati di 30 gradi, centrando il calcagno sulla linea mediana posteriore, allineando la radice del secondo dito anteriormente, e spingendo avanti o indietro il piede fino a quando la perpendicolare del malleolo viene ad incrociare la linea divergente disegnata sulla piattaforma. Senza queste precauzioni i parametri X_{Medio} e VFY non avrebbero alcun valore.

«Resti in piedi, immobile, *rilassato*, non sull'attenti, le braccia lungo il corpo, guardi nella direzione del centro visivo, senza fissarlo, e conti lentamente fino a che le si dice che è finito».

Il compito di contare comporta, in maniera sensata, un livello di vigilanza più o meno simile nei diversi soggetti. Si può legittimamente discuterne l'efficacia ma non si può negare che in assenza di un compito del genere i rischi di variazione del livello di vigilanza siano importanti.

In mancanza di una tecnica migliore, tale compito è stato dunque adottato nella pratica clinica; fa parte delle condizioni normalizzate dell'esame. La durata della registrazione è di 51,2 secondi.(Fuoglio 2009 Castroflorio 2006)

III Esecuzione dell'esame

Verifica della disponibilità di tutto il materiale di consumo necessario all'esecuzione dell'esame ovvero guanti e rulli di cotone.Predisposizione dell'ambiente d'esame: disposizione tappeto verde sul pavimento, dispiegamento del filo a piombo, allocazione paravento, collegamenti pedana. Disporre la pedana in modo che siano affrontati i lati mesiali più

lunghi, in modo che si formi un angolo di circa 30° tra le due piattaforme della pedana Lizard.

Accoglienza del paziente e spiegazione esame.

Chiedere al paziente di restare a piedi nudi.

I piedi, nudi, del soggetto devono essere collocati sulla piattaforma con precisione, divaricati di 30 gradi, centrando il calcagno sulla linea mediana posteriore, allineando la radice del secondo dito anteriormente sulla linea mediana, e spingendo avanti o indietro il piede fino a quando la perpendicolare del malleolo viene ad incrociare la linea divergente disegnata sulla piattaforma. Per questa ultima operazione ci si deve aiutare con l'ausilio di un semplice righello o di una squadretta 90°.Istruzioni da dare al paziente relativamente alla posizione del corpo sulla pedana: "Resti in piedi, immobile, *rilassato*, non sull'attenti, le braccia lungo il corpo, guardi verso la tenda bianca senza fissare un punto preciso, e conti lentamente fino a che le si dice che è finito".

Istruzioni da dare al paziente circa la prima sessione di registrazione (occhi aperti e denti in contatto ICP): "Guardi nella direzione del la tenda bianca , deglutisca e quindi mantenga i denti in contatto, senza stringere".

Istruzioni da dare al paziente circa la seconda sessione di registrazione (occhi chiusi e denti in contatto ICP): "Guardi nella direzione ne della tenda bianca a piombo, chiuda gli occhi, deglutisca e quindi mantenga i denti in contatto, senza stringere".

Istruzioni da dare al paziente circa la terza sessione di registrazione (occhi chiusi e arcate svincolate): "Guardi nella direzione del filo a piombo, deglutisca e quindi apra leggermente la bocca in modo che i denti non si tocchino mantenendo gli occhi chiusi ".

Istruzioni da dare al paziente circa la quarta sessione di registrazione

(occhi aperti e arcate svincolate): “Guardi nella direzione del filo a piombo, deglutisca e quindi apra leggermente la bocca in modo che i dentii non si tocchino mantenendo gli occhi aperti ”.

III Trattamento del segnale (Jancova2007

Il numero di parametri che si possono estrapolare da una registrazione è considerevole. Per la nostra ricerca sono stati presi in considerazione lo statokinesigramma, i parametri X_{Medio}, Y_{Medio}, Area del gomitolo, Lunghezza del gomitolo, LFS, Indice di simmetria dei carichi.

1. Lo statokinesigramma

Lo statokinesigramma registra le successive posizioni campionate del centro di pressione rispetto ad un referenziale la cui origine è situata nel baricentro del poligono di sostegno. I movimenti destra/sinistra sono inscritti sull’asse delle X; i movimenti avanti/indietro sull’asse Y.

2. X_{Medio}

Il valore medio delle ascisse del centro di pressione sul referenziale dello statokinesigramma viene denominato X_{Medio}.

3. Y_{Medio}

Il parametro Y_{Medio} definisce la posizione media del centro di pressione sul piano sagittale (antero-posteriore).

4. Superficie

La superficie dell’ellisse di confidenza che contiene il 90% delle posizioni campionate del centro di pressione risulta essere la misurazione statistica più rigorosa della dispersione di queste posizioni (Figura 6) (Takagi e altri, 1985) (4).

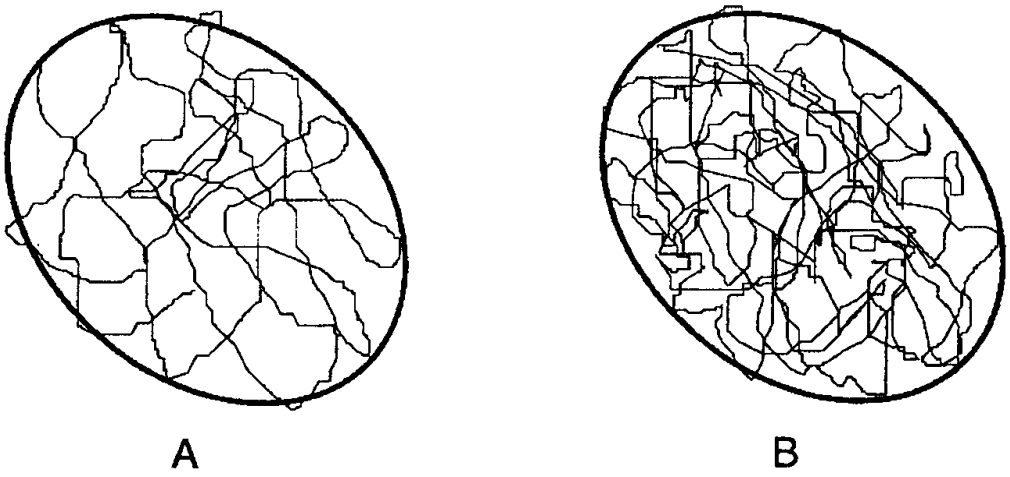


Figura 5: Lunghezza e superficie dello statokinesigramma

La lunghezza di uno statokinesigramma è poco correlata alla sua superficie e tutto ciò è facilmente comprensibile. Effettivamente, all'interno di una medesima superficie, A e B, la lunghezza può essere diversa, il centro di pressione può essersi spostato di poco o di molto. Risulta dunque utile studiare la lunghezza, ma è comunque preferibile studiarla per unità di superficie che elimina ogni ridondanza di informazione. La «superficie» è qui rappresentata attraverso l'ellisse di confidenza che contiene il 90% delle posizioni campionate del centro di pressione.

5. LFS

Il cammino percorso dal centro di pressione nel corso della registrazione viene denominato "lunghezza dello statokinesigramma". Risulta evidente, ad un primo esame, che più la superficie dello statokinesigramma è grande e più lungo risulta essere il cammino percorso dal centro di pressione.

Il parametro di lunghezza in funzione della superficie viene chiamato «parametro LFS» ed è normalmente uguale all'unità.

Se LFS risulta superiore all'unità significa che il cammino percorso per unità di superficie risulta superiore al normale; inversamente, un parametro LFS inferiore all'unità significa che il cammino percorso per unità di superficie è inferiore al normale.

Questo coefficiente permette di valutare il dispendio di energia per controllare il sistema.

6. Indice di Simmetria dei Carichi

Come parametro posturometrico è stata considerata la simmetria di distribuzione del carico sui due arti inferiori, espressa in percentuale. Per ciascun paziente sono stati calcolati quindi la percentuale di carico sull'arto destro, sull'arto sinistro e la differenza fra le due.

7. Varianza della velocità

Esprime il rapporto tra accelerazioni e frenate durante l'oscillazione. Più è alta, maggiore è il dispendio energetico del paziente.

Nelle tabelle 1 e 2, riportate di seguito, sono indicati i valori normali dei parametri nel bambino, nella situazione ad occhi aperti e ad occhi chiusi (Normes 85)

Età	6	7	8	9	10	11
X_{Medio} (mm)	-0,7	0	-2	0	0	-0,2
Limiti di confidenza	-8/10	-12/12	-11/8,6	-9/12	-9,9/13,6	-4,9/5,5
Y_{Medio} (mm)	-34,6	-41	-64	-65	-65	-65
Limiti di confidenza	-69/0	-76/-7	-86/-41	-84/-45	-90/-41	-78/-52
Superficie (mm^2)	201	283	215	219	176	162
Limiti di confidenza	75/535	99/808	69/675	70/683	48/645	63/416
LFS (mm/mm^2)	0,53	0,82	0,51	0,56	0,53	0,55
Limiti di confidenza	0,3/0,76	0,33/1,3	0,32/0,7	0,32/0,8	0,37/0,68	0,28/0,82
N	36	75	29	43	34	12

Tabella 1: Norme del bambino, situazione ad occhi aperti

Età	6	7	8	9	10	11
X_{Medio} (mm)	-0,7	0	-2	0	0	-0,2
Limiti di confidenza	-10/8,5	-11/12	-12/8	-10/10	-8,6/8	-7/6,8
Y_{Medio} (mm)	-34,6	-39	-64	-65	-63	-63
Limiti di confidenza	-70/1,6	-73/-6	-87/-42	-85/-46	-87/-39	-72/-53
Superficie (mm^2)	347	448	332	384	337	289
Limiti di confidenza	75/535	99/808	69/675	70/683	48/645	63/416
LFS (mm/mm^2)	0,66	0,86	0,61	0,69	0,67	0,71
Limiti di confidenza	0,38/0,95	0,37/1,36	0,29/0,93	0,4/0,97	0,22/1,11	0,35/1,07
Romberg	172	169	154	175	190	178
Limiti di confidenza	55/534	64/428	79/296	78/392	71/510	89/356

N	36	75	29	43	34	12

Tabella 2: Norme del bambino, situazione ad occhi chiusi

Normalizzazione, standardizzazione, omologazione

Nella letteratura scientifica ed in vari Autori si trova spesso, in relazione alla stabilometria, un riferimento alle “norme 85” della defunta Società Francese di Posturologia.

Uno strumento per essere considerato scientifico deve rispondere ad una serie di requisiti. Deve effettuare misure che siano certe e ripetibili, deve avere valori costanti nel tempo, deve avere sistemi di controllo dell’errore, siano essi automatici o di revisione periodica, deve, infine, avere omogeneità di valori con gli stessi strumenti usati da altre persone.

Precisare l’ingombro dello strumento, la posizione dei piedi, il rivestimento (mousse), rappresenta tutto fuorché una normalizzazione. Sono infatti trascurati elementi essenziali quali il peso della piastra di appoggio che per la sua inerzia può, sia pure in minima parte rallentare la lettura dei dati, i giunti che collegano le piastre alle celle di carico ed all’appoggio al suolo, giunti che possono generare attriti che a loro volta rallentano la risposta ed infine le celle di carico. Per questa ultime, a titolo esemplificativo, riportiamo i dati tecnici di un certo modello di un qualsiasi produttore.

Specifiche tecniche:

La serie 500QD, grazie al principio di misura a parallelogramma di flessione, è in grado di compensare errori dovuti a forze disassate in prossimità dell'asse di misura riuscendo quindi ad avere delle precisoni ottimali. La serie 500QD è stata progettata e provata in laboratorio (1 miliardo di cicli su piattaforma vibrante), in modo da resistere a forze statiche e dinamiche. La serie 500QD, tranne che per i fondi scala di 2 e 3 Kg, può avere un' elettronica incorporata a norme CE con uscite analogiche o digitali: Uscite analogiche: ±5V, ±10V, 4-20mA (con regolazione di zero e di guadagno). Uscite digitali: - RS485 e RS422: disponibili con protocolli DSEbus o Modbus. - CAN Open: disponibile con profilo DSP406 (tipo encoder). L'elettronica digitale è dotata di un convertitore A/D con 24bit di risoluzione e consente una trasmissione protetta contro disturbi di natura elettrica. L'elettronica digitale con le uscite RS485 ed RS422 (protocolli DSEbus e Modbus) consente le seguenti funzioni aggiuntive: taratura e trasmissione dati in unità meccaniche (kg, tons, da N etc.), zero dinamico, filtraggio digitale (frequenza di campionamento da 7,5 fino a 960Hz), alta precisione (linearizzazione fino a 10 punti), facile manutenzione (memorizzazione di eventi di sovraccarico). Software: per le uscite RS485 ed RS422, con i protocolli DSE bus e Mod bus, viene fornito gratuitamente un software da installare sul computer dell'utente (non in dotazione) che consente una facile impostazione dei parametri di funzionamento ed una visualizzazione del dato misurato. Per la connessione del trasduttore alla porta seriale RS232 sono disponibili dei convertitori RS485/RS232 oppure RS485/RS232. La serie 500QD, quando ha un' uscita 2mV/V non amplificata, è dotata di un circuito di calibrazione incorporato. Ad ogni cella di carico viene fornito un certificato di calibrazione.

Le celle di carico grazie a delle gomme e protettivi siliconici hanno un grado di protezione ambientale IP65, garantendo quindi protezione contro getti d' acqua, olio, polvere e sporcizia in genere.

Se prendiamo celle di carico di produttori diversi, ma aventi la stessa capacità di carico, troveremo che le sensibilità sono diverse e diversa sarà l'amplificazione per avere gli stessi risultati. Ad esempio una cella più rigida sopporterà meglio i carichi senza deformarsi, ma richiederà un'amplificazione maggiore che potrebbe introdurre disturbi (avete presente come distorcono la voce gli altoparlanti messi a tutto volume?). Una cella meno rigida richiederà meno amplificazione ma sarà più facilmente soggetta a deformazione. Se tutto questo non avviene già dire che uno strumento è standardizzato e gli strumenti che hanno le stesse caratteristiche possono essere omologati è un azzardo.Se poi parliamo di normalizzazione, questa deve invece rispondere a caratteristiche determinate a priori in funzione di ciò che si vuole misurare ed Enti riconosciuti a livello internazionale (UNI , ISO ecc.) sono preposti alla normalizzazione. Nel caso dell'indagine posturale entrano poi in gioco più elementi: lo strumento, il posizionamento del paziente, il protocollo di visita. Un posizionamento sbagliato o un protocollo che non prenda ad esempio in considerazione un elemento (visivo, stomatognatico ecc) fondamentale per comprendere quali alterazioni possano aver colpito il paziente, possono alterare qualsiasi risultato.

Dobbiamo quindi chiederci a priori che cosa vogliamo misurare attraverso l'analisi della proiezione al suolo dei carichi posturali. Dal mio punto di vista le cose indispensabili sono le seguenti: un tempo non troppo lungo o troppo breve, accettabile 51,2". Troppo breve non permetterebbe di cogliere l'evoluzione della postura durante l'esame, troppo lungo porterebbe l'esaminato ad irrigidire o alterare eccessivamente la propria posizione.

L’oscillazione corporea – Ampiezza della superficie di oscillazione (Area); posizione rispetto agli assi cartesiani; velocità di oscillazione, lunghezza del tragitto del baricentro durante la durata del test; modalità dell’oscillazione attraverso l’analisi di valori statistici (varianza e scarto quadratico medio di velocità, posizione sull’asse X e Y)

La valutazione della simmetria e quindi l’analisi separata dei due emisomi durante l’oscillazione, nonché la posizione assoluta e relativa dei centri di gravità, la torsione derivante dal carico arretrato o avanzato di un lato rispetto all’altro, l’atteggiamento di pronazione o supinazione.

I vettori di carico per calcolare, in funzione di lunghezza e direzione del vettore, quali siano i muscoli attivati in funzione antigravitaria e, in relazione al peso della persona la quantità di lavoro svolto da questi muscoli (si potrà forse calcolare anche il livello di lattato)

Il valore in Kg , ripartito secondo il modello di analisi del piede proposto da Kapandji. In realtà quella rilevabile è la massa perché il carico e scarico dovuto all’oscillazione comprende la componente dell’accelerazione di gravità. La taratura automatica dello strumento all’inizio di ogni sessione per azzerare eventuali derive dello strumento o dei suoi componenti.

Il posizionamento del paziente secondo criteri, di ripetibilità e di rispetto delle caratteristiche anatomiche del paziente e di simmetria. Un posizionamento secondo l’atteggiamento abituale dell’esaminato misurerebbe una situazione già ottimale dal punto di vista del compenso. Tuttavia potrebbe essere interessante valutare la differenza tra le due condizioni, adattando la posizione dello strumento ai diversi atteggiamenti.

A questo punto ci chiederemo quale strumento possa essere normalizzato per la rilevazione secondo questi criteri.

Lizard presenta una serie di caratteristiche particolari:

E’ l’unica pedana ad avere una procedura di inizializzazione che effettua una pre-taratura automatica ad ogni avvio. Le celle di carico infatti, pur compensate in temperatura, potrebbero, per ragioni di stress meccanico, variare nel tempo la loro lettura.

Qualora lo scarto fosse eccessivo il software comunicherebbe che l'inizializzazione è fallita. Le altre pedane sul mercato NON fanno pre-taratura automatica. E' chiaro che se posizioniamo un peso sul centro di gravità dello strumento e la lettura delle celle presenta scarti di valore il baricentro del paziente risulterà spostato.

Il posizionamento anatomico del paziente, secondo Kapandji. Non ci siamo accontentati della letteratura per capire dove finisse realmente il carico del piede, ma abbiamo valutato su oltre 10.000 pazienti la veridicità di questa impostazione. Piedi che hanno lo stesso numero di scarpa sono spesso assolutamente diversi dal punto di vista strutturale, ma alcune pedane usano questo criterio. Peggio ancora, secondo la presunta normalizzazione francese, dove i pazienti vengono tutti accostati posteriormente. In questo caso non solo il baricentro diviene interiorizzato o posteriorizzato in funzione della lunghezza del piede ma il distanziare per tutti i talloni di 2 cm significa che in parecchi casi le ginocchia toccano, falsando sicuramente l'oscillazione. L'ultima brillante idea sarebbe quella di introdurre una tabella correttiva della posizione antero posteriore del baricentro in relazione al numero di scarpa. Siamo quindi di fronte a due criteri di standardizzazione: mettere tutti i pazienti nello stesso modo o metterli secondo uno specifico criterio anatomico.

Posturometria e stabilometria. Lo strumento francese potrebbe dare dati accettabili dal punto di vista stabilometrico (se il guadagno delle celle fosse sicuramente costante). I valori di area, velocità, lunghezza del gomitolo, frequenza dell'oscillazione, posizione media minima e massima su assi X e Y possono essere considerati validi. Dal punto di vista analitico tuttavia la misura del baricentro generale è la risultante dell'oscillazione dei due emisomi, che può essere minima da un lato ed eccessiva dall'altro. Abbiamo più casi di persone che avendo un'area alta ma ancora nei parametri di normalità e quindi "sana" secondo le pedane monopiastra , hanno in realtà un'oscillazione patologica su un lato del corpo e ristretta sull'altro lato, con una media, appunto, apparentemente "normale".

Peggio ancora il maggior carico del paziente viene considerato tale sul lato dove staziona prevalentemente il paziente. L'analisi effettuata anche in termini di carichi con Lizard ci dice che invece non sempre è così.

Il meccanismo di pronazione e supinazione cambia infatti il braccio del carico per cui se abbiamo 50 Kg a sinistra con un centro di pressione interno di 5 mm (piede pronato) e 49 Kg a destra con un centro di pressione esterno di 5 mm (piede spinato) il baricentro risulterà a destra anche se il maggior carico è a sinistra. Lo stesso meccanismo di pronazione e supinazione o di altri appoggi particolari non è rilevabile con pedana monopiastra. Come sia possibile quindi parlare di analisi della postura con questo strumento resta un mistero. La presunta normalizzazione si presenta quindi in realtà come una omologazione di un modello ad altri della stessa categoria. Pretendere che un binocolo non serva per vedere lontano in quanto non è omologato al cannocchiale….se ben ricordo l'uomo ha due occhi. E due punti di appoggio. Come valutare una simmetria con la pedana monopiastra?

Se dobbiamo quindi utilizzare posturometria e stabilometria per trarre conclusioni diagnostiche non possiamo avvalerci di uno strumento che presenta i margini di errore propri della standardizzazione della pedana monopiastra.

Sottoparagrafo b: Presentazione del t scan ,delle immagini e dei dati numerici

SISTEMA T-SCAN III, SISTEMA DI ANALISI OCCLUSALE DENTALE

Per anni, l'analisi dentale è stata l'oggetto di molte controversie in ambito odontoiatrico. Carta da articolazione, cere, paste indicatore di pressione ecc.. sono tutti presidi con i quali gli odontoiatri hanno dovuto confrontarsi per valutare l'equilibrio delle forze occlusali. La maggior parte di questi metodi non sono abbastanza sensibili per rilevare il contato simultaneo, e sono eccessivamente operatore dipendente.

Tekscan ha raccolto la sfida sviluppando il SISTEMA T-SCAN, sensore basato su tecnologia di s*cansione della griglia-T.* Il T-*scan III* è l'unico sistema a disposizione per misurare le forze occlusali dentali e quantificarne l'equilibrio.Valutare le forze occlusali è semplice, il bite del paziente viene registrato con un sensore ultra-sottile, mentre il computer analizza e visualizza i dati tramite un software dedicato. Dato che il T-scan può misurare la forza nel corso del tempo, è uno strumento indispensabile per valutare i rapporti sequenziali di una esecuzione mandibolare. E' possibile visualizzare, sullo schermo, un paziente la cui occlusione passa da icp a posizione rc. Questo è fondamentale per localizzare interferenze occlusali, determinando la forza relativa di ogni interferenza, e valutare il potenziale di trauma causato dall'interferenza stessa.Dopo la registrazione dell'occlusione dentale con il film scan T, è possibile memorizzare i dati nel computer e recuperarli quando necessario. La registrazione a colori può essere trasferita. Lo spessore del sensore è di 100 micron, e non interferisce con l'occlusione normale.
Il sensore è più resistente rispetto alle versioni precedenti ed è monopaziente e può essere riutilizzato per 15-25 registrazioni.
Il sensore di 4° generazione ha una maggiore sensibilità rispetto alle generazioni precedenti. FlexiForce una divisione di Tekscan, si impegna a fornire l'avanzato sistema di sensori di pressione.

Questi sensori sono accurati, semplici da usare. Il sensore di temperatura (HT201) in grado di misurare le forze in ambienti fino a 400°F. I sensori Flexiforce sono in grado di svolgere una moltitudine di funzioni e sono utilizzati per:

- Rilevare e misurare una variazione relativa in vigore o del carico applicato
- Rilevare e misurare il tasso di variazione in vigore
- Soglie di forza Identificate e innescare azioni adeguate
- Rileva contatto e/o touch

I sensori FlexiForce sono versatili, di facile utilizzo per gli utenti, perché possono essere usati con gli apparecchi elettronici esistenti. Il T-Scan è uno strumento indispensabile è fondamentale per localizzare le interferenze occlusali,per determinare la relativa forza su ogni interferenza e valutare il potenziale per traumi causati e per determinare il baricentro occlusale(COF) dalle interferenze occlusali che si ripercuotono sulla postura della persona. Questo apparecchio serve per valutare le forze d'occlusione, è sufficiente che il paziente chiuda la bocca mettendo in contatto i denti sul sensore ultra sottile. In tempo reale, il sensore invia informazioni sul contatto occlusale e sulla forza. Il software analizza e misura la forza in tempi di soli 0.002 secondi. Queste informazioni vengono visualizzate in due e tre dimensioni, ed in un filmato che registral'evolvesi del contatto occlusale. (BIBLIOGRAFIA GENERALE Yamamura 1293 , Tokumura1291, Okamoto 1278, Nabeshima 1277, Mizui 1276)

Si posso valutare:
Analisi dinamica e sequenziale dei fotogrammi dei contatti occlusali
Analisi delle forze
Analisi del baricentro occlusale
Analisi grafica delle forze occlusali totali e del bilanciamento delle forze Dx-Sx della mandibola.

APPLICAZIONI

Implantologia

- Monitoraggio occlusale per il controllo delle forze esercitate sugli impianti

Protesi

- Bilanciamento delle forze occlusali nelle riabilitazioni complesse

Conservativa

- Controlli occlusali per le faccette e le corone in ceramica e per le ricostruzioni effettuate con altrimateriali

Parodontologia

-Identificazione dei traumi occlusali e relativi ritocchi

Disordini ATM

- Preparazione e controllo dei bites corretti e valutazione dei fenomeni di bruxismo e digrignamento

Chirurgia orale

- Inserzioni dentali

Ortodonzia

- Diagnosi econtrollofinale deltrattamento

Rieducazioni occlusali

- Per mostrare al paziente la distribuzione delle forze occlusali, la guida canina, la funzione digruppo, le interferenze dei contatti la relazione centrica

L'analisi occlusale computerizzata si effettua tramite un dispositivo che rileva ed analizza i contattiocclusali utilizzando dei sensori particolarmente sottili (60 micron) contenenti, tra due fogli dipoliestere giustapposti, uno speciale inchiostro che risponde alla pressione diminuendo la resistenzaelettrica tra fili conduttori di argento incorporati nel sensore. Tale sensore, applicato sull'appositaforcella del cavo di collegamento, invia i dati ricavati all'unità centrale che li elabora mediante ilproprio software.

Esso permette di:

- Registrare i contatti occlusali
- Visualizzare i contatti e associarli a denti specifici

- Analizzare i dati, con relazione di forza e tempo dei contatti occlusali visualizzata come immagini con contorni colorati che mostrano:

-Massima intercuspidazione (MIC) istantanea

- Centro di forze

Traiettoria del centro di forze

Le emissioni dei sensori sono registrati del programma e rappresentati sotto forma di tracciati diaspetto diversificato, in forma bidimensionale (contorni) e tridimensionale (picchi o colonne) ovele differenze di colore indicano l'intensità dei contatti, dal più debole (blu) al più forte (rosso).

Il Centro di Forza (COF) indica la posizione della somma dei momenti di forza antero-posteriore emedio-laterale dei contatti occlusali.

Esso è mostrato in relazione a un doppio bersaglio ellittico il quale rappresenta la posizione idealedel COF per qualsiasi chiusura in massima intercuspidazione (MIC). L'ellisse interna mostra l'areaentro la quale si trova il COF del 68% della popolazione normale e l'ellisse esterna mostra l'areadentro la quale si trova il COF del 95% della popolazione normale.

Il centro del bersaglio si trova a circa 30 mm dal piano incisale (FIG.1)

Immagine Fornita dal GIROP

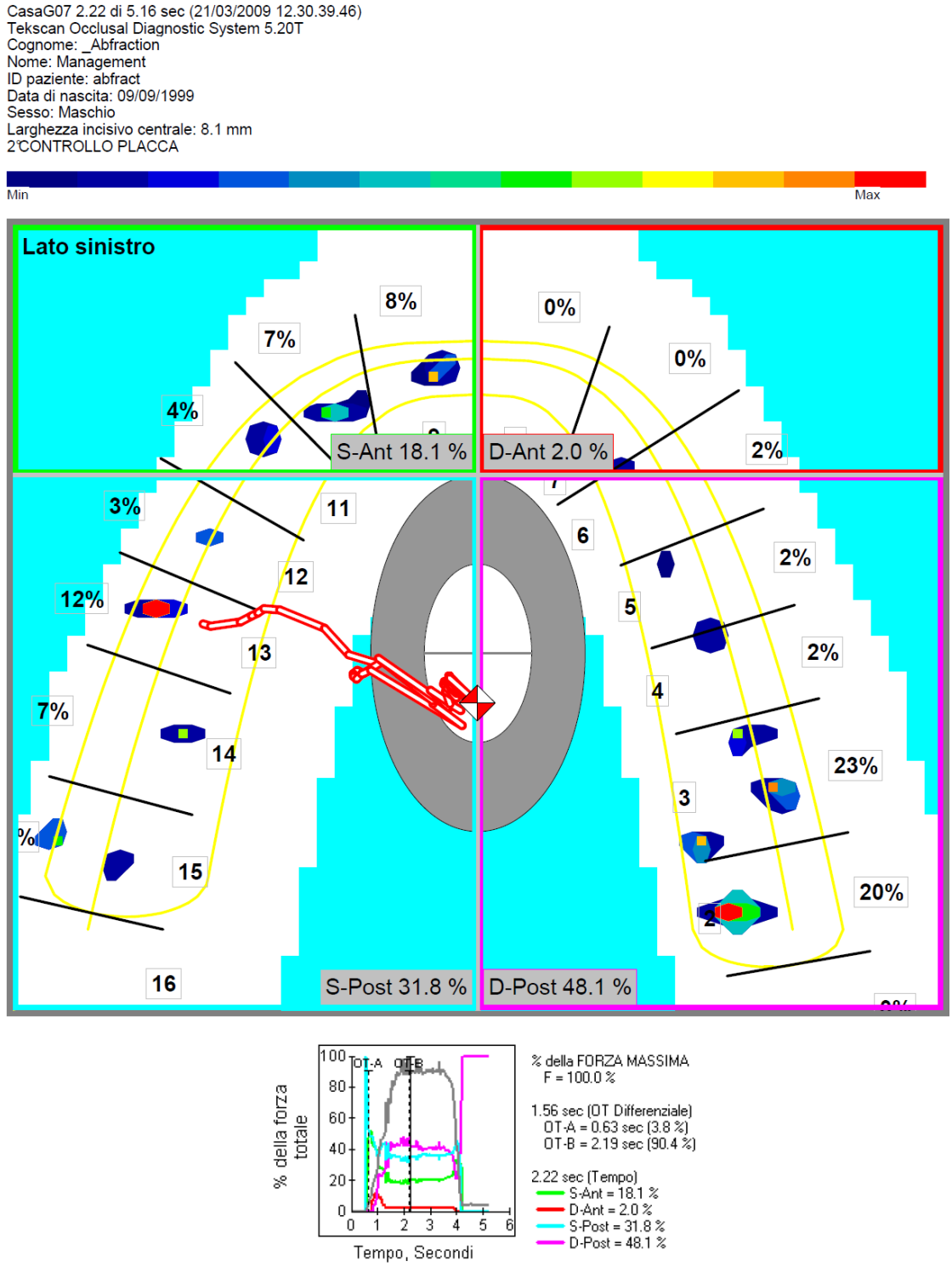
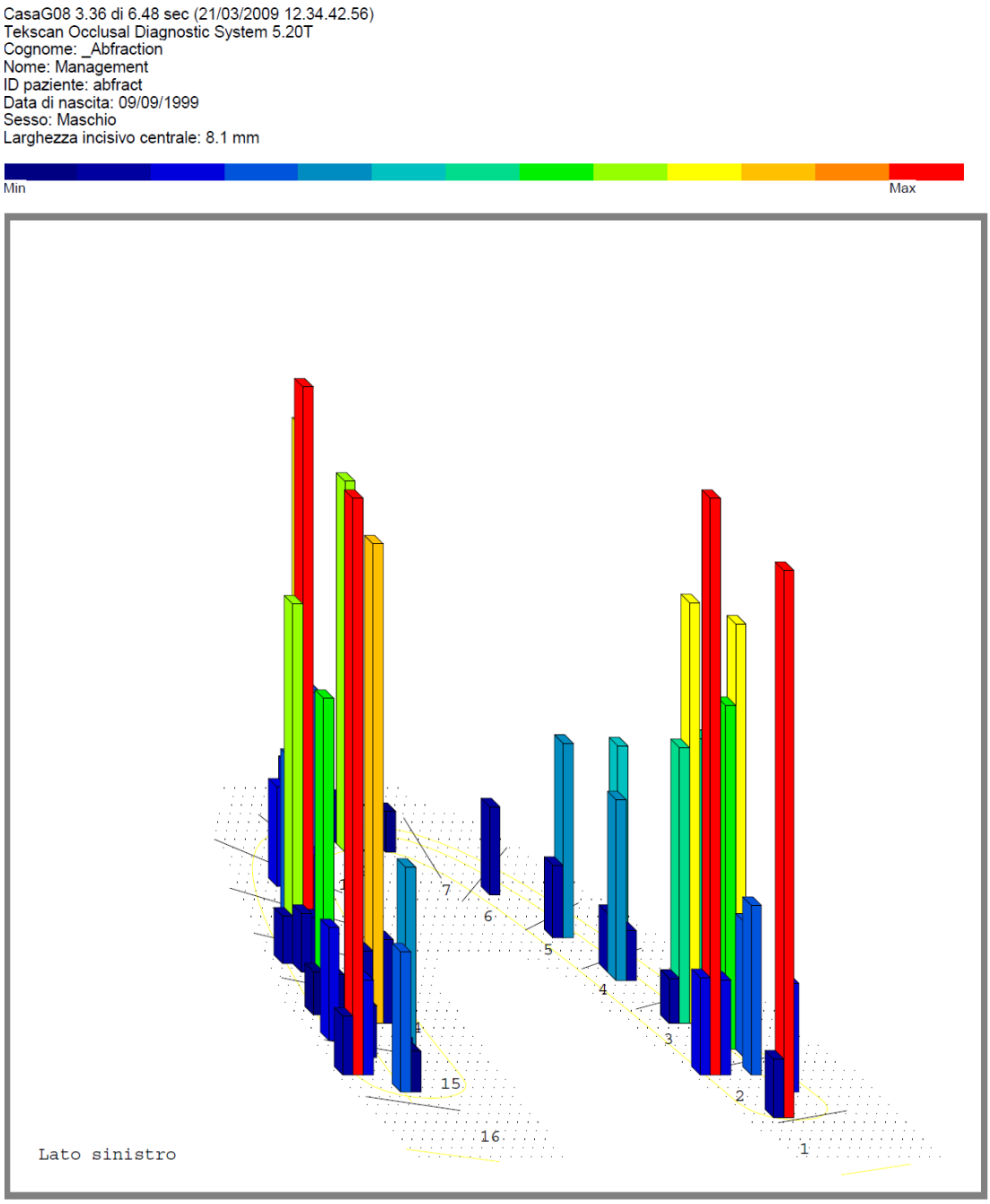


FIG.2 : Analisi computerizzata occlusale(Immagine Fornita dal GIROP)



L’indiscutibile vantaggio della registrazione dei contatti occlusali attraverso questa apparecchiatura, rispetto al tradizionale rilevamento ottenibile con l’utilizzo di carte o cere di articolazione, è che permette di valutare l’intensità dei contatti e soprattutto la loro sequenza temporale in statica (MIC o RC) e in dinamica (lateralità e protrusiva).

Ciò risulta essere estremamente importante nel caso di dover eseguire un riequilibrio occlusale per sottrazione o addizione.

Praticamente l’apparecchiatura esamina l’equilibrio occlusale nello stesso modo in cui la pedanastabilometrica esamina l’equilibrio posturale generale. Entrambi registrano dei valori statici dicarico (posturometria e rapporti occlusali in MIC) e le oscillazioni del centro di gravità (gomitolostabilometrico e traiettoria del COF).

Negli ultimi anni sono state formulate numerose ipotesi di associazione tra disturbi posturali edell’apparato stomatognatico.

Secondo tali ipotesi, una malocclusione può essere responsabile di modificazioni dell’intero assetto posturale, con alterazioni funzionali e organiche a carico della colonna vertebrale.

Il crescente interesse del mondo scientifico e una sempre maggiore divulgazione dei massmedia riguardo questo argomento stimolano a una più approfondita ricerca di evidenze scientifiche.La ricerca che presentiamo nasce dalla curiosità di verificare come attraverso il “gioco” dellecatene muscolari, fasciali e connettivali, si possa spiegare la relazione esistente o non esistente tra i disordini dell’articolazione temporo-mandibolare, malocclusioni dentali (MD) e patologie muscoloarticolari che possono interessare ogni distretto corporeo. L’ortodonzia e la posturologia trovano così un punto di incontro, concordi nell’affrontare lediverse problematiche non solo da un punto di vista olistico, ma globale. Uno dei principali obiettivi di questa ricerca è dunque unire la conoscenza dell’ortodonzia aquello della posturologia .

Sottoparagrafo c: Le placche, i bite, caratteristiche e applicazioni cliniche

Parlando di placche occlusali in odontoiatria occorre prima di tutto chiarire quale tipo d'apparecchiatura si intenda e soprattutto per quale scopo essa vengautilizzata.Le placche o i "bite" di cui intendiamo trattare in questo lavoro, sono da classificare come apparecchiature funzionali e non che hanno lo scopo primario di correggere la dislocazione della mandibola collocandola in posizione terapeutica. Esse non sono da confondere con le placche ortodontiche o protesi che le quali possono avere altre finalità. La terapia con placca è da considerarsi sempre, o quasi, una terapia occlusale temporanea o provvisoria, a volte diagnostica, che permette di modificare in modo reversibile lo schema occlusale preesistente senza intervenire in modo massivo sulla dentatura del paziente.(Bibliografia generale Mongini 1984,1990 Tanteri ,Bracco 2009) Questa terapia precederà quella occlusale definitiva, la quale potrà essere nei casi con discrepanza lieve fra le arcate, un molaggio selettivo (sottrazione), nei casi con maggior discrepanza o, laddove vi siano esigenze protesiche, come in mancanza di elementi dentari, un trattamento protesico (addizione) o infine un trattamento ortodontico e/ chirurgico- ortopedico (spostamento), in casi dove la problematica occlusale sia risolvibile con cure di questo tipo.
Le placche possono essere posizionate sia sull'arcata inferiore, sia superiore, la scelta può dipendere dal tipo di placca o più spesso dal tipo di problematica occlusale, noi preferiamo nella maggior parte dei casi usare bite inferiori. Possiamo distinguere in:

- Placche da svincolo
- Placche di riposizionamento.

L'axiografia permette il montaggio dei modelli di studio riproducenti le arcate mandibolare e mascellare su un articolatore a valori semindividuali in asse cerniera individuale

Da questa posizione così rilevate e tramite le cere di trasferimento in primo contatto e possibile il montaggio in articolatore dei modelli su cui cotruire un bite gnatologico in resina trasparente dura.Il bite gnatologico così costruito avrà contatti puntiformi il più numerosi possibili uniformemente distribuiti su entrambi le emiarcate (verifica effettuata anche con Tek-scan) Tale bite è stato usato per la ricerca girop dagli atleti durante gli allenementi.Il termine bite indica una placca, normalmente in resina, che, in presenza di disfunzioni dell'apparato stomatognatico (mal occlusioni), si pone tra le due arcate dentarie al fine di modificarne le relazioni di combaciamento senza modificare in maniera permanente i denti e la loro disposizione (ulteriori denominazioni possono essere splint, Michigan, hawley, jig, ferula, mouth guard ecc.). La sua azione riguarda quindi prevalentemente la funzione neurale, muscolare e articolare, con lo scopo primario di correggere la dislocazione della mandibola collocandola in posizione fisiologica. Il bite di norma non sostituisce denti mancanti, ma si aggiunge e si interpone tra quelli preesistenti. Il bite quindi non è una protesi (placche ortodontiche) ma un'ortesi o, meglio ancora, se progettato considerando gli effetti sull'intera postura, un sistema ergonomico, analogamente a un plantare ergonomico. Esso permette di modificare in modo reversibile lo schema occlusale preesistente senza intervenire in modo massivo sulla dentatura. L'utilizzo del bite è generalmente da considerarsi temporaneo, talvolta diagnostico, per poi eventualmente intervenire con la terapia occlusale definitiva: riabilitazioni stomatognatiche, molaggio selettivo (sottrazione), trattamento protesico (addizione) o, nei casi estremi, chirurgia ortopedica (spostamento).

Possiamo distinguere i bite in tre **tipologie** fondamentali:

1. Placche di riposizionamento (ortotici) con una superficie di contatto con i denti dell'arcata opposta che riproduce forme dentali diverse da quelle presenti.

2. Placche di svincolo (bites-plane) con una superficie di contatto con i denti dell'arcata opposta pressochè piana.

3. Placche “neutre” che replicano, come guaine, la forma dei denti già esistenti senza quindi avere alcuna valenza terapeutica e/o ergonomica esclusa quella di proteggere il consumo dei denti nei casi di digrignamento notturno (bruxismo); si consumano loro al posto dei denti.(Bibliografia generale Okeson 1996)

L'*ortotico* è un bite funzionale, ossia che ridefinisce una nuova occlusione dentale permettendo di verificare nel tempo la sua efficacia fisiologica. La valenza dell'ortotico è quindi doppia: è in grado di fornire una nuova stabilità, riequilibrio muscolare e funzionalità temporo-mandibolare, favorendo masticazione, deglutizione e riallineamente posturale, e consente la verifica della posizione scelta ai fini di eventuali terapie definitive future. Il bite di riposizionamento induce il sistema tonico posturale a una riprogrammazione motoria tramite nuovi engrammi determinando la riarmonizzazione del tono muscolare, sia locale che generale, e quindi del sistema miofasciale, purchè la nuova relazione cranio-mandibolare sia in equilibrio con il resto del corpo ossia comporti un miglioramento della postura in generale. Gli ortotici inoltre presentano il vantaggio del confort comportando un impatto fonetico e visivo minimo. Resta comunque da considerare che, data la complessità del disegno naturale dei denti (ricchi di solchi e cuspidi che si alternano per dare, nello stesso tempo, stabilità e libertà di movimento), difficilmente il bite potrà garantire una ricostruzione realmente ottimale dell'appoggio dentale.
L'uso di questo tipo di placca può seguire, in taluni casi, la terapia con placca di svincolo.
Le placche di svincolo presentano una superficie masticatoria pressochè

piana che permette lo svincolo dall'incastro fra denti superiori ed inferiori. Questo tipo di placca prende comunemente il nome di *bite-plane* (morso piatto).

L'obiettivo principale di una placca di svincolo è la deprogrammazione dei muscoli masticatori col conseguente rilassamento muscolare. Questi bite, infatti, grazie alla loro forma, che elimina qualunque interferenza dentale, consentono una grande libertà di movimento della mandibola. Queste placche però risultano di norma più ingombranti degli ortotici determinando un forte rialzo della masticazione e quindi della dimensione verticale della bocca in grado di generare un'estensione del tratto cervicale associata a retrusione mandibolare (con coseguente alterazione della postura). Inoltre questo tipo di placca non consente di costruire schemi motori (engrammi) precisi in quanto la mandibola non trova appoggi stabili nel tempo. Per questo motivo se inizialmente porta al miglioramento sintomatologico (per la riduzione del tono muscolare), dopo 4-6 mesi si rischia una recidiva per l'aumento dell'attività masticatoria che cerca di riacquisire una sufficiente stabilità occlusale.
Questo tipo di placca può quindi risultare utile in caso di bruxismo ma non fornisce informazioni determinanti per un'eventuale riabilitazione dentale, pur tuttavia potendone rappresentare talvolta il primo stadio (per poi passare a un ortotico ecc.).
Fanno parte di questa categoria anche diversi bite preconfezionati fra cui va citato il bite idrodinamico morbido, basato sul principio idraulico dei vasi comunicanti. Tale bite è costituito da due sacche morbide ripiene di liquido collegate fra loro in modo che quest'ultimo possa fluire liberamente da una all'atra ad ogni deglutizione.Tale meccanismo elimina le interferenze dentali e funge da meccanismo di feedback in grado di ricreare l'appoggio dentale corripondente a un riequilibrio neuromuscolare. Il bite idrodinamico quindi è normalmente in grado di indurre un riequilibrio e un rilassamento molto veloce dei muscoli masticatori e pertanto può essere indicato in

problematiche stomatognatiche prettamente muscolotensive, cefalee e vertigini. Come per tutte le placche di svincolo, il suo effetto positivo è nel breve periodo mentre un utilizzo prolungato può portare a contrazione dei muscoli masticatori (per effetto chewingum).

Tutti i tipi di placca devono rispondere a precisi **requisiti** tecnici e clinici:

1. Economicità, durevolezza, duttibilità e tempi di lavorazione rapidi del materiale impiegato. Il materiale elettivo per un bite rigido é la resina acrilica trasparente (così da essere meno visibile). I vantaggi sono: leggerezza, possibilità di modifiche a freddo, con piccole aggiunte o sottrazioni, nei controlli successivi, notevole durata nel tempo con una buona manutenzione domiciliare.

2. Ingombro minimo possibile ossia proprio l'indispensabile per non intaccarne la robustezza. Bite ingombranti possono interferire con la lingua e con le labbra, peggiorando la deglutizione e la fonazione, nonchè alterare la curva cervicale (e quindi l'intera postura lungo la catena muscolare posteriore) a causa dell'eccessiva dimensione verticale boccale.

3. Massimo confort ossia superfici levigate e bordi arrotondati per avvertirne al minimo la presenza, non irritare le mucose e comportare il minimo stress per i denti.

4. Stabilità totale indispensabile affinchè svolga correttamente la sua azione. Il sistema di ritenzione può essere composto da ganci di varia foggia, in genere a palla o lanceolati, o da uno strato interno più soffice ed elastico.

5. Facilità di utilizzo ovvero di inserzione e rimozione.

6. Costruito per l'intera arcata inferiore o superiore, secondo i casi. L'applicazione sull'arcata inferiore presenta il grande vantaggio di interferire meno con la lingua, compromettendo meno la dizione e la deglutizione, e di

essere meno visibile rispetto a un bite superiore. L'applicazione sull'arcato superiore presenta il vantaggio di una maggiore stabilità e potenzalità di guida; nei casi in cui si intenda riposizionare la mandibola, facendola scivilare anteriormente o posteriormente utilizzando un bite con piano inclinato (rampa), risulta più efficiente il bite superiore (per ottenere lo stesso effetto con il bite inferiore occorrerebbe un bite troppo ingombrante). Infine, in caso di rilevante mancanza di denti, occorrerà preferire, per ragione di massima efficacia, l'arcata in cui ne mancano di più. Di norma il bite non si applica mai su entrambe le arcate nè come ricopertura parziale di un'arcata (per il rischio di provocare col tempo spostamenti dei denti). (Bracco 20,21,22)

7. In ambito posturologico, l'*applicazione* del bite avviene normalmente a circa 3-4 mesi dall'applicazione dei sistemi podalici ergonomici (tutorizzazione podalica) in caso di presenza di blocco muscolare della sezione superiore del corpo (dorso superiore-tratto cervicale), indice di probabile disfunzione dell'apparato stomatognatico, verificata tramite esame E.M.A. (elettromiografia di superficie) dei muscoli masticatori (temporali e masseteri).
L'**utilizzo** di massima efficacia di un bite si ottiene portandolo di giorno (mediamente per un minimo di 3 ore) insieme ovvero in sinergia all'apposito plantare ergonomico, nell'ambito di un programma personalizzato di rieducazione posturale che segue un protocollo di lavoro scientifico..

8. L'utilizzo in ambito posturologico del bite implica che la sua **progettazione** debba essere eseguita con il soggetto in piedi che indossa i plantari ergonomici nelle apposite calzature, dopo aver deprogrammato (rilassato) la muscolatura masticatoria (tramite l'utilizzo di massaggio e/o rieducazione motoria e/o biteplane e/o bite idrodinamico e/o jig e/o rullo di cotone ecc.). In altre parole occorre mettere in "centrica" il piano occlusale insieme a tutta la postura nella posizione in cui il bite verrà utilizzato, cioè in ortostatismo. Risulta evidente che in posizione più o meno sdraiata (quella in cui viene normalmente presa l'impronta per il bite) le catene muscolari agiranno

diversamente, rispetto alla posizione eretta, e di conseguenza la mandibola, quale parte integrante del sistema cranio-cervico-mandibolare, e quindi il piano occlusale, si troverà in una situazione diversa. Dispositivi di valutazione specifica quali il kinesiografo, l'elettromiografo di superficie, il baropodometro, i sistemi BAK e Formetric ecc., saranno strumenti di fondamentale aiuto per odontoiatra o medico esperti in gnatologia nella realizzazione del bite e nei successivi controlli e modifiche. Il tutto richiede naturalmente massima precisione.

9. Al pari dei plantari ergonomici, il bite andrà corretto, durante i **controlli** periodici (ogni due mesi circa), seguendo le modifiche graduali posturali, fino a giungere alla correzione definitiva, secondo un protocollo e un programma di rieducazione posturale personalizzato.

La complessità del nostro sistema posturale richiede anche qui massima precisione e professionalità e pertanto saranno di importante ausilio gli esami elettromiografici di superficie (EMA), e baropodometrici.
Il buon esito raggiunto si può considerare stabile se le problematiche risultano risolte per un tempo sufficientemente lungo (circa 12 mesi).

10. In conclusione, fra i sistemi ergonomici, il bite, insieme al sistema podalico ergonomico, può risultare, se realmente indicato e correttamente concepito, un **fattore di importanza fondamentale**, in ambito posturologico, ai fini di un corretto riallineamento posturale.

TECNICA DI COSTRUZIONE DI PLACCHE

Parlando di placche occlusali in odontoiatria occorre prima di tutto chiarire quale tipo d'apparecchiatura s'intenda e in questo lavoro sono da classificare come apparecchiature funzionali che hanno lo scopo primario di correggere la dislocazione della soprattutto per quale scopo essa sia utilizzata. Le placche o "bite" di cui intendiamo trattare mandibola collocandola in

posizione terapeutica.
Possono avere altre finalità, ortodontiche o protesiche.
Sono costruite in diversi materiali:

• resine

• metallo

•materiali-plastici-stampati

Le **resine** possono essere polimerrizabili a caldo o autopolimerizzabili, è il materiale più usato per la costruzione di bite, si possono aggiungere dispositivi quali i ganci o dispositivi ortodontici.

Si possono usare tutti i tipi di resine sia trasparenti sia del colore dei denti naturali. Le placche in **metallo** possono essere in lega preziosa o in leghe vili tipo stelliti servono per placche di lunga durata.In quest'articolo vogliamo trattare dei bite costruiti con materiali **plastici stampati**, che dalla nostra esperienza rappresentano il materiale che più si adatta alle nostre esigenze.

Le placche trovano il loro impiego nelle terapie occlusali che in generale si possonodividerein:
A - Terapie occlusali per sottrazione: il molaggio selettivo e l'estrazione di denti
B - Terapie occlusali per spostamento: l'ortodonzia e la chirurgia maxillofacciale-ortopedica
C - Terapie occlusali per addizione: la conservativa, la protesi e le terapie con placche occlusali o bite
La terapia con placca è da considerarsi sempre, o quasi, una terapia occlusale temporanea o provvisoria, a volte diagnostica, che permette di modificare in modo reversibile lo schema occlusale preesistente senza intervenire in modo massivo sulla dentatura del paziente.

Questa terapia precederà quella occlusale definitiva, la quale potrà essere nei casi con discrepanza lieve fra le arcate, un molaggio selettivo (sottrazione), nei casi con maggior discrepanza o, laddove vi siano esigenze protesiche, come in mancanza d'elementi dentari, un trattamento protesico (addizione) o infine un trattamento ortodontico e o chirurgico ortopedico (spostamento) in casi dove la problematica occlusale sia risolvibile con cure di questo tipo.
Riassumendo una terapia occlusale con placca è:

-Terapia per addizione
-Terapia temporanea
-Terapia reversibile

Placche di svincolo

Gli obiettivi di una placca sono:

• Eliminazione della propriocettività

• Deprogrammazione dei muscoli masticatori

• Rilassamento muscolare

• Posizionamento funzionale della mandibola

• Compensare parafunzioni

• Correggere abitudini viziate

• Dare indicazioni che ci guidino nella terapia definitiva

• Obiettivo diagnostico

Può essere il primo tipo d'apparecchiatura occlusale usato, che va seguito poi da terapia occlusale più complessa con placca di riposizionamento.

Placche di riposizionamento

L'uso di questo tipo di placca può seguire la terapia con placca di svincolo, oppure questo può essere il tipo di placca utilizzato in prima battuta.
E' da applicarsi in presenza di dislocazioni mandibolari importanti e in associazione ad una ricerca della posizione terapeutica eseguita con le varie metodiche a disposizione.
La presenza di una dislocazione mandibolare in posizione di massima intercuspidazione dentaria è il primo aspetto da considerare nella programmazione di un qualsiasi iter terapeutico.
Definiamo posizione terapeutica un corretto e simmetrico rapporto spaziale fra le arcate sup. e inf. insieme ad una corretta dimensione verticale con un'equilibrata attività muscolare bilaterale ed una funzione di dinamica articolare accettabile.
La placca di riposizionamento, oltre agli stessi obiettivi della placca di svincolo, ne ha altri che possiamo definire ortopedici, come il cambiamento della posizione condilare in presenza d'incoordinazione condilo-meniscale o la correzione di patologie articolari più complesse come il locking e patologie degenerative artrosiche.
Tutti i tipi di placca devono possedere, oltre alla perfetta correzione dei difetti occlusali, alcuni requisiti tecnici e clinici.

Requisiti tecnici:

• Semplicità nella tecnica di costruzione

• Tempi di laboratorio rapidi

• Economicità del materiale usato

• Possibilità d'apportare modifiche e correzioni facilmente e in breve tempo

Requisiti clinici:

• Minor ingombro possibile in bocca

• Facilità d'inserimento e disinserimento

• Buona ritenzione senza basculaggi

• Stress minimo sui denti

• Buona stabilità dimensionale

• Superfici di contatto ben levigate

• Contorni che rispettino le gengive e le mucose

• Bordi arrotondati per evitare disturbi alla lingua

• Possibilità di una buona fonazione e deglutizione

Le placche possono essere posizionate sia sull'arcata inferiore sia superiore, la scelta può dipendere dal tipo di placca o più spesso dal tipo di problematica occlusale.

Placche inferiori:

• Sono meglio tollerate dal paziente

• Interferiscono in misura minore sulla deglutizione, anzi sono indicate per deglutizioni atipiche

• Interferiscono in misura minore sulla respirazione cranio sacrale

Placche superiori:

• Meno confortevoli per il paziente

• Interferiscono con la deglutizione

• Interferiscono con respirazione cranio sacrale

• Da usare quando mancano elementi nell'arcata superiore (la placca sostituirà questi elementi)

Preparazione del bite

Una volta posta la diagnosi di dislocazione mandibolare in occlusione abituale (occlusione abituale patologica) occorre portare il paziente in posizione terapeutica o in occlusione abituale non patologica il più rapidamente possibile.

Ciò s'ottiene con una placca occlusale o bite di svincolo o di riposizionamento.La nostra proposta, per i casi di dislocamento mandibolare senza gravi incoordinazioni condilo-meniscali o patologie più complesse articolari, è un bite di svincolo posto nell'arcata inferiore, stampato e ribasato in bocca.

Come abbiamo già ricordato classicamente i bite sono costruiti con resine acriliche rigide secondo tecniche di laboratorio a caldo o a freddo; nelle tecniche a caldo il bite è prima confezionato in cera poi trasformato in resina, in quelle a freddo il materiale è posto direttamente sui modelli per addizione e quindi ne sono limati gli eccessi.

La resina ha spessori che vanno da 1,5 mm a 3-4 mm in occlusione e dai 2 a 5 nelle altre zone. Molta della sperimentazione di questi bite è stata eseguita su atleti di livello internazionale, di sport come atletica leggera, sci, piloti d'auto e moto ed altri.

Il bite deve essere portato sempre tranne quando si mangia, soprattutto durante la guida, l'attività fisica e il dormire.

La terapia con bite può andare da 2 a 6 mesi, poi si deve passare ad una terapia definitiva.

Tecnica di costruzione

Arriverà in laboratorio un impronta dell'arcata, superiore o inferiore sulla quale dovrà essere costruito il bite, colata l'impronta va controllato il modello, è necessario chiudere con una speciale pasta morbida o con gesso eccessivi sottosquadri e chiudere gli spazi dei denti mancanti che un bite con finalità protesiche deve sostituire .
Una volta pronto il modello e conosciuto lo spessore e il tipo di bite da adottare si passa allo stampaggio vero e proprio. Questa macchina ci permette di sfruttare al meglio le qualità dei dischi, e dotata di temporizzatore e impostando il tempo prestabilito dal costruttore (diverso per ogni tipo di dischi) con un segnale sonoro ci segnala quando è il momento ideale per stampare il disco , in quel momento viene creata una forte depressione che adatta perfettamente il disco al modello. Le generazione di macchine per stampaggio precedenti (Brega , Biostar , ect) prevedono che il tempo giusto di stampaggio sia calcolato in base all' esperienza del tecnico che decide "ad occhio" che il disco sia della sufficiente morbidezza per eseguire lo stampaggio , i rischi sono di non avere risultati sempre riproducibili e non sempre ottimali con notevoli scarti di materiale. Avere il tempo ottimale già studiato e calcolato semplifica notevolmente la procedura, garantisce uno standard di risultati e una minor possibilità di errore.
La stampatrice appena accesa chiede di impostare il tempo del disco scelto e inizia un riscaldamento fisso per portare a temperatura stabilita le resistenze, finito questo tempo con un segnale acustico ci avverte di portare il disco per il riscaldamento sotto la resistenza, appena è in posizione il timer parte e alla fine, sempre un segnale acustico, ci avvertirà che è pronto per lo stampaggio , nel frattempo una pompa del vuoto avrà creato la sufficiente depressione

. Il vuoto durerà oltre lo stampaggio fino a completo indurimento del disco.A questo punto passeremo alla rifinitura, con frese adatte taglieremo il bite e rifinire i bordi, questa fase è molto importante. Come ricordavamo nei requisiti clinici occorre porre molta attenzione sul bordo del bite ; deve essere sotto l'equatore del dente per favorire la ritenzione senza basculaggi e deve essere a un mm. circa dal margine gengivale per non favorire infiammazioni e ristagni di placca , deve essere ben arrotondato per evitare disturbi alla lingua e tutta la superficie del bite deve essere ben levigata, Il bite è finito dal punto di vista tecnico passiamo alla procedura clinica.

Placche di svincolo

Gli obiettivi di una placca di svincolo sono:

• deprogrammazione dei muscoli masticatori

• eliminazione della propriocettività

• rilassamento muscolare

• posizionamento funzionale della mandibola

Questo tipo di placca si usa anche per correggere parafunzioni, (digrignamento o bruxismo e serramento). Può essere il primo tipo d'apparecchiatura occlusale usato da seguire poi attraverso terapia occlusale piu' complessa con placca di riposizionamento.

Placche di riposizionamento

L'uso di questo tipo di placca può seguire la terapia con placca di svincolo, oppure questo può essere il tipo di placca utilizzato in prima battuta. E' da applicarsi in presenza di dislocazioni mandibolari importanti e in associazione ad una ricerca della posizione terapeutica eseguita con le varie metodiche a disposizione.

La presenza di una dislocazione mandibolare in posizione di massima intercuspidazione dentaria e il primo aspetto da considerare nella programmazione di un qualsiasi iter terapeutico. Definiamo posizione terapeutica un corretto e simmetrico rapporto spaziale fra le arcate superiore e inferiore insieme ad una corretta dimensione verticale con un'equilibrata attività muscolare bilaterale ed una funzione di dinamica articolare accettabile.(Bracco 20,21,22). La placca di riposizionamento, oltre agli stessi obiettivi della placca di svincolo, ne ha altri che possiamo definire ortopedici, come il cambiamento della posizione condilare in presenza di incoordinazione condilo-meniscale o la correzione di patologie articolari piu' complesse come il locking e patologie degenerative artrosiche.

Tutti i tipi di placca devono possedere, oltre alla perfetta correzione dei difetti occlusali, alcuni requisiti tecnici e clinici.Fig1-2

Esempio di placca superiore e inferiore Fig 1-2 Immagine Fornita Dal DOtt Ezio Bruna

Requisiti tecnici:

• semplicità nella tecnica di costruzione

• tempi di laboratorio rapidi

• economicità del materiale usato

• possibilità d'apportare modifiche e correzioni facilmente e in breve tempo

Requisiti clinici:

• minor ingombro possibile in bocca

• facilità di inserimento e disinserimento

• buona ritenzione senza basculaggi

• stress minimo sui denti

• buona stabilità dimensionale

• superfici di contatto ben levigate

• contorni che rispettino le gengive e le mucose

• bordi arrotondati per evitare disturbi alla lingua

• possibilità di una buona fonazione e deglutizione

Paragrafo IV3B : Bibliografia

1. Franco Mongini, Wilhelmine Schmid : Ortopedia craniomandibolare e dell' ATM.Scienza e tecnica dentistica ed. intern. 1990

2. Alfio Caronti, Andrea Pelosi : Verifica dei test di Kinesiologia applicata con pedana stabilomatrica computerizzata. 2° congresso mondiale di Kinesiologia 5 10 95 Atti dei congressi .

3. A. Woda : Fisiologia del sistema stomatognatico. Masson 1984

4. H.Lamendin : Odontostomatologia dello sportivo .Masson 1984

5. Franco Mongini, :L'apparato stomatognatico .Scienza e tecnica dentistica ed. intern. 1984

6. T. Manzoni : Fisiologia dell'apparato stomatognatico. USES 1982

7. Edmondo Federici : Le basi della gnatologia neuro-motoria. USES 1992

8. Ash, Ramfjord : Introduzione all'occlusione funzionale . Cides odonto 1983

9. A. Gerber ,G. Steinhardt : Disturbi dell'articolazione temporomandibolare : Scienze e tecnica ed. intern. 1992

10. Walther D.S. :Applied kinesiolgy , Synopsis Pueblo CO : System DC 1988

11. Vittorio Roncagli Sport Vision : Calderini 1990

12. A.Caronti , A.Pelosi , G.B. Tolomei ,C . Visconti : Modificazioni occlusali posturali e afferenze visive . :Attualità dentale n.35 1991

13. E.Zucchi, A. Cazzaniga, F. Misitano, P. Seru : La localizzazione diagnostica . Attualità Dentale n. 2 1990

14. J. Azerad : Fisiopatologia dell'apparato stomatognatico . Masson 1994

15. W.E. McDevitt : Anatomia funzionale dell'apparato stomatognatico .Masson 1991

16. M. Bondi Terapia ortopedica funzionale dell'apparato stomatognatico Masson 1993

17. Walter D.S.:Kinesiologia Applicata Castello editore 1996

18. Okeson:Il trattamento delle disfunzioni dell'occlusione e dei disordini ATM Martina 1996

19. D.Leaf: Flowchart manual Manuale pratico di kinesiologia applicata Castello editore 1998

20.Bracco P., Meyer G., Tanteri E., Theusner J. Axiografia elettronica computerizzata, Pratica Odontoiatrica n.7, ottobre 1987;36-43.

21.Bracco P., Tanteri E., Toscano P., Zanini L., Analisi dei movimenti articolari tramite l'utilizzo di un axiografo elettronico computerizzato, XXI Congresso Nazionale S.I.O.C.M.F. Firenze, nov. 1987.

22.De Michelis B., Bracco P., Deregibus A., Palermo F., Axiografia, sirognatografia, kinesiografia ed elettromiografia: concordane e discordanze dei risultati delle attuali metodiche, XXII Congresso Nazionale S.I.O.C.M.F. Roma; dic 1989.

23.Dolwick M.F., Diagnosis and etiology of internal derangement of the TMJPresident’s Conference on the examination, diagnosis and management of TMJ Disorders, I ed., Chicago: ADA Publ., 1082(112-117).

24.Fushima K., Sato S., Suzuki Y., Kashima I., Horizonta Condilar Path in Patients with Disk Displacement with Reduction, J. Craniomand. Practice, vol.12, n.2, pp.78-86, april 1994.

25.Gordon S.R., Stoffer W.M., Connor S.A.

Location of the terminal hinge-axis and its effect on the second molar cusp position, J. Prosth. Dent. 1984;52:99-105.

26.Klett R., Projektiosbedingte Mebfehler bei achsialer Pantographie, Dtsch Zahnartzl z 1983; 38:44-46.

27.Klett R.Projektionsfehler bei der Winkelmessung mit Scharnierachsenschrebern Dtsch Zahnartztl z 1982; 37:482-486

28-Lee R.L. Jaw movements engraved in solid plastic forarticulator controls. Part I: Recording apparatus J. Prost. Dent. 1969; 2:209-224

29.Lee R.L. Jaw movements engraved in solid plastic forarticulator controls. Part II: Transfer ApparatusJ. Prost. Dent. 1969; 2:513-527

30.Meyer G., Dal Ri H.

Dreidimensionale elektronische Messung der kondilus uber die scharnierachse des Unterkiefers Dtsch Zahnarztl z 1985; 40:881-886

31.Meyer G. Dal Ri H.: Rechnergestutzte Auswergtung numerischer Daten der Mediotrusionsbahn bei der Konventionellen AxiographieDtsch Zahnartzl z 1985;40:392-39

32.Meyer G Elettronische Messung der Zahnarztl Mediotrusionsbahn des Kondilus uberdie termie Scharnierachse des Unterkiefers Dtsch z 1982;37:999-1002

33.Parlett K., Paesani D., Tallents R.H.

Temporomandibular joint in axiography and MRI findings: a comparative study J. Prosth. Dent. 1993; 70:521-531

34.Piehslinger E., Celar A.G., Celar R.M., Slavicek R.Computerized Axiography: Principles and MethodsJ. Craniomand. Practice vol.9, 1991; 4:344-355

35.Schiavoni R., Grega V.L'axiografia nella diagnosi e terapia delle disfunzioni dell'ATM Dental-Cadmos, Febbraio 1991:46-61

36.Schiavoni R., Grenga V., Macri' V.L'axiografia e la metodica SAM II

Ed. Stardust, Milano,1989

37.Slavicek R. Axiographie In: Keifergelek und Occlusion Quintessenz-Verlag, Berli

38.Slavicek R..On the clinical and instrumental Functional Analysis for Diagnosis and Treatment Plannig. Part IV: Instrumental Analysis of Mandibular Cast Using the Mandibular Position Indicator

J. clin. Orthod. 1988; 22(9):566-575

39.Slavicek R. On the clinical and instrumental Functional Analysis for Diagnosis and Treatment Plannig. Part V:Axography J. clin. Orthod. 1988; 12(10):656-677

40.Slavicek R.Istruzioni allegate all'apparecchio S.A.M.

41.Slavicek R., Lugner P.

Die Bestimmung des en Bennet Winkels bai sagittaler Aufzeinchnung

Inform. Orthodont Kieferorthop. 1982; 1,39.

42.Slavicek R., Avril C., Collesano V.

Axiografia nell'uso clinico Rivista Italiana di Stomatologia, Febbraio 1983

(2)108-110.

43.Stuart C.E. Use of the Stuart articulator in obtaining optimal conclusion

Dent. Clin. North Am. 1979, 23; 2:259-270

43.Gerber A. Centric relation: definition, ideal, and illusion of a science

Quintessence of Dental Technologie 1980;7:1-7.

44.Granger E.R. Centric Relation J. Prosth. Dent. 1952;52:160-171.

45.Dawson Citato Da Mahmoud Khamis Abdel R.

Clinical evaluetion of methods used in locating the mandibular hinge Axis

J. Prosthet. Dent. 1981 ;46:369.

46.Dawson Citato Da Celenza F. Nasedkin J

Occlusione suo stato attuale Ed. Internazionale, Milano 1980.

47.Preti G. Scotti R. Turbiglio G. Scala C.

Anatomic stuidy of condilar at maximum intercuspation

J. Prost. Dent. April 1982;47:455.

48.Lazzari E., “Approccio al problema posturale, note di biomeccanica, indirizzi diagnostici e terapeutici”. IX congresso AIKECM Rimini, 10-12/XI/1995.

49.Michelotti A.,Manzo P., “Occlusione e postura: quali le evidenze di correlazione?”. Minerva Stomatologica 1999; 48: 525-34.

50.Robin P., “Démonstration pratique sur la construction et la mise en bouche d’un nouvel appareil de redressement”. Rev Stomatol 1902; 9:561-90.

51.Dart R.A., “The postural aspect of malocclusion”. JDASA 1946; 1:1-21.
Gresham H., Smithells P.A., “Cervical and mandibular posture”. Dent. Rec. 1954; 74:261-4.
52.Balters W., “Die Wirbelsaule aus der Sicth des Zahnarztes”. Zahnarztl Mitt 1964; 9: 408-412.

53.Solow B., Tallgren A., “Dentoalveolar morphology in relation to craniocervical posture”. Angle Orthod 1977; 47:157-64.

54. Hirschfelder U., Hirschfelder H., “Sagittale Kiefferelation und Wirbelsaulenhaltung: Untersuchungen zur Frage einer Abhangigkeit”. Fortshr Kieferorthop 1987; 48: 436-48.
55.Nilsson M., Huggar J., Hellsing E., “Associations between spinal morphology and dental occlusion”. Acta Univ Oulu D 1998.

56.Mertensmeier I., Diedrich P., “Der Zusammenhang von Halswirbelsaulenstellung und Gebissanomalien”. Fortscher Kieferorthop 1992; 53:26-32.

57.Huggare J., Harkeness E., “Association between head posture and dental occlusion”. J. Dent. Res. 1993; 72:255.

58.Festa F., D’attilio M., Vecchiet F., “Effects of horizontal oscillation of the mandible on the spinal column of the rat in vivo using radiographic monitoring”. Ortogntodonzia Ital. 1997; 6:539-50.

59.Huggare J., Pirttiniemi P., Serlo W., “Head posture and dentofacial morphology in subjects treated for scoliosis”. Proc Finn Dent Soc 1991; 87:151-8.

60.Pirttiniemi P., Lahtela P., Huggar J., Serlo W., “Head posture and dentofacial asymmetries in surgically treated muscular torticollis patients”. Acta Odontal Scand 1989; 47:193-7.

61.Huggare J. “Postural disorders and dentofacial morphology”. Acta Odontol Scand 1998; 56:383-386.

62.Bizzo G., Guilletn, Patat A., Gagey P.M., “Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry”. Med. Biol. Eng. Comput. 1985; 23:474-476.

63.Normes 85. “Editée par l’Association Françoise de posturologie”, Paris, France, 1985.

64.)Di Fabio R.P., “Meta-analysis of the sensitivity and specificity of platform posturography”. Archives of Otolaryngology Head and Neck Surgery 1996; 122(2):150-156.

65.Chiari L., Rocchi L., Cappello A., “Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement”. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2002; 17(9-10):666-77.

66.)Loughlin P., Redfern M. “Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subject”. Ieee Transaction on Neural Systems and Rehabilitations Engineering 2001;

Vol.9, No1:24-30.

67.Loughlin P., Redfern M., “Spectral characteristcs of visually induced postural sway”. Ieee Transaction on Rehabilitations Engineering 1996; Vol.4, No4:416-424.

68. Paludetti G., Ottaviani F., Rosignoli M., Santarelli R.M., Montesi P., Cerullo M., “Influence of static stimulation of cervical and otolithic receptors on posturographic parameters”. Acta Otorhinolaryngol Ital 1989; 9 (6):575-85.

70. Portoforts-Yeomans C.V., Riach C.L., “Frequency characteristics of postural control of children with and without visual impairment”. Developmental Medicine & Child Neurology 1995; 37 (5):456-63.

71.Goebel J.A., Sataloff R.T., Hanson J.M., Nashner L.M., Hirshout D.S., Sokolow C.C., “Posturographic evidence of non-organic sway patterns in normal subjects, patients, and suspected malingerers”. Otolaryngology-head & Neck Surgery 1997; 117 (4):293-302.

72.Tarantola J., Nardone A., Tacchini E., Schieppati M., “Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition”. Neurosci Lett 1997; 228 (2): 75-8.

73.Jauregui-Renaudt K., Kovacsovics B., Vrethem M., Odjvist L.M., Ledin T., “Dynamic and randomized perturbed posturography in the follow-up of patients with polyneuropathy”. Archives of Medical Research 1998; 29 (1):39-44.

74.Leanderson J., Bergqvist M., Rolf C., Westblad T., Wigelius-Roovers S., Wredmark T., “Early influence of an ankle sprain on objective measures of ankle joint functions. A prospective randomised study of ankle brace treatment”. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 1999; 7 (1):51-8.

75.Kuukkanen T.M., Malkia E.A., “An experimental controlled study on postural sway and therapeutic exercise in subject with low back pain”. Clinical rehabilitation 2000; 14 (2):192-202.

76.Lebiedowska M.K., Syczewska M., “Invariant sway properties in children”. Gait & Posture 2000; 12 (3):200-204.

Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M., Eidsvik S., Molvaer O.I., “Static stabilometry and repeated testing in a normal population”. Aviat Space Environ Med 2000; 71 (9 Pt 1):889-93.

77.Nault M.L., Allard P., Hinse S., Le Blanc R., Caron O., Labelle H., Sadeghi H., “Relations between standing stability and body posture parameters in adololescent idiopathic scoliosis”. Spine 2002; 27 (17):1911-7.

78.Duarte M., Zatsiorsky V.M., “Effects of body lean and visual information on the equilibrum maintenance during stance”. Exp Brain Res 2002; 146 (1):60-9.

79.Ferrario F., “Occlusion and center of foot pressure variation: is there a relationship?”. The journal of prosthetic dentistry 1996; vol 76, No 3:302-308.

80.Nobili A., Adversi R., “Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation”. J. Cranomandibolar Pract. 1996; 14:274-85.

81.Bracco P., Deregibus A., Piscetta R., Ferrario G., “Observations on the correlation between posture and jaw position: a pilot study.” Cranio1998; 16(4):252-8.

82.Renger S., Bolender C., Edelin G., “Body posture and craniofacial morphology”. Orthod Fr 2000; 71(4):277-85.

83.Consensus “Posture and occlusion: Evidence or Correlation Hypothesis”. Milano, 10 Maggio 1997.

Paulus W. M., Straube A., Brandt T., “Visually stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspect”. Brain 1984; 107: 1143-1164.

84.Gurfinkel V.S., “Variation de l’activitè tonique posturale et du reflexe achilléen sous l’influence du calcul mental et d’une manoeuvre dérivé de celle de Jendrassik”. Agressologie 1972; 13 (b):63-68.

85.Takagi A., “A new method of statokinesigram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse”. In: Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium. Igarashi M., Black FO, Kargel, Basel 1985; 79-74.

86.Michelotti A., Buonacore G., Farella M., Pellegrino G., Piergentili C., Altobelli S., Martina R., “ Postural stability and unilateral posterior crossbite: is there a relationship?”. Neurosi Lett 2006; 392 (1-2): 140-4.

Sottoparagrafo d:

presentazione dell'axiografo Cadiax, dele immagini e dati numerico

AXIOGRAFIA ELETTRONICA COMPUTERIZZATA

L'axiografia elettronica computerizzata è una metodica strumentale (messa a punto da Meyer nel 1982) [Meyer 32,33,34], per ottenere una rappresentazione grafica tridimensionale dei movimenti delle articolazioni temporo-mandibolari (Slavicek 40,41,42,43,44 ,45 Bracco7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19, 20)

Questa tecnica è un'evoluzione dell'axiografia manuale proposta da Robert Lee nel 1974[Lee9, 10]; si avvale dello stesso principio di far muovere parallelamente al condilo una struttura scrivente che ne rappresenti graficamente il tragitto, utilizza la stessa parte meccanica dell'axiografia manuale, ma il sistema di scrittura, la trasmissione e l'elaborazione dei dati sono diverse. Lo stesso principio viene utilizzato nei sistemi pantografici, sofisticati sistemi per la rappresentazione grafica della dinamica mandibolare. L'axiografia però, rispetto alla pantografia, presenta i seguenti vantaggi:

1. rappresenta i movimenti mandibolari con la massima approssimazione alla realtà, dato che la registrazione avviene ad una distanza minima dalla cute del paziente, oltre che con l'apparecchio perfettamente allineato all'asse cerniera. La registrazione dei movimenti condilari viene effettuata, per mezzo dell'axiografo, solo sul piano sagittale, contrariamente a quanto avviene nella pantografia. In tale modo viene registrata direttamente solo la componente antero-posteriore e verticale dei movimenti condilari. La componente trasversale (movimento di Bennett) viene visualizzata graficamente, in modo indiretto mediante la "trasduzione" dei valori numerici progressivi calcolati dal computer, durante l'esecuzione dei movimenti di lateralità.

Il vantaggio fondamentale insito in tale metodica consiste nella possibilità di registrare graficamente, in modo diretto o indiretto, i movimenti condilari nei due piani dello spazio, sagittale ed orizzontale, sull'asse cerniera. Al contrario i tracciati pantografici realizzati sulle piastrine orizzontali posteriori ed anteriori, necessari soprattutto per la registrazione dei movimenti condilari sul piano orizzontale, evidenziano, più che i movimenti condilari puri, la risultante geometrica di tali movimenti, essendo le punte scriventi ad una certa distanza dall'asse cerniera (Bracco16). Naturalmente però il principio è sempre lo stesso: quello di far muovere parallelamente all'oggetto in esame (la mandibola), un oggetto scrivente che ne rappresenti graficamente il tragitto.

2. Anche se l'axiografo fa parte del sistema S.A.M. (Schule Articular Munchen), l'axiografia come principio è assolutamente applicabile a qualsiasi articolatore, perché fornisce dati numerici qualitativi dei tragitti condilari sulla base dei quali si possono programmare tutti i tipi di apparecchi semi o completamente regolabili (Bracco16).

3. La tecnica axiografica fornisce dati estremamente precisi ed è inoltre, rispetto alla tecnica pantografica, estremamente più rapida e facile da utilizzarsi; la sua applicazione permette la incorporazione nell'articolatore di quelle informazioni, tragitti condilari protrusivi e di lateralità sul piano sagittale e componente mediotrusiva del movimento mandibolare, che sono le più influenti e significative ai fini della determinazione dell'anatomia occlusale [Bracco16]. L'articolatore S.A.M., così come la maggioranza degli articolatori oggi in commercio, non prevede la regolazione della distanza intercondilare che, comunque, ai fini della morfologia occlusale, presenta sicuramente molte meno implicanze che non il Bennett immediato. Inoltre, per quanto riguarda la impossibilità di regolazione qualitativa del movimento di traslazione laterale del condilo lavorante, questo fattore può al massimo produrre delle interferenze lavoranti a livello dei versanti vestibolari delle

cuspidi di supporto inferiori con quelli palatini delle cuspidi di stampo superiori nei settori posteriori [Angelini6].

4. L'axiografia con l'uso di un cucchiaio paraocclusale, permette di valutare l'influenza dell'occlusione sulla dinamica condilare e di verificare direttamente sul paziente le eventuali discrepanze tra Occlusione Centrica e Relazione Centrica. L'analisi delle differenze tra le due posizioni, Occlusione Centrica e Relazione Centrica, si ottiene anche con i sistemi Stuart, Denar e Gerber (con l'utilizzo degli split cast) solo sull'articolatore ma non direttamente sul paziente. Inoltre, poiché l'axiografia elettronica computerizzata, come già detto in precedenza, possiede un diverso sistema di scrittura, di trasmissione e di elaborazione dei dati, presenta i seguenti vantaggi nei confronti di quella meccanica:

- possibilità di visualizzare contemporaneamente i tragitti condilari sui tre piani dello spazio;
- possibilità di far eseguire al paziente molti movimenti mandibolari in un tempo più breve;
- ingrandimento uno a cinque dell'estensione dei tragitti condilari;
- calcolo computerizzato dell'inclinazione dell'eminenza articolare e dell'angolo di Bennet;
- possibilità di programmazione computerizzata di differenti articolatori;
- scomposizione, composizione e riesaminazione nel tempo dei movimenti registrati;
- migliore accuratezza di rilevazione dei movimenti stessi.

FASI OPERATIVE DELL'AXIOGRAFIA ELETTRONICA COMPUTERIZZATA (del Sistema SAM).

Nell'axiografia elettronica computerizzata la bandierina adesiva sulla quale venivano registrati graficamente i tragitti condilari, è sostituita da un foglio a resistenza elettrica che aderisce alla bandierina metallica dell'arco superiore

tramite un magnete. Su questo foglio si muove una mina di grafite, conduttrice, non più collegata ad un micrometro lineare ma ad un trasduttore magnetico. I movimenti della mina ed i suoi movimenti sulla bandierina, sono rilevati dalla bandierina stessa per la variazione di resistenza indotta dal contatto, secondo il ponte di WEATSTONE, mentre il trasduttore magnetico dello stilo contenente la mina, rileva la capacità di questa di rientrare ed uscire dal trasduttore stesso. Le bandierine di entrambi i lati sono collegate ad un apparecchio centralizzato che utilizzando una scheda analogico digitale, invia i segnali al computer, il quale li immagazzina, li elabora, li visualizza ed all'occorrenza li stampa. (Stuart1, Bracco7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19, 20]. Quest'esame può essere eseguito mediante l'applicazione di due tipi di cucchiai (clutch): uno paraocclusale, che permette di valutare l'influenza dentaria sui tragitti condilari del paziente; l'altro occlusale, che invece esclude la componente occlusale dai tragitti condilari. Il cucchiaio occlusale funziona come una placca di svincolo: la superficie piana rivolta verso il tavolato occlusale permette infatti alla mandibola di muoversi nello spazio senza nessun vincolo occlusale.

Cementazione del cucchiaio occlusale

Il cucchiaio occlusale viene fissato al mascellare inferiore tramite gesso per impronte (stucco di Parigi) che permette la solidarizzazione dello stesso alla mandibola. L'orientamento del cucchiaio occlusale sul piano orizzontale deve essere tale per cui, in Relazione Centrica, vi siano almeno tre punti di contatto tra i denti del mascellare superiore e la superficie piana del cucchiaio (due punti laterali ed uno incisivo); questo permette al paziente di avere una posizione stabile in Relazione Centrica (Lee 9,10 ,Bibliografia Generale Tanteri, bracco, Prandi 2009). Sul piano sagittale il cucchiaio deve essere orientato in modo tale che durante l'esecuzione dei movimenti di protrusione e laterali non vi siano interferenze che potrebbero influenzare la morfologia dei tracciati.

Dopo la cementazione del cucchiaio, si devono accuratamente rimuovere gli eccessi di gesso affinché non creino interferenze durante i movimenti mandibolari.

Montaggio dell'arco di analisi del Sistema SAM

L'arco di analisi è costituito da un'asta orizzontale, che presenta al centro un supporto da poggiare alla base del naso del paziente, e da due braccia laterali ciascuna dotata all'estremità posteriore di unabandierina per la registrazione dell'asse cerniera terminale. Mentre il paziente mantiene il posizionatore nasale al suo posto, posizionare le braccia laterali dell'arco al di sopra delle orecchie del paziente e le basi metalliche davanti alle orecchie, in corrispondenza dell'area del trago. Dopo aver constatato che la posizione sia simmetrica, stringere le viti delle braccia. Fissare a questo punto l'arco di analisi posizionando la cintura elastica intorno alla nuca del paziente attaccandola ai bottoni laterali delle braccia dell'arco. Sempre agli stessi bottoni si attacca il nastro di tela che passa sul capo del paziente. L'ultima fase nel montaggio dell'arco superiore è l'individuazione del punto infraorbitale sinistro (terzo punto di riferimento del piano axio-orbitale).

Dopo aver posizionato la testa del paziente in modo che il piano di Francoforte sia parallelo al pavimento si porta l'estremità di una spatolina a livello del bordo sottorbitario, facendo scorrere l'asticella verticale dell'indicatore fino a che la sua porzione orizzontale non venga in contatto perfettamente con la spatola. Si fa poi scivolare l'indicatore fino ad arrivare in contatto col naso e si stringe infine la vite per mantenerlo fermo [Bracco17].

Montaggio dell'arco di registrazione

Prima di collegare l'arco di registrazione al clutch, le viti verticali devono essere collegate in modo tale che le braccia siano parallele ai carrelli e le viti orizzontali devono essere regolate in modo tale da ottenere la coincidenza dei due reperi.

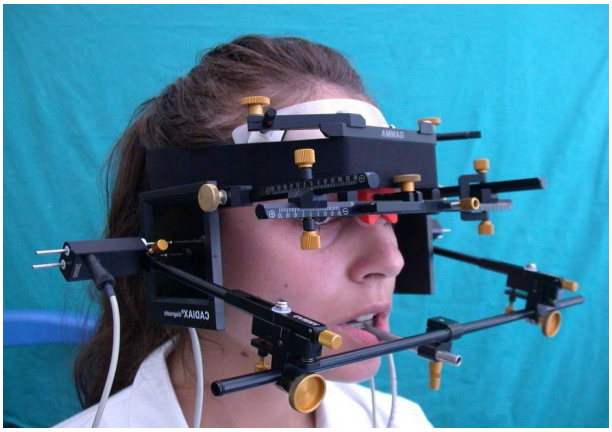
Ciò permette il massimo spostamento in senso verticale e sagittale delle braccia dopo che queste sono state solidarizzate per mezzo delle viti alla bacchetta anteriore orizzontale dell'arco di registrazione. Montando l'arco di registrazione assicurarsi che abbia le braccia parallele con l'arco di analisi, sia in senso anteroposteriore, sia in senso trasversale. A questo punto si inseriscono gli stili (che servono per la determinazione dell'asse cerniera terminale) con i rispettivi manicotti nei fori delle braccia di registrazione. I manicotti color nero e color argento vanno posizionati nelle braccia di registrazione con le viti bloccanti del colore corrispondente. Allontanare le braccia di registrazione dalle basette di registrazione, fino al punto in cui lo stilo sfiori, con la sua estremità puntiforme, la bandierina di registrazione, quando il punto di repere marcato su di esso coincide con la superficie laterale del manicotto. Ruotare il braccio di registrazione in senso verticale, in modo tale che lo stilo sfiori la basetta circa 10 mm davanti al trago [Bracco17].

Determinazione dell'asse cerniera terminale

Un metodo per determinare approssimativamente l'asse cerniera è di mettere gli stili lungo la linea che va dal trago all'angolo dell'occhio (Canthus) e precisamente a 13 mm dal trago stesso. A questo punto gli stili sono in presunta posizione di asse cerniera terminale. Far compiere al paziente piccoli movimenti di apertura e chiusura ponendo attenzione a che i condili effettuino un movimento di rotazione pura attorno all'asse cerniera senza alcuna componente traslatoria. Durante tali movimenti di apertura e chiusura, lo stilo inserito sulle braccia di registrazione si muoverà secondo vari possibili archi di cerchio. Regolando la posizione dello stilo, spostando le braccia di registrazione in alto, in basso, in avanti ed indietro, si arriverà ad un punto in cui, durante il movimento di apertura e chiusura, lo stilo effettuerà un movimento di rotazione pura. Tale punto coincide con l'asse cerniera terminale (relazione centrica). L'asse cerniera va individuato a destra e a sinistra.

(immagine del Prof. P. Bracco)

Axiografo montato e pronto per la registrazione computerizzata



Registrazione dei tragitti condilari

Una volta localizzato l'asse cerniera, le bandierine millimetrate e gli stili vengono rimossi e sostituiti rispettivamente con le bandierine elettroniche e con i trasduttori dell'axiografo computerizzato.

Tutto ciò permette di inviare messaggi analogici ad un convertitore analogico-digitale, il quale a sua volta invia messaggi digitali al computer per la registrazione dei movimenti di ciascun condilo sui tre piani dello spazio. L'esame axiografico può essere eseguito anche meccanicamente usando, al posto dei trasduttori, delle mine che tracciano il tragitto dei condili su di un foglio di carta millimetrata. Il limite è che questo tipo di registrazione fornisce dei dati che difficilmente potranno essere confrontati in maniera scrupolosa con i dati forniti da altre registrazioni. Dopo aver orientato le bandierine elettroniche secondo il piano assio-orbitale si effettua la registrazione dei movimenti condilari:

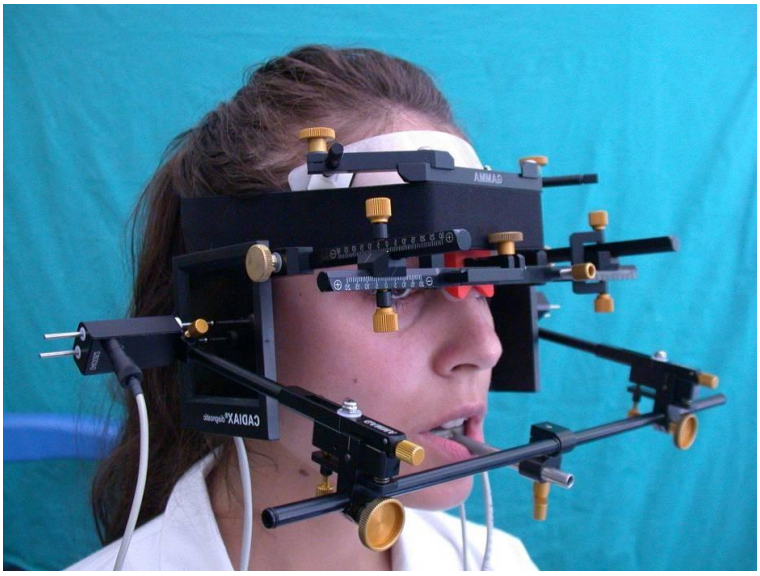
1. protrusione e retrusione
2. solo protrusione
3. protrusione e retrusione, ripetuti tre volte

4. lateralità destra completa (escursione ed incursione)
5. lateralità destra (solo escursione)
6. lateralità destra completa, ripetuta tre volte
7. lateralità sinistra completa
8. lateralità sinistra (solo escursione)
9. lateralità sinistra completa, ripetuta tre volte
10. completa protrusione, lateralità destra e sinistra
11. protrusione e retrusione guidata
12. lateralità destra completa guidata
13. lateralità sinistra completa guidata
14. completa protrusione, lateralità destra e sinistra, guidate
15. apertura e chiusura
16. apertura e chiusura seguita da protrusione e retrusione

Tutti questi movimenti, eseguiti dal paziente a comando dell'operatore, devono partire e ritornare sempre costantemente alla posizione di riferimento rappresentata dalla relazione centrica [Bracco15].

Smontaggio degli archi e trasferimento dei dati in articolatore

Dopo aver segnato sulla cute del paziente i punti di relazione centrica ed il punto orbitale, bisogna smontare gli archi e il cucchiaio occlusale. Si può utilizzare così l'arco di registrazione come arco di trasferimento della posizione del mascellare superiore, rispetto all'asse axio-orbitale, in articolatore.



(fig. 3.1) Immagine Forinita Dal Prof .Bracco

Fig. 3.1 Cadiax

LE CERE DI POSIZIONE

Al fine di poter affrontare i modelli, che si sono ottenuti dalle impronte precedentemente eseguite, nello stesso modo in cui si affrontano i denti nella bocca del paziente, è necessario rilevare delle cere di posizione. Nel nostro caso si sono rilevate la posizione di relazione centrica e di occlusione centrica. La posizione di relazione centrica è stata rilevata utilizzando dei fogli di cera extradura (MOYCO Beauty Pink) ripiegati al fine di ottenere un foglio di spessore di circa 5-6 mm. Caratteristica saliente di questa cera è quella di non subire variazioni dimensionali nel passaggio dalla temperatura di rammollimento (62°C) a quella del cavo orale (37°C circa).

Il doppio foglio viene ritagliato per adattarsi alla bocca del paziente ed ammorbidito in acqua calda a 62°C. Quindi viene interposto tra le arcate del paziente e, mentre con una mano lo si tiene appoggiato all'arcata superiore, con l'altra si guida dolcemente la mandibola nella posizione di Relazione Centrica, quindi si accompagna la mandibola nel movimento di chiusura fino ad ottenere una lieve indentatura della cera da parte dei denti sia superiori che inferiori. Dopo aver raffreddato il foglio di cera con il getto dell'acqua, si estrae dalla bocca del paziente e lo si pone in acqua fredda per indurirlo ulteriormente ed evitarne deformazioni. Per la rilevazione della posizione di Occlusione Centrica è stato utilizzato uno strato sottile di cera morbida ed è stato invitato il paziente a comprimere con forza la cera interposta tra le due arcate fino a perforarla in alcuni punti.

Considerazioni sul rilevamento delle cere di relazione centrica

La posizione di Relazione Centrica è tuttora un capitolo molto controverso e dibattuto tra vari Autori [Guichet 25-Klett 27,Dawson27-28] sostiene che in relazione centrica i condili dovrebbero trovarsi in una posizione di massima elevazione. Egli consiglia a tal fine la manipolazione bimanuale. Tale procedura viene effettuata ponendo le quattro dita di ogni mano sul bordo inferiore della mandibola ed i pollici sulla sinfisi mentoniera; la Relazione centrica viene ricercata spingendo delicatamente la mandibola posteriormente e verso l'alto. Celenza [28] sostiene che si dovrebbe cercare di alloggiare i condili superiormente ed anteriormente contro la parte posteriore dell'eminenza articolare ed invita a prendere in considerazione questa nuova definizione di Relazione Centrica: *"La Relazione Centrica è la posizione più antero-superiore (fisiologica) dei condili contro la china dell'eminenza consentita dalle strutture limitative dell'A.T.M. ad una determinata dimensione verticale"*. Gerber definisce fisiologica una posizione del condilo allo zenith della cavità glenoidea in cui sia presente uno spazio sufficiente per le strutture interposte tra i capi ossei dell'articolazione.

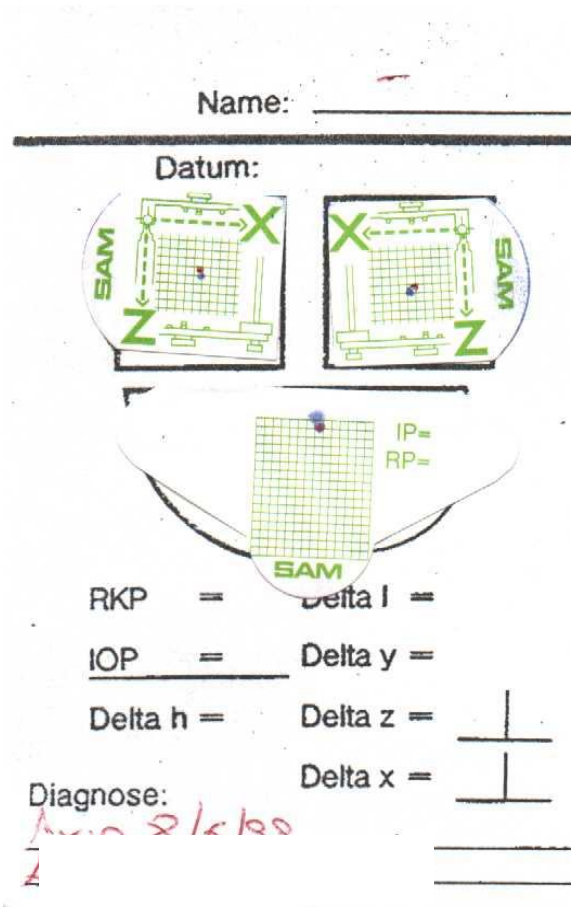
Secondo (Gerber 9,23) il metodo migliore per ottenere la posizione di Relazione Centrica è quello di sfruttare la tecnica del Central-Bearing-Point di McGrane. (Preti et al.47) definiscono fisiologica, in massima intercuspidazione, una posizione del condilo lievemente anteriorizzata all'interno della fossa glenoide. La posizione di Relazione Centrica risulterebbe quindi essere di difficile e discutibile definizione. Per valutare la riproducibilità di questa posizione sono state rilevate due cere di Relazione Centrica dallo stesso operatore. Dopo aver effettuato il montaggio in articolatore si è valutata la congruenza della seconda cera interponendola tra i modelli montati in articolatore con split-cast secondo la prima cera di Relazione Centrica [Dolwing 21].

IL MANDIBULAR POSITION INDICATOR (M.P.I.)

Il Mandibular Position Indicator (M.P.I.) è uno strumento del complesso S.A.M. [Bracco 20] e quantifica la differenza tra posizione della mandibola dovuta all'articolazione e posizione dovuta ai denti in Occlusione Centrica ed è usato per osservare se un determinato sintomo o segno può essere messo in relazione con le differenze tra Relazione Centrica ed Occlusione Centrica. Se sono presenti i primi sintomi di discopatie ci permette di valutare se l'eventuale trattamento che ci si accinge a mettere in atto terminerà in un'occlusione in cui la Relazione Centrica e l'Occlusione Centrica sono compatibili. L'M.P.I. è designato ad accettare il modello mascellare nello stesso sistema di coordinate che ha nell'articolatore e le aste incisali nell'articolatore e nell'M.P.I. hanno misurazioni identiche. Esso è costituito di una parte superiore dell'articolatore S.A.M. in cui le ceste condilari sono sostituite ciascuna da un cubo che ha il lato superiore parallelo al piano axio-orbitario dell'articolatore e al possibilità di scorrere lungo l'asse intercondilare. Questo mette in grado di avere completa libertà di movimenti del modello mascellare quando l'asta incisiva è retratta. Su ogni cubo, posto ortogonalmente al sistema, va incollata un'apposita etichetta adesiva.

Essa è quadrettata con quadrati di un millimetro di lato e va posta in modo tale che i suoi lati siano paralleli ai margini del cubo. Un'altra etichetta va incollata sul piano incisivo montato sulla parte inferiore dell'articolatore. Si affrontano i modelli, montati sull'articolatore in posizione di Relazione Centrica, si interpone una carta d'articolazione rossa tra asta incisiva e piano incisivo e si segna il punto di contatto tra i due. Si apporta su una apposita cartella l'altezza in millimetri dell'asta incisiva, registrata dalla linea di riferimento segnata sull'asta stessa come positiva se comporta un aumento della dimensione verticale dell'articolatore. Si toglie quindi il modello superiore dell'articolatore e lo si monta sull'M.P.I., si affrontano i modelli in Occlusione Centrica aiutandosi eventualmente con una cera di massima intercuspidazione e si segna con la carta di articolazione blu il punto di contatto fra l'asta incisiva e l'etichetta sul piatto incisivo. Anche in questo caso si riporta sull'apposita cartella l'altezza dell'asta incisiva, rilevata con la stessa metodica utilizzata precedentemente. Anche tra i condili dell'articolatore e cubi dell'M.P.I. si interpone una carta di articolazione blu e si premono i cubi contro i condili dell'articolatore. Prima di staccare le etichette si premono i cubi all'interno fino a che una punta farà un forellino sull'etichetta in corrispondenza del centro del cubo. Questo punto sarà segnato in rosso e corrisponderà al punto dell'Asse Cerniera Terminale. Prima di liberare l'M.P.I. dal modello superiore, si inserisce l'estremità del micrometro lineare, posto sull'M.P.I. stesso, nell'apposita sede del cubo sinistro. Il micrometro indicherà il valore, in decimi di millimetro, di spostamento laterale del cubo, positivo se si sposta verso sinistra, negativo se si sposta verso destra, che sarà registrato come delta Y. Abbiamo così ottenuto una rappresentazione grafica tridimensionale della posizione dei condili e della mandibola in Occlusione Centrica rispetto alla posizione di Relazione Centrica. Si attaccano le tre etichette sull'apposita scheda e si procede alla valutazione dei dati ottenuti.

Tale valutazione si basa sull'analisi delle differenze algebriche fra le coordinate dei punti di Relazione Centrica (rossi) e quelle di Occlusione Centrica (blu) che per comodità di spiegazione chiameremo rispettivamente R.C. e O.C (fig. 3.2). **Fig. 3.2** MPI (Mandibular Position Indicator)



Le differenze calcolate sono:

- delta H: aumento o diminuzione verticale
- delta L: movimento protrusivo o retrusivo mandibolare
- delta Y: movimento destro o sinistro trasversale di posizione dei condili
- delta X: movimento protrusivo o retrusivo dei condili

- delta Z: compressione o distrazione condilare

Il valore delta H è valutato sull'asta incisiva, delta L sull'etichetta posta sul piatto incisivo, delta X e delta Z sono valutati sulle etichette poste sui cubi dell'M.P.I.

Siamo quindi in grado di differenziare, riportando il tragitto condilare sagittale con le stesse coordinate di riferimento sulle etichette dell'M.P.I., le seguenti situazioni :

- **coincidenza**: R.C. e O.C. corrispondenti
- **distrazione**: O.C. si trova sotto a R.C.
- **posizionamento anteriore**: O.C. si trova lungo il tragitto condilare sagittale a non più di 1mm. dalla R.C.
- **compressione dinamica**: O.C. si trova davanti al tragitto condilare
- **compressione statica**: O.C. si trova sopra a R.C.
- **intrazione**: O.C. è posizionato dietro e in basso rispetto a R.C.
- **valori di delta y positivi o negativi**: che indicano che i condili sono posizionati lateralmente rispetto alla posizione di O.C.

INTERPRETAZIONE DEI TRACCIATI AXIOGRAFICI

[Klett 27,28,29 Slavicek 40,41,42,43,44,45, Bracco 18,19,20 Bibliografia generale Tanteri,Prandi,Bracco 2009) Anche se l'axiografia computerizzata ci fornisce una diagnosi più completa, precisa e dettagliata di quelle che si possono ottenere mediante archi facciali cinematici, quest'esame rimane soltanto uno dei tanti strumenti diagnostici di cui il clinico si può avvalere per inquadrare il caso in esame. Conoscendo le complessità eziopatogenetiche e sintomatologiche delle patologie dell'apparato stomatognatico, l'axiografia, e secondo il Prof. P. Bracco , va eseguita a complemento di altri esami clinici e strumentali quali: anamnesi familiare, remota, prossima; esame obiettivo; esame occlusale; esami funzionali; esami radiografici; esami posturali; modelli gnatostatici; cartella orto-gnatologica; cefalometria; esami strumentali

(elettromiografia, kinesiografia, sirognatografia, sonografia); visite specialistiche (fisiatrica, neurologica, ortopedica, kinesiologica, etc.).Le informazioni ottenute con l'esame axiografico non dovrebbero pertanto essere considerate in modo assoluto, ma valutate nell'ambito di un bilancio diagnostico cioè considerando tutti quei dati clinici e strumentali che nell'insieme indirizzano verso una diagnosi. Solo dopo aver considerato questo importante concetto possiamo passare ad analizzare i tracciati axiografici tenendo conto [85] della:

- estensione dei tracciati;
- morfologia dei tracciati;
- regolarità dei tracciati;
- linearità dei tracciati;
- simmetria di movimento;
- velocità di esecuzione del movimento;
- inclinazione in gradi del tragitto condilare rispetto al piano asse orbitarlo;
- sovrapponibilità, ripetitività e ripetibilità dei tracciati;
- ritorno alla posizione di riferimento(R.C.).

Estensione del tracciato condilare

E' la più evidente espressione della funzionalità condilare. La cospicua riduzione del tracciato condilare è ovvia espressione della riduzione della componente traslatoria del movimento condilare. Questo può essere segno di alterazioni endocapsulari come dislocazioni antero-mediali del menisco, fenomeni di tipo artrosico o alterazioni morfologiche del menisco e/o della cavità glenoide; o di alterazioni extracapsulari quali: alterazioni di tipo neuromuscolare, asimmetrie strutturali, esiti di fratture. La mobilità condilare, secondo Slavicek, è valutata nel movimento di protrusione–retrusione circa 10 ± 2mm, nel movimento di laterotrusione-mediotrusione circa 12 ± 2mm e nel movimento di massima apertura circa 14 ± 2mm.

Morfologia del tracciato condilare

La forma dei tragitti può essere concava , rettilinea o convessa, a seconda del piano considerato e a seconda della condizione fisiologica o patologica dell'ATM. Normalmente i tracciati di protrusione e di apertura si presentano rettilinei o ancor meglio concavi sul piano sagittale, e tendenzialmente rettilinei sui piani orizzontale e frontale. (In condizioni fisiologiche, la curvatura del tragitto condilare di protrusione è indiretta espressione, oltre che dell'aspetto della superficie posteriore del tubercolo zigomatico, della relazione funzionale tra condilo, menisco e fossa).

Regolarità del tracciato condilare

Un'articolazione sana presenta superfici articolari lisce tali da permettere uno spostamento condilare senza variazioni di percorso o variazioni di velocità: un'irregolarità di movimento può essere dovuta a fenomeni degenerativi dei capi articolari, ostacoli (osteofiti, per esempio), incoordinazione condilo-meniscale o incoordinazione neuro-muscolare (per dolore, tensione muscolare). A tale proposito si può in linea di massima affermare che un'irregolarità diffusa dei tracciati axiografici, non ripetitiva, che si attenua con la ripetizione dei movimenti o con l'esecuzione dei movimenti guidati è indice di una problematica di natura neuro-muscolare; diversamente un movimento che presenta un'irregolarità sempre nello stesso punto, ripetitiva e ripetibile, ci può indirizzare verso cause di natura articolare.

Linearità del tracciato condilare

E' il parametro di più semplice interpretazione. Nei tracciati dei movimenti di apertura e chiusura e di protrusione sono facilmente evidenziabili dei click riconoscibili per una brusca alterazione della velocità del movimento (dapprima rallentamento, visibile con un addensarsi dei puntini, e poi accelerazione) associata ad una deviazione del tracciato.

Il condilo sembrerebbe superare un'ostacolo (menisco o un'altra interferenza) per cui rallenta, devia e poi riprende il normale movimento.

Simmetria di movimento

Dal momento che i condili fanno capo ad un'unica articolazione è evidente che i movimenti dei condili devono presentarsi simmetrici. Ad esempio un'asimmetria di movimento può essere dovuta a ipoplasia di un condilo, a ipomobilità artrosica monolaterale, a locking acuto o cronico, a frattura condilare o neoformazione intrarticolare.

Velocità di esecuzione del movimento

La velocità di spostamento è tanto maggiore quanto più sono distanti i punti che, nel loro insieme, costituiscono il tracciato. Brusche alterazioni della velocità del movimento non sono da considerarsi fisiologiche, soprattutto se associate ad una deviazione (click).

Inclinazione in gradi del tragitto condilare in relazione al piano

axio-orbitario

Questa è indiretta espressione dell'inclinazione della parete posteriore del tubercolo zigomatico (angolo dell'eminenza).

La sua variabilità individuale è, entro determinati limiti, funzione del tipo di occlusione e, in particolare, della guida incisiva.

Sovrapponibilità, ripetitività e ripetibilità del tracciato

Sovrapponibilità: in un sistema stomatognatico in salute, la traccia escursiva dovrebbe coincidere (cioè essere sovrapponibile) con quella incursiva (con differenze minime dovute all'amplificazione del tracciato).

Ripetitività: la capacità di ripetere in successione, nell'unità di tempo, un movimento articolare, è indice di buona coordinazione neuromuscolare.

Ripetibilità: è la capacità di ripetere nel tempo un movimento mandibolare con caratteristiche invariate. E' una caratteristica che si può riferire anche ad un'alterazione osservata che ad esempio si ripete costantemente durante la registrazione di un movimento articolare, e magari sempre al medesimo punto del tracciato (è indice di un problema articolare).

Ritorno alla posizione di riferimento (R.C.)

Tragitti condilari fisiologici hanno un inizio ed una fine stabile, coincidente con la posizione di riferimento.

Paragrafo IV3C : Bibliografia

1. Stuart C. *Good occlusion for natural teeth.Journal of prosthetic dentistry*. 14 (1964) 716-724.

2. Bracco P. Lezioni alla scuola di specializzazione in ortognatodonzia dell'università di Torino

3. Slavicek R. *Le determinanti occlusali.*

4. Nielsen L. *Vertical malocclusions: etiology, development, diagnosis and some aspects of treatment*. The Angle Orthodontist 1991, 61 (4) 247-261.

5. Pepicelli A., Woods M., Briggs C., *The mandibular muscles and their importance in orthodontics: a contemporary review.* Am J Orthod Dentofacial Orthopedics
   2005, 128; 774-780.

6. Angelini V., Angelini M.M., Morani A., Morani G. *Considerazioni sul morso profondo e terapia.* Min Ortognat 1988; 6:47-62.

7. Prof. Bracco P. *Lezioni di ortognatodonzia alla scuola di specializzazione e al master*, anni accademici 2004-2007.

8. Prof. Bracco P. Lezioni di ortognatodonzia al CLOPD, alla scuola di specializzazione, al master anni accademici 2004-2007.

9. Bracco P., Scarlato C., Ronco P., Sandrone M. *Impiego di un'apparecchiatura a bite anteriore in relazione alla crescita cranio facciale*.
   Min Ortognat 1994, 12:75- 77.

10. Bracco P., Fogliati F., Naccari A. *Impiego di una placca funzionalizzante in un caso di grave morso profondo.*
    Min Ortognat 1993; 11:95-109.

11. BRACCO P., CASTROFLORIO T., TALPONE F., DEREGIBUS A., PIANCINO
    M.G. *Effects of a functional appliance on masticatory muscles of young adults suffering from muscle-related temporomandibular disorders*.
    Journal of Oral Rehabilitation – Vol. 31, N.6, Giugno 2004, pag. 524-529.

12. BRACCO P.- ROGGIA S.- GIANGREGORIO M.C.- LUCCHESE V. *Tecniche terapeutiche di correzione e di contenzione del morso profondo secondo la scuola di Torino*. Minerva Ortognatodontica - n.3 Settembre 1994 - pag.161-166.

13. BRACCO P.- COSTA G.- MINCHIANTE F.- NOBILE V. "*Adattamento pratico dell'arco facciale equilibratore cervera (Equi-C)*" Minerva Ortognatodontica - n.3-4 Luglio-Dicembre 1993 - pag.163-172.

14. BRACCO P., MOSSINO M.L., BELLINO L. "*Impiego dell'Equi-C Torino in un caso di II classe basale, trattato senza estrazioni*." Minerva Ortognatodontica n.2 1986 - pag.151-165.
15. BRACCO P.- COSTA G.- NOBILE V. "*Sull'impiego del bite anteriore Metallico equi-b in ortognatodonzia*" Minerva Ortognatodontica - n.3-4 Luglio-Dicembre 1993 - pag.157-162.

16. BRACCO P.- COSTA G.- NOBILE V. "*Adattamento pratico del bite anteriore metallico Equi-B*" Minerva Ortognatodontica - n.1 Marzo 1994 - pag.47-56

17. BRACCO P. "*L'apparato Torino per la correzione della III classe*" Minerva Ortognatodontica n.3 - 1983 - pag.149-160.

18. Bracco P., Meyer G., Tanteri E., Theusner J. "*Agiografia elettronica computerizzata*" Pratica Odontoiatrica n.7, tobre 1987;36-43

19. Bracco P., Tanteri E., Toscano P., Zanini L. "*Analisi dei movimenti articolari tramite l'utilizzo di un axiografo elettronico computerizzato*" XXI Congresso Nazionale S.I.O.C.M.F. Firenze, nov. 1987

20. De Michelis B., Bracco P., Deregibus A., Palermo F. "*Axiografia, sirognatografia, kinesiografia ed elettromiografia: concordane e discordanze dei risultati delle attuali metodiche*" XXII Congresso Nazionale S.I.O.C.M.F. Roma; dic 1989

21. Dolwick M.F. "*Diagnosis and etiology of internal derangement of the TMJ*" President's Conference on the examination, diagnosis and management of TMJ Disorders, I ed., Chicago: ADA Publ., 1082(112-117)

22. Fushima K., Sato S., Suzuki Y., Kashima I. "*Horizonta Condilar Path in Patients with Disk Displacement with Reduction*" J. Craniomand. Practice, vol.12, n.2,
pp.78-86, april 1994

23. Gola R., Chossegros C., Orthlieb J.D. "*Sindrome algo-disfunzionale dell'apparato masticatorio*" Ed. Masson, Milano, 1996.

24. Gordon S.R., Stoffer W.M., Connor S.A. "*Location of the terminal hinge-axis and its effect on the second molar cusp position*" J. Prosth. Dent. 1984;52:99-105.

25. Guichet N.F. "*Procedures for Occlusal Treatment: A Teaching Atlas*" Denar Corp., Anaheim, CA, 1969

26. Lund J.P., Widmer C.G., Feine J.S. "*Validity of diagnostic and mnitoring tests used for temporomandibular disorders*" J. Dent. Res. 1995 April; 74(7):1133-1143

27. Klett R. "*Projektiosbedingte Mebfehler bei achsialer Pantographie*" Dtsch Zahnartzl z 1983; 38:44-46

28. Klett R. "*Projektionsfehler bei der Winkelmessung mit Scharnierachsenschrebern*" Dtsch Zahnartztl z 1982; 37:482-486

29. Klett R. "Elektronishes Registrieverfahren" Dtsch Zahnarztl 1982; 37:991-998.

30. Lee R.L. "*Jaw movements engraved in solid plastic forarticulator controls. Part I: Recording apparatus*" J. Prost. Dent. 1969; 2:209-224

31. Lee R.L. "*Jaw movements engraved in solid plastic forarticulator controls. Part II: Transfer Apparatus*" J. Prost. Dent. 1969; 2:513-527

32. Meyer G., Dal Ri H. "*Dreidimensionale elektronische Messung der kondilus uber die scharnierachse des Unterkiefers*" Dtsch Zahnarztl z 1985; 40:881-886

33. Meyer G. Dal Ri H.: *Rechnergestutzte Auswergtung numerischer Daten der Mediotrusionsbahn bei der Konventionellen Axiographie*. Dtsch Zahnartzl z 1985;40:392-394.

34. Meyer G *Elettronische Messung der Zahnarztl Mediotrusionsbahn des Kondilus uberdie termie Scharnierachse des Unterkiefers*. Dtsch z 1982;37:999-1002.

35. Parlett K., Paesani D., Tallents R.H. "*Temporomandibular joint in axiography and MRI findings: a comparative study*" J. Prosth. Dent. 1993; 70:521-531

36. Piehslinger E., Celar A.G., Celar R.M., Slavicek R. "*Computerized Axiography: Principles and Methods*" J. Craniomand. Practice vol.9, 1991; 4:344-355

37. Schiavoni R., Grega V. "*L'axiografia nella diagnosi e terapia delle disfunzioni dell'ATM*" Dental-Cadmos, Febbraio 1991:46-61

38. Schiavoni R., Grenga V., Macri' V. "*L'axiografia e la metodica SAM II*" Ed. Stardust, Milano,1989

39. Sigaroudi K., Knap F.J. "*Analysis of jaw movements in patients with temporomandibular joint click*" J. Prosth. Dent, aug 1983, vol 50; 2:345-250

40. Slavicek R. "*Axiographie In: Keifergelek und Occlusion*" 1980 Quintessenz-Verlag, Berlin.

41. Slavicek R. "*On the clinical and instrumental Functional Analysis for Diagnosis and Treatment Plannig. Part IV: Instrumental Analysis of Mandibular Cast Using the Mandibular Position Indicator*" J. clin. Orthod. 1988; 22(9):566-575

42. Slavicek R. *On the clinical and instrumental Functional Analysis for Diagnosis and Treatment Plannig. Part V:Axography* J. clin. Orthod. 1988; 12(10):656-677

43. Slavicek R. "*Istruzioni allegate all'apparecchio S.A.M." Slavicek R., Lugner P. "Die Bestimmung des en Bennet Winkels bai sagittaler Aufzeinchnung*" Inform. Orthodont Kieferorthop. 1982; 1,39.

44. Slavicek R., Avril C., Collesano V. "*Basi matematico geometriche dell'axiografia*". Rivista Italiana di Stomatologia, Febbraio 1983 (2)105-107.

45. Slavicek R., Avril C., Collesano V. "*Axiografia nell'uso clinico*" Rivista Italiana di Stomatologia, Febbraio 1983 (2)108-110.

46. Stuart C.E. "*Use of the Stuart articulator in obtaining optimal conclusion*" Dent. Clin. North Am. 1979, 23; 2:259-270

47. Theusner J., Plesh O., Curtis D.A., Hutten J.E. "*Axiografic tracings of temporomandibular joint movements*" J. Prosth. Dent, febbr. 1993; 69(2):209-215

48. Van Willigen J. "*The sagittal condylar movements of the clicking temporomandibular joint*" J. Oral Rehabil., 1979; 6:167-175

49. Gerber A. *Centric relation: definition, ideal, and illusion of a science*. Quintessence of Dental Technologie 1980;7:1-7.

50. Granger E.R. *Centric Relation*. J. Prosth. Dent. 1952;52:160-171.

51. Preti G. *La determinazione dello spazio protetico nel paziente edentulo*. Ed. Libreria Cortina: 49-54.

52. Rader A.P. *Centric relation is obsolet*. J. Prosth. Dent. 1955;5:333-337.

53. Dawson Citato Da Mahmoud Khamis Abdel R. *Clinical evaluetion of methods used in locating the mandibular hinge Axis*. J. Prosthet. Dent. 1981;46:369.

54. Dawson Citato Da Celenza F. Nasedkin J *Occlusione suo stato attuale*. Ed. Internazionale, Milano 1980.

55. Preti G. Scotti R. Turbiglio G. Scala C. *Anatomic stuidy of condilar at maximum intercuspation*. J. Prost. Dent. April 1982;47:455.

56. Bracco P. "Lezioni di Ortognatodonzia e Gnatologia-funzione masticatoria al Corso di laurea in Odontoiatria e Protesi Dentaria presso la Clinica Odontostomatologica dell'Università di Torino, 2000-2001"

57. Lloyd DuBrul E. "*Anatomia orale di Sicher*" Edi.Ermes 1988

58. Mongini F. "*ATM e muscolatura cranio-cervico-faciale*" UTET 1995

59. Bairati A. "*Anatomia umana*" Edizioni Minerva Medica 1991

60. Dario Castellani "*Elementi di occlusione*" Edizioni Martina Bologna 1998

61. Kahle, Leonhardt, Platzer "*Anatomia umana*" Casa Editrice Ambrosiana 1987

62. Boggione M. "*Corso preclinico di fisiologia dell'occlusione*" A.A.1994/95

63. De Michelis B., Modica R., Re G. "*Trattato di clinica odontostomatologica*" Edizioni Minerva Medica 1998

64. Charles McNeill "*L'occlusione-basi scientifiche e pratica clinica*" Ed.Internazionali 1999

65. AIG. "Ricostruzione funzionale delle superfici masticatorie e dei denti anteriori".

66. Pini P. "*Schemi introduttivi alla gnatologia clinica*". Ed Saccardin-Martina, Bologna 1998

67. Capozzi L.. e Modica R. "*Anatomia dei denti*" Edizioni scientifiche Firenze 1985

68. Conte A., Avril C. "*Tracciato cefalometrico individuale*"

69. Preti G., Pera P. "*La protesi parziale rimovibile*" Piccin Nuova Libraria 1991

70. Graber & Vanarsdal "*Ortodonzia – Principi e tecniche attuali*" Ed. Piccin 1998

71. Fuoglio .A, Castroflorio.T Manuale Pedana Posturo-Stabilometrica Lizard 2006-2009

72. Buonanno U. "*I denti umani – dalla morfologia alla modellazione*" SAB Edizioni

TEMA V: RISULTATI

SOTTOTEMA V.1: dati pedana e Tscan nel campione con bite

Paragrafo V1A: Presentazione delle griglie

Paragrafo V1B: Analisi statistica

SOTTTEMA V 2 :dati cefalometria nel campione con e senza bite bite

Paragrafo V2A :Presentazione delle griglie

Paragrafo V2B: Analisi statistica

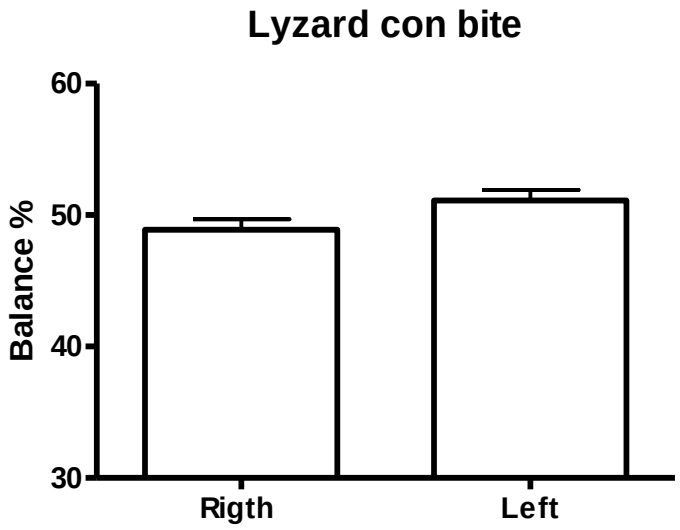
SOTTOTEMA V.1: dati pedana e Tscan nel campione con bite

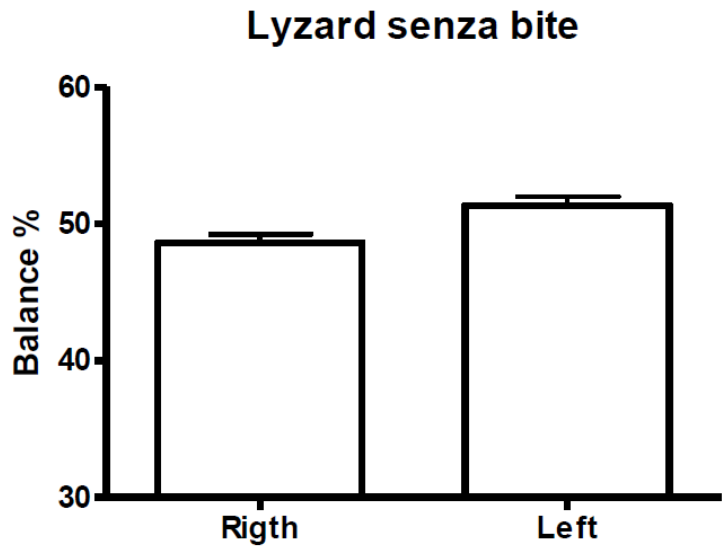
Paragrafo V1A: Presentazione delle griglie

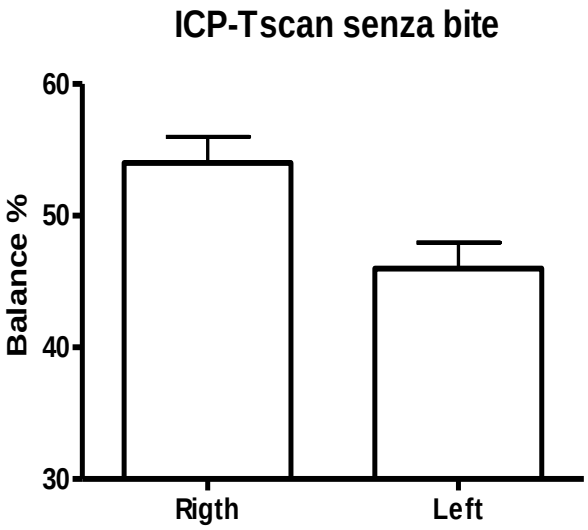
	CARICHI T-SCAN				LYZARD			
	ICP		PLACCA		ICP		PLACCA	
PAZIENTE	DX% TS	SX% TS	DX% TS	SX% TS	DX%LYZ	SX% LYZ	DX%LYZ	SX% LYZ
BERATTO LUCA	51,8	48,2	48,5	51,5	49,3	50,7	49,0	51,0
BOVARO ALESSANDRO	53,6	46,4	42,8	57,2	47,7	52,3	46,2	53,8
CASALE GIANLUCA	52,7	47,3	48,6	51,4	46,8	53,2	47,8	52,2
DE MICHELIS MARCO	53,5	46,5	52,8	47,2	47,6	52,4	49,5	50,5
GUERRA ALESSANDRO	62,1	37,9	53,7	46,3	45,5	54,5	47,0	53,0
LUCIANI GIOVANNI	42,7	57,3	61,2	38,4	49,2	50,8	50,5	49,5
MOSCHETTI MARIO	63,5	36,5	40,0	60,0	50,5	49,5	52,3	47,7
MUO' ALESSANDRO	53,3	46,7	29,2	70,8	45,5	54,5	44,6	55,4
RAGUSA ANDREA	45,3	54,7	43,8	56,2	48,0	52,0	48,0	52,0
ROMANINI MAURO	53,9	46,1	43,5	56,5	54,3	45,7	56,1	43,9
SCARAFIOTTI ENRICO	60,3	39,7	44,3	55,7	46,1	53,9	45,1	54,9
SPERINDE' IGOR	68,7	31,3	43,7	56,3	50,7	49,3	49,0	51,0
TOMASONI ENRICO	48,8	51,2	63,9	36,1	50,1	49,9	50,8	49,2
VISCHI FRANCESCO	46,0	54,0	42,8	57,2	49,5	50,5	48,4	51,6
Mean	54	46	47	53	49	51	49	51
SD	7,4	7,4	8,8	8,9	2,4	2,4	3,0	3,0

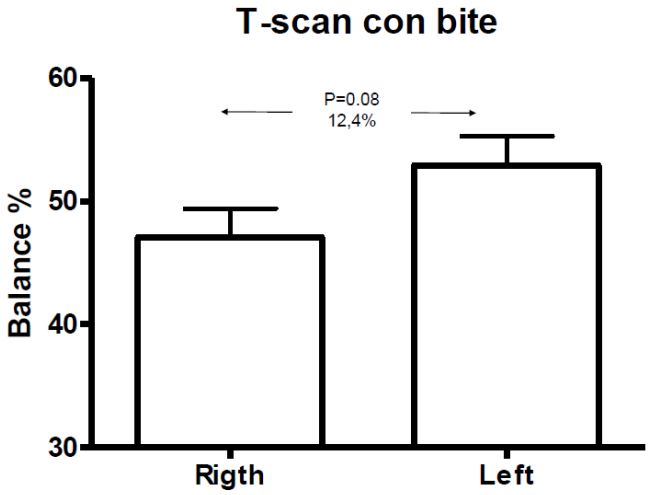
SOTTOTEMA V.1: dati pedana e Tscan nel campione con bite

Paragrafo V1B: Analisi statistica






ICP-Tscan senza bite
Balance %
60
50
40
30
Rigth
Left


T-scan con bite
P=0.08
12,4%
Balance %
60
50
40
30
Rigth
Left

Dall’analisi statistica dei dati ricavati dal T-scan e dalla Pedana Lizard posturo stabilometrica risulta:

Il baricentro occlusale subisce una modifica con una variazione media in percentuale circa del 24 percento circa . In media il baricentro occlusale è spostato verso dx di una percentuale del 12 percento rispetto alla sx senza placca, dopo l’inserimento della placca il baricentro occlusale è spostato e sx del 12 percento circa rispetto alla dx.

Il baricentro corporeo invece non subisce nessuna modifica i dati della pedana Lizard non mostrano nessuna variazione statisticamente significativa dalla prova senza placca alla prova con placca

SOTTOTEMA V 2 :Dati cefalometria nel campione con bite e senza bite

Paragrafo V2A:Presentazione delle Griglie

		PAZIENTE	SNA	SNB	ANB	SN GoGn	CoGo GoGn	SpP GoGn	GnGo	Apo	SpP^CoOr	SpP^Oc
PLACCA	1	Beratto Luca placca	82	80	2	42	125	33	80	10	4	13
	2	Bovaro Alessandro placca	75	77	-2	32	123	23	77	1	0	6
	3	Casale Gianluca placca	79	82	-2	36	126	32	85	5	-7	12
	4	Guerra Alessandro placca	84	85	-1	20	114	16	88	-2	-1	2
	5	Luciani Giovanni placca	79	79	0	31	114	24	82	4	3	6
	6	Muo Alessandro placca	84	80	4	27	125	27	83	6	4	8
	7	Ragusa Andrea placca	79	81	-1	30	123	30	84	3	-4	9
	8	Romanini Mauro placca	85	83	2	30	122	26	79	11	-2	12
	9	Scarafiotti Enrico placca	81	79	2	30	110	18	86	5	6	5
	10	Simonetti Luca placca	84	82	3	36	122	30	77	14	2	13
	11	Sperinde placca	85	81	3	30	121	24	76	6	0	6
	12	Tomasoni placca	79	79	0	29	115	23	78	9	0	10
	13	Vischi Francesco placca	84	85	-1	20	113	19	91	-3	-3	1
		Media	82	81	1	30	119	25	82	5	0	8

		PAZIENTE	SNA	SNB	ANB	SN GoGn	CoGo GoGn	SpP GoGn	GnGo	Apo	SpP^CoOr	SpP^Oc
NO PLACCA	1	Cassolo Luca	80	77	3	37	123	25	79	7	-4	6
	2	Chellion Lorenzo	80	81	0	25	113	23	80	1	-8	6
	3	De filippo Marco	77	78	-1	39	128	26	83	-4	1	5
	4	Gallina Gianluca	83	80	2	27	121	20	73	2	6	4
	5	Lupo Simone	79	77	2	36	117	28	73	7	1	6
	6	Manno Andea	84	81	3	27	126	22	76	7	0	4
	7	Montepaone Giuseppe	76	80	-5	26	115	14	74	-5	4	-1
	8	Pennazato Andrea	82	80	2	31	120	22	76	4	-3	9
	9	Santangelo Manuel	91	87	4	26	115	23	83	5	-3	7
	10	Vita Francesco (ciccio)	82	82	0	17	107	15	86	-2	-6	6
	11	Blanco Ramiro	82	82	0	18	106	16	85	2	4	5

SOTTOTEMA V.2:

Paragrafo V2B: Analisi statistica

L'analisi statistica (Mann-Whitney U-test) dei valori cefalometrici, effettuata tra il gruppo sperimentale e il gruppo di controllo, non ha evidenziato valori statisticamente significativi.

Cephalometric values	GW (mean±SD)	GWO (mean±SD)	P
AN^B (°)	1±2	1±2	ns
SN^A (°)	82±3	81±4	ns
SN^B (°)	81±2	80±3	ns
SN^GoGn (°)	30±5	29±6	ns
SpP^CoOr (°)	-1±4	0±4	ns
CoGo^GoGn (°)	119±6	119±6	ns
A:Po (mm)	5±5	3±5	ns
Go:Gn (mm)	82±5	78±4	ns
SpP^Oc (°)	8±4	6±3	ns
SpP^GoGn (°)	25±5	22±4	ns

TEMA VI:DISCUSSIONE

Paragrafo VI1A: Discussione sui risultati

Attraverso il T-SCAN abbiamo rilevato la posizione del baricentro occlusale (centro di forze occlusale, cioè il COF, dell'occlusogramma) prima e dopo l'inserimento delle placche equilibrate nella bocca del paziente, con lo scopo di verificare se vi fosse una correlazione tra la posizione e l'oscillazione del baricentro corporeo, registrato in stabilometria, valutando le influenze reciproche in senso compensatorio.

Nello specifico si voleva osservare se quando il centro di gravità posturale è situato in un determinato quadrante del tracciato stabilometrico (esempio: in basso a destra) il COF occlusale si localizza nello stesso quadrante.

I dati raccolti tuttavia non permettono di trarre questo tipo di conclusione in quanto i valori sono discordanti.

Questo a conferma della "non linearità" delle risposte del sistema tonico-posturale dei singoli pazienti sottoposti al trattamento.

Ogni soggetto presenta una molteplicità di variabili determinate dagli altri recettori posturali e dalla singola storia personale (dolori,traumi, interventi chirurgici). In particolar modo l'informazione dentale, non è passibile di modificazioni strutturali in breve tempo.

Un 'altra ipotesi e che le placche costruite in axiografia siano cosi stabili e "comode" per il paziente che non viene registrata alcuna differenza significativa tra il baricentro posturale e il COF perché il sistema rimane sempre in equilibrio tra la prova senza bite e con il bite, cioè i muscoli dell'apparato stomatognatico sono in equlibrio dopo l'adattamentno delle

placca costruito sui dati dell'axiografia e non trasmettono nessun disequilibrio rilevabile a livello podalico

Non dobbiamo dimenticare che lo studio è stato eseguito su un campione di 24 individui sportivi professionisti allenati (sollevatori di peso) di questi 14 hanno inserito la placca e 11 sono stati il gruppo controllo.

Si evince dai tracciati cefalometrici dei 24 soggetti che si ha mediamente una condizione cranica di meso –ipodivergenza ,condizione dalla quale vengono tratti i maggior benefici da atleti nel compimento di un esercizio fisico che esprimeforza ,anche se i tracciati cefalometrici tra i due gruppi non sono statisticamente significativi.

Il prossimo passo sarà valutare la variazione del baricentro(stabilometria) e della proiezione al suolo del peso(posturometria) inserendo in un campione di soggetti confrontati con un gruppo di controllo un bite appositametne costruito in laboratorio tramite i rilievi axiografici rialzato da un lato, la ricerca è solo all'inizio, occorre valutare anche la ripetibilità dei sistemi di misura con cui vengono fatte le misurazioni e la relativa affidabilità.

TEMA VII: CONCLUSIONI

La placca costruita su axiografia può riprodurre la posizione corretta della mandibola e sarà terapeutica solo perché mantiene l'occlusione stabile e l'atleta sforza sulla placca. Quando facciamo una registrazione con axiografia si costruisce di conseguenza una placca consona (non crea cambiamenti dell'occlusione e della postura e non crea nessun cambiamento nella dinamica del paziente), saremo noi che modificando la placca modifichiamo la postura , questo vuol dire che il parodonto del paziente se debole può essere tutelato da quel tutore che si chiama placca di svincolo.

BIBLIOGRAFIA GENERALE CONSIGLIATA DA CONSULTARE

1. E.Tanteri ,A.Bracco, R Prandi :ELEMENTI DI GNATOLOGIA DALLA DIAGNOSI ALLA RIABILITAZIONE VOL 1 E VOL 2 RC EDITORI 2009
2. Amblard, B., Assaiante, C., Vaugoyeau, M., Baroni, G., Ferrigno, G., Pedotti, A., Voluntary head stabilisation in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed before, during and after a prolonged period of weightlessness, Exp Brain Res, 2001, Mar, 137, 2, 170-9.
3. Mazzone, N., Matteini, C., Incisivo, V., Evaristo, B., Temporomandibular joint disorders and maxillomandibular malformations: role of condylar "repositionin" plate, J Craniofac Surg, 2009, May, 20, 3, 909-15.
4. Stahl, F., Grabowski, R., Gaebel, M., Kundt, G., Relationship between occlusal findings and orofacial myofunctional status in primary and mixed dentition. Part II: Prevalence of orofacial dysfunctions, J Orofac Orthop, 2007, Mar, 68, 2,74-90.
5. Sakaguchi, K., Mehta, N. R., Abdallah, E. F., Forgione, A. G., Hirayama, H., Kawasaki, T., Yokoyama, A., Examination of the relationship between mandibular position and body posture, Cranio, 2007, Oct, 25, 4, 237-49.
6. Usumez, S., Uysal, T., Orhan, M., Soganci, E., Relationship between static natural head position and head position measured during walking, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006, Jan, 129, 1, 42-7.
7. Sahin Saglam, A. M., Uydas, N. E., Relationship between head posture and hyoid position in adult females and males, J Craniomaxillofac Surg, 2006, Mar, 34, 2, 85-92.
8. Michelotti, A., Buonocore, G.,Farella, M., Pellegrino, G., Piergentili, C., Altobelli, S., Martina, R., Postural stability and unilateral posterior crossbite: is there a relationship, Neurosci Lett, 2006, Jan 9, 392, 1-2, 140-4.
9. Usumez, S., Orhan, M., Uysal, T., Effect of cervical headgear wear on dynamic measurement of head position, Eur J Orthod, 2005, Oct, 27, 5, 437-42.

10. Sonnesen, L., Bakke, M., Molar bite force in relation to occlusion, craniofacial dimensions, and head posture in pre-orthodontic children, Eur J Orthod, 2005, Feb, 27, 1, 58-63.
11. Lord, S. R., McKay, H. A., Balance confidence improves with resistance or agility training. Increase is not correlated wit, h objective changes in fall risk and physical abilities , Gerontology, 2004, Nov-Dec, 50, 6, 373-82
12. Landi, N., Manfredini, D., Tognini, F., Romagnoli, M., Bosco, M., Quantification of the relative risk of multiple occlusal variables for muscle disorders of the stomatognathic system, J Prosthet Dent, 2004, Aug, 92, 2, 190-5.
13. Kondo, E., Features and treatment of skeletal class III malocclusion with severe lateral mandibular shift and asymmetric vertical dimension, World J Orthod, 2004, Spring, 5, 1, 9-24
14. Bracco, P., Deregibus, A., Piscetta, R., Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects, Neurosci Lett, 2004, Feb 19, 356, 3, 228-30
15. Yoshino, G., Higashi, K., Nakamura, T., Changes in weight distribution at the feet due to occlusal supporting zone loss during clenching, Cranio, 2003, Oct, 21, 4, 271-8.
16. Yamaguchi, H., Sueishi, K., Malocclusion associated with abnormal posture, Bull Tokyo Dent Coll, 2003, May, 44, 2, 43-54.
17. Usumez, A., Usumez, S., Orhan, M., Effect of complete dentures on dynamic measurement of changing head position: A pilot study, J Prosthet Dent, 2003, Oct, 90, 4, 394-400.
18. Bass, N. M., Measurement of the profile angle and the aesthetic analysis of the facial profile, J Orthod, 2003, Mar, 30, 1, 3-9.
19. Motoyoshi, M., Shimazaki, T., Sugai, T., Namura, S., Biomechanical influences of head posture on occlusion: an experimental study using finite element analysis, Eur J Orthod, 2002, Aug, 24, 4, 319-26.

20. Kovero, O., Hurmerinta, K., Zepa, I., Huggare, J., Nissinen, M., Kononen, M., Maximal bite force and its associations with spinal posture and craniofacial morphology in young adults, Acta Odontol Scand , 2002, Dec, 2002, 60, 6, 365-9.
21. Usumez, S., Orhan, M., Inclinometer method for recording and transferring natural head position in cephalometrics, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001, Dec, 120, 6, 664-70.
22. Fujimoto, M., Hayakawa, L. Hirano, S., Watanabe, I., Changes in gait stability induced by alteration of mandibular position, J Med Dent Sci, 2001, Dec, 48,4,131-6.
23. Renger, S. Bolender, C., Edelin, G., Body posture and craniofacial morphology, Orthod Fr, 2000, Dec, 71, 4, 277-85.
24. Nordahl, S. H. Aasen, T., Dyrkorn, B. M., Eidsvik, S., Molvaer, O. I., Static stabilometry and repeated testing in a normal population, Aviat Space Environ Med, 2000, Sep, 71,9, 889-93.
25. Nishiwaki, Y., Takebayashi, T., Imai, A. Yamamoto, M., Omae, K., Difference by instructional set in stabilometry, J Vestib Res, 2000, -, 10, 3, 157-61.
26. Milani, R. S., De Periere, D. D., Lapeyre, L. Pourreyron, L., Relationship between dental occlusion and posture, Cranio, 2000, Apr, 18, 2, 127-34.
27. Makofsky, H. W., The influence of forward head posture on dental occlusion, Cranio, 2000, Jan, 18,1, 30-9.
28. Gangloff, P., Louis, J. P., Perrin, P. P., Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects, Neurosci Lett, 2000, Nov 3, 293, 3, 203-6.
29. Michelotti, A. Manzo, P., Farella, M., Martina, R., Occlusion and posture: is there evidence of correlation?, Minerva Stomatol, 1999, Nov, 48, 11, 525-34.
30. Solow, B., Sonnesen, L., Head posture and malocclusions, Eur J Orthod, 1998, Dec, 20, 6, 685-93.
31. Makofsky, H. W., Snoring and obstructive sleep apnea: does head posture play a role?, Cranio, 1997, Jan, 15, 1, 68-73.

32. Era, P., Avlund, K., Jokela, J., Gause-Nilsson, I.,Heikkinen, E., Steen, B. Schroll, M., Postural balance and self-reported functional ability in 75-year-old men and women: a cross-national comparative study, J Am Geriatr Soc, 1997, Jan, 45, 1, 21-9.
33. Benech, A., Fasciolo, A. De Gioanni, P. P., Madaro, E., Evaluation of the posture of patients before and after orthodontic surgery, Minerva Stomatol, 1997, Sep, 46, 9, 435-41.
34. Nobili, A., Adversi, R., Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation, Cranio, 1996, Oct, 14, 4, 274-85.
35. Gelb, H., Mehta, N. R., Forgione, A. G.,The relationship between jaw posture and muscular strength in sports dentistry: a reappraisal, Cranio, 1996, Oct, 14, 4, 320-5.
36. Ferrario, V. F., Sforza, C., Schmitz, J. H., Taroni, A., Occlusion and center of foot pressure variation: is there a relationship?, J Prosthet Dent, 1996, Sep, 76, 3, 302-8.
37. Palano, D., Molinari, G., Cappelletto, M., Guidetti, G., Vernole, B., The role of stabilometry in assessing the correlations between craniomandibular disorders and equilibrium disorders, Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol, 1994, Mar-Jun, 1994, 37, 1-2, 23-6.
38. Makofsky, H. W., Sexton, T. R., The effect of craniovertebral fusion on occlusion, Cranio, 1994, Jan, 12, 1, 38-46.
39. Nakagawa, H. Ohashi, N., Watanabe, Y., Mizukoshi, K., The contribution of proprioception to posture control in normal subjects, Acta Otolaryngol Suppl, 1993, -, 504, -, 112-6.
40. Dupui, P., Montoya, R., Costes-Salon, M. C., Severac, A., Guell, A., Balance and gait analysis after 30 days -6 degrees bed rest: influence of lower-body negative-pressure sessions, Aviat Space Environ Med, 1992, Nov, 63, 11, 1004-10.
41. Makofsky, H. W., Sexton, T. R., Diamond, D. Z., Sexton, M. T., The effect of head posture on muscle contact position using the T-Scan system of occlusal analysis, Cranio, 1991, Oct, 9,4, 316-21.

42. Baum, K., Essfeld, D., Stegemann, J., Changes in extracellular muscle volume affect heart rate and blood pressure responses to static exercise, Acta Astronaut, 1991, -, 23, -, 139-47.
43. Hlavacka, F., Kundrat, J., Krizkova, M. Bacova, E., Physiologic range of stabilometry values obtained in the upright posture using a computer, Cesk Neurol Neurochir, 1990, Mar, 53, 2, 107-13.
44. Makofsky, H., The effect of head posture on muscle contact position: the sliding cranium theory, Cranio, 1989, Oct, 7, 4, 286-92.
45. Kerstein, R. B., T-scan III applications in mixed arch and complete arch, implant -supported prosthodontics, Dent Implantol Update, 2008, Jul, 19, 7, 49-53.
46. Filtchev, A. D.,Kalachev, Y. S., Phenomenon of domination of the strongest contacts in centric occlusion, Quintessence Int, 2008, Mar, 39, 3, e99-106.
47. Garg, A. K., Analyzing dental occlusion for implants: Tekscan's TScan III, Dent Implantol Update, 2007, Sep, 18, 9, 65-70.
48. Yang, W. L., Lin, X. F. Zou, B., Li, X. X., Investigation on relationship between wedge-shaped defects and occlusal interference, Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2007, Aug, 25, 4, 383-5.
49. Learreta, J. A. Beas, J., Bono, A. E., Durst, A., Muscular activity disorders in relation to intentional occlusal interferences, Cranio, 2007, Jul, 25, 3, 193-9.
50. Lu, E. Y., Zhang, F. Q., Chen, X. J. Chen, J. J., Wang, C. T., A three-dimensional analysis of measuring occlusal contacts of complete denture, Shanghai Kou Qiang Yi Xue, 2006, Dec, 15, 6, 623-6.
51. Hu, Z. G., Cheng, H., Zheng, M., Zheng, Z. Q., Ma, S. Z., Quantitative study on occlusal balance of normal occlusion in intercuspal position, Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2006, Oct, 41, 10, 618-20.
52. Lazic, V., Todorivic, A., Zivkovic, S., Marinovic, Z., Computerized occlusal analysis in bruxism, Srp Arh Celok Lek, 2006, Jan-Feb, 134, 1-2, 22-9.
53. Stevens, C. J., Computerized occlusal implant management with the T-Scan II System: a case report, Dent Today, 2006, Feb, 25, 2, 88-91.

54. Kalachev, I. S., Evaluation of the T-scan system in achieving functional masticatory balance, Folia Med (Plovdiv), 2005, -, 47, 1, 53-7.
55. Hejne, A. J., The influence of occlusal interferences on pulp vitality threshold in permanent dentition, Ann Acad Med Stetin, 2003, -, 49, -, 277-89.
56. Kalachev, Y. S., Iordanov, P. I., Chaprashikian, O. G., Manohin, E., Measurement of the magnitude of the occlusal forces during articulation, Folia Med (Plovdiv), 2001, -, 43, 1-2, 97-100.
57. Kalachev, Y. S., Michailov, T. A., Iordanov, P. I., Study of occlusal-articulation relationships with the help of T-SCAN apparatus, Folia Med (Plovdiv), 2001, -, 43, 1-2, 88-91.
58. Kerstein, R. B., Combining technologies: a computerized occlusal analysis system synchronized with a computerized electromyography system, Cranio, 2004, Apr, 22, 2, 96-109.
59. Hirano, S. Okuma, K., Hayakawa, I., In vitro study on accuracy and repeatability of the T-Scan II system, Kokubyo Gakkai Zasshi, 2002, Sep, 69, 3, 194-201.
60. Assenheimer, M., Laver-Moskovitz, O., Malonek, D.,Manor, D., Nahaliel, U., Nitzan, R., Saad, A., The T-SCAN technology: electrical impedance as a diagnostic tool for breast cancer detection, Physiol Meas, 2001, Feb, 22, 1, 1-8.
61. Makofsky, H. W., The influence of forward head posture on dental occlusion, Cranio, 2000, Jan, 18, 1, 30-9.
62. Ifteni, G., Burlui, V., Olaru, C., Axinia, D., Bahrim, D., The terminal occlusal contacts of the edentulous patient with a complete denture, Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi, 1999, Jan-Jun, 103, 1-2, 195-7.
63. Iwase, M., Sugimori, M., Kurachi, Y., Nagumo, M., Changes in bite force and occlusal contacts in patients treated for mandibular prognathism by orthognathic surgery, J Oral Maxillofac Surg, 1998, Jul, 56, 7, 850-5; discussion 855-6.

64. Garrido Garcia, V. C., Garcia Cartagena, A., Gonzalez Sequeros, O., Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspation using the T-Scan system, J Oral Rehabil, 1997, Dec, 24, 12, 899-903.
65. Suda, S., Matsugishi, K., Seki, Y., Sakurai, K., Suzuki, T., Morita, S., Hanada, K., Hara, K., A multiparametric analysis of occlusal and periodontal jaw reflex characteristics in young adults with normal occlusion, J Oral Rehabil, 1997, Aug, 24, 8, 610-3.
66. Scheerer, E. W., T-Scan measures timing and force of occlusal contact, Hawaii Dent J, 1997, Jul- Aug, 28, 7, 17-22.
67. Garcia Cartagena, A., Gonzalez Sequeros, O., Garrido Garcia, V. C., Analysis of two methods for occlusal contact registration with the T-Scan system, J Oral Rehabil, 1997, Jun, 24, 6, 426-32.
68. Gonzalez Sequeros, O., Garrido Garcia, V. C., Garcia Cartagena, A., Study of occlusal contact variability within individuals in a position of maximum intercuspation using the T-SCAN system, J Oral Rehabil, 1997, Apr, 24, 4, 28-90.
69. Mizui, M., Nabeshima, F., Tosa, J., Tanaka, M., Kawazoe, T., Quantitative analysis of occlusal balance in intercuspal position using the T-Scan system, Int J Prosthodont, 1994, Jan-Feb, 7, 1, 62-71.
70. Lyons, M. F., Sharkey, S. W., Lamey, P. J., An evaluation of the T-Scan computerised occlusal analysis system, Int J Prosthodont, 1992, Mar-Apr, 5, 2, 166-72.
71. Waltz, M. E., The T-Scan system for occlusal registration, Gen Dent, 1991, Nov-Dec, 39, 6, 451-4.
72. Makofsky, H. W., Sexton, T. R., Diamond, D. Z., Sexton, M. T., The effect of head posture on muscle contact position using the T-Scan system of occlusal analysis, Cranio, 1991, Oct, 9,4, 316-21.
73. Chapman, R. J., Maness, W. L., Osorio, J., Occlusal contact variation with changes in head position, Int J Prosthodont, 1991, Jul-Aug, 4, 4, 377-81.
74. Scholz, W., Pancherz, H., Reichel, R., Review of T-SCAN-systems for registration of occlusal condition, Zahnarztl Prax, 1991, Jan 11, 42, 1, 6-9.

75. Maeda, Y., Emura, I., Onoue, Y., Maeda, N. Ohtani, T., Okada, M., Nokubi, T., Okuno, Y., Yoshioka, W., Tsutsumi, S., et al., Mouth guard and occlusal force distribution, Osaka Daigaku Shigaku Zasshi, 1990, Dec, 35, 2, 557-63.
76. Emura, I., Maeda, Y., Ohtani, T., Okada, M., Nokubi, T., Okuno, Y., Onoue, Y., Maeda, N., Yoshioka, W., Tsutsumi, S., et al., Clinical application of T-Scan System. 2. Evaluation of soft mouth guards, Osaka Daigaku Shigaku Zasshi, 1990, Dec, 35, 2, 441-6.
77. Maeda, Y., Emura, I., Onoue, Y., Maeda, N., Okada, M.,Nokubi, T., Okuno, Y., Tsutsumi, S., Makishima, T., Mouth guard and occlusal force distribution, J Osaka Univ Dent Sch, 1990, Dec, 30, -, 125-30.
78. Walter, M., Tomomatsu, M., Computer assisted occlusal diagnosis in complete denture, Zwr, 1990, Dec, 99, 12, 966-8.
79. Yamamura, M., Takahashi, A., Aoki, H., Takeuchi, N.,Endo, Y., Tamaki, K., Sano, Y., Fujiwara, S., Fujita, T., Kusunoki, S., A study on display and accuracy of occlusal contacts by means of T-Scan System, Kanagawa Shigaku, 1990, Sep, 25, 2, 236-41.
80. Setz, J., Geis-Gerstorfer, J., Properties of a measuring system for digital occlusion diagnosis, Dtsch Zahnarztl Z., 1990, Jul, 45, 7 Spec No, S65-6.
81. Tschernitschek, H., Handel, G., Gunay, H., T-scan--possibilities and limits of new occlusal diagnostic procedure, Zahnarztl Prax, 1990, Feb 9, 41, 2, 54-6.
82. Okamoto, K., Okamoto, Y., Shinoda, K., Tamura, Y., Analysis of occlusal contacts of children by the T-Scan system. (1) The reproducibility of the sensor, Shoni Shikagaku Zasshi, 1990, -, 28, 4, 975-83.
83. Adamidis, I. P., Spyropoulos, M. N., Hyoid bone position and orientation in Class I and Class III malocclusions, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1992, Apr, 101, 4,
84. Ahlgren, J., Sonesson, B., Blitz, M., An electromyographic analysis of the temporalis function of normal occlusion, Am J Orthod, 1985, Mar, 87, 3, 230-9.

85. Aja, S., Sahandy, S., Ladenheim, E. E., Schwartz, G. J.,Moran, T. H., Intracerebroventricular CART peptide reduces food intake and alters motor behavior at a hindbrain site, Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol, 2001, Dec, 281, 6, R1862-7.
86. Akagi, S., Yoshida, Y., Kato, I., Sasai, K., Saito, T., Imamura, A., Ogawa, R., External iliac artery occlusion in posterior spinal surgery, Spine (Phila Pa 1976), 1999, Apr 15, 24, 8, 823-5.
87. Al Khaier, A., Khan, J. C. Burton, R. L., Acute postural drop in optic nerve perfusion after vitrectomy and gas in a patient with diabetic autonomic neuropathy, Br J Ophthalmol, 2002, Apr, 86, 4, 473.
88. Albanese, S., Miraldi, G., The mandibular rest position: relation to the rest vertical dimension, Arch Stomatol (Napoli), 1989, Jul-Sep, 30, 3, 535-41.
89. Aleksandrova, N. P., Baranov, V. M., Tikhonov, M. A. Kolesnikov, V. I., Kotov, A. N., Kochanov, V. S., The effect of head-down hypokinesia on functional state of diaphragm in rats, Ross Fiziol Zh Im I M Sechenova, 2005, Nov, 91, 11, 1312-9.
90. Allen, R. A., Connolly, I. H., Richardson, A., Early treatment of Class III incisor relationship using the chincap appliance, Eur J Orthod, 1993, Oct, 15, 5, 371-6.
91. Almeida, F. R., Lowe, A. A., Sung, J. O., Tsuiki, S., Otsuka, R., Long-term sequellae of oral appliance therapy in obstructive sleep apnea patients: Part 1. Cephalometric analysis, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006, Feb, 129, 2, 195-204.
92. Amblard, B., Assaiante, C., Vaugoyeau, M., Baroni, G., Ferrigno, G., Pedotti, A., Voluntary head stabilisation in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed before, during and after a prolonged period of weightlessness, Exp Brain Res 2001, Mar, 137, 2, 170-9.
93. Araki, N. G., Araki, C. T., Head angulation and variations in the maxillomandibular relationship. Part II: The effects on facial contour and lip support, J Prosthet Dent,1987, Aug, 58, 2, 218-21.

94. Araki, N. G., Araki, C. T., Head angulation and variations in the maxillomandibular relationship. Part I: The effects on the vertical dimension of occlusion, J Prosthet Dent, 1987, Jul, 58, 1, 96-100.
95. Archer, S. Y., Vig, P. S., Effects of head position on intraoral pressures in Class I and Class II adults, Am J Orthod, 1985, Apr, 87, 4, 311-8.
96. Athanasiou, A. E., Gjorup, H., Toutountzakis, N., Soft tissue and dentoskeletal profile changes associated with mandibular advancement osteotomy, Hell Period Stomat Gnathopathoprosopike Cheir, 1990, Dec, 5, 4, 157-63.
97. Bakke, M., Michler, L., Temporalis and masseter muscle activity in patients with anterior open bite and craniomandibular disorders, Scand J Dent Res, 191, Jun, 99, 3, 219-28.
98. Bakke, M., Stoltze, K. Tuxen, A., Variables related to masseter muscle function: a maximum R2 improvement analysis, Scand J Dent Res, 1993, Jun, 101, 3, 159-65.
99. Bamber, M. A., Abang, Z. Ng, W. F., Harris, M., Linney, A., The effect of posture and anesthesia on the occlusal relationship in orthognathic surgery, J Oral Maxillofac Surg, 1999, Oct, 57, 10, 1164-72; discussion 1172-4.
100. Bass, N. M., Measurement of the profile angle and the aesthetic analysis of the facial profile, J Orthod, 2003, Mar, 30, 1, 3-9.
101. Bazzotti, L., Mandible position and head posture: electromyography of sternocleidomastoids, Cranio, 1998, Apr, 16, 2, 100-8..
102. Benech, A., Fasciolo, A., De Gioanni, P. P., Madaro, E., Evaluation of the posture of patients before and after orthodontic surgery, Minerva Stomatol, 1997, Sep, 46, 9, 435-41.
103. Bergamini, M., Pierleoni, F., Gizdulich, A., Bergamini, C., Dental occlusion and body posture: a surface EMG study, Cranio, 2008, Jan, 26, 1, 25-32.
104. Bertoldi, P. M., Felficio, C. M., Matsumoto, M. A., Effect of the early intervention of oral habits on the development of dental occlusion, Pro Fono, 2005, Jan-Apr, 17, 1, 37-44.

105. Bevilaqua-Grossi, D., Chaves, T. C., Lovato, M., de Oliveira, A. S., Regalo, S. C., Assessment of head tilt in young children with unilateral posterior crossbite by video recording, J Clin Pediatr Dent, 2008, Winter, 32, 2, 159-64.

106. Binns, M., Pho, R., Femoral vein occlusion during hip arthroplasty, Clin Orthop Relat Res, 1990, Jun, -, 255, 168-72.

107. Bocquet, E., Moreau, A., Honore, J., Doual, A., Does dysfunctional swallowing influence posture?, Orthod Fr, 2008, Jun, 79, 2, 115-25.

108. Bondemark, L., Does 2 years' nocturnal treatment with a mandibular advancement splint in adult patients with snoring and OSAS cause a change in the posture of the mandible?, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1999, Dec, 16, 6, 621-8.

109. Bracco, P., Deregibus, A., Piscetta, R., Ferrario, G., Observations on the correlation between posture and jaw position: a pilot study, Cranio, 1998, Oct, 16, 4, 25-8.

110. Bracco, P., Deregibus, A., Piscetta, R., Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects, Neurosci Lett, 2004, Feb 19, 356, 3, 228-30.

111. Broadbent, J. M., Achieving excellence in TMJ, functional orthopedics, and orthodontic case finishing: Part IV (Section 2). Determinants of occlusion and vertical dimension, Funct Orthod, 1994, Jul-Aug, 11, 4, 22-30.

112. Campillo, M. J., Miralles, R., Santander, H., Valenzuela, S., Fresno, M. J., Fuentes, A.,Zuniga, C., Influence of laterotrusive occlusal scheme on bilateral masseter EMG activity during clenching and grinding, Cranio, 2008, Oct, 26, 4, 263-73.

113. Carr, A. B., Christensen, L. V., Donegan, S. J., Ziebert, G. J., Postural contractile activities of human jaw muscles following use of an occlusal splint, J Oral Rehabil, 1991, Mar, 18, 2, 18591.

114. Cascone, P., Nicolai, G., Vetrano, S., Fabiani, F., TMJ biomechanical constraints: the disc and the retrodiscal tissue, Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol, 1999, Jan-Mar, 41, 1, 26-32.

115. Casella, G., Cortesi, R., Ghilardi, L.,Gnathologic-postural tracing, Attual Dent, 1991, Mar 10, 7, 8-9, 8-12.
116. Casella, G., Occluso-postural glossary, Attual Dent, 1991, Mar 10, 7, 8-9, 18-22.
117. Casella, G., Lazzari, E., Postural function of occlusion, Attual Dent, 1991, Feb 17, 7, 6, 8-12.
118. Casella, G., Postural definition of the interocclusal free space, Attual Dent, 1991, Feb 17, 7, 6, 14-8, 21.
119. Castel-Branco, P., Current concepts in neuromuscular occlusion, Stoma (Lisb), 1990, Aug-Oct, 2, 17, 31-2, 35-6.
120. Cattaneo, R., Monaco, A., Streni, O., Serafino, V., Giannoni, M., Birth delivery trauma and malocclusion, J Clin Pediatr Dent, 2005, Spring, 29, 3, 185-8.
121. Cattoni, D. M., Fernandes, F. D., Di Francesco, R. C.,Latorre Mdo, R., Characteristics of the stomatognathic system of mouth breathing children: anthroposcopic approach, Pro Fono, 2007, Oct-Dec, 19,4, 347-51.
122. Celar, A. G., Kundi, M., Piehslinger, E., Furhauser, R., Kohlmaier, B., Mandibular position at chin-point guided closure, intercuspation and final deglutition in asymptomatic and temporomandibular dysfunction subjects, J Oral Rehabil, 2000, Jan, 27, 1, 70-8.
123. Cesar, G. M., Tosato Jde, P., Biasotto-Gonzalez, D. A., Correlation between occlusion and cervical posture in patients with bruxism, Compend Contin Educ Dent, 2006, Aug, 27, 8, 463-6; quiz 467-8.
124. Chapman, R. J., Maness, W. L., Osorio, J., Occlusal contact variation with changes in head position, Int J Prosthodont, 1991, Jul- Aug, 4, 4, 377-81.
125. Chapra, A., White, G. E., A newer approach in positioning teeth for dental prosthetics using lateral cephalometric, trans-cranial radiographs, and the Denar-Witzig articulator: a case of hypodontia in an adolescent patient, J Clin Pediatr Dent, 2001, Fall, 26, 1, 13-9.

126. Choi, B., Baek, S. H., Yang, W. S., Kim, S., Assessment of the relationships among posture, maxillomandibular denture complex, and soft-tissue profile of aesthetic adult Korean women, J Craniofac Surg, 2000, Nov, 11, 6, 586-94.

127. Ciancaglini, R., Colombo-Bolla, G., Gherlone, E. F., Radaelli, G., Orientation of craniofacial planes and temporomandibular disorder in young adults with normal occlusion, J Oral Rehabil, 2003, Sep, 30, 9, 878-86.

128. Clark, G. T., Browne, P. A., Nakano, M., Yang, Q., Co-activation of sternocleidomastoiscles during maximum clenching, J Dent Res,1993, Nov, 72, 11, 1499-502.

129. D'Attilio, M., Filippi, M. R., Femminella, B., Festa, F., Tecco, S., The influence of an experimentally-induced malocclusion on vertebral alignment in rats: a controlled pilot study, Cranio, 2005, Apr, 23, 2, 119-29.

130. Dahan, J. S., Occlusal and functional evaluations in adults: a case report, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998, Nov, 114, 5, 551-7.

131. Dargaud, J., Vinkka-Puhakka, H., The temporo-mandibular articulation, Morphologie, 2004, Apr, 88, 280, 3-12.

132. Dawson, P. E., New definition for relating occlusion to varying conditions of the temporomandibular joint, J Prosthet Dent, 1995, Dec, 74, 6, 619-27.

133. Dawson, P. E., A classification system for occlusions that relates maximal intercuspation to the position and condition of the temporomandibular joints, J Prosthet Dent, 1996, Jan, 75, 1, 60-6.

134. de Cuebas, J. O., Nonsurgical treatment of a skeletal vertical discrepancy with a significant open bite, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1997, Aug, 12, 2, 124-31.

135. De Mot, B., Casselman, J., DeBoever, J., Pseudodynamic magnetic resonance imaging in the diagnosis of temporomandibular joint dysfunction, J Prosthet Dent, 1994, Sep, 72, 3, 309-13.

136. Delaire, J., Maxillary development revisited: relevance to the orthopaedic treatment of Class III malocclusions, Eur J Orthod, 1997, Jun, 19, 3, 289-311.

137. Dogan, S., Erturk, N., The effect of vision on craniocervical posture and its relation to craniofacial and dentoalveolar morphology, Quintessence Int, 1990, May, 21, 5, 401-6.

138. Femiano, F., Malzone, A., Radiographic registration of cranial posture, Arch Stomatol (Napoli), 1989, Jul-Sep, 30, 3, 591-4.

139. Ferrario, V. F., Sforza, C., Schmitz, J. H., Taroni, A., Occlusion and center of foot pressure variation: is there a relationship?, J Prosthet Dent, 1996, Sep, 7, 3, 302-8.

140. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Schmitz, J. H., Three-dimensional assessment of the reliability of a postural face-bow transfer, J Prosthet Dent, 2002, Feb, 87, 2, 210-5.

141. Fields, H. W., Proffit, W. R., Case, J. C., Vig, K. W., Variables affecting measurements of vertical occlusal force, J Dent Res, 186, Feb, 65, 2, 135-.8.

142. Fresno, M. J., Miralles, R., Valdivia, J., Fuentes, A., Valenzuela, S., Ravera, M. J. Santander, H., Electromyographic evaluation of anterior temporal and suprahyoid muscles using habitual methods to determine clinical rest position, Cranio, 2007, Oct, 25, 4, 257-63.

143. Fujii, T., A case report of prosthodontic treatment for the influence of occlusal discord on the whole body, Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 2005, Apr, 49, 2, 298-301.

144. Fujimoto, M., Hayakawa, L., Hirano, S., Watanabe, I., Changes in gait stability induced by alteration of mandibular position, J Med Dent Sci, 2001, Dec, 48, 4, 131-6.

145. Fujita, Y. Motegi, E., Nomura, M., Kawamura, S., Yamaguchi, D., Yamaguchi, H., Oral habits of temporomandibular disorder patients with malocclusion, Bull Tokyo Dent Coll, 2003, Nov, 44, 4, 201-7.

146. Fushima, K., Kobayashi, M., Konishi, H., Minagichi, K. Fukuchi, T., Real-time orthognathic surgical simulation using a mandibular motion tracking system, Comput Aided Surg, 2007, Mar, 12, 2, 91-104.

147. Gadotti, I. C., Berzin, F., Biasotto-Gonzalez, D., Preliminary rapport on head posture and muscle activity in subjects with class I and II, J Oral Rehabil, 2005, Nov, 32, 11, 794-9.

148. Gangloff, P. Louis, J. P., Perrin, P. P., Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects, Neurosci Lett, 2000, Nov 3, 293, 3, 203-6.

149. Garganta, K. T., Understanding temporomandibular disorder, Radiol Technol, 1995, Jul-Aug, 66, 6, 385-7.

150. Gjorup, H., Athanasiou, A. E., Soft-tissue and dentoskeletal profile changes associated with mandibular setback osteotomy, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1991, Oct, 100, 4, 312-23.

151. Godefroy, J. N., Yardin, M., The effect of an experimental occlusal interference on the masticatory cycle recorded by electromagnetic pantography, J Biol Buccale, 991, Jun, 19, 2, 141-6.

152. Goldstein, L. B., Centric relation and the treatment position in rehabilitating occlusions: a physiologic approach. Part I: Developing an optimum mandibular posture, J Prosthet Dent, 1989, Feb, 61, 2, 256-7.

153. Gonzalez, H. E., Manns, A., Forward head posture: its structural and functional influence on the stomatognathic system, a conceptual study, Cranio, 1996, Jan, 14, , 71-80.

154. Hanke, B. A., Motschall, E.,Turp, J. C., Association between orthopedic and dental findings: what level of evidence is available?, J Orofac Orthop, 2007, Mar, 68, 2, 91-107.

155. Havertape, S. A., Cruz, O. A., Abnormal head posture associated with high hyperopia, J Aapos, 1998, Feb, 2, 1, 12-6.

156. He, Z., Cui, L., Wu, S. S., Li, X. Y., Simpkins, J. W., McKinney, M., Day, A. L., Increased severity of acute cerebral ischemic injury correlates with enhanced stem cell induction as well as with predictive behavioral profiling, Curr Neurovasc Res, 2004, Dec, 1, 5, 399-409.

157. Hellsing, E., Hagberg, C., Changes in maximum bite force related to extension of the head, Eur J Orthod, 1990, May, 12, 2, 148-53.

158. Hellsing, G., Clinical study of location and reproducibility of three mandibular positions in relation to body posture and muscle function, J Prosthet Dent, 1996, Jun, 75, 6, 685.

159. Henriksen, P. A., Strachan, K., Selby, C., Northridge, D. B., Percutaneous patent foramen ovale closure in a patient with platypnoea-orthodeoxia syndrome, Heart, 2007, Jul, 93, 7, 892.

160. Hiyama, S., Ono, T., Ishiwata, Y., Kuroda, T., Effects of mandibular position and body posture on nasal patency in normal awake subjects, Angle Orthod, 2002, Dec, 72, 6, 547-53.

161. Holmgren, K., Sheikholeslam, A., Riise, C., An electromyographic study of the immediate effect of an occlusal splint on the postural activity of the anterior temporal and masseter muscles in different body positions with and without visual input, J Oral Rehabil, 1986, Nov, 12, 6, 483-90.

162. Holmgren, K., Sheikholeslam, A., Occlusal adjustment and myoelectric activity of the jaw elevator muscles in patients with nocturnal bruxism and craniomandibular disorders, Scand J Dent Res, 1994, Aug, 102, 4, 238-43.

163. Hoppenreijs, T. J., van der Linden, F. P., Freihofer, H. P., van 't Hof, M. A., Tuinzing, D. B., Voorsmit, R. A., Stoelinga, P. J., Occlusal and functional conditions after surgical correction of anterior open bite deformities, Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 1996, -, 11, 1, 29-39.

164. Hosoda, M., Masuda, T., Isozaki, K., Takayanagi, K. Sakata, K., Takakuda, K. Nitta, O., Morita, S., Effect of occlusion status on the time required for initiation of recovery in response to external disturbances in the standing position, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007, Mar, 22, 3, 369-73.

165. Hou, H. M., Sam, K., Hagg, U., Rabie, A. B., Bendeus, M., Yam, L. Y., Ip, M. S., Long-term dentofacial changes in Chinese obstructive sleep apnea patients after treatment with a mandibular advancement device, Angle Orthod, 2006, May, 76, 3, 432-40.

166. Huggare, J. A., Raustia, A. M., Head posture and cervicovertebral and craniofacial morphology in patients with craniomandibular dysfunction, Cranio, 1992, Jul, 10, 3, 173-7 discussion 178-9.

167. Hunt, N. P., Cunningham, S. J., The use of kinesiography to assess mandibular rest positions following corrective orthognathic surgery, J Craniomaxillofac Surg, 1998, Jun, 26, 3, 179-84.

168. Ioi, H., Matsumoto, R., Nishioka, M., Goto, T. K., Nakata, S.,Nakasima, A. Counts, A. L., Relationship of TMJ osteoarthritis / osteoarthrosis to head posture and dentofacial morphology, Orthod Craniofac Res, 2008, Feb, 11, 1, 8-16.

169. Ishiwata, Y., Analysis of CSF flow through L-P shunt during changes in posture, No Shinkei Geka, 189, Apr, 17, 4, 351-8.

170. Johal, A., Battagel, J. M., An investigation into the changes in airway dimension and the efficacy of mandibular advancement appliances in subjects with obstructive sleep apnoea,Br J Orthod, 1999, Sep, 26, 3, 205-10.

171. Jung, J., Borchers, L. Engelke, T., Wiese, G., Jaw relation registrations in edentulous, disabled and bedridden patients, Dtsch Zahnarztl Z, 1986, Dec, 41, 12, 1189-92.

172. Kibana, Y., Ishijima, T., Hirai, T., Occlusal support and head posture, J Oral Rehabil, 2002, Jan, 29, 1, 58-63.

173. Kim, Y. K., Lee, S. W., Chung, S. C., Kho, H. S., Comparison of muscle activity and occlusal contacts during maximal and habitual clenching in varied chair positions, J Oral Rehabil, 1997, Mar, 24, 3, 237-9.

174. Klineberg, I., Occlusion as the cause of undiagnosed pain, Int Dent J, 1988. Mar, 38, 1, 19-27.

175. Knudson, R. C., Meyer, J. B., Jr., Montalvo, R., Sleep apnea prosthesis for dentate patients, J Prosthet Dent, 1992, Jul, 68, 1, 109-11.

176. Koh, Y., Tsuchiya, M., Adachi, S., Yoshida, K., Sakuda, M., Case of skeletal open bite treated with orthognathic surgery, with special reference to morphological and functional analysis of the tongue, Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi, 1989, Dec, 48, 6, 623-34.

177. Kondo, E., Aoba, T. J., Case report of malocclusion with abnormal head posture and TMJ symptoms, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1999, Nov, 116, 5, 481-93.

178. Kondo, E., Features and treatment of skeletal class III malocclusion with severe lateral mandibular shift and asymmetric vertical dimension, World J Orthod, 2004, Spring, 5, 1, 9-24.

179. Kooijman, M., Rongen, G. A., Smits, P., van Kuppevelt, H. J., Hopman, M. T., The role of the alpha-adrenergic receptor in the leg vasoconstrictor response to orthostatic stress, Acta Physiol (Oxf), 2009, Mar, 195, 3, 357-66.

180. Kreiborg, S., Aduss, H., Cohen, M. M., Jr., Cephalometric study of the Apert syndrome in adolescence and adulthood, J Craniofac Genet Dev Biol, 1999, Jan-Mar, 19, 1, 1-11.

181. Krueger, G. E., Schneider, R. L., A plane of orientation with an extracranial anterior point of reference, J Prosthet Dent, 1986, Jul, 56, 1, 56-60.

182. Kuipers, N. T., Sauder, C. L., Carter, J. R., Ray, C. A., Neurovascular responses to mental stress in the supine and upright postures, J Appl Physiol, 2008, Apr, 104, 4, 1129-36.

183. Lai, V., Deriu, F., Chessa, G., The influence of occlusion on sporting performance, Minerva Stomatol, 2004, Jan-Feb, 53, 1-2, 41-7.

184. Lai, Y. Y., Ho, H. C., Total airway occlusion in a parturient with a mediastinal mass after anesthetic induction--a case report, Acta Anaesthesiol Taiwan, 2006, Jun, 44, 2, 127-30.

185. Landis, C. F., Preliminary observation of rest posture habituation time, Int J Orofacial Myology, 1998, -, 24, -, 42-4.

186. Langlade, M., Poulet, H., Cervicometry for postural analysis in the dysfunctional patient, Chir Dent Fr, 1991, Dec 12, 61, 589, 39, 46.

187. Lavorgna, G., Infante, M., Trombetta, S., Occlusal re-equilibrium in patients with the craniomandibular dysfunctional syndrome. The use of a functional plate, Minerva Stomatol,. 1994, Sep, 43, 9, 403-8.

188. Lazzari, E., Casella, G., Cortesi, R., Ghilardi, L., Occluso-postural diagnostic-therapeutic coordination, Attual Dent, 1991, Mar 10, 7, 8-9-, 14-6.

189. Lee, R. L., Standardized head position and reference planes for dento-facial aesthetics, Dent Today, 2000, Feb, 19, 2, 82-7.

190. Leipala, J. A., Bhat, R. Y., Rafferty, G. F., Hannam, S., Greenough, A., Effect of posture on respiratory function and drive in preterm infants prior to discharge, Pediatr Pulmonol, 2003, Oct, 36, 4, 295-300.

191. Leitch, J. W., Arnold, J. M., Klein, G. J., Yee, R., Riff, K., Should a VVIR pacemaker increase the heart rate with standing?, Pacing Clin Electrophysiol, 1992, Mar, 15, 3, 288-94.

192. Leiva, M., Miralles, R., Palazzi, C., Marulanda, H.Ormeno, G., Valenzuela, S., Santander, H., Effects of laterotrusive occlusal scheme and body position on bilateral sternocleidomastoid EMG activity, Cranio, 2003, Apr, 21, 1, 99-109..

193. Lotzmann, U., Kobes, L. W., Rudolph, W., Paula, M. J., Influence of occlusion on head posture during prolonged phases of clenching, Dtsch Zahnarztl Z, 1989, Mar, 44, 3, 162-4.

194. Lowe, A. A., Takada, K., Yamagata, Y., Sakuda, M., Dentoskeletal and tongue soft-tissue correlates: a cephalometric analysis of rest position, Am J Orthod, 1985, Oct, 88, 4, 333-41.

195. Lundvall, J., Lanne, T., Much larger transcapillary hydrodynamic conductivity in skeletal muscle and skin of man than previously believed, Acta Physiol Scand, 1989, May, 136, 1, 7-16.

196. Makofsky, H., The effect of head posture on muscle contact position: the sliding cranium theory, Cranio, 1989, Oct, 7, 4, 286-92.

197. Makofsky, H. W., Sexton, T. R., Diamond, D. Z., Sexton, M. T., The effect of head posture on muscle contact position using the T-Scan system of occlusal analysis, Cranio, 1991, Oct, 9, 4, 316-21.

198. Makofsky, H. W., The influence of forward head posture on dental occlusion, Cranio, 2000, Jan, 18, 1, 30-9.

199. Malhotra, A., Trinder, J., Fogel, R., Stanchina, M., Patel, S. R., Schory, K., Kleverlaan, D., White, D. P., Postural effects on pharyngeal protective reflex mechanisms, Sleep, 2004, Sep 15, 27, 6, 1105-12.

200. Mason, R. M., A retrospective and prospective view of orofacial myology, Int J Orofacial Myology, 2005, Nov, 31, -, 5-14.

201. Mason, R. M., A retrospective and prospective view of orofacial myology, Int J Orofacial Myology, 2008, Nov, 34, -, 5-14.

202. Mauhourat, S., Raberin, M., Pernier, C., Clinical forms of muscular imbalance in the mixed dentition. Morphogenetic consequences, Orthod Fr, 2001, Jan-Apr, 72, 1-2, 83-104.

203. Mazzone, N., Matteini, C., Incisivo, V., Evaristo, B., Temporomandibular joint disorders and maxillomandibular malformations: role of condylar "repositionin" plate, J Craniofac Surg, 2009, May, 20, 3, 909-15.

204. McKay, D. C., Christensen, L. V., Electrognathographic and electromyographic observations on jaw depression during neck extension, J Oral Rehabil, 1999, Nov, 26, 11, 865-76.

205. Michelotti, A., Farella, M., Vollaro, S., Martina, R., Mandibular rest position and electrical activity of the masticatory muscles, J Prosthet Dent, 1997, Jul, 78, 1, 48-53.

206. Michelotti, A., Manzo, P., Farella, M., Martina, R., Occlusion and posture: is there evidence of correlation?, Minerva Stomatol, 1999, Nov, 48, 11, 525-34.

207. Michelotti, A., Buonocore, G., Farella, M., Pellegrino, G., Piergentili, C., Altobelli, S., Martina, R., Postural stability and unilateral posterior crossbite: is there a relationship?, Neurosci Lett,2006, Jan 9, 392, 1-2, 140-4.

208. Milani, R. S., De Periere, D. D., Lapeyre, L., Pourreyron, L., Relationship between dental occlusion and posture, Cranio, 2000, Apr, 18, 2, 127-34.

209. Miralles, R., Dodds, C., Palazzi, C., Jaramillo, C., Quezada, V., Ormeno, G., Villegas, R., Vertical dimension. Part 1: comparison of clinical freeway space, Cranio, 2001, Oct, 19, 4, 230-6.

210. Miralles, R., Gutierrez, C., Zucchino, G., Cavada, G., Carvajal, R., Valenzuela, S., Palazzi, C., Body position and jaw posture effects on supra- and infrahyoid electromyographic activity in humans, Cranio, 2006, Apr, 24, 2, 98-103.

211. Miyata, T., Satoh, T., Shimada, A., Umetsu, N., Takeda, T., Ishigami, K., Ohki, K., The relation between the condition of the stomatognathic system and the condition of whole body. I-1. Concerning the effects of a change of occlusion on upright posture especially on the locus of the body's gravity center, Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 1988, Dec, 32, 6, 1233-40.

212. Molina, O. F., dos Santos, J., Mazzetto, M., Nelson, S., Nowlin, T., Mainieri, E. T., Oral jaw behaviors in TMD and bruxism: a comparison study by severity of bruxism, Cranio, 2001, Apr, 19, 2, 114-22.

213. Monteith, B. D., Altered jaw posture and occlusal disruption patterns following mandibular advancement therapy for sleep apnea: a preliminary study of cephalometric predictors, Int J Prosthodont, 2004, May-Jun, 17, 3, 274-80.

214. Motoyoshi, M., Shimazaki, T., Sugai, T., Namura, S., Biomechanical influences of head posture on occlusion: an experimental study using finite element analysis, Eur J Orthod, 2002, Aug, 24, 4, 319-26.

215. Munhoz, W. C., Marques, A. P., de Siqueira, J. T., Evaluation of body posture in individuals with internal temporomandibular joint derangement, cranio, 2005, Oct, 23, 4, 269-77.

216. Nobili, A., Adversi, R., Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation, Cranio, 1996, Oct, 14, 4, 274-85.

217. Nojima, K., Nagai, H., Nishii, Y., Sakamoto, T., Yamaguchi, H., Morphological evaluations in skeletal Class III malocclusion requiring maxillofacial surgery using orthognathic surgical analysis, Bull Tokyo Dent Coll, 2002, Aug, 43, 3, 163-71.

218. Omae, T., Inoue, S., Saito, O., Ishii, H., Ishigaki, S., Okuda, T., Nakamura, T., Akanishi, M., Maruyama, T., Electromyographic study on the effects of head position to head and neck muscles, Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 1989, Apr, 33, 2, 352-8.

219. Ozbek, M. M., Koklu, A., Natural cervical inclination and craniofacial structure, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1993, Dec, 104, 6, 584-91.

220. Pae, E. K., Blasius, J. J., Nanda, R., Sex differences in genioglossus muscle response to changes in pharyngeal resistance, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002, Nov, 122, 5, 500-5.

221. Pae, E. K., Blasius, J. J., Nanda, R., Heterogeneity in vertical positioning of the hyoid bone in relation to genioglossal activity in men, Angle Orthod, 2004, Jun, 74, 3, 343-8.

222. Pancherz, H., Milat, A. M., The assessment of the facial profile in relation to head posture, Fortschr Kieferorthop, 1994, Jun, 55, 3, 111-8.

223. Peck, C. C., Langenbach, G. E., Hannam, A. G., Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening, Arch Oral Biol, 2000, Nov, 45, 11, 963-82.

224. Pedrazzi, M. E., Treating the open bite, J Gen Orthod, 1997, Mar, 8, 1, 5-16.

225. . Perinetti, G., Dental occlusion and body posture: no detectable correlation, Gait Posture, 2006, Oct, 24, 2, 165-8.

226. Perinetti, G., Temporomandibular disorders do not correlate with detectable alterations in body posture, J Contemp Dent Pract, 2007, -, 8, 5, 60-7.

227. Petricevic, N., Celebic, A., Celic, R., Baucic-Bozic, M., Natural head position and inclination of craniofacial planes, Int J Prosthodont, 2006, May-Jun, 19, 3, 279-80.

228. Ploughman, M., Windle, V., MacLellan, C. L., White, N., Dore, J. J., Corbett, D., Brain-derived neurotrophic factor contributes to recovery of skilled reaching after focal ischemia in rats, Stroke, 2009, Apr, 40, 4, 1490-5.

229. Qian, W., Sabo, R., Ohm, M., Haight, J. S., Fenton, R. S., Nasal nitric oxide and the nasal cycle, Laryngoscope, 2001, Sep, 111, 9, 1603-7.

230. Quintero, Y., Restrepo, C. C., Tamayo, V., Tamayo, M., Velez, A. L., Gallego, G., Pelaez-Vargas, A., Effect of awareness through movement on the head posture of bruxist children, J Oral Rehabil, 2009, Jan, 36, 1, 18-25.

231. Rodrigues, M. J., Lotzmann, U., Rudolf, W., Influence of occlusion on head posture, during periods of continuous intermaxillary pressure, Stoma (Lisb), 1990, Jul, 2, 16, 33-4, 37-8, 41-2.

232. tRoot, G. R., Kraus, S. L., Razook, S. J., Samson, G. S., Effect of an intraoral splint on head and neck posture, J Prosthet Dent, 1987, Jul, 58, 1, 90-5.

233. Rosenbaum, R. S., The possible effect of periodontal diseases on occlusal function, Curr Opin Periodontol, 1993, 163-9.

234. Ruan, W. H., Guo, Q., Zheng, Z. Y., Lu, Y., Su, J. M., Dong, Y. F., Xia, B., Study of muscle pressure exerted on deciduous normal occlusion, Zhejiang Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban, 2004, Jul, 33, 4, 344-8.

235. Sahin Saglam, A. M., Uydas, N. E., Relationship between head posture and hyoid position in adult females and males, J Craniomaxillofac Surg, 2006, Mar, 34, 2, 85-92.

236. Sakaguchi, K., Mehta, N. R., Abdallah, E. F., Forgione, A. G., Hirayama, H., Kawasaki, T., Yokoyama, A., Examination of the relationship between mandibular position and body posture, Cranio, 2007, Oct, 25, 4, 237-49.

237. Sartori, F., Kinesiologic and neurologic basis of asymmetry, Mondo Ortod, 1989, Sep-Oct, 14, 5, 621-31.

238. Sato, Y., Influence of posture on the sternocleidomastoid muscle activity in occlusal function, Kokubyo Gakkai Zasshi, 1995, Mar, 62, 1, 29-47.

239. Sato, F., Kino, K., Sugisaki, M., Haketa, T., Amemori, Y., Ishikawa, T., Shibuya, T., Amagasa, T., Tanabe, H., Yoda, T., Sakamoto, I., Omura, K., Miyaoka, H., Teeth contacting habit as a contributing factor to chronic pain in patients with temporomandibular disorders, J Med Dent Sci, 2006, Jun, 53, 2, 103-9.

240. Satoh, M., Hida, W., Chonan, T., Okabe, S., Miki, H., Taguchi, O., Kikuchi, Y., Takishima, T., Effects of posture on carbon dioxide responsiveness in patients with obstructive sleep apnoea, Thorax, 1993, May, 48, 5, 537-41.

241. Schwartz, R., Martin, J. O., Kudyba, P. F., Slaby, S. M., Effect of changes in the relationship of the mandible to the maxilla on the dimensions of the external acoustic meatus, Cranio, 1990, Jan, 8, 1, 17-29.

242. Serviere, F., Postural examination in daily occlusodontology, Cah Prothese, 1989, Mar, -, 65, 36-42.

243. Sforza, C., Tartaglia, G. M., Solimene, U., Morgun, V., Kaspranskiy, R. R., Ferrario, V. F., Occlusion, sternocleidomastoid muscle activity, and body sway: a pilot study in male astronauts, Cranio, 2006, Jan, 24, 1, 43-9.

244. Sharifi Milani, R., Deville de Periere, D., Micallef, J. P., Relationship between dental occlusion and visual focusing, Cranio, 1998, Apr, 16, 2, 109-18.

245. Sheikholeslam, A., Holmgren, K., Riise, C., A clinical and electromyographic study of the long-term effects of an occlusal splint on the temporal and masseter muscles in patients with functional disorders and nocturnal bruxism, J Oral Rehabil, 1986, Mar, 13, 2, 137-45.

246. Shimazaki, T., Motoyoshi, M., Hosoi, K., Namura, S., The effect of occlusal alteration and masticatory imbalance on the cervical spine, Eur J Orthod, 2003, Oct, 25, 5, 457-63.

247. Sievert, U., Pau, H. W., Weidemann, T., The "ear fever thermometer"--studies of ear thermography, Laryngorhinootologie, 1999, Jul, 78, 7, 397-400.

248. Smith, R., Pressure and posture, Br J Ophthalmol, 1991, Nov, 75, 11, 643.

249. Smith, A. M., Battagel, J. M., Non-apneic snoring and the orthodontist: radiographic pharyngeal dimension changes with supine posture and mandibular protrusion, J Orthod, 2004, Jun, 31, 2, 124-31.

250. Soncul, M., Bamber, M. A., The reproducibility of the head position for a laser scan using a novel morphometric analysis for orthognathic surgery, Int J Oral Maxillofac Surg, 2000, Apr, 29, 2, 86-90.

251. Sonnesen, L., Bakke, M., Molar bite force in relation to occlusion, craniofacial dimensions, and head posture in pre-orthodontic children, Eur J Orthod, 2005, Feb, 27, 1, 58-63.

252. Sonnesen, L., Pedersen, C. E., Kjaer, I., Cervical column morphology related to head posture, cranial base angle, and condylar malformation, Eur J Orthod, 2007, Aug, 29, 4, 398-403.

253. Southard, T. E., Southard, K. A., Tolley, E. A., Variation of approximal tooth contact tightness with postural change, J Dent Res, 1990, Nov, 69, 11, 1776-9.

254. Stahl, F., Grabowski, R., Gaebel, M., Kundt, G., Relationship between occlusal findings and orofacial myofunctional status in primary and mixed dentition. Part II: Prevalence of orofacial dysfunctions, J Orofac Orthop, 2007, Mar, 68, 2, 74-90.

255. Strini, P. J., Machado, N. A., Gorreri, M. C., Ferreira Ade, F., Sousa Gda, C., Fernandes Neto, A. J., Postural evaluation of patients with temporomandibular disorders under use of occlusal splints, J Appl Oral Sci, 2009, Sep-Oct, 17, 5, 539-43.

256. Tahir, E., Sadowsky, C., Schneider, B. J., An assessment of treatment outcome in American Board of Orthodontics cases, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1997, Mar, 11, 3, 335-42.

257. Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanc, J. L., Cheynet, F., Borel, L., Dental occlusion and postural control in adults, Neurosci Lett, 2009, Jan 30, 450, 2, 221-4.

258. Tartaglia, G. M., Testori, T., Pallavera, A., Marelli, B., Sforza, C., Electromyographic analysis of masticatory and neck muscles in subjects with natural dentition, teeth-supported and implant-supported prostheses, Clin Oral Implants Res, 2008, Oct, 19, 10, 1081-8.

259. Thomason, J. W., Ely, E. W., Chiles, C., Ferretti, G., Freimanis, R. I., Haponik, E. F., Appraising pulmonary edema using supine chest roentgenograms in ventilated patients, Am J Respir Crit Care Med, 1998, May, 157, 5 Pt 1, 1600-8.

260. Tingey, E. M., Buschang, P. H., Throckmorton, G. S., Mandibular rest position: a reliable position influenced by head support and body posture, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001, Dec, 120, 6, 614-22.

261. Tripodakis, A. P., Smulow, J. B., Mehta, N. R., Clark, R. E., Clinical study of location and reproducibility of three mandibular positions in relation to body posture and muscle function, J Prosthet Dent, 1995, Feb, 73, 2, 190-8.

262. Tsai, C. M., Chou, S. L., Gale, E. N., McCall, W. D., Jr., Human masticatory muscle activity and jaw position under experimental stress, J Oral Rehabil, 2002, Jan, 29, 1, 44-51.

263. Tsuda, H., Masumi, S., Evaluation of effective jaw position and body posture for oral appliance of patients with obstructive sleep apnea syndrome, Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 2005, Oct, 49, 5, 736-43.

264. Tsuiki, S., Almeida, F. R., Bhalla, P. S., A. Lowe AA, Fleetham, J. A., Supine-dependent changes in upper airway size in awake obstructive sleep apnea patients, Sleep Breath, 2003, Mar, 7, 1, 43-50.

265. Tzakis, M., Kiliarides, S., Carlsson, G. E., Effect of chewing training on the postural position of the mandible, Stomatologia (Athenai), 1989, Jan-Feb, 46, 1, 41-9.

266. Utz, K. H., Studies of changes in occlusion after the insertion of complete dentures (part II), J Oral Rehabil, 1997, May, 24, 5, 376-84.

267. Valentino, B., Fabozzo, A., Melito, F., The functional relationship between the occlusal plane and the plantar arches. An EMG study, Surg Radiol Anat, 1991, -, 13, 3, 171-4.

268. Valentino, B., Aldi, B., Melito, F.,Valentino, T., An EMG study on TMJ disorders, Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol, 2002, Jan-Apr, 44, 1, 14-8.

269. Valentino, B., Melito, F., Aldi, B., Valentino, T., Correlation between interdental occlusal plane and plantar arches. An EMG study, Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol, 2002, Jan-Apr, 44, 1, 10-3.

270. Vardimon, A. D., Stutzmann, J. J., Graber, T. M., Voss, L. R., Petrovic, A. G., Functional orthopedic magnetic appliance (FOMA) II--modus operandi, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1989, May, 95, 5, 371-87.

271. Velez, A. L., Restrepo, C. C., Pelaez-Vargas, A., Gallego, G. J., Alvarez, E., Tamayo, V., Tamayo, M., Head posture and dental wear evaluation of bruxist children with primary teeth, J Oral Rehabil, 2007, Sep, 34, 9, 663-70.

272. Venegas, M., Valdivia, J., Fresno, M. J., Miralles, R., Gutierrez, M. F., Valenzuela, S., Fuentes, A., Clenching and grinding: effect on masseter and sternocleidomastoid electromyographic activity in healthy subjects, Cranio, 2009, Jul, 27, 3, 159-66.

273. Wahlberg, E., Jorneskog, G., Olofsson, P., Swedenborg, J., Fagrell, B., Whinery, J. G., Abnormal mandibular posture, Quintessence Int, 1989, Dec, 20, 12, 919-23.

274. Wood, G. N, Centric relation and the treatment position in rehabilitating occlusions: a physiologic approach. Part I: Developing an optimum mandibular posture, J Prosthet Dent, 1988, Jun, 59, 6, 647-51.

275. Yamabe, Y., Yamashita, R., Fujii, H., Head, neck and trunk movements accompanying jaw tapping, J Oral Rehabil, 1999, Nov, 26, 11, 900-5.

276. Yamada, R., Ogawa, T., Koyano, K., The effect of head posture on direction and stability of mandibular closing movement, J Oral Rehabil, 1999, Jun, 26, 6, 511, 20.

277. Yamaguchi, H., Tanaka, Y., Sueishi, K., Sebata, M., Uchiyama, T., Saito, C., Sigematsu, T.,Changes in oral functions and muscular behavior due to surgical orthodontic treatment, Bull Tokyo Dent Coll, 1994, Feb, 35, 1, 41-9.

278. Yamamoto, T., Nishigawa, K., Bando, E., Hosoki, M., Effect of different head positions on the jaw closing point during tapping movements, J Oral Rehabil, 2009, Jan, 36, 1, 32-8.

279. Yamashita, R., Suenaga, H., Yamabe, Y., Torisu, T., Fujii, H., Propagation of various tooth impacts in the human body, J Oral Rehabil, 1998, Oct, 25, 10, 785-91.

280. Yamazaki, F., Okuno, C., Nagamatsu, S., Sone, R., Effects of whole-body and local thermal stress on hydrostatic volume changes in the human calf, Eur J Appl Physiol, 2002, Nov, 88, 1-2, 61-6.

281. Yang, C. S., Deng, F., Wang, T., The relationship between sagittal upper airway size and surrounding skeletal structure with Delaire cephalometric analysis, Shanghai Kou Qiang Yi Xue, 2009, Feb, 18, 1, 24-8.

282. Yogosawa, F., Predicting soft tissue profile changes concurrent with orthodontic treatment, Angle Orthod, 1990, Fall, 60, 3, 199-206.

283. Yokoba, M., Abe, T., Katagiri, M., Tomita, T., Easton, P. A., Respiratory muscle electromyogram and mouth pressure during isometric contraction, Respir Physiol Neurobiol, 2003, Aug 14, 137, 1, 51-60.

284. Yokoba, M., Hawes, H. G., Easton, P. A., Geniohyoid muscle function in awake canines, J Appl Physiol, 2003, Aug, 95, 2, 810-7.

285. Yonemori, F., Yamaguchi, T., Nakayama, H., Narita, K., Hojo, S., Tamura, A., Effect of JTP-2942, a novel thyrotropin-releasing hormone analog, on motor deficits after chronic focal cerebral ischemia in rats, J Cereb Blood Flow Metab, 2000, Jan, 20, 1, 74-81.

286. Yoshida, M., Influences of changing vertical dimension, occlusal contacts of bite plane and body position on masticatory muscle activities, Osaka Daigaku Shigaku Zasshi, 1990, Jun, 35, 1, 287-306.

287. Yoshino, G., Higashi, K., Nakamura, T., Changes in weight distribution at the feet due to occlusal supporting zone loss during clenching, Cranio, 2003, Oct, 21, 4, 271-8.

288. Yoshino, G., Higashi, K., Nakamura, T., Changes in head position due to occlusal supporting zone loss during clenching, cranio, 2003, Apr, 21, 2, 89-98.

289. Zepa, I., Hurmerinta, K., Kovero, O., Nissinen, M., Kononen, M., Huggare, J., Trunk asymmetry and facial symmetry in young adults, Acta Odontol Scand, 2003, Jun, 61, 3, 149-53.

290. Zuckerman, G. R., Practical considerations for using the face-bow for complete denture prosthodontics, J Prosthet Dent, 1985, feb, 53, 2, 219-21.

291. Zuniga, C., Miralles, R., Mena, B., Montt, R., Moran, D., Santander, H., Moya, H., Influence of variation in jaw posture on sternocleidomastoid and trapezius electromyographic activity, Cranio, 1995, jul, 13, 3, 157-62.

292. Allum, J. H., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., Hadders-Algra, M., Proprioceptive control of posture: a review of new concepts, Gait Posture, 1998, Dec 1, 8, 3, 214-242.

293. Bacsi, A. M., Fung, V. S., Colebatch, J. G., Sway patterns in orthostatic tremor: impairment of postural control mechanisms, Mov Disord, 2005, Nov, 20, 11, 1469-75.

294. Rocchi, L., Chiari, L., Cappello, A., Horak, F. B., Identification of distinct characteristics of postural sway in Parkinson's disease: a feature selection procedure based on principal component analysis, Neurosci Lett, 2006, Feb 13, 394, 2, 140-5.

295. Rocchi, L., Chiari, L., Cappello, A., Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis, Med Biol Eng Comput, 2004, Jan, 42, 1, 91-9.

296. Chiari, L., Rocchi, L., Cappello, A., Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002, Nov.Dec, 17, 9-10, 666-77.

297. Collins, J. J., De Luca, C. J., The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms, Exp Brain Res, 1995, -, 103, 1, 151-53.

298. Dickstein, R., Laufer, Y., Katz, M., TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance, Neurosci Lett, 2006, Jan 23, 393, 1, 51-5.

299. Zamfirescu, F., Weber, B., Marruchi, C., Gagey, P. M., Gentaz, R., Maturation of Romberg's coefficient. A possible influence of binocular equilibrium, Agressologie, 1988, Oct, 29, 9, 661-7.

300. Marucchi, C., Zamfirescu, F., Gagey, P. M., Gentaz, R., Guillaume, P., Weber, B., Ophthalmologic determinants of prismatic correction of posture. A retrospective analysis of 39 prescriptions, Agressologie, 1988, Oct, 29, 10, 693-5.

301. Weber, B., Gagey, P. M., Noto, R., Does repetition change the performance of Fukuda's test?, Agressologie, 1984, Dec, 25, 12, 1311-4.

302. Ferrario, V. F., Sforza, C., Schmitz, J. H., Taroni, A., Occlusion and center of foot pressure variation: is there a relationship?, J Prosthet Dent, 1996, Sep, 76, 3, 302-8.

303. Ferrario, V. F., Sforza, C., Poggio, C. E., D'Addona, A., Taroni, A., Fourier analysis of cephalometric shapes, Cleft Palate Craniofac J, 1996, May, 33, 3, 206-12.

304. Haridas, C., Zehr, E. P., Misiaszek, J. E., Postural uncertainty leads to dynamic control of cutaneous reflexes from the foot during human walking, Brain Res, 2005, Nov 16, 1062, 1-2, 48-62.

305. Gangloff, P., Louis, J. P., Perrin, P. P., Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects, Neurosci Lett, 2000, Nov 3, 293, 3, 203-6.

306. Holstege, G., Georgiadis, J. R., The emotional brain: neural correlates of cat sexual behavior and human male ejaculation, Prog Brain Res, 2004, -, 143, -, 39-45.

307. Holstege, G., The anatomy of the central control of posture: consistency and plasticity, Neurosci Biobehav Rev, 1998, Jul, 22, 4, 485-93.

308. Pirttiniemi, P., Lahtela, P., Huggare, J., Serlo, W., Head posture and dentofacial asymmetries in surgically treated muscular torticollis patients, Acta Odontol Scand, 1989, Aug, 47, 4, 193-7.

309. Huggare, J., The first cervical vertebra as an indicator of mandibular growth, Eur J Orthod, 1989, Feb, 11, 1, 10-6.

310. Huggare, J., A roentgenocephalometric study of head posture and craniofacial morphogenesis in the cold environment of northern Finland, Proc Finn Dent Soc, 1987, -, 83 Suppl 2-3, -, 1-75.

311. Ahlberg, J. P., Kovero, O. A., Hurmerinta, K. A., Zepa, I., Nissinen, M. J., Kononen, M. H., Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults, Cranio, 2003, Oct, 21, 4, 248-52.

312. Kovero, O., Hurmerinta, K., Zepa, I., Huggare, J., Nissinen, M., Kononen, M., Maximal bite force and its associations with spinal posture and craniofacial morphology in young adults, Acta Odontol Scand, 2002, Dec, 60, 6, 365-9.

313. Hurmerinta, K., Pirinen, S., Kovero, O., Kivitie-Kallio, S., Craniofacial features in Cohen syndrome: an anthropometric and cephalometric analysis of 14 patients, Clin Genet, 2002, Aug, 62, 2, 157-64.

314. Zepa, I., Hurmerinta, K., Kovero, O., Nissinen, M., Kononen, M., Huggare, J., Associations between thoracic kyphosis, head posture, and craniofacial morphology in young adults, Acta Odontol Scand, 2000, Dec, 58, 6, 237-42.

315. Nardone, A., Tarantola, J., Galante, M., Schieppati, M., Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise, Arch Phys Med Rehabil, 1998, Aug, 79, 8, 920-4.

316. Nobili, A., Adversi, R., Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation, Cranio, 1996, Oct, 14, 4, 274-85.

317. Schwabe, A., Drepper, J., Maschke, M., Diener, H. C., Timmann, D., The role of the human cerebellum in short- and long-term habituation of postural responses, Gait Posture, 2004, Feb, 19, 1, 16-23.

318. Slobounov, S., Wu, T., Hallett, M., Shibasaki, H., Slobounov, E., Newell, K., Neural underpinning of postural responses to visual field motion, Biol Psychol, 2006, May, 72, 2, 188-97.

319. Slobounov, S., Sebastianelli, W., Moss, R., Alteration of posture-related cortical potentials in mild traumatic brain injury, Neurosci Lett, 2005, Aug 5, 383, 3, 251-5.

320. Slobounov, S., Hallett, M., Stanhope, S., Shibasaki, H., Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study, Clin Neurophysiol, 2005, Feb, 116, 2, 315-23.

321. Tecco, S., Salini, V., Calvisi, V., Colucci, C., Orso, C. A., Festa, F., D'Attilio, M., Effects of anterior cruciate ligament (ACL) injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles, J Oral Rehabil, 2006, Aug, 33, 8, 576-87.

322. Tecco, S., Colucci, C., Calvisi, V., Orso, C. A., Salini, V., Festa, F., Influence of knee pathology on body posture and muscle activity of head, neck and trunk muscles, Minerva Stomatol, 2005, Nov-Dec, 54, 11-12, 611-33.

323. Eng, J. J., Winter, D. A., Patla, A. E., Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking, Exp Brain Res, 1994, -, 102, 2, 339-49.

324. Wu, G., Haugh, L., Sarnow, M., Hitt, J., A neural network approach to motor-sensory relations during postural disturbance, Brain Res Bull, 2006, Apr 28, 69, 4, 365-74.

325. Yoshino, G., Higashi, K., Nakamura, T., Changes in weight distribution at the feet due to occlusal supporting zone loss during clenching, Cranio, 2003, Oct, 21, 4, 271-8.

326. Yoshino, G., Higashi, K., Nakamura, T., Changes in head position due to occlusal supporting zone loss during clenching, Cranio, 2003, Apr, 21, 2, 89-98.

327. Barbenel, J. C., Sockalingham, S., Device for measuring soft tissue interface pressures, J Biomed Eng, 1990, Nov, 12, 6, 519-22.

328. Brumagne, S., Janssens, L., Janssens, E., Goddyn, L., Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain, Gait Posture, 2008, Nov, 28, 4, 657-62.

329. Bussmann, J. B., Damen, L., Stam, H. J., Analysis and decomposition of signals obtained by thigh-fixed uni-axial accelerometry during normal walking, Med Biol Eng Comput, 2000, Nov, 38, 6, 632-8.

330. Chadwick, E. K., Nicol, A. C., Floyd, S., Gray, T. G., A telemetry-based device to determine the force-displacement behaviour of materials in high impact loading situations, J Biomech, 2000, Mar, 33, 3, 361-5.

331. Chapman, R. A., High sensitivity isometric force transducers made with piezo-electric or piezo-resistive strain gauges, J Physiol, 1970, Sep, 210, 1, 4P-6P.

332. Acharya, U. R., Goh, S. C., Iijima, K., Sekine, M., Tamura, T., Analysis of body responses to an accelerating platform by the largest-Lyapunov-exponent method, Proc Inst Mech Eng H, 2009, Jan, 223, 1, 111-20.

333.

334. Adkin, A. L., Campbell, A. D., Chua, R., Carpenter, M. G., The influence of postural threat on the cortical response to unpredictable and predictable postural perturbations, Neurosci Lett, 2008, Apr 18, 435, 2, 120-5.

335. Adolph, K. E., Tamis-LeMonda, C. S., Ishak, S., Karasik, L. B., Lobo, S. A., Locomotor experience and use of social information are posture specific, Dev Psychol, 2008, Nov, 44, 6, 1705-14.

336. Akdal, G., Donmez, B., Ozturk, V., Angin, S., Is balance normal in migraineurs without history of vertigo?, Headache, 2009, Mar, 49, 3, 419-25.

337. Aminaka, N., Gribble, P.A., Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control, J Athl Train, 2008, Jan-Mar, 43, 1, 21-8.

338. Amoud, H., Snoussi, H., Hewson, D. J., Duchene, J., Hilbert-Huang transformation: application to postural stability analysis, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 1562-5.

339. An, M. H., Yi, C. H., Jeon, H. S., Park, S. Y, Age-related changes of single-limb standing balance in children with and without deafness, Int J Pediatr Otorhinolaryngol, 2009, Nov, 73, 11, 1539-44.

340. Anders, C., Brose, G., Hofmann, G. O., Scholle, H. C., Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt, J Biomech, 2008, -, 41, 2, 333-9.

341. Anderson, A. M., Meador, K. A., McClure, L. R., Makrozahopoulos, D., Brooks, D. J., Mirka, G. A., A biomechanical analysis of anterior load carriage, Ergonomics, 2007, Dec, 50, 12, 2104-17.

342. Angyan, L., Teczely, T., Angyan, Z., Factors affecting postural stability of healthy young adults, Acta Physiol Hung, 2007, Dec, 94, 4, 289-99.

343. Aoki, S., Arai, Y., Kikuchi, N., An effective maneuver of positional test by turning of the head and body together, Auris Nasus Larynx, 2008, Mar, 35, 1, 37-40.

344. Aoki, T., Uetake, T., Shimoda, M., Effect of passenger position on fear of danger experienced during sudden bus stops, J Hum Ergol (Tokyo), 2009, Jun, 38, 1, 11-8.

345. Arampatzis, A., Karamanidis, K., Mademli, L., Deficits in the way to achieve balance related to mechanisms of dynamic stability control in the elderly, J Biomech, 2008, -, 41, 8, 1754-61.

346. Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Parnianpour, M., Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability, Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2008, Jun, 11, 3, 291-9.

347. Arkhipov, S. V., The role of the hip joint ligament in the maintenance of different types of erect posture, Fiziol Cheloveka, 2008, Jan-Feb, 34, 1, 89-95.

348. Arkov, V. V., Abramova, T. F., Nikitina, T. M., Ivanov, V. V., Suprun, D. V., Shkurnikov, M. U., Tonevitskii, A. G., Comparative study of stabilometric parameters in sportsmen of various disciplines, Bull Exp Biol Med, 2009, Feb, 147, 2, 233-5.

349. Armand, S., Landis, T., Sztajzel, R., Burkhard, P. R., Dyskinesia-induced postural instability in Parkinson's disease, Parkinsonism Relat Disord, 2009, Jun, 15, 5, 359-64.

350. Assi, A., Ghanem, I., Lavaste, F., Skalli, W., Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 22-6.

351. Baczkowicz, D., Szczegielniak, J., Proszkowiec, M., Relations between postural stability, gait and falls in elderly persons--preliminary report, Ortop Traumatol Rehabil, 2008, Sep-Oct, 10, 5, 478-85.

352. Baird, J. L., Van Emmerik, R. E., Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Dec, 24, 10, 826-32.

353. Bakirhan, S., Angin, S., Karatosun, V., Unver, B., Gunal, I., A comparison of static and dynamic balance in patients with unilateral and bilateral total knee arthroplasty, Eklem Hastalik Cerrahisi, 2009, -, 20, 2, 93-101.

354. Baldissera, F., Rota, V., Esposti, R., Anticipatory postural adjustments in arm muscles associated with movements of the contralateral limb and their possible role in interlimb coordination, Exp Brain Res, 2008, Feb, 185, 1, 63-74.

355. Barbieri, G., Gissot, A. S., Fouque, F., Casillas, J. M., Pozzo, T., Perennou, D., Does proprioception contribute to the sense of verticality?, Exp Brain Res, 2008, Mar, 185, 4, 545-52.

356. Barnett, C., Vanicek, N., Polman, R., Hancock, A., Brown, B., Smith, L., Chetter, I., Kinematic gait adaptations in unilateral transtibial amputees during rehabilitation, Prosthet Orthot Int, Prosthet Orthot Int, 2009, Jun, 33, 2, 135-47.

357. Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., Trottier, M., Mathieu, P., Computation of trunk equilibrium and stability in free flexion-extension movements at different velocities, J Biomech, 2008, -, 41, 2, 412-21.

358. Bellomo, R. G., Iodice, P., Savoia, V., Saggini, A., Vermiglio, G., Saggini, R., Balance and posture in the elderly: an analysis of a sensorimotor rehabilitation protocol, Int J Immunopathol Pharmacol, 2009, Jul-Sep, 22, 3 Suppl, 37-44.

359. Benatru, I., Vaugoyeau, M., Azulay, J. P., Postural disorders in Parkinson's disease, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 459-65.

360. Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Jimeno, P., Borel, L., Lacour, M., Age-related changes in posture control are differentially affected by postural and cognitive task complexity, Curr Aging Sci, 2009, Jul, 2, 2, 139-49.

361. Bernard-Demanze, L., Vuillerme, N., Ferry, M., Berger, L., Can tactile plantar stimulation improve postural control of persons with superficial plantar sensory deficit?, Aging Clin Exp Res, 2009, Feb, 21, 1, 62-8.

362. Berthonnaud, E., Dimnet, J., Hilmi, R., Classification of pelvic and spinal postural patterns in upright position. Specific cases of scoliotic patients, Comput Med Imaging Graph, 2009, Dec, 33, 8, 634-43.

363. Betker, A. L., Moussavi, Z., Szturm, T., Visual-based sensory motor learning during dynamic balance tasks viewed in a virtual environment, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 6110-3.

364. Bhatt, T., Pai, Y. C., Can observational training substitute motor training in preventing backward balance loss after an unexpected slip during walking?, J Neurophysiol, 2008, Feb, 99, 2, 843-52.

365. Bialek, M., M'Hango, A., "FITS" concept Functional Individual Therapy of Scoliosis, Stud Health Technol Inform, 2008, -, 135, -, 250-61.

366. Bidargaddi, N., Klingbeil, L., Sarela, A., Boyle, J., Cheung, V., Yelland, C., Karunanithi, M., Gray, L., Wavelet based approach for posture transition estimation using a waist worn accelerometer, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 1884-7.

367. Bizid, R., Jully, J. L., Gonzalez, G., Francois, Y., Dupui, P., Paillard, T., Effects of fatigue induced by neuromuscular electrical stimulation on postural control, J Sci Med Sport, 2009, Jan, 12, 1, 60-6.

368. Blaszczyk, J. W., Sway ratio - a new measure for quantifying postural stability, Acta Neurobiol Exp (Wars), 2008, -, 68, 1, 51-7.

369. Bobbert, M. F., Casius, L. J., Sijpkens, I. W., Jaspers, R. T., Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping, J Appl Physiol, 2008, Nov, 105, 5, 1428-40.

370. Bobrova, E. V., Levik Iu, S., Bogacheva, I. N., Oscillations of upper and lower body segments in the sagittal plane during standing: spatial-temporal interrelationships, Biofizika, 2009, Sep-Oct, 54, 5, 935-40.

371. Bolton, D. A., Misiaszek, J. E., Contribution of hindpaw cutaneous inputs to the control of lateral stability during walking in the cat, J Neurophysiol, 2009, Sep, 102, 3, 1711-24.

372. Bonnet, C. T., Kinsella-Shaw, J. M., Frank, T. D., Bubela, D. J., Harrison, S. J., Turvey, M. T., Deterministic and stochastic postural processes: effects of task, environment, and age, J Mot Behav, -, Jan-Feb, 42, 1, 85-97.

373. Bonnet, C., Carello, C., Turvey, M. T., Diabetes and postural stability: review and hypotheses, J Mot Behav, 2009, Mar, 41, 2, 172-90.

374. Boonstra, T. W., Roerdink, M., Daffertshofer, A., van Vugt, B., van Werven, G., Beek, P. J., Low-alcohol doses reduce common 10- to 15-Hz input to bilateral leg muscles during quiet standing, J Neurophysiol, 2008, oct, 100, 4, 2158-64.

375. Borsa, P. A., Laudner, K. G., Sauers, E. L., Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: a theoretical and evidence-based perspective, Sports Med, 2008, -, 38, 1, 17-36.

376. Boucher, P., Descarreaux, M., Normand, M. C., Postural control in people with osteoarthritis of the cervical spine, J Manipulative Physiol Ther, 2008, Mar, 31, 3, 184-90.

377. Boudrahem, S., Rougier, P. R., Relation between postural control assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals, Exp brain Res, 2009, May, 195, 1, 145-52.

378. Bouisset, S., Do, M. C., Posture, dynamic stability, and voluntary movement, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 345-62.

379. Bove, M., Fenoggio, C., Tacchino, A., Pelosin, E., Schieppati, M., Interaction between vision and neck proprioception in the control of stance, Neuroscience, 2009, Dec 29, 164, 4, 1601-8.

380. Brasseux, R., Greve, K. W., Gianoli, G. J., Soileau, J. S., Bianchini, K. J., The relationship between the modified somatic perception questionnaire and dynamic platform posturography, Otol Neurotol, 2008, Apr, 29, 3, 359-62.

381. Brauer, S. G., Neros, C., Woollacott, M., Balance control in the elderly: do Masters athletes show more efficient balance responses than healthy older adults?, Aging Clin Exp Res, 2008, Oct, 20, 5, 406-11.

382. Braz, G. P., Russold, M., Smith, R. M., Davis, G. M., Efficacy and stability performance of traditional versus motion sensor-assisted strategies for FES standing, J Biomech, 2009, Jun 19, 42, 9, 1332-8.

383. Brumagne, S., Janssens, L., Knapen, S., Claeys, K., Suuden-Johanson, E., Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy, Eur Spine J, 2008, Sep, 17, 9, 1177-84.

384. Brumagne, S., Janssens, L., Janssens, E., Goddyn, L., Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain, Gait Posture, 2008, Nov, 28, 4, 657-62.

385. Bruyneel, A. V., Chavet, P., Bollini, G., Allard, P., Mesure, S., The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behaviour, Neurosci lett, 2008, Dec 12, 447, 2-3, 158-63.

386. Bucci, M. P., Le, T. T., Wiener-Vacher, S., Bremond-Gignac, D., Bouet, A., Kapoula, Z., Poor postural stability in children with vertigo and vergence abnormalities, Invest Ophthalmol Vis Sci, 2009, Oct, 50, 10, 4678-84.

387. Buckley, T. A., Pitsikoulis, C., Hass, C. J., Dynamic postural stability during sit-to-walk transitions in Parkinson disease patients, Mov Disord, 2008, jul 15, 23, 9, 1274-80.

388. Buckley, T., Pitsikoulis, C., Barthelemy, E., Hass, C. J., Age impairs sit-to-walk motor performance, J Biomech, 2009, Oct 16, 42, 14, 2318-22.

389. Bunday, K. L., Bronstein, A. M., Visuo-vestibular influences on the moving platform locomotor aftereffect, J Neurophysiol, 2008, Mar, 99, 3, 1354-65.

390. Bunderson, N. E., Ting, L. H., Burkholder, T. J., Asymmetric interjoint feedback contributes to postural control of redundant multi-link systems, J Neural Eng, 4, 3, 234-45.

391. Burwell, R. G., Dangerfield, P. H., Freeman, B. J., Concepts on the pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. Bone growth and mass, vertebral column, spinal cord, brain, skull, extra-spinal left-right skeletal length asymmetries, disproportions and molecular pathogenesis, Stud Health Technol Inform, 2008, -, 135, -, 3-52.

392. Bustamante Valles, K. D., Long, J. T., Riedel, S. A., Graf, A., Krzak, J., Hassani, S., Smith, P. A. Harris, G. F., Application of a bi-planar postural stability model in children with cerebral palsy, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 4535-8.

393. Caetano, M. J., Gobbi, L. T., Sanchez-Arias Mdel, R., Stella, F., Gobbi, S., Effects of postural threat on walking features of Parkinson's disease patients, Neurosci Lett, 2009, Mar 13, 452, 2, 136-40.

394. Cakit, B. D., Saracoglu, M., Genc, H., Erdem, H. R., Inan, L., The effects of incremental speed-dependent treadmill training on postural instability and fear of falling in Parkinson's disease, Clin Rehabil, 2007, Aug, 21, 8, 698-705.

395. Calavalle, A. R., Sisti, D., Rocchi, M. B., Panebianco, R., Del Sal, M., Stocchi, V., Postural trials: expertise in rhythmic gymnastics increases control in lateral directions, Eur J Appl Physiol, 2008, Nov, 104, 4, 643-9.

396. Campbell, A. D., Dakin, C. J., Carpenter, M. G., Postural responses explored through classical conditioning, Neuroscience, 2009, Dec 15, 164, 3, 986-97.

397. Caratelli, E., Menzocchi, M., Carli, G., Fontani, G., Santarcangelo, E., Is high hypnotizability a trouble in balance control?, Eur J Appl Physiol, -, Jan, 108, 1, 201-6.

398. Carpenter, M. G., Tokuno, C. D., Thorstensson, A., Cresswell, A. G., Differential control of abdominal muscles during multi-directional support-surface translations in man, Exp Brain Res, 2008, Jul, 188, 3, 445-55.

399. Carrick, F. R., Oggero, E., Pagnacco, G., Brock, J. B., Arikan, T., Posturographic testing and motor learning predictability in gymnasts, Disabil Rehabil, 2007, Dec 30, 29, 24, 1881-9.

400. Carvalho, R. L., Almeida, G. L., The effect of vibration on postural response of Down syndrome individuals on the seesaw, Res Dev Disabil, 2009, Nov-Dec, 30, 6, 1124-31.

401. Carvalho, R. L., Almeida, G. L., Assessment of postural adjustments in persons with intellectual disability during balance on the seesaw, J Intellect Disabil Res, 2009, Apr, 53, 4, 389-95.

402. Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., Sparto, P. J., Perera, S., Redfern, M. S., Fall, P. A., Furman, J. M., Longitudinal posturography and rotational testing in children three to nine years of age: normative data, Otolaryngol Head Neck Surg, -, May, 142, 5, 708-14.

403. Casselbrant, M. L., Mandel, E. M., Sparto, P. J., Redfern, M. S., Furman, J. M., Contribution of vision to balance in children four to eight years of age, Ann Otol Rhinol Laryngol, 2007, Sep, 116, 9, 653-7.

404. Cavalheiro, G. L., Almeida, M. F., Pereira, A. A., Andrade, A. O., Study of age-related changes in postural control during quiet standing through linear discriminant analysis, Biomed Eng Online, 2009, -, 8, -, 35.

405. Cavanaugh, J. T., Mercer, V. S., Stergiou, N., Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report, J Neuroeng Rehabil, 2007, -, 4, -, 42.

406. Cenciarini, M., Loughlin, P. J., Sparto, P. J., Redfern, M. S., Stiffness and damping in postural control increase with age, IEEE Trans Biomed Eng, -, Feb, 57, 2, 267-75.

407. Chan, A. H., Ng, A. W., Lateral foot-movement times in sitting and standing postures, Percept Mot Skills, 2008, Feb, 106, 1, 215-24.

408. Chastan, N., Debono, B., Maltete, D., Weber, J., Discordance between measured postural instability and absence of clinical symptoms in Parkinson's disease patients in the early stages of the disease, Mov Disord, 2008, Feb 15, 23, 3, 366-72.

409. Chastan, N., Westby, G. W., Yelnik, J., Bardinet, E., Do, M. C., Agid, Y., Welter, M. L., Effects of nigral stimulation on locomotion and postural stability in patients with Parkinson's disease, Brain, 2009, Jan, 132, Pt 1, 172-84.

410. Chen, H. C., Lin, K. C., Chen, C. L., Wu, C. Y., The beneficial effects of a functional task target on reaching and postural balance in patients with right cerebral vascular accidents, Motor Control, 2008, Apr, 12, 2, 122-35.

411. Chen, C., Lee, J. Y., Horng, R. F., Lou, S. Z., Su, F. C., Development of a three-degrees-of-freedom moveable platform for providing postural perturbations, Proc Inst Mech Eng H, 2009, Jan, 223, 1, 87-97.

412. Cheng, J., Wang, Y. F., Comparison of postural control between normal and attention deficit hyperactivity disorder boys, Beijing Da Xue Xue Bao, 2007, Oct 18, 39, 5, 531-4.

413. Chenu, O., Vuillerme, N., Demongeot, J., Payan, Y., A wireless lingual feedback device to reduce overpressures in seated posture: a feasibility study, PLoS One, 2009, -, 4, 10, e7550.

414. Cherng, R. J., Lin, H. C., Ju, Y. H., Ho, C. S., Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy, Res Dev Disabil, 2009, Nov-Dec, 30, 6, 1420-7.

415. Cheung, V. C., d'Avella, A., Bizzi, E., Adjustments of motor pattern for load compensation via modulated activations of muscle synergies during natural behaviors, J Neurophysiol, 2009, Mar, 101, 3, 1235-57.

416. Chong, R. K., Chastan, N., Welter, M. L., Do, M. C., Age-related changes in the center of mass velocity control during walking, Neurosci Lett, 2009, Jul 10, 458, 1, 23-7.

417. Choy, N. L., Brauer, S., Nitz, J., Linking stability to demographics, strength and sensory system function in women over 40 to support pre-emptive preventive intervention, Climacteric, 2008, Apr, 11, 2, 144-54.

418. Chung, L. H., Remelius, J. G., Van Emmerik, R. E., Kent-Braun, J. A., Leg power asymmetry and postural control in women with multiple sclerosis, Med Sci Sports Exerc, 2008, Oct, 40, 10, 1717-24.

419. Cikajlo, I., Klemen, A., Rudolf, M., Goljar, N., Matjacic, Z., Normative based clinical tool for objective evaluation of postural responses, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 4051-4.

420. Cikajlo, I., Matjacic, Z., Directionally specific objective postural response assessment tool for treatment evaluation in stroke patients, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2009, Feb, 17, 1, 91-100.

421. Cinelli, M., Patla, A., Stuart, B., Age-related differences during a gaze reorientation task while standing or walking on a treadmill, Exp Brain Res,2008, Feb, 185, 1, 157-64.

422. Clark, S., Iltis, P. W., Effects of dynamic head tilts on sensory organization test performance: a comparison between college-age athletes and nonathletes, J Orthop Sports Phys Ther, 2008, May, 38, 5, 262-8.

423. Clark, C. A., Sacrey, L. A., Whishaw, I. Q., Righting elicited by novel or familiar auditory or vestibular stimulation in the haloperidol-treated rat: rat posturography as a model to study anticipatory motor control, J Neurosci Methods, 2009, Sep 15, 182, 2, 266-71.

424. Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L., Hodges, P. W., Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Mar 15, 34, 6, E208-14.

425. Coleman, D. L., The legal ethics of pediatric research, Duke Law J, 2007, Dec, 57, 3, 517-624.

426. Colne, P., Frelut, M. L., Peres, G., Thoumie, P., Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation, Gait Posture, 2008, Jul, 28, 1, 164-9.

427. Comer, C. M., Johnson, M. I., Marchant, P. R., Redmond, A. C., Bird, H. A., Conaghan, P. G., The effectiveness of walking stick use for neurogenic claudication: results from a randomized trial and the effects on walking tolerance and posture, Arch Phys Med Rehabil, -, Jan, 91, 1, 15-9.

428. Corazza, S., Andriacchi, T. P., Posturographic analysis through markerless motion capture without ground reaction forces measurement, J Biomech, 2009, Feb 9, 42, 3, 370-4.

429. Costarella, M., Monteleone, L., Steindler, R., Zuccaro, S. M., Decline of physical and cognitive conditions in the elderly measured through the functional reach test and the mini-mental state examination, Arch Gerontol Geriatr, -, May-Jun, 50, 3, 332-7.

430. Creath, R., Kiemel, T., Horak, F., Jeka, J. J., The role of vestibular and somatosensory systems in intersegmental control of upright stance, J Vestib Res, 2008, -, 18, 1, 39-49.

431. Cuccia, A. M., Caradonna, C., The natural head position. Different techniques of head positioning in the study of craniocervical posture, Minerva Stomatol, 2009, Nov-Dec, 58, 11-12, 601-12.

432. Cuccia, A. M., Carola, C., The measurement of craniocervical posture: a simple method to evaluate head position, Int J Pediatr Otorhinolaryngol, 2009, Dec, 73, 12, 1732-6.

433. Cyr, M. A., Smeesters, C., Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery, J Biomech, 2009, Jul 22, 42, 10, 1566-9.

434. d'Avella, A., Fernandez, L., Portone, A., Lacquaniti, F., Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed, J Neurophysiol, 2008, Sep, 100, 3, 1433-54.

435. D'Hondt, E., Deforche, B., De Bourdeaudhuij, I., Lenoir, M., Childhood obesity affects fine motor skill performance under different postural constraints, Neurosci Lett, 2008, Jul 25, 440, 1, 72-5.

436. Daley, M. A., Voloshina, A., Biewener, A. A., The role of intrinsic muscle mechanics in the neuromuscular control of stable running in the guinea fowl, J Physiol, 2009, Jun 1, 587, Pt 11, 2693-707.

437. Danenbaum, E., Chilingaryan, G., Fung, J., Effect of testing position on dynamic visual acuity, J Otolaryngol Head Neck Surg, 2008, Dec, 37, 6, 875-81.

438. Daneshi, A., Bozorgzadeh, N., Asghari, A., Jome, H. E., Mirhaj, P., Nojoumi, M., Dynamic posturography for staging of patients with Meniere's disease, J Laryngol Otol, 2009, Aug, 123, 8, 863-7.

439. Danilov, Y. P., Tyler, M. E., Skinner, K. L., Bach-y-Rita, P., Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with bilateral vestibular and central balance loss, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, Suppl, -, 6605-9.

440. Danilov, Y. P., Tyler, M. E., Skinner, K. L., Hogle, R. A., Bach-y-Rita, P., Efficacy of electrotactile vestibular substitution in patients with peripheral and central vestibular loss, J Vestib Res, 2007, -, 17, 2-3, 119-30.

441. Danna-Dos-Santos, A., Degani, A. M., Zatsiorsky, V. M., Latash, M. L., Is voluntary control of natural postural sway possible?, J Mot Behav, 2008, May, 40, 3, 179-85.

442. Daprati, E., Iosa, M., Haggard, P., A dance to the music of time: aesthetically-relevant changes in body posture in performing art, PLoS One, 2009, -, 4, 3, e5023.

443. Dauty, M., Collon, S., Dubois, C., Change in posture control after recent knee anterior cruciate ligament reconstruction?, Clin Physiol Funct Imaging, -, May, 30, 3, 187-91.

444. Davarani, S. Z., Shirazi-Adl, A., Hemami, H., Mousavi, S. J., Parnianpour, M., Dynamic iso-resistive trunk extension simulation: contributions of the intrinsic and reflexive mechanisms to spinal stability, Technol Health Care, 2007, -, 15, 6, 415-31.

445. David, P., Mora, I., Terrien, J., Lelard, T., Petitjean, M., Leg muscles activities during hyperventilation following a cycling exercise, Electromyogr Clin Neurophysiol, -, Jan-Feb, 50, 1, 39-45.

446. Davis, J. R., Campbell, A. D., Adkin, A. L., Carpenter, M. G., The relationship between fear of falling and human postural control, Gait Posture, 2009, Feb, 29, 2, 275-9.

447. de Noronha, M., Refshauge, K. M., Crosbie, J., Kilbreath, S. L., Relationship between functional ankle instability and postural control, J Orthop Sports Phys Ther, 2008, Dec, 38, 12, 782-9.

448. De Nunzio, A. M., Zanetti, C., Schieppati, M., Post-effect of forward and backward locomotion on body orientation in space during quiet stance, Eur J Appl Physiol, 2009, Jan, 105, 2, 297-307.

449. de Vilhena Toledo, M. A., Junqueira, L. F., Jr., Cardiac sympathovagal modulation evaluated by short-term heart interval variability is subtly impaired in Alzheimer's disease, Geriatr Gerontol Int, 2008, Jun, 8, 2, 109-18.

450. Deconinck, F. J., De Clercq, D., Van Coster, R., Ooostra, A., Dewitte, G., Savelsbergh, G. J., Cambier, D., Lenoir, M., Sensory contributions to balance in boys with developmental coordination disorder, Adapt Phys Activ Q, 2008, Jan, 25, 1, 17-35.

451. Deffeyes, J. E., Kochi, N., Harbourne, R. T., Kyvelidou, A., Stuberg, W. A., Stergiou, N., Nonlinear detrended fluctuation analysis of sitting center-of-pressure data as an early measure of motor development pathology in infants, Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci, 2009, Oct, 13, 4, 351-68.

452. Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., Kyvelidou, A., Stuberg, W. A., Stergiou, N., Nonlinear analysis of sitting postural sway indicates developmental delay in infants, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Aug, 24, 7, 564-70.

453. Deforche, B. I., Hills, A. P., Worringham, C. J., Davies, P. S., Murphy, A. J., Bouckaert, J. J., De Bourdeaudhuij, I. M., Balance and postural skills in normal-weight and overweight prepubertal boys, Int J Pediatr Obes, 2009, -, 4, 3, 175-82.

454. Degani, A. M., Danna-Dos-Santos, A., Latash, M. L., Postural preparation to making a step: is there a 'motor program' for postural preparation?, J Appl Biomech, 2007, Nov, 23, 4, 261-74.

455. Degens, H., Erskine, R. M., Morse, C. I., Disproportionate changes in skeletal muscle strength and size with resistance training and ageing, J Musculoskelet Neuronal Interact, 2009, Jul-Sep, 9, 3, 123-9.

456. Dehner, C., Heym, B., Maier, D., Sander, S., Arand, M., Elbel, M., Hartwig, E., Kramer, M., Postural control deficit in acute QTF grade II whiplash injuries, Gait Posture, 2008, Jul, 28, 1, 113-9.

457. Delz, E., The ALF (Advanced Lightwire Functional Appliance) creating facial beauty and balance, Int J Orthod Milwaukee, 2009, Summer, 20, 2, 23-7.

458. Demura, S., Yamada, T., Simple and easy assessment of falling risk in the elderly by functional reach test using elastic stick, Tohoku J Exp Med, 2007, Oct, 213, 2, 105-11.

459. Demura, S., Kitabayashi, T., Noda, M., Aoki, H., Age-stage differences in body sway during a static upright posture based on sway factors and relative accumulation of power frequency, Percept Mot Skills, 2008, Aug, 107, 1, 89-98.

460. Demura, S., Kitabayashi, T., Aoki, H., Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly, Geriatr Gerontol Int, 2008, Sep, 8, 3, 188-97.

461. Demura, S., Kitabayashi, T., Noda, M., Power spectrum characteristics of sway position and velocity of the center of pressure during static upright posture for healthy people, Percept Mot Skills, 2008, Feb, 106, 1, 307-16.

462. Demura, S., Yamaji, S., Kitabashi, T., Yamada, T., Uchiyama, M., Effects of room temperature and body position change on cerebral blood volume and center-of-foot pressure in healthy young adults, J Physiol Anthropol,, 2008, Mar, 27, 2, 63-70.

463. Dewi, D. E., Veldhuizen, A. G., Burgerhof, J. G., Purnama, I. K., van Ooijen, P. M., Wilkinson, M. H., Mengko, T. L., Verkerke, G. J., Reproducibility of Standing Posture for X-Ray Radiography: A Feasibility Study of the BalancAid with Healthy Young Subjects, Ann Biomed Eng, -, May 15.

464. Dietrich, A., Riese, H., van Roon, A. M., Minderaa, R. B., Oldehinkel, A. J., Neeleman, J., Rosmalen, J. G., Temperamental activation and inhibition associated with autonomic function in preadolescents. The TRAILS study, Biol Psychol, 2009, Apr, 81, 1, 67-73.

465. Dillon, M., Bach, T., Re: Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor controlled prosthetic knees by Kaufman et al. [Gait and Posture 20 (2007) 489-493], Gait Posture, 2009, Jan, 29, 1, 161-2; author reply 163-4.

466. Dong, X., Robinson, C. J., Assessing the psychophysics of posture control and its physiological correlates, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 4539-43.

467. Doumas, M., Rapp, M. A., Krampe, R. T., Working memory and postural control: adult age differences in potential for improvement, task priority, and dual tasking, J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci, 2009, Mar, 64, 2, 193-201.

468. Dozza, M., Wall, C., 3rd, Peterka, R. J., Chiari, L., Horak, F. B., Effects of practicing tandem gait with and without vibrotactile biofeedback in subjects with unilateral vestibular loss, J Vestib Res, 2007, -, 17, 4, 195-204.

469. Duclos, C., Nadeau, S., Lecours, J., Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis, Neurorehabil Neural Repair, 2008, Nov-Dec, 22, 6, 715-22.

470. Duclos, C., Desjardins, P., Nadeau, S., Delisle, A., Gravel, D., Brouwer, B., Corriveau, H., Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities, J Biomech, 2009, Feb 9, 42, 3, 379-82.

471. Duclos, C., Roll, R., Kavounoudias, A., Mongeau, J. P., Roll, J. P., Forget, R., Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Aug, 19, 4, e214-22.

472. Dusing, S. C., Kyvelidou, A., Mercer, V. S., Stergiou, N., Infants born preterm exhibit different patterns of center-of-pressure movement than infants born at full term, Phys Ther, 2009, Dec, 89, 12, 1354-62.

473. Elliott, D. B., Chapman, G. J., Adaptive gait changes due to spectacle magnification and dioptric blur in older people, Invest Ophthalmol Vis Sci, -, Feb, 51, 2, 718-22.

474. Elliott, M. T., Petra, I., Ma, X. H., Brett, P. N., Holding, D. J., Quantifying sway through surface deflection patterns: a novel approach using distributive tactile sensing, Proc Inst Mech Eng H, 2009, Oct, 223, 7, 903-11.

475. Emam, A. A., Gad, A. M., Ahmed, M. M., Assal, H. S., Mousa, S. G., Quantitative assessment of posture stability using computerised dynamic posturography in type 2 diabetic patients with neuropathy and its relation to glycaemic control, Singapore Med J, 2009, Jun, 50, 6, 614-8.

476. Endo, K., Suzuki, H., Yamamoto, K., Consciously postural sway and cervical vertigo after whiplash injury, Spine (Phila Pa 1976), 2008, Jul 15, 33, 16, E539-42.

477. Engel-Yeger, B., Evaluation of gross motor abilities and self perception in children with amblyopia, Disabil Rehabil, 2008, -, 30, 4, 243-8.

478. Eriksson Crommert, A. E., Thorstensson, A., Trunk muscle coordination in reaction to load-release in a position without vertical postural demand, Exp Brain Res, 2008, Mar, 185, 3, 383-90.

479. Eriksson Crommert, A. E., Thorstensson, A., Trunk muscle reactions to sudden unexpected and expected perturbations in the absence of upright postural demand, Exp Brain Res, 2009, Jul, 196, 3, 385-92.

480. Eriten, M., Dankowicz, H., A rigorous dynamical-systems-based analysis of the self-stabilizing influence of muscles, J Biomech Eng, 2009, Jan, 131, 1, 011011.

481. Esposti, R., Esposito, F., Ce, E., Baldissera, F., Difference in the metabolic cost of postural actions during iso- and antidirectional coupled oscillations of the upper limbs in the horizontal plane, Eur J Appl Physiol, -, Jan, 108, 1, 93-104.

482. Etnyre, B., Thomas, D. Q., Event standardization of sit-to-stand movements, Phys Ther, 2007, Dec, 87, 12, 1651-66.

483. Famula, A., Nowotny-Czupryna, O., Brzek, A., Nowotny, J., Kita, B., Telereceptive and proprioceptive control of balance vs. body stability in elderly people, Ortop Traumatol Rehabil, 2008, Jul-Aug, 10, 4, 384-95.

484. Faralli, M. M., Calenti, C. C., Ibba, M. C., Ricci, G. G., Frenguelli, A. A., Correlations between posturographic findings and symptoms in subjects with fractures of the condylar head of the mandible, Eur Arch Otorhinolaryngol, 2009, Apr, 266, 4, 565-70.

485. Federica, D. B., Eliana, F., Stefania, B., Gianpiero, G., Dario, A., Antonio, C., The use of rubber foam pads and "sensory ratios" to reduce variability in static posturography assessment, Gait Posture, 2009, Jan, 29, 1, 158-60.

486. Fontana, M. P., Menegoni, F., Vismara, L., Galli, M., Romei, M., Bergamini, E., Petroni, M. L., Capodaglio, P., Balance in patients with anorexia and bulimia nervosa, Eur J Phys Rehabil Med, 2009, Feb 17.

487. Forsman, P., Wallin, A., Tietavainen, A., Haeggstrom, E., Quantifying time awake posturographically, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 686-8.

488. Forsman, P., Tietavainen, A., Wallin, A., Haeggstrom, E., Modeling balance control during sustained waking allows posturographic sleepiness testing, J Biomech, 2008, Sep 18, 41, 13, 2892-4.

489. Fournier, K. A., Kimberg, C. I., Radonovich, K. J., Tillman, M. D., Chow, J. W., Lewis, M. H., Bodfish, J. W., Hass, C. J., Decreased static and dynamic postural control in children with autism spectrum disorders, Gait Posture, -, Apr 16.

490. Fox, Z. G., Mihalik, J. P., Blackburn, J. T., Battaglini, C. L., Guskiewicz, K. M., Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols, J Athl Train, 2008, Sep-Oct, 43, 5, 456-63.

491. Fraizer, E. V., Suvobrata, M., Postural costs of performing cognitive tasks in non-coincident reference frames, Exp Brain Res, 2008, Mar, 185, 3, 429-41.

492. Freeman, E. E., Broman, A. T., Turano, K. A., West, S. K., Motion-detection threshold and measures of balance in older adults: the SEE Project, Invest Ophthalmol Vis Sci, 2008, Dec, 49, 12, 5257-63.

493. Freeman, S., Ebihara, S., Ebihara, T., Niu, K., Kohzuki, M., Arai, H., Butler, J. P., Olfactory stimuli and enhanced postural stability in older adults, Gait Posture, 2009, Jun, 29, 4, 658-60.

494. Friedman, J. H., Gait in the elderly, Med Health R I, 2008, May, 91, 5, 134-5.

495. Friedrich, M., Grein, H. J., Wicher, C., Schuetze, J., Mueller, A., Lauenroth, A., Hottenrott, K., Schwesig, R., Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system, Exp Brain Res, 2008, Mar, 186, 2, 305-14.

496. Friedrich, G., Kiesler, K., Gugatschka, M., Curved rigid laryngoscope: missing link between direct suspension laryngoscopy and indirect techniques?, Eur Arch Otorhinolaryngol, 2009, Oct, 266, 10, 1583-8.

497. Fujiwara, K., Tomita, H., Kurokawa, N., Asai, H., Maeda, K., Effects of stance width on postural movement pattern and anticipatory postural control associated with unilateral arm abduction, J Electromyogr Kinesiol, 2009, jun, 19, 3, e187-96.

498. Fujiwara, K., Tomita, H., Maeda, K., Kunita, K., Effects of neck flexion on contingent negative variation and anticipatory postural control during arm movement while standing, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Feb, 19, 1, 113-21.

499. Fuller, J. R., Lomond, K. V., Fung, J., Cote, J. N., Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Dec, 19, 6, 1043-52.

500. Gallach, J. E., Querol, F., Gonzalez, L. M., Pardo, A., Aznar, J. A., Posturographic analysis of balance control in patients with haemophilic arthropathy, Haemophilia, 2008, Mar, 14, 2, 329-35.

501. Gautier, G., Thouvarecq, R., Larue, J., Influence of experience on postural control: effect of expertise in gymnastics, J Mot Behav, 2008, Sep, 40, 5, 400-8.

502. Gelat, T., Le Pellec, A., Why anticipatory postural adjustments in gait initiation need to be modified when stepping up onto a new level?, Neurosci Lett, 2007, Dec 11, 429, 1, 17-21.

503. Genthon, N., Vuillerme, N., Monnet, J. P., Petit, C., Rougier, P., Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007, Nov, 22, 9, 1024-9.

504. Genthon, N., Rougier, P., Gissot, A. S., Froger, J., Pelissier, J., Perennou, D., Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients, Stroke, 2008, Jun, 39, 6, 1793-9.

505. Gerald, G. W., Mackey, M. J., Claussen, D. L., Effects of temperature and perch diameter on arboreal locomotion in the snake Elaphe guttata, J Exp Zool A Ecol Genet Physiol, 2008, Mar 1, 309, 3, 147-56.

506. Gergont, A., Biedron, A., Zajac, A., Steczkowska, M., Causes and diagnostics of dizziness of central origin in children, Przegl Lek, 2009, -, 66, 11, 983-7.

507. Ghanizadeh, A., Commentary to: Postural and gait performance in children with attention deficit/hyperactivity disorder [Gait Posture 2008], Gait Posture, 2009, Jun, 29, 4, 661; author reply 662.

508. Giagazoglou, P., Amiridis, I. G., Zafeiridis, A., Thimara, M., Kouvelioti, V., Kellis, E., Static balance control and lower limb strength in blind and sighted women, Eur J Appl Physiol, 2009, Nov, 107, 5, 571-9.

509. Gibson-Horn, C., Balance-based torso-weighting in a patient with ataxia and multiple sclerosis: a case report, J Neurol Phys Ther, 2008, Sep, 32, 3, 139-46.

510. Gilleard, W., Crosbie, J., Smith, R., A longitudinal study of the effect of pregnancy on rising to stand from a chair, J Biomech, 2008, -, 41, 4, 779-87.

511. Giovanni, A., Akl, L., Ouaknine, M., Postural dynamics and vocal effort: preliminary experimental analysis, Folia Phoniatr Logop, 2008, -, 60, 2, 80-5.

512. Gobbi, L. T., Oliveira-Ferreira, M. D., Caetano, M. J., Lirani-Silva, E., Barbieri, F. A., Stella, F., Gobbi, S., Exercise programs improve mobility and balance in people with Parkinson's disease, Parkinsonism Relat Disord, 2009, Dec, 15 Suppl 3, -, S49-52.

513. Goldberg, A., Russell, J. W., Alexander, N. B., Standing balance and trunk position sense in impaired glucose tolerance (IGT)-related peripheral neuropathy, J Neurol Sci, 2008, Jul 15, 270, 1-2, 165-71.

514. Gomez, S., Patel, M., Berg, S., Magnusson, M., Johansson, R., Fransson, P. A., Effects of proprioceptive vibratory stimulation on body movement at 24 and 36h of sleep deprivation, Clin Neurophysiol, 2008, Mar, 119, 3, 617-25.

515. Gomez, S., Patel, M., Magnusson, M., Johansson, L., Einarsson, E. J., Fransson, P. A., Differences between body movement adaptation to calf and neck muscle vibratory proprioceptive stimulation, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 93-9.

516. Gonzalez Ramirez, A., Lazaro del Nogal, M., Ribera Casado, J. M., Evaluation of postural control systems in elderly patients with repeated falls, Rev Esp Geriatr Gerontol, 2008, Mar-Apr, 43, 2, 71-5.

517. Goodworth, A. D., Peterka, R. J., Contribution of sensorimotor integration to spinal stabilization in humans, J Neurophysiol, 2009, Jul, 102, 1, 496-512.

518. Gorgy, O., Vercher, J. L., Coyle, T., Franck, B., Coordination of upper and lower body during balance recovery following a support translation, Percept Mot Skills, 2007, Dec, 105, 3 Pt 1, 715-32.

519. Gorgy, O., Vercher, J. L., Coyle, T., How does practise of internal Chinese martial arts influence postural reaction control?, J Sports Sci, 2008, Apr, 26, 6, 629-42.

520. Gray, W. K., Hildreth, A., Bilclough, J. A., Wood, B. H., Baker, K., Walker, R. W., Physical assessment as a predictor of mortality in people with Parkinson's disease: a study over 7 years, Mov Disord, 2009, Oct 15, 24, 13, 1934-40.

521. Greve, J., Alonso, A., Bordini, A. C., Camanho, G. L., Correlation between body mass index and postural balance, Clinics (Sao Paulo), 2007, Dec, 62, 6, 717-20.

522. Guadalupe-Grau, A., Fuentes, T., Guerra, B., Calbet, J. A., Exercise and bone mass in adults, Sports Med, 2009, -, 39, 6, 439-68.

523. Guerraz, M., Bronstein, A. M., Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 391-8.

524. Haibach, P. S., Slobounov, S. M., Slobounova, E. S., Newell, K. M., Aging and time-to-postural stability following a visual perturbation, Aging Clin Exp Res, 2007, Dec, 19, 6, 438-43.

525. Hall, L. M., Brauer, S., Horak, F., Hodges, P. W., Adaptive changes in anticipatory postural adjustments with novel and familiar postural supports, J Neurophysiol, -, Feb, 103, 2, 968-76.

526. Hamilton, R. T., Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Perrin, D. H., Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power, J Athl Train, 2008, Apr-Jun, 43, 2, 144-51.

527. Hamzat, T. K., Kobiri, A., Effects of walking with a cane on balance and social participation among community-dwelling post-stroke individuals, Eur J Phys Rehabil Med, 2008, Jun, 44, 2, 121-6.

528. Han, J., Betker, A. L., Szturm, T., Moussavi, Z., Estimation of the center of body mass during forward stepping using body acceleration, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 4564-7.

529. Harbourne, R. T., Deffeyes, J. E., Kyvelidou, A., Stergiou, N., Complexity of postural control in infants: linear and nonlinear features revealed by principal component analysis, Nonlinear Dynamics Psychol Life Sci, 2009, Jan, 13, 1, 123-44.

530. Hardy, L., Huxel, K., Brucker, J., Nesser, T., Prophylactic ankle braces and star excursion balance measures in healthy volunteers, J Athl Train, 2008, Jul-Aug, 43, 4, 347-51.

531. Haridas, C., Zehr, E. P., Misiaszek, J. E., Adaptation of cutaneous stumble correction when tripping is part of the locomotor environment, J Neurophysiol, 2008, jun, 99, 6, 2789-97.

532. Harkema, S. J., Ferreira, C. K., van den Brand, R. J., Krassioukov, A. V., Improvements in orthostatic instability with stand locomotor training in individuals with spinal cord injury, J Neurotrauma, 2008, Dec, 25, 12, 1467-75.

533. Hashemirad, F., Talebian, S., Hatef, B., Kahlaee, A. H., The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Oct, 19, 5, 746-53.

534. Hass, C. J., Waddell, D. E., Wolf, S. L., Juncos, J. L., Gregor, R. J., Gait initiation in older adults with postural instability, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, Jul, 23, 6, 743-53.

535. Hasson, C. J., Van Emmerik, R. E., Caldwell, G. E., Predicting dynamic postural instability using center of mass time-to-contact information, J Biomech, 2008, Jul 19, 41, 10, 2121-9.

536. Hasson, C. J., Caldwell, G. E., Van Emmerik, R. E., Scaling of plantarflexor muscle activity and postural time-to-contact in response to upper-body perturbations in young and older adults, Exp Brain Res, 2009, Jul, 196, 3, 413-27.

537. Hatton, A. L., Dixon, J., Martin, D., ,Rome, K., The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Oct, 19, 5, 957-64.

538. Hauck, L. J., Carpenter, M. G., Frank, J. S., Task-specific measures of balance efficacy, anxiety, and stability and their relationship to clinical balance performance, Gait Posture, 2008, may, 27, 4, 676-82.

539. Hawkins, M. F., Uzelac, S. M.Hearn, J. K., Baumeister, A. A., Effects of selective serotonin2 ligands on behaviors evoked by stress in the rat, Pharmacol Biochem Behav, 2008, Oct, 90, 4, 632-9.

540. Holmberg, J., Tjernstrom, F., Karlberg, M., Fransson, P. A., Magnusson, M., Reduced postural differences between phobic postural vertigo patients and healthy subjects during a postural threat, J Neurol, 2009, Aug, 256, 8, 1258-62.

541. Hong, S. L., James, E. G., Newell, K. M., Age-related complexity and coupling of children's sitting posture, Dev Psychobiol, 2008, Jul, 50, 5, 502-10.

542. Hong, S. L., James, E. G., Newell, K. M., Coupling and irregularity in the aging motor system: tremor and movement, Neurosci Lett, 2008, Mar 12, 433, 2, 119-24.

543. Horak, F. B., Postural compensation for vestibular loss, Ann N Y Acad Sci, 2009, May, 1164, -, 76-81.

544. Horlings, C. G., Kung, U. M., Bloem, B. R., Honegger, F., Van Alfen, N., Van Engelen, B. G., Allum, J. H., Identifying deficits in balance control following vestibular or proprioceptive loss using posturographic analysis of stance tasks, Clin Neurophysiol, 2008, Oct, 119, 10, 2338-46.

545. Hrysomallis, C., Preseason and midseason balance ability of professional Australian footballers, J Strength Cond Res, 2008, Jan, 22, 1, 210-1.

546. Huang, S. C., Lu, T. W., Chen, H. L., Wang, T. M., Chou, L. S., Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing, Med Eng Phys, 2008, Oct, 30, 8, 968-75.

547. Huang, C. Y., Cherng, R. J., Yang, Z. R., Chen, Y. T., Hwang, I. S., Modulation of soleus H reflex due to stance pattern and haptic stabilization of posture, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Jun, 19, 3, 492-9.

548. Huffman, J. L., Horslen, B. C., Carpenter, M. G., Adkin, A. L., Does increased postural threat lead to more conscious control of posture?, Gait Posture, 2009, Nov, 30, 4, 528-32.

549. Humphreys, B. K., Cervical outcome measures: testing for postural stability and balance, J Manipulative Physiol Ther, 2008, Sep, 31, 7, 540-6.

550. Hwang, S., Tae, K., Sohn, R., Kim, J., Son, J., Kim, Y., The balance recovery mechanisms against unexpected forward perturbation, Ann Biomed Eng, 2009, Aug, 37, 8, 1629-37.

551. Hwang, I. S., Lin, C. C., Wu, P. S., Tremor modulation in patients with Parkinson's disease compared to healthy counterparts during loaded postural holding, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Dec, 19, 6, e520-8.

552. Iqbal, K., Roy, A., A novel theoretical framework for the dynamic stability analysis, movement control, and trajectory generation in a multisegment biomechanical model, J Biomech Eng, 2009, Jan, 131, 1, 0110022.

553. Ishida, H., Watanabe, S., Eguchi, A., Kobara, K., Influences of the position of the head on posture while lifting, Electromyogr Clin Neurophysiol, 2008, Apr-May, 48, 3-4, 163-8.

554. Ishida, A., Masuda, T., Inaoka, H., Fukuoka, Y., Stability of the human upright stance depending on the frequency of external disturbances, Med Biol Eng Comput, 2008, Mar, 46, 3, 213-21.

555. Ishida, H., Watanabe, S., Eguchi, A., Kobara, K., Adaptive changes in control of the head while lifting ten times, Electromyogr Clin Neurophysiol, 2009, May-Jun, 49, 4, 187-92.

556. Ishikawa, Y., Miyakoshi, N., Kasukawa, Y., Hongo, M., Shimada, Y., Spinal curvature and postural balance in patients with osteoporosis, Osteoporos Int, 2009, Dec, 20, 12, 2049-53..

557. Istomina, V. E., Larina, I. M., Shenkman, B. S., Role of systemic control of postural muscle hydration under conditions of gravitational unloading, J Gravit Physiol, 2007, Jul, 14, 1, P97-8.

558. Jacob, R. G., Redfern, M. S., Furman, J. M., Space and motion discomfort and abnormal balance control in patients with anxiety disorders, J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2009, Jan, 80, 1, 74-8.

559. Jacobs, J. V., Fujiwara, K., Tomita, H., Furune, N., Kunita, K., Horak, F. B., Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation, Clin Neurophysiol, 2008, Jun, 119, 6, 1431-42.

560. Jacobs, J. V., Henry, S. M., Nagle, K. J., People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments, Behav Neurosci, 2009, Apr, 123, 2, 455-8.

561. Jacobs, J. V., Nutt, J. G., Carlson-Kuhta, P., Stephens, M., Horak, F. B., Knee trembling during freezing of gait represents multiple anticipatory postural adjustments, Exp Neurol, 2009, Feb, 215, 2, 334-41.

562. James, G., Orthodontics in a quantum world IV: balance, posture and oral function, Int J Orthod Milwaukee, 2008, Winter, 19, 4, 31-9.

563. James, E. G., Hong, S. L., Newell, K. M., Development of dynamic stability in children's rhythmic movement, Dev Psychobiol, 2009, Sep, 51, 6, 465-73.

564. Jancova, J., Tosnerova, V., Use of stabilometric platform and evaluation of methods for further measurements--a pilot study, Acta Medica (Hradec Kralove), 2007, -, 50, 2, 139-43.

565. Jancova, J., Measuring the balance control system—review, Acta Medica (Hradec Kralove), 2008, -, 51, 3, 129-37.

566. Janin, M., Dupui, P., The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts, Neurosci Lett, 2009, Sep 25, 461, 3, 245-8.

567. Janssen, W. G., Kulcu, D. G., Horemans, H. L., Stam, H. J., Bussmann, J. B., Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2008, Oct, 16, 5, 479-84.

568. Janssen, W. G., Bussmann, J. B., Horemans, H. L., Stam, H. J., Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement, Med Biol Eng Comput, 2008, Sep, 46, 9, 879-87.

569. Jeka, J. J., Oie, K. S., Kiemel, T., Asymmetric adaptation with functional advantage in human sensorimotor control, Exp Brain Res, 2008, Dec, 191, 4, 453-63.

570. Jenkins, M. E., Almeida, Q. J., Spaulding, S. J., van Oostveen, R. B., Holmes, J. D., Johnson, A. M., Perry, S. D., Plantar cutaneous sensory stimulation improves single-limb support time, and EMG activation patterns among individuals with Parkinson's disease, Parkinsonism Relat Disord, 2009, Nov, 15, 9, 687-702.

571. Johannsen, D. L., Welk, G. J., Sharp, R. L., Flakoll, P. J., Differences in daily energy expenditure in lean and obese women: the role of posture allocation, Obesity (Silver Spring), 2008, Jan, 16, 1, 34-9.

572. Johansson, R., Fransson, P. A., Magnusson, M., Optimal coordination and control of posture and movements, J Physiol Paris, 2009, Sep-Dec, 103, 3-5, 159-77.

573. Johnson, L., Elliott, D. B., Buckley, J. G., Effects of gaze strategy on standing postural stability in older multifocal wearers, Clin Exp Optom, 2009, Jan, 92, 1, 19-26.

574. Jones, S. L., Henry, S. M., Raasch, C. C., Hitt, J. R., Bunn, J. Y., Responses to multi-directional surface translations involve redistribution of proximal versus distal strategies to maintain upright posture, Exp Brain Res, 2008, May, 187, 3, 407-17.

575. Jonsdottir, J., Cattaneo, D., Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke, Arch Phys Med Rehabil, 2007, Nov, 88, 11, 1410-5.

576. Kanade, R. V., Van Deursen, R. W., Harding, K. G., Price, P. E., Investigation of standing balance in patients with diabetic neuropathy at different stages of foot complications, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, Nov, 23, 9, 1183-91.

577. Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., Hanai, A., Nomura, T., A comparison of the effects of different water exercise programs on balance ability in elderly people, J Aging Phys Act, 2008, Oct, 16, 4, 381-92.

578. Kanekar, N., Santos, M. J., Aruin, A. S., Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles, Clin Neurophysiol, 2008, Oct, 119, 10, 2304-13.

579. Kazennikov, O. V., Shlykov, Viu, Levik Iu, S., Additional afferent signals in the human upright posture control system, Fiziol Cheloveka, 2008, Mar-Apr, 34, 2, 51-5.

580. Kazennikov, O., Solopova, I., Talis, V., Ioffe, M., Anticipatory postural adjustment: the role of motor cortex in the natural and learned bimanual unloading, Exp Brain Res, 2008, Mar, 186, 2, 215-23.

581. Kazennikov, O. V., Shlykov, Viu, Levik Iu, S., Reaction to the perturbation of the vertical posture under various conditions of standing and in the case of additional support, Fiziol Cheloveka, 2009, Mar-Apr, 35, 2, 47-53.

582. Kelly, J. W., Riecke, B., Loomis, J. M., Beall, A. C., Visual control of posture in real and virtual environments, Percept Psychophys, 2008, Jan, 70, 1, 158-65.

583. Kemoun, G., Carette, P., Watelain, E., Floirat, N., Thymocognitive input and postural regulation: a study on obsessive-compulsive disorder patients, Neurophysiol Clin, 2008, Apr, 38, 2, 99-104.

584. Kerr, G., Morrison, S., Silburn, P., Coupling between limb tremor and postural sway in Parkinson's disease, Mov Disord, 2008, Feb 15, 23, 3, 386-94.

585. Keshner, E. A., Kenyon, R. V., Postural and spatial orientation driven by virtual reality, Stud Health Technol Inform, 2009, -, 145, -, 209-28.

586. Khandoker, A. H., Lynch, K., Karmakar, C. K., Begg, R. K., Palaniswami, M., Regulation of minimum toe clearance variability in the young and elderly during walking on sloped surfaces, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 488-90.

587. Khatib, O., Demircan, E., De Sapio, V., Sentis, L., Besier, T., Delp, S., Robotics-based synthesis of human motion, J Physiol Paris, 2009, Sep-Dec, 103, 3-5, 211-9.

588. Khramtsov, P. I., Kurganskii, A. M., Functional stability of the vertical posture in children depending on foot arch condition, Vestn Ross Akad Med Nauk, 2009, -, -, 5, 41-4.

589. Kiemel, T., Elahi, A. J., Jeka, J. J., Identification of the plant for upright stance in humans: multiple movement patterns from a single neural strategy, J Neurophysiol, 2008, Dec, 100, 6, 3394-406.

590. Kim, J. Y., Mills, J. K., Vette, A. H., Popovic, M. R., Optimal combination of minimum degrees of freedom to be actuated in the lower limbs to facilitate arm-free paraplegic standing, J Biomech Eng, 2007, Dec, 129, 6, 838-47.

591. Kim, K., Kim, Y. H., Role of trunk muscles in generating follower load in the lumbar spine of neutral standing posture, J Biomech Eng, 2008, Aug, 130, 4, 041005.

592. Kim, H. J., Wang, Q., Rahmatalla, S., Swan, C. C., Arora, J. S., Abdel-Malek, K., Assouline, J. G., Dynamic motion planning of 3D human locomotion using gradient-based optimization, J Biomech Eng, 2008, Jun, 130, 3, 031002.

593. Kim, S., Nussbaum, M. A., Madigan, M. L., Direct parameterization of postural stability during quiet upright stance: effects of age and altered sensory conditions, J Biomech, 2008, -, 41, 2, 406-11.

594. Kim, S., Horak, F. B., Carlson-Kuhta, P., Park, S., Postural feedback scaling deficits in Parkinson's disease, J Neurophysiol, 2009, Nov, 102, 5, 2910-20.

595. King, L. A., Horak, F. B., Lateral stepping for postural correction in Parkinson's disease, Arch Phys Med Rehabil, 2008, Mar, 89, 3, 492-9.

596. Kirby, R. L., Corkum, C. G., Smith, C., Rushton, P., MacLeod, D. A., Webber, A., Comparing performance of manual wheelchair skills using new and conventional rear anti-tip devices: randomized controlled trial, Arch Phys Med Rehabil, 2008, Mar, 89, 3, 480-5.

597. Kivell, T. L., Schmitt, D., Wunderlich, R. E., Hand and foot pressures in the aye-aye (Daubentonia madagascariensis) reveal novel biomechanical trade-offs required for walking on gracile digits, J Exp Biol, -, May, 213, Pt 9, 1549-57.

598. Kloubec, J. A., Pilates for improvement of muscle endurance, flexibility, balance, and posture, J Strength Cond Res, -, Mar, 24, 3, 661-7.

599. Kluenter, H., Roedder, D., Kribs, A., Fricke, O., Roth, B., Guntinas-Lichius, O., Postural control at 7 years of age after preterm birth with very low birth weight, Otol Neurotol, 2008, Dec, 29, 8, 1171-5.

600. Koskas, P., Saad, S., Belqadi, S., Drunat, O., Gait analysis with simple and dual-task paradigm in community-dwelling old people attending a geriatric outpatient clinic, Rev Neurol (Paris), -, Mar, 166, 3, 321-7.

601. Kotani, K., Takamasu, K., Jimbo, Y., Yamamoto, Y., Postural-induced phase shift of respiratory sinus arrhythmia and blood pressure variations: insight from respiratory-phase domain analysis, Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2008, mar, 294, 3, H1481-9.

602. Kotwicki, T., Durmala, J., Czubak, J., Bracing for neuromuscular scoliosis: orthosis construction to improve the patient's function, Disabil Rehabil Assist Technol, 2008, May, 3, 3, 161-9.

603. Kouzaki, M.,Masani, K., Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support, Exp Brain Res, 2008, Jun, 188, 1, 153-8.

604. Kraemer, R., Knobloch, K., A soccer-specific balance training program for hamstring muscle and patellar and achilles tendon injuries: an intervention study in premier league female soccer, Am J Sports Med, 2009, Jul, 37, 7, 1384-93.

605. Krejci, J., Salinger, J., Gallo, J., Kolisko, P., Stepanik, P., Influence of selected examination postures on shape of the spine and postural stability in humans, Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub, 2008, Dec, 152, 2, 275-81.

606. Krutky, M. A., Trumbower, R. D., Perreault, E. J., Effects of environmental instabilities on endpoint stiffness during the maintenance of human arm posture, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009, -, 2009, -, 5938-41.

607. Kulmala, J., Viljanen, A., Sipila, S., Pajala, S., Parssinen, O., Kauppinen, M., Koskenvuo, M., Kaprio, J., Rantanen, T., Poor vision accompanied with other sensory impairments as a predictor of falls in older women, Age Ageing, 2009, Mar, 38, 2, 162-7.

608. Kung, U. M., Horlings, C. G., Honegger, F., Kremer, H. P., Bloem, B. R., van De Warrenburg, B. P., Allum, J. H., Postural instability in cerebellar ataxia: correlations of knee, arm and trunk movements to center of mass velocity, Neuroscience, 2009, Mar 3, 159, 1, 390-404,

609. Kuo, A. D., Donelan, J. M., Dynamic principles of gait and their clinical implications, Phys Ther, -, Feb, 90, 2, 157-74.

610. Kuo, C. E., Wolfe, S. W., Scapholunate instability: current concepts in diagnosis and management, J Hand Surg Am, 2008, Jul-Aug, 33, 6, 998-1013.

611. Kvale, A., Wilhelmsen, K., Fiske, H. A., Physical findings in patients with dizziness undergoing a group exercise programme, Physiother Res Int, 2008, Sep, 13, 3, 162-75.

612. Kwakkel, G., de Goede, C. J., van Wegen, E. E., Impact of physical therapy for Parkinson's disease: a critical review of the literature, Parkinsonism Relat Disord, 2007, 13 Suppl 3, -, S478-87.

613. Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., Stuberg, W. A., Sun, J., Stergiou, N., Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control, Arch Phys Med Rehabil, 2009, Jul, 90, 7, 1176-84.

614. Kyvelidou, A., Stuberg, W. A., Harbourne, R. T., Deffeyes, J. E., Blanke, D., Stergiou, N., Development of upper body coordination during sitting in typically developing infants, Pediatr Res, 2009, May, 65, 5, 553-8.

615. Lacour, M., Bernard-Demanze, L., Dumitrescu, M., Posture control, aging, and attention resources: models and posture-analysis methods, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 411-21.

616. Laessoe, U., Hoeck, H. C., Simonsen, O., Voigt, M., Residual attentional capacity amongst young and elderly during dual and triple task walking, Hum Mov Sci, 2008, Jun, 27, 3, 496-512.

617. Lafage, V., Schwab, F., Skalli, W., Hawkinson, N., Gagey, P. M., Ondra, S., Farcy, J. P., Standing balance and sagittal plane spinal deformity: analysis of spinopelvic and gravity line parameters, Spine (Phila Pa 1976), 2008, Jun 15, 33, 14, 1572-8.

618. Lambrecht, J. M., Audu, M. L., Triolo, R. J., Kirsch, R. F., Musculoskeletal model of trunk and hips for development of seated-posture-control neuroprosthesis, J Rehabil Res Dev, 2009, -, 46, 4, 515-28.

619. Lamontagne, A., Fung, J., Gaze and postural reorientation in the control of locomotor steering after stroke, Neurorehabil Neural Repair, 2009, Mar-Apr, 23, 3, 256-66.

620. Larina, I. M., Noskov, V. B., Nichiporuk, I. A., Pastushkova, Lkh, Vasil'eva, Giu, Desmopressin effect on water-salt homeostasis and orthostatic tolerance during head-down tilting, Aviakosm Ekolog Med, 2009, Jan.Feb, 43, 1, 68-72.

621. Larson, C. A., Tezak, W. D., Malley, M. S., Thornton, W., Assessment of postural muscle strength in sitting: reliability of measures obtained with hand-held dynamometry in individuals with spinal cord injury, J Neurol Phys Ther, -, Mar, 34, 1, 24-31.

622. Laufer, Y., Dickstein, R., TENS to the lateral aspect of the knees during stance attenuates postural sway in young adults, ScientificWorldJournal, 2007, -, 7, -, 1904-11.

623. Laufer, Y., Effect of cognitive demand during training on acquisition, retention and transfer of a postural skill, Hum Mov Sci, 2008, Feb, 27, 1, 126-41, Le Bozec, S.

624. Bouisset, S., Ribreau, C., Postural control in isometric ramp pushes: the role of Consecutive Postural Adjustments (CPAs), Neurosci Lett, 2008, Dec 31, 448, 3, 250-4.

625. Le Bozec, S., Bouisset, S., Contribution of seat and foot reaction forces to anticipatory postural adjustments (APAs) in sitting isometric ramp pushes, Gait Posture, 2009, Oct, 30, 3, 282-7.

626. Lee, A. J., Lin, W. H., The influence of gender and somatotype on single-leg upright standing postural stability in children, J Appl Biomech, 2007, Aug, 23, 3, 173-9.

627. Lee, A. J., Lin, W. H., Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, Oct, 23, 8, 1065-72.

628. Lee, H., Granata, K. P., Process stationarity and reliability of trunk postural stability, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, Jul, 23, 6, 735-42.

629. Lee, H., Granata, K. P., Madigan, M. L., Effects of trunk exertion force and direction on postural control of the trunk during unstable sitting, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, Jun, 23, 5, 505-9.

630. Lee, G., Park, A. E., Development of a more robust tool for postural stability analysis of laparoscopic surgeons, Surg Endosc, 2008, Apr, 22, 4, 1087-92.

631. Leitner, C., Mair, P., Paul, B., Wick, F., Mittermaier, C., Sycha, T., Ebenbichler, G., Reliability of posturographic measurements in the assessment of impaired sensorimotor function in chronic low back pain, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Jun, 19, 3, 380-90.

632. Lemaire, E. D., Biswas, A., Kofman, J., Plantar pressure parameters for dynamic gait stability analysis, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -1, -, 4465-8.

633. Leonard, J. A., Brown, R. H., Stapley, P. J., Reaching to multiple targets when standing: the spatial organization of feedforward postural adjustments, J Neurophysiol, 2009, Apr, 101, 4, 2120-33.

634. Leteneur, S., Gillet, C., Sadeghi, H., Allard, P., Barbier, F., Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Feb, 24, 2, 190-5.

635. Leung, C. Y., Chang, C. S., Strategies for posture transfer adopted by elders during sit-to-stand and stand-to-sit, Percept Mot Skills, 2009, Dec, 109, 3, 695-706.

636. Lewandowski, J., Abramczyk, P., Dobosiewicz, A., Bidiuk, J., Sinski, M., Gaciong, Z., The effect of enalapril and telmisartan on clinical and biochemical indices of sympathetic activity in hypertensive patients, Clin Exp Hypertens, 2008, Jul, 30, 5, 423-32.

637. Lewis, N. L., Brismee, J. M., James, C. R., Sizer, P. S., Sawyer, S. F., The effect of stretching on muscle responses and postural sway responses during computerized dynamic posturography in women and men, Arch Phys Med Rehabil, 2009, Mar, 90, 3, 454-62.

638. Li, X., Aruin, A. S., The effect of short-term changes in body mass distribution on feed-forward postural control, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Oct, 19, 5, 931-41.

639. Liao, C. F., Lin, S. I., Effects of different movement strategies on forward reach distance, Gait Posture, 2008, Jul, 28, 1, 16-23.

640. Liechti, M., Muller, R., Lam, T., Curt, A., Vestibulospinal responses in motor incomplete spinal cord injury, Clin Neurophysiol, 2008, Dec, 119, 12, 2804-12.

641. Lindenberg, K. M., Carcia, C. R., Muscle response times between shoe and no-shoe conditions following a weight-bearing rotary perturbation are similar in females, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Oct, 19, 5, e329-33.

642. Lion, A., Gauchard, G. C., Deviterne, D., Perrin, P. P., Differentiated influence of off-road and on-road cycling practice on balance control and the related-neurosensory organization, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Aug, 19, 4, 623-30.

643. Lipnicki, D. M., Byrne, D. G., An effect of posture on anticipatory anxiety, Int J Neurosci, 2008, Feb, 118, 2, 227-37.

644. Lipshits, M. I., Kazennikov, O. V., The role of proprioceptive information in programming of anticipatory postural components of voluntary movements, Fiziol Cheloveka, 2008, Jan-Feb, 34, 1, 82-8.

645. Liu, R. W., Teng, A. L., Armstrong, D. G., Poe-Kochert, C., Son-Hing, J. P., Thompson, G. H., Comparison of supine bending, push-prone, and traction under general anesthesia radiographs in predicting curve flexibility and postoperative correction in adolescent idiopathic scoliosis, Spine (Phila Pa 1976), -, Feb 15, 35, 4, 416-22.

646. Liu, H. H., Assessment of rolling walkers used by older adults in senior-living communities, Geriatr Gerontol Int , 2009, Jun, 9, 2, 124-30.

647. Liu, S. Y., Hsieh, C. L., Wei, T. S., Liu, P. T., Chang, Y. J., Li, T. C., Acupuncture stimulation improves balance function in stroke patients: a single-blinded controlled, randomized study, Am J Chin Med, 2009, -, 37, 3, 483-94.

648. Loader, B., Gruther, W., Mueller, C. A., Neuwirth, G., Thurner, S., Ehrenberger, K., Mittermaier, C., Improved postural control after computerized optokinetic therapy based on stochastic visual stimulation in patients with vestibular dysfunction, J Vestib Res, 2007, -, 17, 2-3, 131-6.

649. Lockhart, D. B., Ting, L. H., Optimal sensorimotor transformations for balance, Nat Neurosci, 2007, Oct, 10, 10, 1329-36.

650. Lonner, B. S., Auerbach, J. D., Sponseller, P., Rajadhyaksha, A. D., Newton, P. O., Variations in pelvic and other sagittal spinal parameters as a function of race in adolescent idiopathic scoliosis, Spine (Phila Pa 1976), -, May 1, 35, 10, E374-7.

651. Lopez, C., Lacour, M., Leonard, J., Magnan, J., Borel, L., How body position changes visual vertical perception after unilateral vestibular loss, Neuropsychologia, 2008, -, 46, 9, 2435-40.

652. Loram, I. D., Lakie, M., Di Giulio, I., Maganaris, C. N., The consequences of short-range stiffness and fluctuating muscle activity for proprioception of postural joint rotations: the relevance to human standing, J Neurophysiol, 2009, Jul, 102, 1, 460-74.

653. Loram, I. D., Maganaris, C. N., Lakie, M., Paradoxical muscle movement during postural control, Med Sci Sports Exerc, 2009, Jan, 41, 1, 198-204.

654. Lyalka, V. F., Musienko, P. E., Orlovsky, G. N., Grillner, S., Deliagina, T. G., Effect of intrathecal administration of serotoninergic and noradrenergic drugs on postural performance in rabbits with spinal cord lesions, J Neurophysiol, 2008, Aug, 100, 2, 723-32.

655. Mac-Thiong, J. M., Wang, Z., de Guise, J. A., Labelle, H., Postural model of sagittal spino-pelvic alignment and its relevance for lumbosacral developmental spondylolisthesis, Spine (Phila Pa 1976), 2008, Oct 1, 33, 21, 2316-25.

656. Mac-Thiong, J. M., Transfeldt, E. E., Mehbod, A. A., Perra, J. H., Denis, F., Garvey, T. A., Lonstein, J. E., Wu, C., Dorman, C. W., Winter, R. B., Can c7 plumbline and gravity line predict health related quality of life in adult scoliosis?, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Jul 1, 34, 15, E519-27.

657. Mackie, H. W., Legg, S. J., Postural and subjective responses to realistic schoolbag carriage, Ergonomics, 2008, Feb, 51, 2, 217-31.

658. Mademli, L., Arampatzis, A., Karamanidis, K., Dynamic stability control in forward falls: postural corrections after muscle fatigue in young and older adults, Eur J Appl Physiol, 2008, Jun, 103, 3, 295-306.

659. Maduri, A., Wilson, S. E., Lumbar position sense with extreme lumbar angle, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Aug, 19, 4, 607-13.

660. Maejima, H., Sunahori, H., Kanetada, Y., Murase, A., Tobimatsu, Y., Otani, T., Yoshimura, O., The neural adjustment of postural response through community-based daily exercises in elderly persons, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Jul, 24, 6, 499-503.

661. Mahboobin, A., Loughlin, P., Redfern, M., A model-based approach to attention and sensory integration in postural control of older adults, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 1315-8.

662. Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., A model-based approach to attention and sensory integration in postural control of older adults, Neurosci Lett, 2007, Dec 18, 429, 2-3, 147-51.

663. Majumder, S., Roychowdhury, A., Pal, S., Effects of body configuration on pelvic injury in backward fall simulation using 3D finite element models of pelvis-femur-soft tissue complex, J Biomech, 2009, Jul 22, 42, 10, 1475-82.

664. Mancini, M., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Chiari, L., Horak, F. B., Anticipatory postural adjustments prior to step initiation are hypometric in untreated Parkinson's disease: an accelerometer-based approach, Eur J Neurol, 2009, Sep, 16, 9, 1028-34.

665. Manckoundia, P., Mourey, F., Pfitzenmeyer, P., Gait and dementias, Ann Readapt Med Phys, 2008, Nov, 51, 8, 692-700.

666. Manckoundia, P., Mourey, F., Perennou, D., Pfitzenmeyer, P., Backward disequilibrium in elderly subjects, Clin Interv Aging, 2008, -, 3, 4, 667-72.

667. Mansfield, A., Peters, A. L., Liu, B. A., Maki, B. E., Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial, Phys Ther, -, Apr, 90, 4, 476-91.

668. Mansfield, A., Maki, B. E., Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation?, J Biomech, 2009, May 29, 42, 8, 1023-31.

669. Marks, M., Stanford, C., Newton, P., Which lateral radiographic positioning technique provides the most reliable and functional representation of a patient's sagittal balance?, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Apr 20, 34, 9, 949-54.

670. Masani, K., Vette, A. H., Kawashima, N., Popovic, M. R., Neuromusculoskeletal torque-generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing, J Neurophysiol, 2008, Sep, 100, 3, 1465-75.

671. Masani, K., Sin, V. W., Vette, A. H., Thrasher, T. A., Kawashima, N., Morris, A., Preuss, R., Popovic, M. R., Postural reactions of the trunk muscles to multi-directional perturbations in sitting, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Feb, 24, 2, 176-82.

672. Matheron, E., Kapoula, Z., Vertical phoria and postural control in upright stance in healthy young subjects, Clin Neurophysiol, 2008, Oct, 119, 10, 2314-20.

673. McGill, S. M., Karpowicz, A., Fenwick, C. M., Brown, S. H., Exercises for the torso performed in a standing posture: spine and hip motion and motor patterns and spine load, J Strength Cond Res, 2009, Mar, 23, 2, 455-64.

674. McGill, S. M., Karpowicz, A., Fenwick, C. M., Brown, S. H., Exercises for the Torso Performed in a Standing Posture: Spine and Hip Motion and Motor Patterns and Spine Load, J Strength Cond Res, 2009, Feb 6, -, -, -.

675. McGowan, C. P., Kram, R., Neptune, R. R., Modulation of leg muscle function in response to altered demand for body support and forward propulsion during walking, J Biomech, 2009, May 11, 42, 7, 850-6.

676. McKay, J. L., Ting, L. H., Functional muscle synergies constrain force production during postural tasks, J Biomech, 2008, -, 41, 2, 299-306.

677. McKeon, P. O., Hertel, J., Plantar hypoesthesia alters time-to-boundary measures of postural control, Somatosens Mot Res, 2007, Dec, 24, 4, 171-7.

678. McKeon, P. O., Hertel, J., Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part II: is balance training clinically effective?, J Athl Train, 2008, May-Jun, 43, 3, 305-15.

679. McKeon, P. O., Hertel, J., Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing, J Athl Train, 2008, May-Jun, 43, 2, 293-304.

680. McKeon, P. O., Hertel, J., Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability, BMC Musculoskelet Disord, 2008, -, 9, -, 76.

681. McVey, M. A., Stylianou, A. P., Luchies, C. W., Lyons, K. E., Pahwa, R., Jernigan, S., Mahnken, J. D., Early biomechanical markers of postural instability in Parkinson's disease, Gait Posture, 2009, Nov, 30, 4, 538-42.

682. Meck, J. V., Dreyer, S. A., Warren, L. E., Long-duration head-down bed rest: project overview, vital signs, and fluid balance, Aviat Space Environ Med, 2009, May, 80, 5 Suppl, A1-8.

683. Meesen, R. L., Wenderoth, N., Temprado, J. J., Swinnen, S. P., Directional constraints during bimanual coordination: the interplay between intrinsic and extrinsic directions as revealed by head motions, Behav Brain Res, 2008, Mar 5, 187, 2, 361-70.

684. Mehta, S. S., Modi, H. N., Srinivasalu, S., Suh, S. W., Yi, J. W., Cho, J. W., Song, H. R., Pedicle screw-only constructs with lumbar or pelvic fixation for spinal stabilization in patients with Duchenne muscular dystrophy, J Spinal Disord Tech, 2009, Aug, 22, 6, 428-33.

685. Mello, R. G., Oliveira, L. F., Nadal, J., Effects of maximal oxygen uptake test and prolonged cycle ergometer exercise on sway density plot of postural control, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009, -, 2009, -, 1351-4.

686. Menegoni, F., Galli, M., Tacchini, E., Vismara, L., Cavigioli, M., Capodaglio, P., Gender-specific effect of obesity on balance, Obesity (Silver Spring), 2009, Oct, 17, 10, 1951-6.

687. Mergner, T., Modeling sensorimotor control of human upright stance, Prog Brain Res, 2007, -, 165, -, 283-97.

688. Mergner, T., Schweigart, G., Fennell, L., Vestibular humanoid postural control, J Physiol Paris, 2009, Sep-Oct, 103, 3-5, 178-94.

689. Mergner, T., Schweigart, G., Fennell, L., Maurer, C., Posture control in vestibular-loss patients, Ann N Y Acad Sci, 2009, May, 1164, -, 206-15.

690. Merhi, O., Faugloire, E., Flanagan, M., Stoffregen, T. A., Motion sickness, console video games, and head-mounted displays, Hum Factors, 2007, Oct, 49, 5, 920-34.

691. Mezzarane, R. A., Kohn, A. F., Postural control during kneeling, Exp Brain Res, 2008, May, 187, 3, 395-405.

692. Michalek-Sauberer, A., Oehmke, M. J., Scharbert, G., Neumann, K., Kozek-Langenecker, S. A., Deusch, E., Withdrawal forces of lumbar spinal catheters: no dependence on body position, Br J Anaesth, 2008, Jun, 100, 6, 846-9.

693. Michel-Pellegrino, V., Hewson, D. J., Drieux, M., Duchene, J., Evaluation of the risk of falling in institution-dwelling elderly: clinical tests versus biomechanical analysis of stepping-up, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 6122-5.

694. Michel-Pellegrino, V., Hwqaon, D., Hogrel, J. Y., Duchene, J., Biomechanical analysis of older adults stepping up: a method of evaluating balance, J Aging Phys Act, 2008, Apr, 16, 2, 171-87.

695. Mihara, M., Yagura, H., Hatakenaka, M., Hattori, N., Miyai, I., Clinical application of functional near-infrared spectroscopy in rehabilitation medicine, Brain Nerve, -, Feb, 62, 2, 125-32.

696. Mihara, M., Miyai, I., Hatakenaka, M., Kubota, K., Sakoda, S., Role of the prefrontal cortex in human balance control, Neuroimage, 2008, Nov 1, 43, 2, 329-36.

697. Milazzo, M., Magrone, G., Romanelli, A., Gallotta, E., Sterzi, S., Effects of the thymectomy in a rehabilitation program and in quality of life in patients with myasthenia gravis, Ann Ital Chir, 2007, Sep-Oct, 78, 5, 381-4.

698. Milton, J., Townsend, J. L., King, M. A., Ohira, T., Balancing with positive feedback: the case for discontinuous control, Philos Transact A Math Phys Eng Sci, 2009, Mar 28, 367,1891, 1181-93.

699. Minasyan, A., Keisala, T., Zou, J., Zhang, Y., Toppila, E., Syvala, H., Lou, Y. R., Kalueff, A. V., Pyykko, I., Tuohimaa, P., Vestibular dysfunction in vitamin D receptor mutant mice, J Steroid Biochem Mol Biol, 2009, Apr, 114, 3-5, 161-6.

700. Missaoui, B., Portero, P., Bendaya, S., Hanktie, O., Thoumie, P., Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 447-57.

701. Mizuta, K., Tokita, T., Ito, Y., Aoki, M., Kuze, B., Studies on the largest Lyapunov exponents of the standing posture in patients with unilateral vestibular dysfunction, Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho, 2009, Dec, 112, 12, 791-800.

702. Moalla, S., Lebib, S. B., Miri, I., Koubaa, S., Rahali, H., Salah, F. Z., Dziri, C., Study of the postural profile and spinal static for menopausal-women with chronic low back pain, Ann Readapt Med Phys, 2008, Nov, 51, 8, 619-29.

703. Mochizuki, G., Sibley, K. M., Esposito, J. G., Camilleri, J. M., McIlroy, W. E., Cortical responses associated with the preparation and reaction to full-body perturbations to upright stability, Clin Neurophysiol, 2008, Jul, 119, 7, 1626-37.

704. Moezy, A., Olyaei, G., Hadian, M., Razi, M., Faghihzadeh, S., A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction, Br J Sports Med, 2008, May, 42, 5, 373-8.

705. Moholkar, N., Gade, V. K., Allen, J., Edwards, W. T., Initial electro-mechanical response to rearward perturbation, Gait Posture, 2009, Jun, 29, 4, 650-3.

706. Mokhbi Soukane, D., Shirazi-Adl, A., Urban, J. P., Investigation of solute concentrations in a 3D model of intervertebral disc, Eur Spine J, 2009, Feb, 18, 2, 254-62.

707. Mong, Y., Teo, T. W., Ng, S. S., 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity, Arch Phys Med Rehabil, -, Mar, 91, 3, 407-13.

708. Moraes, R., Lopes, A. G., Barela, J. A., Monocular vision and increased distance reducing the effects of visual manipulation on body sway, Neurosci Lett, 2009, Sep 4, 460, 3, 209-13.

709. Moras, G., Busca, B., Pena, J., Rodriguez, S., Vallejo, L., Tous-Fajardo, J., Mujika, I., A comparative study between serve mode and speed and its effectiveness in a high-level volleyball tournament, J Sports Med Phys Fitness, 2008, Mar, 48, 1, 31-6.

710. Morioka, S., Hiyamizu, M., Fukumoto, T., Kataoka, Y., Yagi, F., Effects of plantar hardness discrimination training on standing postural balance in the elderly: a randomized controlled trial, Clin Rehabil, 2009, Jun, 23, 6, 483-91.

711. Morrison, S., Colberg, S. R., Mariano, M., Parson, H. K., Vinik, A. I., Balance training reduces falls risk in older individuals with type 2 diabetes, Diabetes Care, -, Apr, 33, 4, 748-50.

712. Morrison, S., Kerr, G., Newell, K. M., Silburn, P. A., Differential time- and frequency-dependent structure of postural sway and finger tremor in Parkinson's disease, Neurosci Lett, 2008, Oct 10, 443, 3, 123-8.

713. Morrison, S., Kerr, G., Silburn, P., Bilateral tremor relations in Parkinson's disease: effects of mechanical coupling and medication, Parkinsonism Relat Disord, 2008, -, 14, 4, 298-308.

714. Morvan, G., Wybier, M., Mathieu, P., Vuillemin, V., Guerini, H., Plain X-rays of the spine: dynamics and elements of semiology, J Radiol, 2008, May, 89, 5 Pt 2, 667-76; quiz 677-8.

715. Morvan, G., Wybier, M., Mathieu, P., Vuillemin, V., Guerini, H., Plain radiographs of the spine: static and relationships between spine and pelvis, J Radiol, 2008, May, 89, 5 Pt 2, 654-63; quiz 664-6.

716. Moya, G. B., Siqueira, C. M., Caffaro, R. R., Fu, C., Tanaka, C., Can quiet standing posture predict compensatory postural adjustment?, Clinics (Sao Paulo), 2009, -, 64, 8, 791-6.

717. Mugge, W., Abbink, D. A., Schouten, A. C., Dewald, J. P., van der Helm, F. C., A rigorous model of reflex function indicates that position and force feedback are flexibly tuned to position and force tasks, Exp Brain Res, -, Jan, 200, 3-4, 325-40.

718. Munn, J., Sullivan, S. J., Schneiders, A. G., Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis, J Sci Med Sport, -, Jan, 13, 1, 2-12.

719. Munoz, F., Salmochi, J. F., Faouen, P., Rougier, P., Low back pain sufferers: Is standing postural balance facilitated by a lordotic lumbar brace?, Orthop Traumatol Surg Res, -, May 6, -, -, -.

720. Nagai, M., Isida, M., Saitoh, J., Hirata, Y., Natori, H., Wada, M., Characteristics of the control of standing posture during pregnancy, Neurosci Lett, 2009, Sep 22, 462, 2, 130-4.

721. Nakazawa, K., Kawashima, N., Akai, M., Effect of different preparatory states on the reflex responses of ankle flexor and extensor muscles to a sudden drop of support surface during standing in humans, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Oct, 19, 5, 782-8.

722. Nana-Ibrahim, S., Vieilledent, S., Leroyer, P., Viale, F., Zattara, M., Target size modifies anticipatory postural adjustments and subsequent elementary arm pointing, Exp Brain Res, 2008, Jan, 184, 2, 255-60.

723. Nantel, J., Termoz, N., Centomo, H., Lavigne, M., Vendittoli, P. A., Prince, F., Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, May, 23, 4, 402-7.

724. Nardone, A., Galante, M., Grasso, M., Schieppati, M., Stance ataxia and delayed leg muscle responses to postural perturbations in cervical spondylotic myelopathy, J Rehabil Med, 2008, Jul, 40, 7, 539-47.

725. Nardone, A., Godi, M., Grasso, M., Guglielmetti, S., Schieppati, M., Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 5-10.

726. Nareklishvili, T. M., Dynamics of hip joint biomechanics in patients with coxarthrosis at the time of hippotherapy, Georgian Med News, 2008, Feb, -, 155, 26-31.

727. Naslund, A., Sundelin, G., Hirschfeld, H., Reach performance and postural adjustments during standing in children with severe spastic diplegia using dynamic ankle-foot orthoses, J Rehabil Med, 2007, Nov, 39, 9, 715-23.

728. Nelson-Wong, E., Callaghan, J. P., Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals, J Electromyogr Kinesiol, -, Apr, 20, 2, 256-63.

729. Nemmers, T. M., Miller, J. WFactors influencing balance in healthy community-dwelling women age 60 and older., J Geriatr Phys Ther, 2008, -, 31, 3, 93-100.

730. Nishi, A., Tanaka, N., Tsujiuchi, N., Koizumi, T., Oshima, H., Minato, K., Yoshida, M., Tsuchiya, Y., Development of measuring system to measure standing pose of the foot using distributed triaxial force sensor, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 1482-6.

731. Nocera, J., Horvat, M., Ray, C. T., Effects of home-based exercise on postural control and sensory organization in individuals with Parkinson disease, Parkinsonism Relat Disord, 2009, Dec, 15, 10, 742-5.

732. Noe, F., Amarantini, D., Paillard, T., How experienced alpine-skiers cope with restrictions of ankle degrees-of-freedom when wearing ski-boots in postural exercises, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Apr, 19, 2, 341-6.

733. Nomura, K., Fukada, K., Azuma, T., Hamasaki, T., Sakoda, S., Nomura, T., A quantitative characterization of postural sway during human quiet standing using a thin pressure distribution measurement system, Gait Posture, 2009, Jun, 29, 4, 654-7.

734. Novak, V., Haertle, M., Zhao, P., Hu, K., Munshi, M., Novak, P., Abduljalil, A., Alsop, D., White matter hyperintensities and dynamics of postural control, Magn Reson Imaging, 2009, Jul, 27, 6, 752-9.

735. Nuralidze, Kiu, Lekiashvili, Z. A., Kopaliani, A. D., Nachkepia, M. A., Dzagnidze, E. V., Hemodynamics and gas exchange during spine operations in the prone position, Georgian Med News, 2008, Jun, -, 159, 13-7.

736. O'Connor, S. M., Kuo, A. D., Direction-dependent control of balance during walking and standing, J Neurophysiol, 2009, sep, 102, 3, 1411-9.

737. Oates, A. R., Frank, J. S., Patla, A. E., VanOoteghem, K., Horak, F. B., Control of dynamic stability during gait termination on a slippery surface in Parkinson's disease, Mov Disord, 2008, Oct 30, 23, 14, 1977-83.

738. Okubo, M., Fujinami, Y., Minakuchi, S., Effect of complete dentures on body balance during standing and walking in elderly people, J Prosthodont Res, -, Jan, 54, 1, 42-7.

739. Okunribido, O. O., Haslegrave, C. M., Ready steady push--a study of the role of arm posture in manual exertions, Ergonomics, 2008, Feb, 51, 2, 192-216.

740. Olin, C., Rougier, P., As opposed to normal subjects, eyelid position doesn't interfere with postural behavior in blind subjects, Neurophysiol Clin, 2009, Dec, 39, 6, 295-302.

741. Oliveira, L. F., Vieira, T. M., Macedo, A. R., Simpson, D. M., Nadal, J., Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry, Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol, 2009, Nov, 147, 1, 25-8.

742. Olivier, I., Palluel, E., Nougier, V., Effects of attentional focus on postural sway in children and adults, Exp Brain Res, 2008, Feb, 185, 2, 341-5.

743. Onambele, G. L., Maganaris, C. N., Mian, O. S., Tam, E., Rejc, E., McEwan, I. M., Narici, M. V., Neuromuscular and balance responses to flywheel inertial versus weight training in older persons, J Biomech, 2008, Nov 14, 41, 15, 3133-8.

744. Onate, J. A., Beck, B. C., Van Lunen, B. L., On-field testing environment and balance error scoring system performance during preseason screening of healthy collegiate baseball players, J Athl Train, 2007, Oct-Dec, 42, 4, 446-51.

745. Orlov, I. V., Stolbkov, Y. K., Shuplyakov, V. C., Effects of artificial feedback to the vestibular input on postural instability induced by asymmetric proprioceptive stimulation, Neurosci Behav Physiol, 2008, Feb, 38, 2, 195-201.

746. Ortuno-Cortes, M. A., Martin-Sanz, E., Barona-de Guzman, R., Static posturography versus clinical tests in elderly people with vestibular pathology, Acta Otorrinolaringol Esp, 2008, Aug-Sep, 59, 7, 334-40.

747. Ostrowska, B., Giemza, C., Wojna, D., Skrzek, A., Postural stability and body posture in older women: comparison between fallers and non-fallers, Ortop Traumatol Rehabil, 2008, Sep-Oct, 10, 5, 486-95.

748. Ostrowska, B., Kuczynski, M., Dean, E., Does osteoarthritis further compromise the postural stability of women with osteoporosis?, Ortop Traumatol Rehabil, 2008, Mar-Apr, 10, 2, 179-82.

749. Oude Nijhuis, L. B., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Allum, J. H., Incorporating voluntary knee flexion into nonanticipatory balance corrections, J Neurophysiol, 2007, Nov, 98, 5, 3047-59.

750. Ouellet, J. A., Geller, L., Strydom, W. S., Rabzel, M., Reindl, R., Jarzem, P., Arlet, V., Pressure mapping as an outcome measure for spinal surgery in patients with myelomeningocele, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Nov 15, 34, 24, 2679-85.

751. Paalanne, N. P., Korpelainen, R., Taimela, S. P., Remes, J., Salakka, M., Karppinen, J. I., Reproducibility and reference values of inclinometric balance and isometric trunk muscle strength measurements in Finnish young adults, J Strength Cond Res, 2009, Aug, 23, 5, 1618-26.

752. Paci, M., Baccini, M., Rinaldi, L. A., Pusher behaviour: a critical review of controversial issues, Disabil Rehabil, 2009, -, 31, 4, 249-58.

753. Padula, W. V., Nelson, C. A., Benabib, R., Yilmaz, T., Krevisky, S., Modifying postural adaptation following a CVA through prismatic shift of visuo-spatial egocenter, Brain Inj, 2009, Jun, 23, 6, 566-76.

754. Paizis, C., Papaxanthis, C., Berret, B., Pozzo, T., Reaching beyond arm length in normal aging: adaptation of hand trajectory and dynamic equilibrium, Behav Neurosci, 2008, Dec, 122, 6, 1361-70.

755. Palluel, E., Ceyte, H., Olivier, I., Nougier, V., Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: effects of age, segmental acceleration and sensory context, Clin Neurophysiol, 2008, Nov, 119, 11, 2546-54.

756. Palluel, E., Olivier, I., Nougier, V., The lasting effects of spike insoles on postural control in the elderly, Behav Neurosci, 2009, Oct, 123, 5, 1141-7.

757. Palmgren, P. J., Lindeberg, A., Nath, S., Heikkila, H., Head repositioning accuracy and posturography related to cervical facet nerve blockade and spinal manipulative therapy in healthy volunteers: a time series study, J Manipulative Physiol Ther, 2009, Mar-Apr, 32, 3, 193-202.

758. Park, H., Kim, K. J., Komatsu, T., Park, S. K., Mutoh, Y., Effect of combined exercise training on bone, body balance, and gait ability: a randomized controlled study in community-dwelling elderly women, J Bone Miner Metab, 2008, -, 26, 3, 254-9.

759. Pascolo, P. B., Carniel, R., Pinese, B., Human stability in the erect stance: Alcohol effects and audio-visual perturbations, J Biomech, 2009, Mar 11, 42, 4, 504-9.

760. Patel, M., Gomez, S., Berg, S., Almbladh, P., Lindblad, J., Petersen, H., Magnusson, M., Johansson, R., Fransson, P. A., Effects of 24-h and 36-h sleep deprivation on human postural control and adaptation, Exp Brain Res, 2008, Feb, 185, 2, 165-73.

761. Patel, M., Gomez, S., Lush, D., Fransson, P. A., Adaptation and vision change the relationship between muscle activity of the lower limbs and body movement during human balance perturbations, Clin Neurophysiol, 2009, Mar, 120, 3, 601-9.

762. Perlmutter, S., Lin, F., Makhsous, M., Quantitative analysis of static sitting posture in chronic stroke, Gait Posture, -, Apr 15

763. Peterka, R. J., Comparison of human and humanoid robot control of upright stance, J Physiol Paris, 2009, Sep-Dec, 103, 3-5, 149-58.

764. Petersen, T. H., Rosenberg, K., Petersen, N. C., Nielsen, J. B., Cortical involvement in anticipatory postural reactions in man, Exp Brain Res, 2009, Feb, 193, 2, 161-71.

765. Petrofsky, J. S., Lohman, E., Lohman, T., A device to evaluate motor and autonomic impairment, Med Eng Phys, 2009, Jul, 31, 6, 705-12.

766. Philippot, R., Wegrzyn, J., Farizon, F., Fessy, M. H., Pelvic balance in sagittal and Lewinnek reference planes in the standing, supine and sitting positions, Orthop Traumatol Surg Res, 2009, Feb, 95, 1, 70-6.

767. Picciolini, O., Albisetti, W., Cozzaglio, M., Spreafico, F., Mosca, F., Gasparroni, V., "Postural Management" to prevent hip dislocation in children with cerebral palsy, Hip Int, 2009, Jan.Mar, 19 Suppl 19, -, S56-62.

768. Pinar, S., Kitano, K., Koceja, D. M., Role of vision and task complexity on soleus H-reflex gain, J Electromyogr Kinesiol, -, Apr, 20, 2, 354-8.

769. Pingot, M., Czernicki, J., Kubacki, J., Assessment of muscle strength of hip joints in children with idiopathic scoliosis, Ortop Traumatol Rehabil, 2007, Nov-Dec, 9, 6, 636-43.

770. Pinsault, N., Vuillerme, N., The effects of scale display of visual feedback on postural control during quiet standing in healthy elderly subjects, Arch Phys Med Rehabil, 2008, Sep, 89, 9, 1772-4.

771. Pinsault, N., Vuillerme, N., Differential postural effects of plantar-flexor muscle fatigue under normal, altered and improved vestibular and neck somatosensory conditions, Exp Brain Res, 2008, Oct, 191, 1, 99-107.

772. Pinsault, N., Vuillerme, N., Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance, Med Eng Phys, 2099, Mar, 31, 2, 276-86.

773. Pinter, I. J., van Swigchem, R., van Soest, A. J., Rozendaal, L. A., The dynamics of postural sway cannot be captured using a one-segment inverted pendulum model: a PCA on segment rotations during unperturbed stance, J Neurophysiol, 2008, Dec, 100, 6, 3197-208.

774. Piontek, T., Ciemniewska-Gorzela, K., Szulc, A., Pyda, A., Dudzinski, W., Hejna, R., Postural control strategy in patients with anterior cruciate ligament deficiency, Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol, 2009, Nov-Dec, 74, 6, 353-60.

775. Prpic, T., Tudor, A., Ruzic, L., Sestan, B., Canaki, M., Gulan, G.. Prpic, M., Madarevic, T., Legovic, D., Rakovac, I., The influence of test repetition on bipodal visually controlled static and dynamic balance, Coll Antropol, -, Mar, 34 Suppl 1, -, 135-9.

776. Puls, A., Gribble, P., A comparison of two Thera-Band training rehabilitation protocols on postural control, J Sport Rehabil, 2007, May, 16, 2, 75-84.

777. Qu, X., Nussbaum, M. A., Madigan, M. L., Model-based assessments of the effects of age and ankle fatigue on the control of upright posture in humans, Gait Posture, 2009, Nov, 30, 4, 518-22.

778. Qu, X., Nussbaum, M. A., Effects of external loads on balance control during upright stance: experimental results and model-based predictions, Gait Posture, 2009, Jan, 29, 1, 23-30.

779. Queralt, A., Valls-Sole, J., Castellote, J. M., The effects of a startle on the sit-to-stand manoeuvre, Exp Brain Res, 2008, Mar, 185, 4, 603-9.

780. Rahnama, L., Salavati, M., Akhbari, B., Mazaheri, M., Attentional demands and postural control in athletes with and without functional ankle instability, J Orthop Sports Phys Ther, -, Mar, 40, 3, 180-7.

781. Rancourt, D., Hogan, N., The biomechanics of force production, Adv Exp Med Biol, 2009, -, 629, -, 645-61.

782. Rasku, J., Juhola, M., Tossavainen, T., Pyykko, I., Toppila, E., Modelling stabilograms with hidden Markov models, J Med Eng Technol, 2008, Jul-Aug, 32, 4, 273-83.

783. Rasku, J., A method for the classification of corrective activity in context dependent postural controlling tasks, Comput Biol Med, 2009, Oct, 39, 10, 940-5.

784. Reed-Jones, R. J., Vallis, L. A., Reed-Jones, J. G., Trick, L. M., The relationship between postural stability and virtual environment adaptation, Neurosci Lett, 2008, Apr 25, 435, 3, 204-9.

785. Reeves, N. P., Cholewicki, J., Narendra, K. S., Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance, J Biomech, 2009, Jan 19, 42, 2, 164-70.

786. Regia-Corte, T., Wagman, J. B., Perception of affordances for standing on an inclined surface depends on height of center of mass, Exp Brain Res, 2008, Oct, 191, 1, 25-35.

787. Reilly, D. S., Woollacott, M. H., van Donkelaar, P., Saavedra, S., The interaction between executive attention and postural control in dual-task conditions: children with cerebral palsy, Arch Phys Med Rehabil, 2008, May, 89, 5, 834-42.

788. Reilly, D. S., van Donkelaar, P., Saavedra, S., Woollacott, M. H., Interaction between the development of postural control and the executive function of attention, J Mot Behav, 2008, Mar, 40, 2, 90-102.

789. Reimer, R. C., 3rd, Wikstrom, E. A., Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control, J Sci Med, Sport, -, Jan, 13, 1, 161-6.

790. Ricci, N. A., de Faria Figueiredo Goncalves, D., Coimbra, A. M., Coimbra, I. B., Sensory interaction on static balance: a comparison concerning the history of falls of community-dwelling elderly, Geriatr Gerontol Int, 2009, Jun, 9, 2, 165-71.

791. Ries, L. G., Berzin, F., Analysis of the postural stability in individuals with or without signs and symptoms of temporomandibular disorder, Braz Oral Res, 2008, Oct-Dec, 22, 4, 378-83.

792. Rinaldi, N. M., Polastri, P. F., Barela, J. A., Age-related changes in postural control sensory reweighting, Neurosci Lett, 2009, Dec 31, 467, 3, 225-9.

793. Rittweger, J., Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be, Eur J Appl Physiol, -, mar, 108, 5, 877-904.

794. Rocchi, L., Mancini, M., Chiari, L., Cappello, A., Dependence of anticipatory postural adjustments for step initiation on task movement features: a study based on dynamometric and accelerometric data, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 1489-92.

795. Rochelle, K. S., Witton, C., Talcott, J. B., Symptoms of hyperactivity and inattention can mediate deficits of postural stability in developmental dyslexia, Exp Brain Res, 2009, Feb, 192, 4, 627-33.

796. Rome, K., Dixon, J., Gray, M., Woodley, R., Evaluation of static and dynamic postural stability in established rheumatoid arthritis: exploratory study, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Jul, 24, 6, 524-6.

797. Roth, R., Wank, V., Muller, O., Hochwald, H., Gunther, M., A simple new device to examine human stance: the totter-slab, Biomed Tech (Berl), -, -, 55, 1, 27-38.

798. Rottkamp, C. A., Lobur, K. J., Wladyka, C. L., Lucky, A. K., O'Gorman, S., Pbx3 is required for normal locomotion and dorsal horn development, Dev Biol, 2008, Feb 1, 314, 1, 23-39.

799. Rougier, P., Thoumie, P., Cantalloube, S., Lamotte, D., What compensatory motor strategies do patients with multiple sclerosis develop for balance control?, Rev Neurol (Paris), 2007, Nov, 163, 11, 1054-64.

800. Rougier, P., Balance and Posture. Editorial, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 343.

801. Rougier, P. R., Lachaume, F., Bourse, J., Rogeon, M., Monti, A., Regueme, S. C., Wearing shoes increasing dorsiflexion improves short-term but not long-term balance control in young healthy adults, J Biomech, 2009, Oct 16, 42, 14, 2268-72.

802. Ruget, H., Blouin, J., Teasdale, N., Mouchnino, L., Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception?, neuroscience, 2008, Aug 26, 155, 3, 640-8.

803. Ruiz Hidalgo, D., Utility of posturography in the evaluation of falls, Rev Esp Geriatr Gerontol, 2008, Mar-Apr, 43, 2, 67.

804. Rundek, T., Lalit, K., Visual input is critical for postural control in patients with chronic right hemisphere infarcts, Neurology, -, Feb 9, 74, 6, 448-9.

805. Russo, V., De Crescenzo, I., Ammendola, E., Santangelo, L., Calabro, R., Sympathovagal balance analysis in idiopathic postural orthostatic tachycardia syndrome, Acta Biomed, 2007, Aug, 78, 2, 133-8.

806. Ryerson, S., Byl, N. N., Brown, D. A., Wong, R. A., Hidler, J. M., Altered trunk position sense and its relation to balance functions in people post-stroke, J Neurol Phys Ther, 2008, Mar, 32, 1, 14-20.

807. Sadeghi, H., Allard, P., Barbier, F., Gatto, L., Chavet, P., Rivard, C. H., Hinse, S., Simoneau, M., Bracing has no effect on standing balance in females with adolescent idiopathic scoliosis, Med Sci Monit, 2008, Jun, 14, 6, CR293-298.

808. Saffer, M., Kiemel, T., Jeka, J., Coherence analysis of muscle activity during quiet stance, Exp Brain Res, 2008, Feb, 185, 2, 215-26.

809. Saha, D., Gard, S., Fatone, S., The effect of trunk flexion on able-bodied gait, Gait Posture, 2008, May, 27, 4, 653-60.

810. Sakuraba, T., Takahata, M., Motor pattern changes during central compensation of eyestalk posture after unilateral statolith removal in crayfish, Zoolog Sci, 2000, Jan 1, 17, 1, 19-26.

811. Salavati, M., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Jafari, A. H., Kazemnejad, A., Parnianpour, M., Effect of dual-tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Jun 1, 34, 13, 1415-21.

812. Salavati, M., Hadian, M. R., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S., Jafari, A. H., Sanjari, M. A., Sohani, S. M., Parnianpour, M., Test-retest reliability [corrected] of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability, Gait Posture, 2009, Apr, 29, 3, 460-4.

813. Santarcangelo, E. L., Balocchi, R., Scattina, E., Manzoni, D., Bruschini, L., Ghelarducci, B., Varanini, M., Hypnotizability-dependent modulation of the changes in heart rate control induced by upright stance, Brain Res Bull, 2008, Mar 28, 75, 5, 692-7.

814. Santarcangelo, E. L., Scattina, E., Carli, G., Balocchi, R., Macerata, A., Manzoni, D., Modulation of the postural effects of cognitive load by hypnotizability, Exp Brain Res, 2009, Apr, 194, 2, 323-8.

815. Santos, M. J., Kanekar, N., Aruin, A. S., The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis, J Electromyogr Kinesiol, -, Jun, 2000, 3, 398-405.

816. Santos, M. J., Kanekar, N., Aruin, A. S., The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis, J Electromyogr Kinesiol, -, Jun, 2000, 3, 388-97.

817. Santos, M. J., Aruin, A. S., Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Jun, 19, 3, 532-41.

818. Santos Perez, S., Soto Varela, A., Rossi Izquierdo, M., Elhendi, W., Labella Caballero, T., Rehabilitation treatment of the balance: design of a general protocol with dynamic computerized posturography, An Otorrinolaringol Ibero Am, 2007, -, 34, 5, 465-84.

819. Sasagawa, S., Ushiyama, J., Kouzaki, M., Kanehisa, H., Effect of the hip motion on the body kinematics in the sagittal plane during human quiet standing, Neurosci Lett, 2009, jan 23, 450, 1, 27-31.

820. Sathyaprabha, T. N., Satishchandra, P., Pradhan, C., Sinha, S., Kaveri, B., Thennarasu, K., Murthy, B. T., Raju, T. R., Modulation of cardiac autonomic balance with adjuvant yoga therapy in patients with refractory epilepsy, Epilepsy Behav, 2008, Feb, 12, 1, 245-52.

821. Sawacha, Z., Gabriella, G., Cristoferi, G., Guiotto, A., Avogaro, A., Cobelli, C., Diabetic gait and posture abnormalities: a biomechanical investigation through three dimensional gait analysis, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Nov, 24, 9, 722-8.

822. Schilling, B. K., Karlage, R. E., LeDoux, M. S., Pfeiffer, R. F., Weiss, L. W., Falvo, M. J., Impaired leg extensor strength in individuals with Parkinson disease and relatedness to functional mobility, Parkinsonism Relat Disord, 2009, Dec, 15, 10, 776-80.

823. Schilling, R. J., Bollt, E. M., Fulk, G. D., Skufca, J. D., Al-Ajlouni, A. F., Robinson, C. J., A quiet standing index for testing the postural sway of healthy and diabetic adults across a range of ages, IEEE Trans Biomed Eng, 2009, Feb, 56, 2, 292-302.

824. Schmid, M., Conforto, S., Stability limits in the assessment of postural control through the Time-to-boundary function, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 6126-9.

825. Schmid, M., Casabianca, L., Bottaro, A., Schieppati, M., Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity, Neuroscience, 2008, Jun 2, 153, 4, 1079-91.

826. Schmitt, J., Clark, J., Modeling posture-dependent leg actuation in sagittal plane locomotion, Bioinspir Biomim, 2009, Dec, 4, 4, 046005.

827. Schouten, A. C., Mugge, W., van der Helm, F. C., NMClab, a model to assess the contributions of muscle visco-elasticity and afferent feedback to joint dynamics, J Biomech, 2008, -, 41, 8, 1659-67.

828. Schouten, A. C., de Vlugt, E., van Hilten, J. J., van der Helm, F. C., Quantifying proprioceptive reflexes during position control of the human arm, IEEE Trans Biomed Eng, 2008, Jan, 55, 1, 311-21.

829. Schwab, F., Lafage, V., Patel, A., Farcy, J. P., Sagittal plane considerations and the pelvis in the adult patient, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Aug 1, 34, 17, 1828-33.

830. Schweigart, G., Mergner, T., Human stance control beyond steady state response and inverted pendulum simplification, Exp Brain Res, 2008, Mar, 185, 4, 635-53.

831. Schwesig, R., Sannemuller, K., Kolditz, R., Hottenrott, K., Becker, S., Esperer, H. D., Specific riding styles are associated with specific effects on bodily posture control, Sportverletz Sportschaden, 2008, Jun, 22, 2, 93-9.

832. Schwesig, R., Kluttig, A., Leuchte, S., Becker, S., Schmidt, H., Esperer, H. D., The impact of different sports on posture regulation, Sportverletz Sportschaden, 2009, Sep, 23, 3, 148-54.

833. Schwesig, R., Neumann, S., Richter, D., Kauert, R., Becker, S., Esperer, H. D., Leuchte, S., Impact of therapeutic riding on gait and posture regulation, Sportverletz Sportschaden, 2009, Jun, 23, 2, 84-94.

834. Scrivens, J. E., Ting, L. H., Deweerth, S. P., Effects of stance width on control gain in standing balance, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 4055-7.

835. Scrivens, J. E., Deweerth, S. P., Ting, L. H., A robotic device for understanding neuromechanical interactions during standing balance control, Bioinspir Biomim, 2008, Jun, 3, 2, 026002.

836. Seven, Y. B., Akalan, N. E., Yucesoy, C. A., Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children, Hum Mov Sci, 2008, Feb, 27, 1, 65-79.

837. Shao, M., Popratiloff, A., Yi, J., Lerner, A., Hirsch, J. C., Peusner, K. D., Adaptation of chicken vestibular nucleus neurons to unilateral vestibular ganglionectomy, Neuroscience, 2009, Jul 21, 161, 4, 988-1007.

838. Shih, C. H., Shih, C. T., Chu, C. L., Assisting people with multiple disabilities actively correct abnormal standing posture with a Nintendo Wii balance board through controlling environmental stimulation, Res Dev Disabil, -, Jul-Aug, 31, 4, 936-42.

839. Shih, C. H., Shih, C. T., Chiang, M. S., A new standing posture detector to enable people with multiple disabilities to control environmental stimulation by changing their standing posture through a commercial Wii Balance Board, Res Dev Disabil, -, Jan-Feb, 31, 1, 281-6.

840. Shu, Y., Jiang, Z., Xu, X., Mirka, G. A., The effect of a knee support on the biomechanical response of the low back, J Appl Biomech, 2007, Nov, 23, 4, 275-81.

841. Sibley, K. M., Mochizuki, G., Esposito, J. G., Camilleri, J. M., McIlroy, W. E., Phasic electrodermal responses associated with whole-body instability: presence and influence of expectation, Brain Res, 2008, Jun 24, 1216, -, 38-45.

842. Sienko, K. H., Balkwill, M. D., Oddsson, L. I., Wall, C., Effects of multi-directional vibrotactile feedback on vestibular-deficient postural performance during continuous multi-directional support surface perturbations, J Vestib Res, 2008, -, 18, 5-6, 273-85.

843. Silva, K. N., Mizusaki Imoto, A., Almeida, G. J., Atallah, A. N., Peccin, M. S., Fernandes Moca Trevisani, V., Balance training (proprioceptive training) for patients with rheumatoid arthritis, Cochrane Database Syst Rev, 5, -, CD007648.

844. Simoneau, E. M., Billot, M., Martin, A., Perennou, D., Van Hoecke, J., Difficult memory task during postural tasks of various difficulties in young and older people: a pilot study, Clin Neurophysiol, 2008, May, 119, 5, 1158-65.

845. Singh, D., Park, W., Levy, M. S., Jung, E. S., The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing, Ergonomics, 2009, Aug, 52, 8, 977-86.

846. Singh, T., Koh, M., Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean, Gait Posture, 2009, Jan, 29, 1, 49-53.

847. Sipko, T., Chantsoulis-Supinska, M., Zmuda, M., Zwolinski, J., Postural balance in the early post-operative period in patients with intervertebral disk disease following surgery, Ortop Traumatol Rehabil, 2008, May-Jun, 10, 3, 226-37.

848. Sipp, A. R., Rowley, B. A., Detection of baseline and near-fall postural stability, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 1262-5.

849. Sjodahl, J., Kvist, J., Gutke, A., Oberg, B., The postural response of the pelvic floor muscles during limb movements: a methodological electromyography study in parous women without lumbopelvic pain, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Feb, 24, 2, 183-9.

850. Skvortsova, V. I., Ivanova, G. E., Kovrazhkina, E. A., Rumiantseva, N. A., Staritsyn, A. N., Suvorov, Aiu, Sogomonian, E. K., The use of a robot-assisted Gait Trainer GT1 in patients in the acute period of cerebral stroke: a pilot study, Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova, 2008, -, Suppl 23, -, 28-34.

851. Slaboda, J. C., Barton, J. E., Keshner, E. A., Influence of moving visual environment on sit-to-stand kinematics in children and adults, Percept Mot Skills, 2009, Aug, 109, 1, 121-32.

852. Slobounov, S., Hallett, M., Cao, C., Newell, K., Modulation of cortical activity as a result of voluntary postural sway direction: an EEG study, Neurosci Lett, 2008, Sep 19, 442, 3, 309-13.

853. Slobounov, S., Cao, C., Sebastianelli, W., Slobounov, E., Newell, K., Residual deficits from concussion as revealed by virtual time-to-contact measures of postural stability, Clin Neurophysiol, 2008, Feb, 119, 2, 281-9.

854. Slobounov, S., Cao, C., Jaiswal, N., Newell, K. M., Neural basis of postural instability identified by VTC and EEG, Exp Brain Res, 2009, Oct, 199, 1, 1-16.

855. Slota, G. P., Granata, K. P., Madigan, M. L., Effects of seated whole-body vibration on postural control of the trunk during unstable seated balance, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, May, 23, 4, 381-6.

856. Smania, N., Picelli, A., Gandolfi, M., Fiaschi, A., Tinazzi, M., Rehabilitation of sensorimotor integration deficits in balance impairment of patients with stroke hemiparesis: a before/after pilot study, Neurol Sci, 2008, Oct, 29, 5, 313-9.

857. Smania, N., Picelli, A., Romano, M., Negrini, S., Neurophysiological basis of rehabilitation of adolescent idiopathic scoliosis, Disabil Rehabil, 2008, -, 30, 10, 763-71.

858. Smetanin, B. N., Kozhina, G. V., Popov, A. K., Human upright posture control in a virtual visual environment, Fiziol Cheloveka, 2009, Mar-Apr, 35, 2, 54-9.

859. Smith, D. L., Walsh, M., Smith, J. P., Running posture and step length changes immediately after chiropractic treatment in a patient with xeroderma pigmentosum, J Manipulative Physiol Ther, 2009, Jan, 32, 1, 93-8.

860. Snoussi, H., Amoud, H., Doussot, M., Hewson, D., Duchene, J., Reconstructed phase spaces of intrinsic mode functions. Application to postural stability analysis, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 4584-9.

861. Snoussi, H., Hewson, D., Duchene, J., Nonlinear chaotic component extraction for postural stability analysis, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009, -, 2009, -, 31-4.

862. So, C. W., Bent, L. R., Increased vestibular contribution to posture control in individuals with chronic headache, J Vestib Res, 2009, -, 19, 1-2, 49-58.

863. Soltys, J. S., Wilson, S. E., Directional sensitivity of velocity sense in the lumbar spine, J Appl Biomech, 2008, Aug, 24, 3, 244-51.

864. Sriwarno, A. B., Shimomura, Y., Iwanaga, K., Katsuura, T., The influence of different lower seat height on the muscular stress during squatting for a ground level job, J Hum Ergol (Tokyo), 2007, Jun, 36, 1, 25-33.

865. Sriwarno, A. B., Shimomura, Y., Iwanaga, K., Katsuura, T., The relation between the changes of postural achievement, lower limb muscle activities, and balance stability in three different deep-squatting postures, J Physiol Anthropol, 2008, Jan, 27, 1, 11-7.

866. St-Arnaud, D., Paquin, M. J., Safe positioning for neurosurgical patients, Aorn J, 2008, Jun, 87, 6, 1156-68; quiz 1169-72.

867. St-Arnaud, D., Paquin, M. J., Safe positioning for neurosurgical patients, Can Oper Room Nurs J, 2009, Dec, 27, 4, 7-11, 16, 18-9 passim.

868. Stack, E., Ashburn, A., Dysfunctional turning in Parkinson's disease, Disabil Rehabil, 2008, -, 30, 16, 1222-9.

869. Stack, B., Sims, A., The relationship between posture and equilibrium and the auriculotemporal nerve in patients with disturbed gait and balance, Cranio, 2009, Oct, 27, 4, 248-60.

870. Stapley, P. J., Drew, T., The pontomedullary reticular formation contributes to the compensatory postural responses observed following removal of the support surface in the standing cat, J Neurophysiol, 2009, Mar, 101, 3, 1334-50.

871. Steffen, J. S., Obeid, I., Aurouer, N., Hauger, O., Vital, J. M., Dubousset, J., Skalli, W., 3D postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers, Eur Spine J, -, may, 19, 5, 760-7.

872. Stepan, G., Delay effects in the human sensory system during balancing, Philos Transact A Math Phys Eng Sci, 2009, Mar 28, 367, 1891, 1195-212.

873. Stevenson, I. H., Fernandes, H. L., Vilares, I., Wei, K., Kording, K. P., Bayesian integration and non-linear feedback control in a full-body motor task, PLoS Comput Biol, 2009, Dec, 5, 12, e1000629.

874. Stins, J. F., Ledebt, A., Emck, C., van Dokkum, E. H., Beek, P. J., Patterns of postural sway in high anxious children, Behav Brain Funct, 2009, -, 5, -, 42.

875. Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., Beek, P. J., Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: effects of expertise, vision and cognition, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 106-9.

876. Stoffregen, T. A., Faugloire, E., Yoshida, K., Flanagan, M. B., Merhi, O., Motion sickness and postural sway in console video games, Hum Factors, 2008, Apr, 50, 2, 322-31.

877. Stoffregen, T. A., Giveans, M. R., Villard, S., Yank, J. R., Shockley, K., Interpersonal postural coordination on rigid and non-rigid surfaces, Motor Control, 2009, Oct, 13, 4, 471-83.

878. Stoffregen, T. A., Chen, F. C., Yu, Y., Villard, S., Stance width and angle at sea: effects of sea state and body orientation, Aviat Space Environ Med, 2009, Oct, 80, 10, 845-9.

879. Stoffregen, T. A., Villard, S., Kim, C., Ito, K., Bardy, B. G., Coupling of head and body movement with motion of the audible environment, J Exp Psychol Hum Percept Perform, 2009, Aug, 35, 4, 1221-31.

880. Straker, L., Skoss, R., Burnett, A., Burgess-Limerick, R., Effect of visual display height on modelled upper and lower cervical gravitational moment, muscle capacity and relative strain, Ergonomics, 2009, Feb, 52, 2, 204-21.

881. Suarez, H., Geisinger, D., Suarez, A., Carrera, X., Spiller, P., Lapilover, V., Postural strategies in normal subjects and in patients with instability due to central nervous system diseases after sudden changes in the visual flow, Acta Otolaryngol, 2008, Apr, 128, 4, 398-403.

882. Suda, E. Y.., Amorim, C. F., Sacco Ide, C., Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Apr, 19, 2, e84-93.

883. Suk, S. I., Kim, J. H., Kim, S. S., Lee, J. J., Han, Y. T., Thoracoplasty in thoracic adolescent idiopathic scoliosis, Spine (Phila Pa 1976), 2008, May 1, 33, 10, 1061-7.

884. Sullivan, E. V., Rose, J., Pfefferbaum, A., Mechanisms of postural control in alcoholic men and women: biomechanical analysis of musculoskeletal coordination during quiet standing,Alcohol Clin Exp Res , -, Mar 1, 34, 3, 528-37.

885. Surenkok, O., Kin-Isler, A., Aytar, A., Gultekin, Z., Effect of trunk-muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects, J Sport Rehabil, 2008, Nov, 17, 4, 380-6.

886. Sveistrup, H., Schneiberg, S., McKinley, P. A., McFadyen, B. J., Levin, M. F., Head, arm and trunk coordination during reaching in children, Exp Brain Res, 2008, Jun, 188, 2, 237-47.

887. Tagliabue, M., Pedrocchi, A., Pozzo, T., Ferrigno, G., A mathematical tool to generate complex whole body motor tasks and test hypotheses on underlying motor planning, Med Biol Eng Comput, 2008, Jan, 46, 1, 11-22.

888. Tagliabue, M., Ferrigno, G., Horak, F., Effects of Parkinson's disease on proprioceptive control of posture and reaching while standing, Neuroscience, 2009, Feb 18, 158, 4, 1206-14.

889. Tahboub, K. A., Biologically-inspired humanoid postural control, J Physiol Paris, 2009, Sep-Dec, 103, 3-5, 195-210.

890. Takada, H., Miyao, M., Fujikake, K., Furuta, M., Matsuura, Y., Kitaoka, Y., Effect of LCDs displaying blurred images on the postural control system, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 2149-52.

891. Takai, I., Effect of balance exercise on functional reach test and body sway for the frail elderly, Nippon Ronen Igakkai Zasshi, 2008, Sep, 45, 5, 505-10.

892. Takanishi, T., Ebara, T., Murasaki, G. I., Kubo, T., Tachi, N., Itani, T., Kamijima, M., Interactive model of subsidiary behaviors, work performance and autonomic nerve activity during visual display terminal work, J Occup Health, -, -, 52, 1, 39-47.

893. Takanokura, M., Theoretical optimization of usage of four-wheeled walker and body posture of elderly users for comfortable steady walking, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 4519-22.

894. Takara, K., Gaspar, M. I., Metring, N. L., Mateus-Vasconcelos, E. C., Cliquet, A., Jr., Abreu, D. C., Evaluation of the influence of different types of seats on postural control in individuals with paraplegia, Spinal Cord, -, Mar 30.

895. Tanahashi, S., Ujike, H., Kozawa, R., Ukai, K., Effects of visually simulated roll motion on vection and postural stabilization, J Neuroeng Rehabil, 2007, -, 4, -, 39.

896. Tanaka, M. L., Nussbaum, M. A., Ross, S. D., Evaluation of the threshold of stability for the human spine, J Biomech, 2009, May 29, 42, 8, 1017-22.

897. Tang, W. T., Zhang, W. Y., Huang, C. C., Young, M. S., Hwang, I. S., Postural tremor and control of the upper limb in air pistol shooters, J Sports Sci, 2008, Dec, 26, 14, 1579-87.

898. Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanc, J. L., Cheynet, F., Borel, L., Dental occlusion and postural control in adults, Neurosci Lett, 2009, Jan 30, 450, 2, 221-4.

899. Tarnanen, S. P., Ylinen, J. J., Siekkinen, K. M., Malkia, E. A., Kautiainen, H. J., Hakkinen, A. H., Effect of isometric upper-extremity exercises on the activation of core stabilizing muscles, Arch Phys Med Rehabil, 2008, Mar, 89, 3, 513-21.

900. Taube, W., Gruber, M., Gollhofer, A., Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance, Acta Physiol (Oxf), 2008, Jun, 193, 2, 101-16.

901. Teschke, K., Trask, C., Johnson, P., Chow, Y., Village, J., Koehoorn, M., Measuring posture for epidemiology: comparing inclinometry, observations and self-reports, Ergonomics, 2009, Sep, 52, 9, 1067-78.

902. Thigpen, M. T., Cauraugh, J., Creel, G., Day, K., Flynn, S., Fritz, S., Frost, S., Respess, R., Gardner-Smith, P., Brack, M., Behrman, A., Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury, Gait Posture, 2009, Jan, 29, 1, 113-8.

903. Thompson, C., Belanger, M., Fung, J., Effects of bilateral Achilles tendon vibration on postural orientation and balance during standing, Clin Neurophysiol, 2007, Nov, 118, 11, 2456-67.

904. Tiedemann, A. C., Sherrington, C., Lord, S. R., Physical and psychological factors associated with stair negotiation performance in older people, J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 2007, Nov, 62, 11, 1259-65.

905. Tietavainen, A., Forsman, P., Wallin, A., Korsback, A., Haeggstrom, E., Model-based posturographic sleepiness monitor tested on 20 subjects, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, -, 2007, -, 3573-6.

906. Tilikete, C., Vighetto, A., Clinical and functional assessment of the vestibular nerve, Neurochirurgie, 2009, Apr, 55, 2, 158-61.

907. Ting, L. H., McKay, J. L., Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement, Curr Opin Neurobiol , 2007, Dec, 17, 6, 622-8.

908. Ting, L. H., Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture, Prog Brain Res, 2007, -, 165, -, 299-321.

909. Tjernstrom, F., Fransson, P. A., Holmberg, J., Karlberg, M., Magnusson, M., Decreased postural adaptation in patients with phobic postural vertigo--an effect of an "anxious" control of posture?, Neurosci Lett, 2009, May 1, 454, 3, 198-202.

910. Tokuno, C. D., Taube, W., Cresswell, A. G., An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing, Acta Physiol (Oxf), 2009, mar, 195, 3, 385-95.

911. Tortolero, X., Masani, K., Thrasher, T. A., Popovic, M. R., Instability prediction by monitoring center of pressure during standing, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 5412-5.

912. Tresch, M. C., A balanced view of motor control, Nat Neurosci, 2007, Oct, 10, 10, 1227-8.

913. Tsai, C. L., Wu, S. K., Huang, C. H., Static balance in children with developmental coordination disorder, Hum Mov Sci, 2008, Feb, 27, 1, 142-53.

914. Tsao, H., Galea, M. P., Hodges, P. W., How fast are feedforward postural adjustments of the abdominal muscles?, Behav Neurosci, 2009, Jun, 123, 3, 687-93.

915. Tsuruoka, Y., Tsuruoka, M., Dynamic analysis of walking stability, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 5180-3.

916. Tucker, M. G., Kavanagh, J. J., Morrison, S., Barrett, R. S., Voluntary sway and rapid orthogonal transitions of voluntary sway in young adults, and low and high fall-risk older adults, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, oct, 24, 8, 597-605.

917. Turcot, K., Allet, L., Golay, A., Hoffmeyer, P., Armand, S., Investigation of standing balance in diabetic patients with and without peripheral neuropathy using accelerometers, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2009, Nov, 24, 9, 716-21.

918. Tuzun, S., Aktas, I., Akarirmak, U., Sipahi, S., Tuzun, F., Yoga might be an alternative training for the quality of life and balance in postmenopausal osteoporosis, Eur J Phys Rehabil Med, -, Mar, 46, 1, 69-72.

919. Tuzun, S., Aktas, I., Akarirmak, U., Sipahi, S., Tuzun, F., Yoga might be an alternative training for the quality of life and balance in postmenopausal osteoporosis, Eur J Phys Rehabil Med, -, Feb 18, -, -, -.

920. Tzeng, H. M., Yin, C. Y., Innovation in patient safety: a new task design in reducing patient falls, J Nurs Care Qual, 2008, Jan-Mar, 23, 1, 34-42.

921. Vaillant, J., Vuillerme, N., Janvey, A., Louis, F., Braujou, R., Juvin, R., Nougier, V., Effect of manipulation of the feet and ankles on postural control in elderly adults, Brain Res Bull, 2008, Jan 31, 75, 1, 18-22.

922. Vaivre-Douret, L., Golse, B., Thomas, N., Janaud, J. C., Favoring the prevention of postural disorders in premature births, Soins Pediatr Pueric, 2009, Oct, -, 250, 35-9.

923. Valente, M., Maturational effects of the vestibular system: a study of rotary chair, computerized dynamic posturography, and vestibular evoked myogenic potentials with children, J Am Acad Audiol, 2007, Jun, 18, 6, 461-81.

924. Valles, K. D., Schneider, J. M., Long, J. T., Riedel, S. A., Johnson, M. J., Harris, G. F., Combined sagittal and coronal plane postural stability model, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 4576-9.

925. van Asseldonk, E. H., Carpenter, M. G., van der Helm, F. C., van der Kooij, H., Use of induced acceleration to quantify the (de)stabilization effect of external and internal forces on postural responses, IEEE Trans Biomed Eng, 2007, Dec, 54, 12, 2284-95.

926. Van Daele, U., Hagman, F., Truijen, S., Vorlat, P., Van Gheluwe, B., Vaes, P., Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting, Spine (Phila Pa 1976), 2009, May 15, 34, 11, 1233-8.

927. van den Engel-Hoek, L., de Swart, B. J., Erasmus, C. E., de Groot, I. J., Is head balance a major determinant for swallowing problems in patients with spinal muscular atrophy type 2?, J Child Neurol, 2008, Aug, 23, 8, 919-21.

928. van Deursen, R., Footwear for the neuropathic patient: offloading and stability, Diabetes Metab Res Rev, 2008, May-Jun, 24 Suppl 1, -, S96-S100.

929. Van Geffen, J. A., Dijkstra, P. U., Hof, A. L., Halbertsma, J. P., Postema, K., Effect of flat insoles with different Shore A values on posture stability in diabetic neuropathy, Prosthet Orthot Int, 2007, Sep, 31, 3, 228-35.

930. Van Ooteghem, K., Frank, J. S., Allard, F., Buchanan, J. J., Oates, A. R., Horak, F. B., Compensatory postural adaptations during continuous, variable amplitude perturbations reveal generalized rather than sequence-specific learning, Exp Brain Res, 2008, Jun, 187, 4, 603-11.

931. Van Ooteghem, K., Frank, J. S., Horak, F. B., Practice-related improvements in posture control differ between young and older adults exposed to continuous, variable amplitude oscillations of the support surface, Exp Brain Res, 2009, Nov, 199, 2, 185-93.

932. van Wingerden, J. P., Vleeming, A., Ronchetti, I., Differences in standing and forward bending in women with chronic low back or pelvic girdle pain: indications for physical compensation strategies, Spine (Phila Pa 1976), 2008, May 15, 33, 11, E334-41.

933. Vargas, J. G., Yu, W., Audio aided electro-tactile perception training for finger posture biofeedback, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 4230-3.

934. Vaugoyeau, M., Azulay, J. P., Role of sensory information in the control of postural orientation in Parkinson's disease, J Neurol Sci, -, Feb 15, 289, 1-2, 66-8.

935. Veg, A., Popovic, D. B., Walkaround: mobile balance support for therapy of walking, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2008, Jun, 18, 3, 264-9.

936. Verhoeff, L. L., Horlings, C. G., Janssen, L. J., Bridenbaugh, S. A., Allum, J. H., Effects of biofeedback on trunk sway during dual tasking in the healthy young and elderly, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 76-81.

937. Vette, A. H., Masani, K., Sin, V., Popovic, M. R., Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing, Med Eng Phys, -, Jan, 32, 1, 32-8.

938. Vieira, T. M., Windhorst, U., Merletti, R., Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles?, J Appl Physiol, -, Jan, 108, 1, 85-97.

939. Vieira, T. M., Oliveira, L. F., Nadal, J., Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis, Braz J Med Biol Res, 2009, Jul, 42, 7, 665-73.

940. Vieira Tde, M., de Oliveira, L. F., Nadal, J., An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors, J Electromyogr Kinesiol, 2009, Dec, 19, 6, e513-9.

941. Viguier, M., Dupui, P., Montoya, R., Posture analysis on young women before and after 60 days of -6 degrees head down bed rest (Wise 2005), Gait Posture, 2009, Feb, 29, 2, 188-93.

942. Villard, S. J., Flanagan, M. B., Albanese, G. M., Stoffregen, T. A., Postural instability and motion sickness in a virtual moving room, Hum Factors, 2008, Apr, 50, 2, 332-45.

943. Vinjamuri, R., Sun, M., Crammond, D., Sclabassi, R., Mao, Z. H., Inherent bimanual postural synergies in hands, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 5093-6.

944. Virk, S., McConville, K. M., Virtual reality applications in improving postural control and minimizing falls, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 2694-7.

945. Visser, J. E., Carpenter, M. G., van der Kooij, H., Bloem, B. R., The clinical utility of posturography, Clin Neurophysiol, 2008, Nov, 119, 11, 2424-36.

946. Visser, J. E., Allum, J. H., Carpenter, M. G., Esselink, R. A., Speelman, J. D., Borm, G. F., Bloem, B. R., Subthalamic nucleus stimulation and levodopa-resistant postural instability in Parkinson's disease, J Neurol, 2008, Feb, 255, 2, 205-10.

947. Volkman, K. G., Stergiou, N., Stuberg, W., Blanke, D., Stoner, J., Factors affecting functional reach scores in youth with typical development, Pediatr Phys Ther, 2009, Spring, 21, 1, 38-44.

948. Vuillerme, N., Bertrand, R., Pinsault, N., Postural effects of the scaled display of visual foot center of pressure feedback under different somatosensory conditions at the foot and the ankle, Arch Phys Med Rehabil, 2008, Oct, 89, 10, 2034-6.

949. Vuillerme, N., Pinsault, N., Chenu, O., Demongeot, J., Payan, Y., Danilov, Y., Sensory supplementation system based on electrotactile tongue biofeedback of head position for balance control, Neurosci Lett, 2008, Feb 6, 431, 3, 206-10.

950. Vuillerme, N., Sporbert, C., Pinsault, N., Postural adaptation to unilateral hip muscle fatigue during human bipedal standing, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 122-5.

951. Vuillerme, N., Pinsault, N., Experimental neck muscle pain impairs standing balance in humans, Exp Brain Res, 2009, Feb, 192, 4, 723-9.

952. Vuillerme, N., Cuisinier, R., Sensory supplementation through tongue electrotactile stimulation to preserve head stabilization in space in the absence of vision, Invest Ophthalmol Vis Sci, 2009, Jan, 50, 1, 476-81.

953. Wada, N., Toba, Y., Iwamoto, W., Goto, M., Miyata, H., Mori, F., Morita, F., Investigation and characterization of rat bipedal walking models established by a training program, Brain Res, 2008, Dec 3, 1243, -, 70-7.

954. Waddell, C. L., Mellifont, R. B., Burkett, B. J., Improving balance in community-dwelling older people through a targeted mediolateral postural stability program, J Am Geriatr Soc, 2009, Dec, 57, 12, 2380-2.

955. Wall, C., 3rd, Wrisley, D. M., Statler, K. D., Vibrotactile tilt feedback improves dynamic gait index: a fall risk indicator in older adults, Gait Posture, 2009, Jul, 30, 1, 16-21.

956. Walsh, P., Dunne, L. E., Caulfield, B., Smyth, B., Marker-based monitoring of seated spinal posture using a calibrated single-variable threshold model, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 5370-3.

957. Wang, Y., Asaka, T., Muscle synergies involved in shifts of the center of pressure while standing on a narrow support, Brain Res Bull, 2008, May 15, 76, 1-2, 16-25.

958. Wang, T. Y., Lin, S. I., Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, May, 23, 4, 493-9.

959. Watanabe, S., Eguchi, A., Kobara, K., Ishida, H., Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting for desk work, Electromyogr Clin Neurophysiol, 2007, Sep, 47, 6, 273-8.

960. Watanabe, K., Lenke, L. G., Daubs, M. D., Bridwell, K. H., Stobbs, G., Hensley, M., Is spine deformity surgery in patients with spastic cerebral palsy truly beneficial?: a patient/parent evaluation, Spine (Phila Pa 1976), 2009, Sep 15, 34, 20, 2222-32.

961. Weerdesteyn, V., Laing, A. C., Robinovitch, S. N., Automated postural responses are modified in a functional manner by instruction, Exp Brain Res, 2008, Apr, 186, 4, 571-80.

962. Weissblueth, E., Schwartz, M., Hocherman, S., Adaptation to cyclic stance perturbations in Parkinson's disease depends on postural demands, Parkinsonism Relat Disord, 2008, Aug, 14, 6, 489-94.

963. Welch, T. D., Ting, L. H., A feedback model reproduces muscle activity during human postural responses to support-surface translations, J Neurophysiol, 2008, Feb, 99, 2, 1032-8.

964. Welch, T. D., Ting, L. H., A feedback model explains the differential scaling of human postural responses to perturbation acceleration and velocity, J Neurophysiol, 2009, Jun, 101, 6, 3294-309.

965. Weyand, P. G., Smith, B. R., Sandell, R. F., Assessing the metabolic cost of walking: the influence of baseline subtractions, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2009, -, 2009, -, 6878-81.

966. Whelan, P. J., The involvement of the motor cortex in postural control: a delicate balancing act, J Physiol, 2009, Aug 1, 587, Pt 15, 3753.

967. Witmer, L. M., Ridgely, R. C., New insights into the brain, braincase, and ear region of tyrannosaurs (Dinosauria, Theropoda), with implications for sensory organization and behavior, Anat Rec (Hoboken), 2009, Sep, 292, 9, 1266-96.

968. Wittman, A. B., Wall, L. L., The evolutionary origins of obstructed labor: bipedalism, encephalization, and the human obstetric dilemma, Obstet Gynecol Surv, 2007, Nov, 62, 11, 739-48.

969. Wu, G., The relation between age-related changes in neuromusculoskeletal system and dynamic postural responses to balance disturbance, J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 1998, Jul, 53, 4, M320-6.

970. Wu, G., Age-related differences in Tai Chi gait kinematics and leg muscle electromyography: a pilot study, Arch Phys Med Rehabil, 2008, Feb, 89, 2, 351-7.

971. Wu, J., McKay, S., Angulo-Barroso, R., Center of mass control and multi-segment coordination in children during quiet stance, Exp Brain Res, 2009, Jul, 196, 3, 329-39.

972. Wulf, G., Attentional focus effects in balance acrobats, Res Q Exerc Sport, 2008, Sep, 79, 3, 219-25.

973. Yamasaki, H., Fujisawa, H., Hoshi, F., Nagasaki, H., Incomplete posture adjustment during rapid arm movement,Percept Mot Skills , 2009, Jun, 108, 3, 915-32.

974. Yang, F., Passariello, F., Pai, Y. C., Determination of instantaneous stability against backward balance loss: two computational approaches, J Biomech, 2008, -, 41, 8, 1818-22.

975. Yasutake, Y., Taniguchi, S., Nomura, T., Non-asymptotical postural stabilization strategy during human quiet stance, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, -, 1, -, 1189-92.

976. Yelnik, A., Bonan, I., Clinical tools for assessing balance disorders, Neurophysiol Clin, 2008, Dec, 38, 6, 439-45.

977. Yen, J. T., Auyang, A. G., Chang, Y. H., Joint-level kinetic redundancy is exploited to control limb-level forces during human hopping, Exp Brain Res, 2009, Jul, 196, 3, 439-51.

978. Yeoh, W. S., Pek, I., Yong, Y. H., Chen, X., Waluyo, A. B., Ambulatory monitoring of human posture and walking speed using wearable accelerometer sensors, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2008, -, 2008, -, 5184-7,

979. Yokoya, T., Demura, S., Sato, S., Fall risk characteristics of the elderly in an exercise class, J Physiol Anthropol, 2008, Jan, 27, 1, 25-32.

980. Yonetsu, R., Nitta, O., Surya, J., "Patternizing" standards of sit-to-stand movements with support in cerebral palsy, NeuroRehabilitation, 2009, -, 25, 4, 289-96.

981. Yoshida, T., Yamamoto, M., Nomura, T., Ohwada, S., Takazawa, R., Ikemiyagi, Y., Shigeta, F., Examination of dynamic body balance using the body tracking test in cases of vestibular neuronitis, Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho, 2008, Sep, 111, 9, 617-22.

982. Yoshikawa, M., Doita, M., Okamoto, K., Manabe, M., Sha, N., Kurosaka, M., Impaired postural stability in patients with cervical myelopathy: evaluation by computerized static stabilometry, Spine (Phila Pa 1976), 2008, Jun 15, 33, 14, E460-4.

983. Youssef, J., Davidson, B., Zhou, B. H., Lu, Y., Patel, V., Solomonow, M., Neuromuscular neutral zones response to static lumbar flexion: muscular stability compensator, Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, Aug, 23, 7, 870-80.

984. Zajdel, K., Latala, B., Mosurska, D., The usefulness of posturography and caloric tests in selected neurological diseases, Przegl Lek, 2009, -, 66, 11, 920-3.

985. Zhang, J. G., Ishikawa-Takata, K., Yamazaki, H., Morita, T., Ohta, T., Postural stability and physical performance in social dancers, Gait Posture, 2008, May, 27, 4, 697-701.

986. Zok, M., Mazza, C., Cappozzo, A., Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised?, Med Eng Phys, 2008, Sep, 30, 7, 913-6,

987. An, W. W., Wang, B. K., Bai, Y. X., [Occlusal contacts in intercuspal position after orthodontic treatment, Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2009, Dec, 44, 12, 735-8.

988. Asazuma, Y., Isogai, Y., Watanabe, K., Hara, K., Changes in gnathosonic and tooth contact characteristics induced by experimental occlusal interferences created using a full-cast double crown, J Oral Rehabil, 1995, Mar, 22, 3, 203-11.

989. Bernasconi, G., de Rysky, C., Forciniti, T., Computerized occlusal verification in denture frames, Dent Cadmos, 1990, Mar 15, 58, 4, 72-4, 77.

990. Bottger, H., Borgstedt, T., Computer-supported analysis of occlusion using T-Scan system. First report, Zwr, 1989, Jul, 98, 7, 584-5.

991. Chapman, R. J., Kirsch, A., Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber, Int J Oral Maxillofac Implants, 1990, Winter, 5, 4, 369-74.

992. Chapman, R. J., Maness, W. L., Osorio, J., Occlusal contact variation with changes in head position, Int J Prosthodont, 1991, Jul-Aug, 4, 4, 377-81.

993. Ciavarella, D., Mastrovincenzo, M., Sabatucci, A., Parziale, V., Granatelli, F., Violante, F., Bossu, M., Lo Muzio, L., Chimenti, C., Clinical and computerized evaluation in study of temporo-mandibular joint intracapsular disease, Minerva Stomatol, -, Mar, 59, 3, 89-101.

994. Collesano, V., de Rysky, C., Bernasconi, G., Magenes, G., T-Scan tracing of the arches. Computerized analysis, Dent Cadmos, 1989, Dec 15, 57, 19, 34-8, 41.

995. Collesano, V., Pessina, E., Bosco, M., T-Scan. Applied potential. Experimental verification, Dent Cadmos, 1990, Feb 15, 58, 2, 72-8.

996. Combadazou, J. C., Combelles, R., Cadenat, H., The value of mandibular kinesiography and of T-scanning in the diagnosis and treatment of algo-dysfunctional syndrome of the temporomandibular joint, Rev Stomatol Chir Maxillofac, 1990, -, 91, 2, 86-91.

997. Dees, A., Kess, K., Proff, P., Schneider, S., The use of the T-Scan system in occlusal diagnosis, Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl, 1992, -, 80, 3, 145-51.

998. Emura, I., Maeda, Y., Ohtani, T., Okada, M., Nokubi, T., Okuno, Y., Onoue, Y., Maeda, N., Yoshioka, W., Tsutsumi, S., et al., Clinical application of T-Scan System. 2. Evaluation of soft mouth guards, Osaka Daigaku Shigaku Zasshi, 1990, Dec, 35, 2, 441-6.

999. Filtchev, A. D., Kalachev, Y. S., Phenomenon of domination of the strongest contacts in centric occlusion, Quintessence Int, 2008, Mar, 39, 3, e99-106.

1000. Forrester, S. E., Pain, M. T., Presswood, R., Toy, A., Do the physical properties of occlusal-indicating media affect muscle activity [EMG) during use?, Tex Dent J, 2009, Jun,. 126, 6, 516-25.

1001. Garcia Cartagena, A., Gonzalez Sequeros, O., Garrido Garcia, V. C., Analysis of two methods for occlusal contact registration with the T-Scan system, J Oral Rehabil, 1997, Jun, 24, 6, 426-32.

1002. Garg, A. K., Analyzing dental occlusion for implants: Tekscan's TScan III, Dent Implantol Update, 2007, Sep, 18, 9, 65-70.

1003. Garrido Garcia, V. C., Garcia Cartagena, A., Gonzalez Sequeros, O., Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspation using the T-Scan system, J Oral Rehabil, 1997, Dec, 24, 12, 899-903.

1004. Gelb, M., Length-tension relations of the masticatory elevator muscles in normal subjects and pain dysfunction patients, Cranio, 1990, Apr, 8, 2, 139-53.

1005. Gonzalez Sequeros, O., Garrido Garcia, V. C., Garcia Cartagena, A., Study of occlusal contact variability within individuals in a position of maximum intercuspation using the T-SCAN system, J Oral Rehabil, 1997, Apr, 24, 4, 287-90.

1006. Hejne, A. J., The influence of occlusal interferences on pulp vitality threshold in permanent dentition, Ann Acad Med Stetin, 2003, -, 49, -, 277-89.

1007. Hu, Z. G., Cheng, H., Zheng, M., Zheng, Z. Q., Ma, S. Z., Quantitative study on occlusal balance of normal occlusion in intercuspal position, Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2006, Oct, 41, 10, 618-20.

1008. Hutzen, D., Rebau, M., Kordass, B., Clinical reproducibility of GEDAS--"Greifswald Digital Analyzing System" for displaying occlusal contact patterns, Int J Comput Dent, 2006, Apr, 9, 2, 137-42.

1009. Ifteni, G., Burlui, V., Olaru, C., Axinia, D., Bahrim, D., The terminal occlusal contacts of the edentulous patient with a complete denture, Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi, 1999, Jan-Jun, 103, 1-2, 195-7.

1010. Iwase, M., Sugimori, M., Kurachi, Y., Nagumo, M., Changes in bite force and occlusal contacts in patients treated for mandibular prognathism by orthognathic surgery, J Oral Maxillofac Surg, 1998, Jul, 56, 7, 850-5; discussion 855-6.

1011. Kalachev, Y. S., Iordanov, P. I., Chaprashikian, O. G., Manohin, E., Measurement of the magnitude of the occlusal forces during articulation, Folia Med (Plovdiv), 2001, -, 43, 1-2, 97-100.

1012. Kalachev, Y. S., Michailov, T. A., Iordanov, P. I., Study of occlusal-articulation relationships with the help of T-SCAN apparatus, Folia Med (Plovdiv), 2001, -, 43, 1-2, 88-91.

1013. Kalachev, I. S., Evaluation of the T-scan system in achieving functional masticatory balance, Folia Med (Plovdiv), 2005, -, 47, 1, 53-7.

1014. Katou, F., Motegi, K., Fixation of mandibular body fracture with combination of one-piece cast splint and miniplate, Tohoku J Exp Med, 1995, Feb, 175, 2, 111-21.

1015. Kenji, O., Shigezo, H., Iwao, H., [A clinical application of the T-Scan II system--usefulness for evaluating occlusal contacts of complete denture wearers, Kokubyo Gakkai Zasshi, 2002, Dec, 69, 4, 277-84.

1016. Kerstein, R. B., Wright, N. R., Electromyographic and computer analyses of patients suffering from chronic myofascial pain-dysfunction syndrome: before and after treatment with immediate complete anterior guidance development, J Prosthet Dent, 1991, Nov, 66, 5, 677-86.

1017. Kerstein, R. B., Improving the delivery of a fixed bridge, Dent Today, 1999, May, 18, 5, 82-4, 86-7.

1018. Kerstein, R. B., T-scan III applications in mixed arch and complete arch, implant -supported prosthodontics, Dent Implantol Update, 2008, Jul, 19, 7, 49-53.

1019. Kirveskari, P., Assessment of occlusal stability by measuring contact time and centric slide, J Oral Rehabil, 1999, Oct, 26, 10, 763-6.

1020. Kong, C. V., Yang, Y. L., Maness, W. L., Clinical evaluation of three occlusal registration methods for guided closure contacts, J Prosthet Dent, 1991, Jul, 66, 1, 15-20.

1021. Lazic, V., Todorivic, A., Zivkovic, S., Marinovic, Z., Computerized occlusal analysis in bruxism, Srp Arh Celok Lek, 2006, Jan-Feb, 134, 1-2, 22-9.

1022. Lyons, M. F., Sharkey, S. W., Lamey, P. J., An evaluation of the T-Scan computerised occlusal analysis system, Int J Prosthodont, 1992, Mar-Apr, 5, 2, 166-72.

1023. Maeda, Y., Ohtani, T., Okada, M., Emura, I., Sogo, M., Mori, T., Yoshida, M., Nokubi, T., Okuno, Y., Clinical application of T-scan System. 1. Sensitivity and reproducibility and its application, Osaka Daigaku Shigaku Zasshi, 1989, Dec, 34, 2, 378-84.

1024. Maeda, Y., Emura, I., Onoue, Y., Maeda, N., Ohtani, T., Okada, M., Nokubi, T., Okuno, Y., Yoshioka, W., Tsutsumi, S., et al., Mouth guard and occlusal force distribution, Osaka Daigaku Shigaku Zasshi, 1990, Dec, 35, 2, 557-63.

1025. Maeda, Y., Emura, I., Onoue, Y., Maeda, N., Okada, M., Nokubi, T., Okuno, Y., Tsutsumi, S., Makishima, T., Mouth guard and occlusal force distribution, J Osaka Univ Dent Sch, 1990, Dec, 30, -, 125-30.

1026. Makofsky, H. W., Sexton, T. R., Diamond, D. Z., Sexton, M. T., The effect of head posture on muscle contact position using the T-Scan system of occlusal analysis, Cranio, 1991, Oct, 9, 4, 316-21.

1027. Makofsky, H. W., Sexton, T. R., The effect of craniovertebral fusion on occlusion, Cranio, 1994, Jan, 12, 1, 38-46.

1028. Makofsky, H. W., The influence of forward head posture on dental occlusion, Cranio, 2000, Jan, 18, 1, 30-9.

1029. Maness, W. L., Podoloff, R., Distribution of occlusal contacts in maximum intercuspation, J Prosthet Dent, 1989, Aug, 62, 2, 238-42.

1030. Maness, W. L., Laboratory comparison of three occlusal registration methods for identification of induced interceptive contacts, J Prosthet Dent, 1991, Apr, 65, 4, 483-7.

1031. Mizui, M., Nabeshima, F., Tosa, J., Tanaka, M., Kawazoe, T., Quantitative analysis of occlusal balance in intercuspal position using the T-Scan system, Int J Prosthodont, 1994, Jan_feb, 7, 1, 62-71.

1032. Nabeshima, F., Tanaka, M., Kawano, W., Saratani, K., Yanagida, M., Kawazoe, T., The balance of occlusal contacts during intercuspation using T-scan system, Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 1990, Apr, 34, 2, 340-9.

1033. Okamoto, K., Okamoto, Y., Shinoda, K., Tamura, Y., Analysis of occlusal contacts of children by the T-Scan system. (1) The reproducibility of the sensor, Shoni Shikagaku Zasshi, 1990, -, 28, 4, 975-83.

1034. Palazzo, U., Andronico, S., Palazzo, G., Method of functional impression in prosthetic treatment with distal extension with dental-mucosal support, Minerva Stomatol, 1999, Sep, 48, 9, 403-10.

1035. Patyk, A., Lotzmann, U., Scherer, C., Kobes, L. W., Comparative analytic occlusal study of clinical use of T-scan systems, Zwr, 1989, Sep, 98, 9, 752-5.

1036. Patyk, A., Lotzmann, U., Paula, J. M., Kobes, L. W., Is the T-scan system a relevant diagnostic method for occlusal control?, Zwr, 1989, Aug, 98, 8, 686, 688, 693-4.

1037. Reza Moini, M., Neff, P. A., Reproducibility of occlusal contacts utilizing a computerized instrument, Quintessence Int, 1991, May, 22, 5, 357-60.

1038. Sakaguchi, K., Mehta, N. R., Abdallah, E. F., Forgione, A. G., Hirayama, H., Kawasaki, T., Yokoyama, A., Examination of the relationship between mandibular position and body posture, Cranio, 2007, Oct, 25, 4, 237-49.

1039. Saracoglu, A., Ozpinar, B., In vivo and in vitro evaluation of occlusal indicator sensitivity, J Prosthet dent, 2002, Nov, 88, 5, 522-6.

1040. Scholz, W., Pancherz, H., Reichel, R., Review of T-SCAN-systems for registration of occlusal condition, Zahnarztl Prax, 1991, Jann 11, 42, 1, 6-9.

1041. Setz, J., Geis-Gerstorfer, J., Properties of a measuring system for digital occlusion diagnosis, Dtsch Zahnarztl Z, 1990, Jul, 45, 7 Spec No, S65-6.

1042. Sierpinska, T., Golebiewska, M., Dlugosz, J. W., The relationship between masticatory efficiency and the state of dentition at patients with non rehabilitated partial lost of teeth, Adv Med Sci, 2006, -, 51 Suppl 1, -, 196-9.

1043. Sierpinska, T., Golebiewska, M., Lapuc, M., The effect of mastication on occlusal parameters in healthy volunteers, Adv Med Sci, 2008, -, 53, 2, 316-20.

1044. Suda, S., Matsugishi, K., Seki, Y., Sakurai, K., Suzuki, T., Morita, S., Hanada, K., Hara, K., A multiparametric analysis of occlusal and periodontal jaw reflex characteristics in young adults with normal occlusion, J Oral Rehabil, 1997, Aug, 24, 8, 610-3.

1045. Suda, S., MacHida, N., Momose, M., Yamaki, M., Seki, Y., Yoshie, H., Hanada, K., Hara, K., A multiparametric analysis of occlusal and periodontal jaw reflex characteristics in adult skeletal mandibular protrusion before and after orthognathic surgery, J Oral Rehabil, 1999, Aug, 26, 8, 686-90.

1046. Tokumura, K., Yamashita, A., Study on occlusal analysis by means of 'T-Scan system'. 1. Its accuracy for measurement, Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi, 1989, Oct, 33, 5, 1037-43.

1047. Walter, M., Tomomatsu, M., Computer assisted occlusal diagnosis in complete dentures, Zwr, 1990, Dec, 99, 12, 966-8.

1048. Yamamura, M., Takahashi, A., Aoki, H., Takeuchi, N., Endo, Y., Tamaki, K., Sano, Y., Fujiwara, S., Fujita, T., Kusunoki, S., A study on display and accuracy of occlusal contacts by means of T-Scan System, Kanagawa Shigaku, 1990, Sep, 25, 2, 236-41.

1049. Yang, W. L., Lin, X. F., Zou, B., Li, X. X., Investigation on relationship between wedge-shaped defects and occlusal interference, Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2007, Aug, 25, 4, 383-5.

1050. – V.Roncagli: Valutazione e trattamento dei disturbi visivi. - Vol. I La sequenza analitica. Ed. Il Contatto, Novi. 1996:51-54.

DEDICO LA MIA TESI AI MIEI "VECCHI" , LA SPECIALIZZAZIONE A ME STESSO SENZA ENFASI E MANTENENDO UN PROFILO BASSO MA DETERMINANTE CON UNA FILOSOFIA ESISTENZIALE (mai essenziale) COM'E' NEL MIO STILE.

Nella vita è importante sapere quale sarà la propria strada, adesso IO la conosco.

La conoscenza porta alla solitudine, ma porta anche alla illuminazione.

FORZA E CORAGGIO..."JAMME JA"

Dopo questa straordinaria e incredibile avventura non saro mai più la stessa persona.

Un ringraziamento speciale all'Assessore Comunale più "bella" d'Italia che mollto pazientemente mi sopporta

Marco Pascolini