



La Scoliosi quale atteggiamento naturale
Scoliosi idiopatica: vecchi e nuovi concetti, caso clinico

Giovanni Chetta



Indice

Premessa	3
La scoliosi questa sconosciuta	3
Diagnosi della scoliosi	5
• Limiti dell'angolo di Cobb, delle radiografie e dello scoliosometro	6
Prognosi della scoliosi	8
Trattamento della scoliosi	9
• Scoliosi lievi	9
• Scoliosi grave	12
Dalla biochimica alla biomeccanica	12
• Matrice Extra-cellulare (MEC)	13
Tessuto connettivo	15
• Fascia connettivale	16
• Meccanocettori fasciali	18
• Miofibroblasti	19
• Biomeccanica della fascia profonda	19
• Viscoelasticità della fascia	20
Postura e tensegrità	21
Il moto specifico dell'uomo	23
• Elogio all'elica	26
Vita "artificiale"	27
• Appoggio podalico	27
• Appoggio occlusale (apparato stomatognatico)	29
Miti da sfatare sulla scoliosi (idiopatica)	30
Caso clinico	31
• Introduzione	31
• Materiale e metodi	32
• Risultati	37
• Discussione dei risultati	45
Conclusioni	45
Bibliografia	47



Premessa

Intento di questo lavoro è cercare di apportare un contributo di chiarezza, seppur per forza di cose parziale, alla problematica della scoliosi idiopatica e delle alterazioni rachidee e posturali in generale, in base alle recenti acquisizioni biomeccaniche e biochimiche.

Dopo aver introdotto i “canonici” concetti, comunemente accettati, riguardanti la scoliosi, passerò a descrivere concetti biochimici che sono alla base di concezioni biomeccaniche oggi ormai da ritenersi acquisite. A sua volta, la descrizione di questi ultimi rappresenta le fondamenta del metodo di trattamento integrato, da me in equipe con altri professionisti, utilizzato per il caso clinico reale portato come esempio.

La scoliosi questa sconosciuta



La scoliosi - dal greco skolios che significa storto, contorto - rappresenta una deformazione della colonna vertebrale che da sempre ha colpito l'attenzione in particolar modo per il suo forte impatto estetico. Tale alterazione (in passato considerata bidimensionale) risulta di norma tridimensionale e costante e si evidenzia in modo particolare sul piano frontale; segni caratteristici della scoliosi sono infatti le convessità/concavità laterali del rachide.

La scoliosi colpisce circa il 3% della popolazione con prevalenza femminile (5:1) e nel periodo infantile-adolescenziale (oltre l'80%). Nella maggior parte dei casi essa insorge all'inizio dello sviluppo puberale e tende a evolvere fino alla maturazione ossea. Nelle scoliosi importanti però l'evolutivezza può persistere anche se in maniera molto lenta.

La scoliosi di norma non provoca dolori se non nell'adulto qualora si arrivasse a un importante grado di deformazione rachidea in grado di comportare, in alcuni casi, anche rilevanti disfunzioni organiche quali quelle cardio-respiratorie. La scoliosi risulta grave in meno dello 0,5 per mille dei casi (fonte: www.isico.it).

Va subito detto che, nonostante i numerosi gruppi di studio sulla scoliosi, vi sono ancora notevoli zone d'ombra riguardo la problematica scoliotica; basti pensare che nell'80-85% dei casi la scoliosi si definisce *idiopatica*, ossia con origine sconosciuta, mentre solo in pochi casi si evidenziano conclamate cause neurologiche, genetiche, metaboliche, ecc. (sindromi neuromuscolari come la paralisi cerebrale, la distrofia muscolare, la poliomielite, l'ipotonìa congenita, l'atrofia muscolo-spinale e l'atassia di Friedrich; malattie del collagene, come la sindrome di Marfan, la neurofibromatosi, la sindrome di Down, displasie, nanismo, ecc.). Ciò si riflette, per forza di cose, in definizioni e classificazioni perlomeno “dai contorni poco definiti” e con conseguenti programmi e indicazioni rieducative spesso, almeno in parte, senza reali comprovati fondamenti scientifici.

La stessa differenziazione tra *scoliosi strutturale (dismorfismo)* e *atteggiamento scoliotico (paramorfismo)* può spesso rappresentare una diagnosi e quindi una prognosi poco specifica e comportante di conseguenza a trattamenti rieducativi poco efficaci. La scoliosi strutturale si definisce tale se siamo in presenza di una alterazione strutturale delle vertebre ossia vi è la rilevazione di alcune vertebre deformate. Le curvature anomale di tale scoliosi sono pertanto più persistenti e più resistenti alla correzione.

In realtà occorre considerare che il tessuto osseo, facendo parte della grande famiglia dei tessuti connettivi, ne presenta una specifica peculiarità: la viscoelasticità. Si può infatti considerare il tessuto osseo come un materiale composito costituito in gran parte da particelle di idrossiapatite rigida (HAP) inserite in una matrice flessibile (elastica) fatta di fibre di collagene. La forma

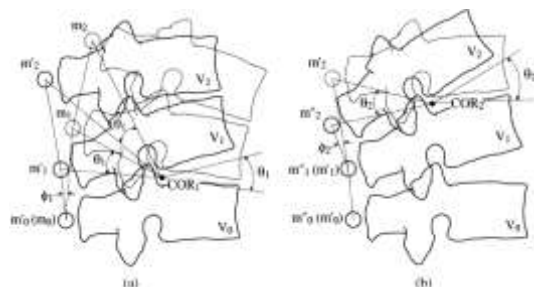


anisotropa di tali particelle minerali è una delle probabili cause delle proprietà meccaniche anisotrope (l'anisotropia rappresenta la caratteristica di un solido per cui le proprietà fisiche assumono valori diversi a seconda della direzione nella quale vengono misurate) del tessuto osseo corticale. L'evidente comportamento viscoelastico mostrato dal tessuto osseo è legato alla viscoelasticità della fibra di collagene della matrice ossea (Clienti et al, 2007). Come tutti i tessuti connettivi quindi anche quello osseo è malleabile. Come dimostrato da J. Wolff già nel lontano 1892 con la sua legge, la deformazione ossea avviene nelle direzioni e in base agli stimoli meccanici (spinte e/o trazioni) che subisce in maniera preponderante (sia sotto l'aspetto quantitativo che temporale). Il carico meccanico rappresenta pertanto la variabile che condiziona l'architettura dell'osso. Nello specifico poi, la carenza di fibre collagene determina una maggior fragilità dell'osso mentre la carenza di calcio incrementa la flessibilità dell'osso. Pertanto la malleabilità dell'osso è, di norma, massima nella fase di crescita e nella fase osteoporotica. La probabilità che un atteggiamento scoliotico (paramorfismo) si evolva col tempo in dismorfismo (scoliosi strutturale) è quindi da considerarsi elevata.

Legge di Wolff (1892)

Le trabecole si dispongono secondo le direzioni principali degli sforzi e il loro spessore e gli spazi tra esse variano al variare dell'intensità del carico. Ogni cambiamento di funzione o di forma nell'osso è accompagnato da variazioni nella sua architettura interna, nonché da alterazioni secondarie della conformazione esterna, entrambe legate a precise formulazioni

Si ritiene che il processo scoliotico prevalentemente (70% dei casi) parta con una o due curve primarie (dette anche principali o primitive) a cui ne possono seguire altre minori di compenso (Stagnara, 1985), tali da permettere al soggetto di perseguire il bisogno primario di rivolgere lo sguardo verso l'orizzonte deambulando.



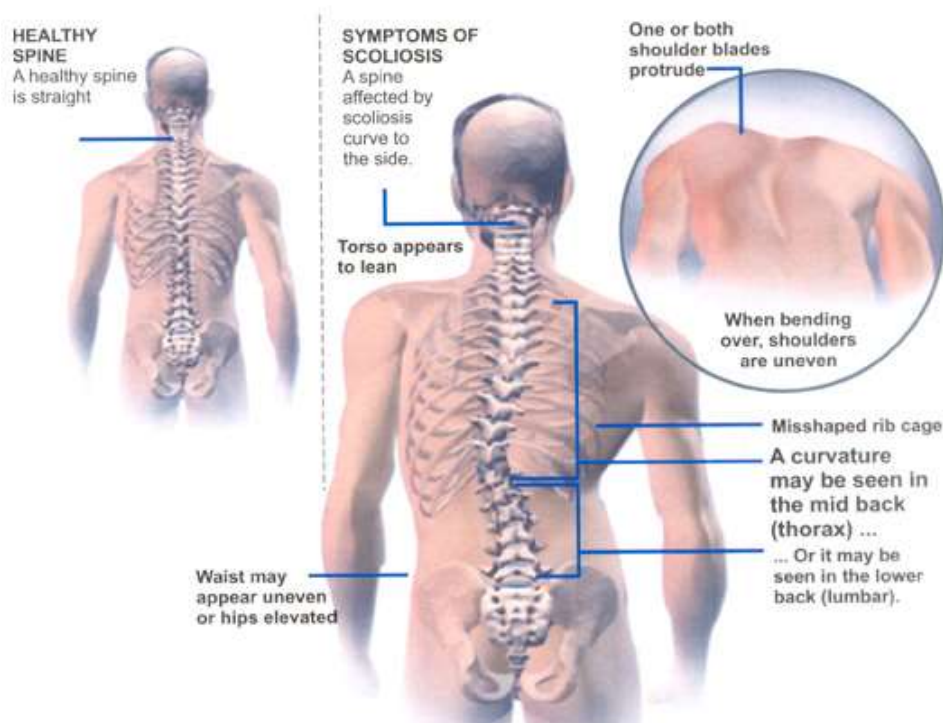
La flessione sul piano frontale del rachide è generalmente accompagnata da una rotazione sul piano trasverso dello stesso. Tale torsione dipende essenzialmente dal posizionamento del centro di rotazione nei vari metameri vertebrali coinvolti nelle curve scoliotiche. Il *centro di rotazione* può essere immaginato come il fulcro intorno a cui ruotano le vertebre componenti lo stesso metamero. In base alla

posizione del centro di rotazione (e al relativo contatto fra le faccette articolari), la flessione laterale (lateral bending) della colonna potrà comportare una rotazione destra, sinistra o neutra delle vertebre. Tale meccanismo di rotazione, approfondito in seguito, consente la rotazione delle pelvi (*coupled motion of the spine*) e quindi una fisiologica camminata che appunto necessita la conversione della flessione laterale in rotazione assiale (Gracovetsky, 1988).

L'alterazione scoliotica, come del resto tutte le deformazioni rachidee, coinvolge, oltre alle vertebre e alle relative articolazioni, i dischi intervertebrali, i legamenti, il sistema miofasciale e gli organi interni. Tutto ciò è quindi in grado di causare problemi strutturali e funzionali oltre che estetici che si possono evolvere nel tempo negativamente a meno che non si intervenga in maniera appropriata.



Diagnosi della scoliosi



Di frequente la scoliosi viene individuata casualmente per la sua evidenza estetica o per mezzo di esami strumentali (radiografie, risonanze magnetiche ecc.) eseguiti per altri motivi.

Alcuni segni che possono far nascere il sospetto di una presenza scoliotica sono:

- ✓ Evidente disequaglianza dei due triangoli della taglia;
- ✓ Una spalla notevolmente superiore alla controlaterale;
- ✓ Evidente inclinazione (e rotazione) del bacino;
- ✓ Una scapola decisamente più prominente dell'altra;
- ✓ Evidente inclinazione della testa e/o di tutto il corpo da un lato;
- ✓ Evidente diversità nell'appoggio plantare destro rispetto al sinistro.

Durante una visita specialistica, il soggetto di norma viene esaminato in maniera statica e dinamica in tre posizioni: stazione eretta (si verificano allineamento spalle, fianchi, triangoli della taglia, torace, bacino, scapole, filo a piombo), flessione anteriore o test di Adams (esame dell'allineamento vertebrale e del gibbo tramite scoliosometro), posizione stesa (verifica di lunghezza degli arti inferiori, colonna vertebrale e muscolatura paravertebrale).

Vengono inoltre fatti eseguire movimenti del capo e del tronco valutando la mobilità articolare e l'elasticità muscolo-legamentosa.

Purtroppo troppo poco spesso si eseguono anche test sulla propriocezione, in particolare delle principali cerniere articolari, e sulla coordinazione motoria, a mio parere di importanza fondamentale. Va infatti sottolineato che le deformazioni della colonna vertebrale come la scoliosi vedono un preponderante coinvolgimento della muscolatura posturale profonda, composta da fibre muscolari di tipo I, rosse, a contrazione lenta (Slow Twitch) e resistenti in quanto presentano un processo ossidativo lento (Slow Oxidative). Per sua natura e funzione, tale muscolatura è fortemente legata agli stimoli propriocettivi. In base all'interpretazione riflessa di essi, questi muscoli (definiti anche fasici) determinano, istante per istante, uno specifico atteggiamento tridimensionale della rete di tensegrità miofasciale (descritta in seguito) e quindi, oltre alle curve rachidee, l'intera postura.



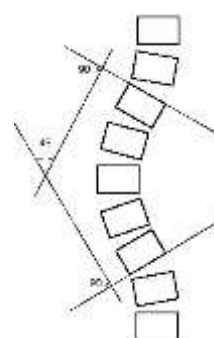
In base a tutto ciò, viene formulata una prima diagnosi e ipotesi (che non possono essere che approssimative) sul grado di correggibilità della curva scoliotica.

Quando l'esame visivo evidenzia l'esistenza della scoliosi, viene ovviamente eseguito un approfondimento tramite specifici esami strumentali. Fra questi, quello più utilizzato a oggi è quello radiografico eseguito in ortostatismo e, in taluni casi, in clinostatismo (bending test o test di Adams, lateral bending). Le radiografie consentono un'analisi strutturale delle vertebre, evidenziandone eventuali difetti/deformazioni, e il calcolo dell'angolo di Cobb.

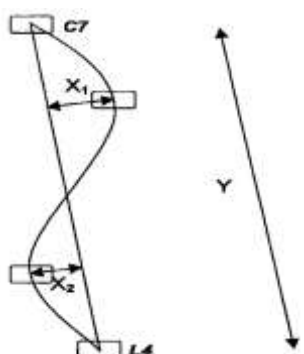
• Limiti dell'angolo di Cobb, delle radiografie e dello scoliosometro

Il “gold standard” ancora oggi più utilizzato a livello internazionale per misurare una curva scoliotica è l'**angolo di Cobb** (angolo di curvatura): angolo formato dall'intersezione delle due rette tangenti il piatto superiore e quello inferiore rispettivamente della prima e dell'ultima vertebra colpite da scoliosi. Per praticità l'angolo di Cobb viene misurato sulla lastra radiografica tramite l'angolo supplementare ottenuto intersecando le perpendicolari alle due rette tangenti descritte.

Secondo vari autori, si ritiene di essere in presenza di scoliosi quando l'angolo di Cobb calcolato supera i 5°, oltre i 20° può essere prescritto il corsetto, oltre i 40-45° l'intervento chirurgico.



Riguardo l'angolo di Cobb occorre però tener presente che si tratta di una misurazione grafica, eseguita su lastra radiografica, bidimensionale e soggetta a errori di tracciatura, interpretazione e lettura. La valenza clinica dell'angolo di Cobb risulta in realtà in primo luogo dalla diffusione di quest'unità di misura in quanto, sotto il profilo biomeccanico, l'angolo di Cobb non risulta migliore di altre unità di misura né per predittività né per precisione. La misurazione della *deviazione laterale* del rachide ricostruito rappresenta ad esempio una valida alternativa. Essa consente infatti una determinazione grafica più semplice rispetto all'angolo di Cobb: si traccia la retta congiungente



la VII vertebra cervicale e la IV lombare e se ne determina la lunghezza (Y), la distanza perpendicolare tracciata tra Y e il centro della vertebra apicale della curva scoliotica rappresenta la deviazione laterale (X1). In caso di scoliosi a doppia curva si misurano le due deviazioni laterali (X1 e X2) e si calcola la *deviazione laterale relativa* = $(X1 + X2) / Y$.

La deviazione laterale relativa risulta così essere una misura adimensionale oltre a non necessitare il calcolo di angoli. Dalla deviazione laterale è poi possibile calcolare l'angolo di Cobb tramite la formula: *angolo di Cobb* = *deviazione laterale relativa* x 3,84.

Una deviazione laterale relativa pari a 5, determinata tramite radiografia, corrisponde quindi a ca. 20° Cobb. Nella trasformazione

dalla deviazione laterale radiografica a quella del rachide ricostruito tramite il metodo rasterstereografico (descritto nel capitolo “Caso clinico”) va considerato un errore di 5-6° Cobb. Tale errore tuttavia si relativizza durante il follow up, in cui è la riproducibilità della misurazione e l'individuazione di un eventuale aumento dell'angolo di Cobb a essere determinante. Poiché la ripetibilità della deviazione laterale relativa rasterstereografica è analoga a quella radiografica, tale trasposizione dei risultati è dunque possibile. La misurazione della deviazione laterale relativa del rachide ricostruito tramite il metodo rasterstereografico rappresenta quindi una valida alternativa nella diagnosi delle scoliosi (Hackenberg, 2003).



L'angolo di Cobb non è inoltre in grado di fornire una misura dell'asimmetria ossia dell'aspetto estetico del dorso. L'aspetto esteriore di più scoliosi con lo stesso grado di angolo di Cobb può infatti variare notevolmente (le scoliosi a doppia curva ad esempio sono esteticamente meno evidenti rispetto a quelle a una curva in quanto maggiormente compensate) perchè mancante delle componenti dell'asimmetria: deviazione laterale e rotazione. Per quantificare il difetto estetico sarebbe quindi opportuno identificare la misura della deviazione laterale e della rotazione trasversale; parametri questi rilevabili con la rasterstereografia.



Come già descritto, l'esame clinico del soggetto affetto da scoliosi prevede normalmente anche l'esame del dorso in flessione anteriore (test di Adams). Per quantificare l'entità della simmetria si utilizza in genere lo **scoliosometro**. Va osservato a tale riguardo che le malposizioni del bacino (es. per sue rotazioni o per presenza di eterometrie degli arti inferiori) alterano tale valutazione determinando una torsione che può essere scambiata per gibbo di natura scoliotica (Upadhyay et al, 1987). Studi specifici dimostrano che il test di Adams non sembra adatto a valutare con sufficiente attendibilità la rotazione anomala della superficie del dorso e delle vertebre. Se da un lato la posizione in anteflessione presenta il vantaggio di rendere il gibbo più facilmente osservabile dall'esaminatore, dall'altro lo svantaggio principale risiede nel fatto

che la variazione della morfologia dorsale, nel passaggio dalla posizione eretta a quella flessa, non è uniforme e varia da individuo a individuo (Hackenberg, 2003 – Cote, 1998 – Grossman, 1995). Numerosi studi (Bunell, 1984 – Murrel et al, 1993 – Pearsall et al, 1992) hanno inoltre da tempo evidenziato che l'utilizzo dello scoliosometro risulta poco attendibile dal punto di vista clinico. Le misurazioni eseguite con lo scoliosometro risultano infatti poco precise e poco riproducibili e con una tendenza a sottostimare in maniera significativa la reale entità del gibbo lombare e costale presente sia in flessione anteriore che in ortostatismo. Anche qui la rasterstereografia, grazie al tipo di analisi morfologica eseguibile, rappresenta a riguardo una valida alternativa.

La rilevanza clinica dell'analisi morfologica del tronco, come alternativa a quella strutturale radiografica, nasce quindi da tre importanti fattori:

- 1) La necessità di evitare di sottoporre soggetti, in genere giovani (e quindi maggiormente sensibili), a regolari controlli radiologici col conseguente carico di radiazioni e relativo rischio oncogeno.
- 2) La scarsa affidabilità delle indagini radiografiche nelle alterazioni tridimensionali della colonna vertebrale (le radiografie non consentono di determinare con precisione la rotazione vertebrale, parametro di grande importanza clinica nella valutazione della deformità rachidea).
- 3) L'impossibilità di valutare obiettivamente l'aspetto estetico derivante dal difetto morfologico, fattore che riveste grande importanza per il soggetto, tramite le radiografie e l'esame clinico.

Gli studi pertanto confermano la rilevanza clinica della rasterstereografia nell'analisi morfologica del tronco relativamente a diagnostica e follow-up di deformazioni rachidee (scoliosi, ipercifosi dorsale, iperlordosi lombare ecc.) anche importanti nonchè in fase pre e post operatoria. In modo particolare va considerata la necessità di sottoporre soggetti generalmente in età giovanile o infantile a regolari controlli radiologici, con il conseguente carico di radiazioni (raggi X) che si traduce in un significativo aumento del rischio oncogeno, nonostante la scarsa affidabilità delle indagini radiografiche nelle deformazioni morfologiche tridimensionali del rachide, come la scoliosi. Grazie a questo sistema innovativo in Germania sono state ridotte di oltre 70% le indagini radiografiche sui pazienti (Hackenberg, 2003).



L'indagine radiografica riveste invece un ruolo insostituibile nell'evidenziare, come già detto, eventuali difetti strutturali ossei, vertebrali in modo particolare.

Prognosi della scoliosi

La previsione clinica sull'evoluzione futura della scoliosi si basa su diversi fattori di cui i principali sono: maturazione ossea, età, menarca, sede, entità della rotazione vertebrale trasversale e delle convessità/concavità sul piano frontale.

Il grado di maturazione scheletrica viene di norma determinato tramite il **test di Risser** che valuta radiograficamente il livello di ossificazione delle creste iliache: Risser 0 indica che non esiste nucleo di ossificazione, Risser 5 segnala un'ossificazione completa (che si manifesta in genere 2-3 anni dopo il menarca). Fino a Risser 2 il rischio di peggioramento è considerato del 50% mentre si riduce al 20% per un Risser superiore a 2.

Alle scoliosi toraciche viene assegnato il maggior rischio di peggioramento, alle dorso-lombari un rischio medio, a quelle lombari quello minore. Nel periodo dell'accrescimento, le curve dorsali sembrano essere le più instabili e le curve lombari le più stabili. In età adulta, al contrario, le curve dorsali risultano di solito le più stabili e le curve lombari le più instabili. In generale le curve corte, che comprendono quindi un numero di vertebre ridotto, sono le più evolutive.

L'evoluitività può raggiungere in alcuni casi 20° Cobb annui ed è di massima entità durante il periodo dell'accrescimento (11-15 anni nelle ragazze e 13-17 anni nei ragazzi). In età adulta, le curve scoliotiche molto severe (Cobb maggiore di 40°) possono peggiorare in misura variabile (mediamente 0,5-1° Cobb/anno).

Rischio di peggioramento scoliosi % in base a età e Cobb°

Età (anni)	10-12	13-15	16
Cobb < 20°	25%	10%	0%
Cobb 20°- 30°	60%	40%	10%
Cobb 30°- 60°	90%	70%	30%
Cobb > 60°	100%	90%	70%

Fonte: www.my-personaltrainer.it

Le situazioni descritte possono ovviamente presentare variazioni anche notevoli da caso a caso. E' più che evidente l'importanza di una diagnosi quanto più completa ed esatta al fine di elaborare sia una prognosi quanto più probabilistica possibile sia un piano riabilitativo di massima efficacia. La possibilità di eseguire controlli precisi, ripetibili e quindi confrontabili nel tempo, coi minimi effetti collaterali, è vitale per valutare l'andamento evolutivo della scoliosi nonché l'efficacia del trattamento in corso.



Trattamento della scoliosi

• Scoliosi lievi

Il trattamento della scoliosi lieve (fino a ca. 40 gradi Cobb) prevede una terapia non cruenta basata classicamente sulla chinesiterapia (talvolta accompagnata da elettrostimolazioni selettive della muscolatura paravertebrale) e, per le situazioni più gravi, sull'utilizzo del corsetto. Fine dichiarato del trattamento incruento classico è fermare o rallentare l'evoluzione della curva scoliotica.

Esistono poi varie proposte alternative e/o complementari.

Si trovano in letteratura posizioni contrastanti circa il ricorso a **esercizi fisici** per il trattamento della scoliosi. Trattandosi di una patologia idiopatica molto complessa (e perlopiù ancora poco chiara) evidentemente le terapie non possono basarsi che su ipotesi da verificare caso per caso. È però mia ferma convinzione, basata sui concetti ed esperienze descritti in seguito, che esercizi (e sport) che portino/favoriscano una funzionalità quanto più fisiologica possibile della colonna vertebrale e del resto delle principali cerniere articolari coinvolte nel processo deambulatorio, non possano che risultare utili. L'attività fisica deve considerare tutti gli aspetti riguardanti l'aspetto biomeccanico: miofasciali, articolari, propriocettivi, neuromotori. Atteggiamenti forzati (fisicamente e psicologicamente) o ancor peggio tendenti al blocco articolare presentano, a mio avviso, ben poche possibilità di successo perchè eccessivamente in contrasto con le leggi della biomeccanica umana.

Fra la vasta gamma di **tecniche alternative** (o complementari), sulla cui efficacia o meno sono presenti vari studi scientifici con esiti spesso contraddittori, ne cito alcune che hanno comunque comportato una profonda influenza in ambito biomeccanico e della salute in generale: l'osteopatia, fondata dal medico americano Andrew Taylor Still nel 1874, il rolfing (structural Integration) fondato dalla biochimica americana Ida Rolf nel 1971, il massaggio connettivale che la fisioterapista tedesca Elisabeth Dicke iniziò a insegnare a partire dal 1942, il massaggio terapeutico di massima efficacia del medico italiano Giovanni Leanti La Rosa (1990), le tecniche di Mézières definite nel 1947 dalla fisioterapista francese Françoise Mézières, la chiropratica creata nello stato di Iowa (USA) nel 1895 dal commerciante ed esperto in magnetoterapia canadese Daniel David Palmer e il metodo biomeccanico antropometrico ergonomico del biologo Italiano Tiziano Pacini (2000).

L'*osteopatia* si basa sul presupposto che il sistema nervoso vegetativo svolga costantemente un'autonoma azione di controllo/regolazione dell'omeostasi dell'intero organismo e che tale attività sia manifesta somaticamente. Grande importanza viene assegnata al sistema circolatorio arterioso quale fonte di salute. L'osteopatia tratta le disfunzioni fisiologiche, evidenziate tramite determinati test, attraverso specifiche tecniche miotensive e fasciali, mobilizzazioni articolari passive e attive e manipolazioni vertebrali (manipolazione osteopatica OMT). Lo scopo è quello di ricreare una situazione entro i limiti di normalità fisiologici (Still, 1899). Nel 1901 W.G. Sutherland, allievo di A.T. Still, aggiunse la tecnica craniosacrale che, attraverso leggerissime manualità, mira al riequilibrio del "movimento respiratorio primario" dovuto al ritmico fluire del liquor cerebrospinale ed evidenziato dal movimento ritmico di espansione e flessione delle ossa del cranio e del sacro (Sutherland, 1944).

Il *rolfing* rappresenta un sistematico e specifico trattamento sequenziale (ciclo di 10 sedute), lento e profondo, delle fasce connettivali dei diversi segmenti corporei, abbinato a specifici esercizi fisici di rieducazione a un movimento corporeo fluido e corretto. Lo scopo è ottimizzare l'allineamento della struttura umana e raffinare la percezione del corpo nello spazio circostante (Rolf, 1996).



Il *massaggio connettivale* mira al riequilibrio fisiologico per mezzo del “riflesso cuti-viscerale” suscitato da stimoli irritativi o calmanti trasmessi alla cute e al sottocute (fascia connettivale superficiale descritta in seguito) dalla mano del terapeuta, in grado di agire su strutture tissutali più profonde fino agli organi interni; la trasmissione va dal dermatomero trattato al corrispondente segmento del midollo spinale e da lì si espande (Dicke, 1987).

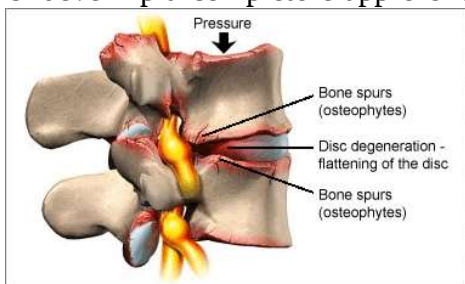
A A.T. Still, E. Dicke e I. Rolf va riconosciuto, fra l’altro, il merito di aver compreso, fra i primi, l’immensa importanza del tessuto connettivale riguardo la salute generale dell’organismo.

“L’anima dell’uomo, con tutte le sue sorgenti di acqua pura vivente, sembra sgorgare nella fascia del suo corpo. Quando tu vieni a patti con la fascia, tu tratti e lavori con le succursali del cervello sottoposte alle stessi leggi del quartier generale, come se lavorassi con il cervello stesso: perché dunque non trattare la fascia con lo stesso grado di rispetto?” (Still, 1899)

Il *massaggio terapeutico di massima efficacia* combina sinergicamente varie tecniche orientali e occidentali selezionando le manualità ritenute più efficaci in quanto più rispondenti alle esigenze fisiche e psichiche dell’uomo “civilizzato”. Esso consiste in varie manualità miofasciali lente e profonde, mobilitazioni articolari passive, trazioni e stretching. G. L. La Rosa per primo ha dato rilevanza e scientificità al potere terapeutico del rilassamento profondo, suscitato da specifiche tecniche manuali, in grado di innescare i processi autoguaritivi propri dell’organismo. (Leanti La Rosa, 1990, 1992).

Il *metodo Mézières* si basa sostanzialmente sull’assunzione di specifiche posture che inducono, grazie al supporto di un esperto, un armonico riallungamento delle catene miofasciali con l’obiettivo di normalizzare l’allineamento corporeo. F. Mézières, oltre al suo metodo, ha introdotto due concetti che hanno rivoluzionato il concetto di ginnastica medica e non solo: la catena muscolare (dimostrando che i muscoli non agiscono mai singolarmente ma secondo catene definibili) e l’iperlordosi lombare quale deformazione primaria (Mézières, 1947, 1949); anticipando così ciò che T. Pacini, grazie anche alle strumentazioni elettroniche, ha poi scientificamente dimostrato e giustificato.

A differenza delle prime tre tecniche citate, le quali assegnano un’importanza preponderante al trattamento dei tessuti molli, la *chiropratica* (dal greco cheir, mano e praxis, azione) concentra la propria attenzione sulle relazioni tra struttura (colonna vertebrale) e funzione (coordinata dal sistema nervoso) ripristinando l’equilibrio tra esse, tramite metodiche manuali, chinesio-logiche e di stile di vita, atte alla rimozione delle “sublussazioni vertebrali” così da ottenere il recupero e il mantenimento della salute agevolando i processi di autoguarigione dell’organismo. A D.D. Palmer si deve il più completo e approfondito protocollo di manipolazioni vertebrali oltre all’introduzione



del concetto di “sublussazione vertebrale” (Palmer 1906,1910) ovvero dell’anomalia dovuta all’alterazione della fisiologica giustapposizione fra vertebre adiacenti (per slittamento, rotazione, inclinazione) in grado di determinare compressioni, stiramenti o trazioni oltre che sul midollo spinale, sui nervi spinali e vasi sanguigni (e relativi nervi dei vasi) che, fuoriuscendo dal foro di coniugazione intervertebrale, si dirigono nei vari distretti e organi, causando

sia irritazioni, infiammazioni e danneggiamenti sia interferenze alla corretta trasmissione e flusso nervoso (e sanguigno). La sublussazione si accompagna a irrigidimento della muscolatura (che ne può rappresentare la causa secondaria o la conseguenza), in particolare paravertebrale, con relativi blocchi funzionali biomeccanici, in grado di innescare un circolo vizioso che si autoalimenta in maniera pericolosamente crescente



“Una vertebra sublussata è la causa del 95% delle malattie... Il restante 5% è causato da sublussazioni che non riguardano la colonna vertebrale”
(D.D. Palmer, 1910).

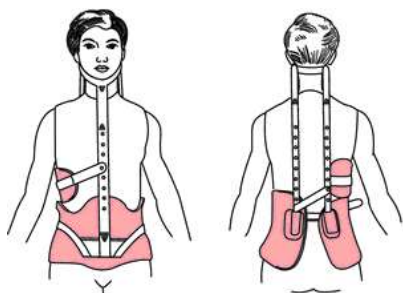
T. Pacini, tramite ricerche eseguite utilizzando il sistemi elettronici (baropodometria statica e dinamica e stabilometria), ha dimostrato l'esattezza del concetto di iperlordosi lombare primaria introdotto da F. Mézières quantificandone l'entità e indicandone la causa primaria: il terreno piano. Il *metodo Biomeccanico Antropometrico Ergonomico* effettua quindi studi e utilizzi specifici dell'ergonomia (per mezzo di sistemi ergonomici quali plantari, calzature e bite occlusali) per il riequilibrio della postura. A T. Pacini va riconosciuto il merito di aver creato e diffuso il concetto di ergonomia posturale quale strumento indispensabile di adattamento per l'uomo dell'era moderna a un ambiente artificiale poco fisiologico definendo uno specifico protocollo di analisi e monitoraggio baropodometrico (Pacini, 2000).

“Come il fumo inquina i polmoni così il terreno piano inquina la postura”
(T. Pacini, 2003)

Per le situazioni considerate più gravi si consiglia normalmente l'utilizzo di **corsetti** di vario tipo, realizzati in gesso o vetroresina, con lo scopo di esercitare una continua e/o crescente trazione sulla colonna vertebrale. Si applicano, di norma, nel periodo di accrescimento fino al termine della maturazione ossea.

Fra i più importanti corsetti citiamo:

- ✓ corsetto alto (tipo Milwaukee), indicato per qualsiasi tipo di scoliosi;
- ✓ corsetto ascellare (tipo Lionese) per scoliosi lombari o dorso-lombari;
- ✓ corsetto basso (tipo Lapadula) per scoliosi lombari o dorso-lombari.



La tendenza oggi è scegliere e progettare corsetti bassi, meno fastidiosi e antiestetici (il corsetto alto è sempre meno utilizzato data la sua invasività e scarsa tollerabilità). In primo luogo si cerca di evitare i busti gessati in quanto comportanti il rischio di “cast syndrome” (ostruzione duodenale), problemi cutanei (impossibilità a fare la doccia per lunghi periodi), forte impatto psicologico negativo, ripetuti ricoveri ospedalieri ecc.

Continuamente vengono proposti nuovi corsetti che dichiarano di correggere errori dei precedenti corsetti. Obiettivi ricercati nella progettazione dei corsetti, dal punto di vista funzionale, sono la rigidità tridimensionale. Nonostante tali corsetti impediscano dichiaratamente flessione, piegamenti laterali e rotazioni del tronco, i loro sostenitori dichiarano che l'adolescente può condurre una vita praticamente normale spingendoli in taluni casi a svolgere sport alquanto complessi dal punto di vista motorio quali la ginnastica artistica. I risultati, al solito, non vanno oltre quelli conservativi.



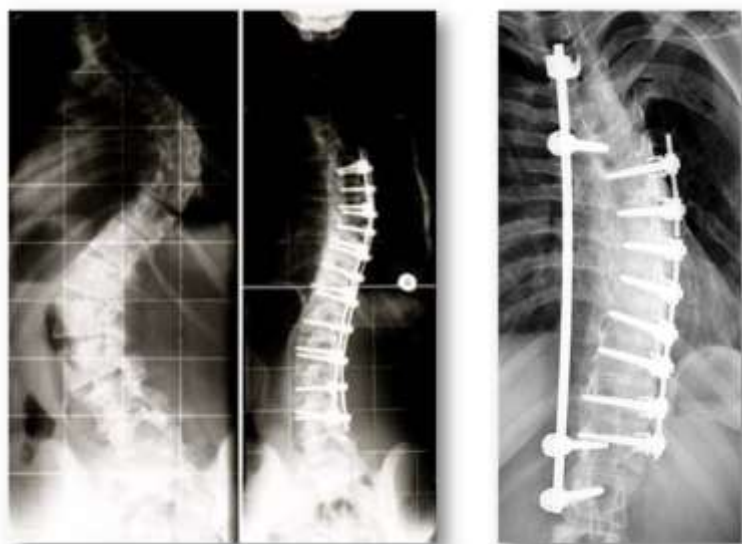
Un discorso a parte lo merita il “corsetto dinamico”, tipo lo *SpineCor* nato nel 1993 in Canada (St. Justine Hospital di Montreal) a seguito di una ricerca sull'eziopatogenesi della scoliosi. Lo *SpineCor* è un corsetto funzionale che presenta la fondamentale peculiarità di consentire tutti i movimenti del tronco. Il sistema si compone di una specifica fasciatura elastica abbinata a una relativa determinata metodologia di esercizi. Da non sottovalutare è l'impatto estetico, praticamente inesistente (questo “corsetto” risulta



praticamente invisibile indossando già una maglietta) col beneficio psicologico che tutto ciò comporta (Coillard, 2007).

Tale tipo di corsetto consente un potenziale utilizzo in abbinamento ad altre tecniche (ergonomiche incluse), a mio parere, di altissimo interesse scientifico.

- **Scoliosi grave**

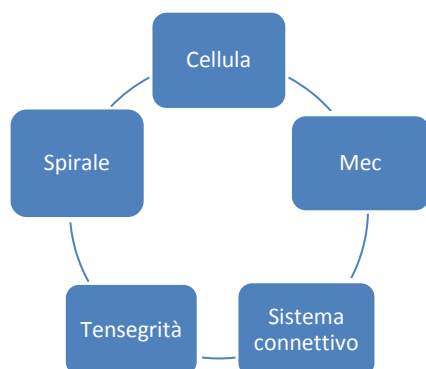


Il ricorso al trattamento cruento della scoliosi idiopatica può essere consigliato in presenza di una scoliosi con alta probabilità di importante evolutività e di grado Cobb molto elevato (non inferiore a 40-45°). Si tratta di un intervento complesso comportante una fissazione chirurgica (artrodesi) della colonna vertebrale. Viene di norma eseguita un'artrodesi vertebrale posteriore (tramite trapianto osseo sulla faccia posteriore degli archi vertebrali interessati alla scoliosi) associata a un'asta metallica fissata e messa sotto tensione sulle vertebre estreme della curva scoliotica così da rendere stabile e permanente la "correzione". La fase post-chirurgica prevede l'immobilizzazione rachidea tramite l'utilizzo per alcuni mesi di un busto gessato nonché riabilitazione fisioterapica (col tentativo di limitare gli innumerevoli e ingenti effetti collaterali derivanti).

A eccezione di casi infantili molto gravi (es. neurofibromatosi), il trattamento chirurgico si esegue ad accrescimento vertebrale ultimato (15-17 anni di età) così da evitare che l'artrodesi interferisca con l'accrescimento osseo.

Scopo dichiarato del trattamento è di bloccare la deformità impedendone l'evoluzione evitando così complicazioni organiche ecc.

In seguito a tale intervento chirurgico si ha la perdita permanente dei movimenti rachidei. Permangono pertanto molti pareri discordanti e perplessità sull'opportunità dell'intervento chirurgico.



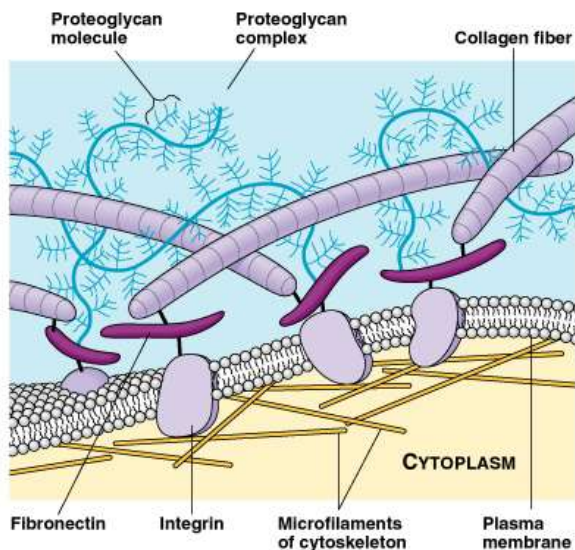
Dalla biochimica alla biomeccanica

Non si può pensare di comprendere, almeno in parte, la problematica scoliotica (e posturale) senza una sufficiente conoscenza della biomeccanica umana e, a sua volta, non si può comprendere la biomeccanica senza passare dalla biochimica, dalla fisica e dalla matematica.



• Matrice Extra-cellulare (MEC)

Una descrizione, se pur di quel poco che a oggi conosciamo, della MEC (Matrice extracellulare) risulta indispensabile per meglio comprendere l'importanza delle alterazioni del rachide e della postura nella salute.



©1999 Addison Wesley Longman, Inc.

Ogni cellula, come ogni organismo vivente pluricellulare, necessita di “sentire” e interagire col proprio ambiente per poter esplicare le funzioni vitali e sopravvivere. In un organismo pluricellulare le cellule devono coordinare i diversi comportamenti come in una comunità di esseri umani. Negli organismi pluricellulari infatti le cellule adoperano centinaia di molecole extracellulari (proteine, peptidi, amminoacidi, nucleotidi, steroidi, derivati dagli acidi grassi, gas in soluzione ecc.) per inviarsi continuamente messaggi, sia ravvicinati che a distanza. In ogni organismo pluricellulare ogni cellula si trova così esposta a centinaia di diverse molecole-segnale presenti al suo interno e al suo esterno, legate alla sua superficie e libere o legate nella MEC. Le

cellule entrano in contatto col complicatissimo ambiente esterno attraverso la loro superficie, la membrana plasmatica, tramite numerose aree specializzate (da poche decine a oltre 100.000 per ogni cellula). Gli svariati recettori di membrana sono sensibili a molti segnali provenienti sia dall'interno che dalla MEC e sono in grado, riconoscendo e legando una molecola segnale (es. neurotrasmettitore), di innescare specifiche reazioni all'interno della cellula: secrezione, divisione cellulare, reazioni immunitarie ecc. (Gennis, 1989).

La MEC è generalmente descritta come composta da alcune grandi classi di biomolecole:

- ✓ Proteine strutturali (collageni ed elastina)
- ✓ Proteine specializzate (fibrillina, fibronectina, laminina ecc.)
- ✓ Proteoglicani (aggrencani, sindecani) e glicosaminoglicani (ialuronani, condroitinsolfati, eparsolfati ecc.)

Fra le **proteine strutturali**, i *collageni* formano la famiglia di glicoproteine più rappresentata nel regno animale. Sono le proteine più presenti nella MEC (ma non le più importanti) e sono i costituenti fondamentali dei tessuti connettivi propriamente detti (cartilagine, osso, fasce, tendini, legamenti).

I collageni vengono perlopiù sintetizzati dai fibroblasti ma anche le cellule epiteliali sono in grado di sintetizzarli.

Le fibre collagene interagiscono continuamente con un'enorme quantità di altre molecole della MEC costituendo un continuum biologico fondamentale per la vita della cellula. I collageni associati in fibrille occupano un ruolo predominante nella formazione e mantenimento di strutture in grado di resistere a forze di tensione essendo quasi anelastiche. Il collagene viene prodotto e rimetabolizzato in funzione del carico meccanico e le sue proprietà visco-elastiche comportano un grosso impatto sulla postura dell'uomo.

Le fibre collagene grazie al loro rivestimento di PG/GAG (proteoglicani/glicosaminoglicani) possiedono proprietà di biosensori e bioconduttori. Sappiamo infatti che qualunque forza meccanica in grado di generare una deformazione strutturale sollecita i legami inter-molecolari producendo un leggero flusso elettrico ossia la corrente piezoelettrica (Athenstaedt, 1969). Pertanto la tridimensionale e ubiquitaria rete di collagene possiede anche la peculiare caratteristica di condurre



segnali bioelettrici nelle tre dimensioni dello spazio, in base alla disposizione relativa tra fibrille collagene e cellule, in direzione afferente (dalla MEC alle cellule) o viceversa efferente.

Tutto ciò rappresenta un sistema di comunicazione in tempo reale MEC-cellula e tali bio-segnali elettromagnetici possono comportare importanti modifiche biochimiche, ad esempio, nell'osso gli osteoclasti non possono “digerire” osso piezoeletticamente carico (Oschman, 2000).

Va infine sottolineato che la cellula, non a caso, produce continuamente e con notevole dispendio di energia (ca. il 70%) materiale che deve necessariamente estromettere tramite perlopiù lo stoccaggio esclusivo di protocollagene (precursore biologico del collagene) in specifiche vescicole (Albergati, 2004).

La stragrande maggioranza dei tessuti dei vertebrati necessita della presenza contemporanea di due caratteristiche vitali: robustezza ed elasticità. Un vero e proprio network di *fibre elastiche*, localizzate all'interno della MEC di questi tessuti, consente di ritornare alle condizioni iniziali dopo forti trazioni. Le fibre elastiche sono in grado di incrementare l'estensibilità di un organo o di una sua porzione di almeno cinque volte. Fibrille collagene lunghe, anelastiche, si intervallano fra le fibre elastiche col preciso compito di limitare un'eccessiva deformazione per trazione dei tessuti. L'*elastina* rappresenta la maggior componente delle fibre elastiche e si trova in quantità particolarmente abbondanti nei vasi sanguinei a caratteristiche elastiche (costituisce più del 50% del peso secco totale dell'aorta), nei legamenti, nel polmone e nella cute. Cellule muscolari lisce e fibroblasti sono i maggiori produttori del suo precursore, la tropoelastina.

La MEC contiene un elevato (e ancora non ben definito) numero di **proteine specializzate** non collagene che tipicamente presentano specifici siti di legame per altre molecole della MEC e per i recettori presenti sulla superficie cellulare. In questo modo ogni singolo componente di tali proteine funge da “amplificatore” di contatti, sia tra molecole analoghe che diverse, realizzando un infinito network biochimico in grado di generare, modulare, variare e propagare anche a distanza milioni e milioni di informazioni biochimiche (ed energetiche).

Un'importante proteina specializzata della matrice extracellulare è la *fibronectina*, glicoproteina ad alto peso molecolare rinvenibile in tutti i vertebrati. La fibronectina appare in grado di influenzare in diversi modi la crescita cellulare, l'adesione intercellulare e con la MEC, la migrazione cellulare (la cellula può spostarsi fino a 5 cm al giorno - Albergati, 2004) ecc. L'isoforma più conosciuto, tipo III, si lega alle integrine. Quest'ultime sono una famiglia di proteine transmembrana che fungono da meccanorecettori: trasducono, selettivamente e in maniera modulabile, trazioni e spinte meccaniche dalla MEC all'interno della cellula e viceversa inducendo una serie di reazioni nel citoplasma che coinvolgono il citoscheletro e altre proteine che regolano l'adesione, la crescita e la migrazione cellulare (Hynes, 2002).

Glucosaminoglicani (GAGS) e proteoglicani (PGs) formano all'interno dei tessuti connettivi una sostanza definita “fondamentale” simil-gel altamente idratata, all'interno della quale le proteine fibrillari risultano ospitate e imbricate. Tale forma di gel polisaccaridico è in grado da un lato di permettere alle MEC di resistere a notevoli forze compressive e dall'altro di consentire una rapida, costante e selettiva diffusione delle sostanze nutritizie, dei metaboliti e degli ormoni tra sangue e tessuti.

Le catene polisaccaridiche dei glucosaminoglicani sono volumetricamente troppo rigide per ripiegarsi all'interno delle compatte strutture globulari tipiche delle catene polipeptidiche, in più esse sono altamente idrofile. Per queste ragioni (e probabilmente anche per altre a noi ignote) i GAGs tendono ad assumere conformazioni estremamente estese occupando un grande volume in rapporto alla loro massa e formando così quantità notevoli di gel anche a basse concentrazioni. L'elevata quantità di cariche negative (i GAGs rappresentano le più numerose cellule anioniche, essendo di norma solfate, prodotte dalle cellule animali) attrae numerosi cationi; tra questi un ruolo predominante lo svolge il Na⁺ che conferisce all'insieme capacità osmotiche e intrappola un'enorme



quantità di acqua nella MEC. In tal modo si generano rigonfiamenti (turgori) che consentono alla MEC di opporsi a forze compressive anche importanti (grazie a ciò, ad es., la cartilagine dell'anca può, in condizioni fisiologiche, resistere perfettamente a una pressione di diverse centinaia di atmosfere).

All'interno del tessuto connettivo, i GAGs rappresentano meno del 10-12% del peso globale, essi però, grazie alle loro caratteristiche, riempiono molti degli spazi extracellulari formando dei pori di gel idratato di varie dimensioni e densità di cariche elettriche fungendo così da punti chiave selettivi o “server” attraverso i quali viene regolato il traffico di molecole e cellule all'interno della MEC, in base alle loro dimensioni, peso e carica elettrica.

L'acido ialuronico (ialuronano, ialuronato) rappresenta forse il più semplice dei GAGs. Dati sperimentali e biologico-molecolari confermano che esso gioca un ruolo fondamentale a livello delle ossa e delle articolazioni riguardo la resistenza a notevoli pressioni. Inoltre ricopre un importantissimo compito di riempimento di spazi nella MEC durante lo sviluppo embrionale: crea spazi vuoti fra le cellule in cui le stesse, in fasi successive, migreranno (Albergati, 2004).

Non tutti i PGs sono secreti dalla MEC, alcuni sono componenti integrali delle membrane plasmatiche (Alberts, 2002).

La MEC può quindi essere considerata come un complessissimo **network** in cui proteine, PGS e GAGs forniscono innumerevoli funzioni fra cui quelle di supporto strutturale e regolazione di ogni attività tissutale e organica. Occorre considerare l'omeostasi globale cellulare come un complesso di meccanismi che possono trovare origine e sviluppo all'interno della cellula o all'esterno nella MEC; in quest'ultimo caso, la cellula può rappresentare il bersaglio intermedio o finale. Le componenti extracellulari, oltre a rappresentare strutture di sostegno fisico all'impalcatura cellulare, fungono anche da vere e proprie sedi di inizio, svolgimento e termine di processi vitali riguardanti sia l'ambiente endocellulare sia organi e apparati. Siamo di fronte a un infinito network biochimico in grado di generare, modulare, variare e propagare, anche a distanza, milioni e milioni di informazioni.

Ogni cellula del corpo interagisce costantemente con la MEC, sia sotto l'aspetto meccanico che chimico ed energetico, con effetti “drammatici” sull'architettura statica e dinamica dei tessuti. Secondo P. A. Bacci (2004) la matrice interstiziale rappresenta veramente la madre delle reazioni vitali, il luogo dove, prima di tutto, avvengono gli scambi tra materia ed energia. Tutti i tessuti sono collegati e funzionalmente integrati fra loro non in sistemi chiusi ma aperti; fra essi avvengono continui scambi, che possono attuarsi sia a livello locale che sistemico, sfruttando messaggi biochimici, biofisici ed elettromagnetici, ossia utilizzando le varie forme di energia.

Come afferma F. G. Albergati (2004), la cellula e la matrice extracellulare rappresentano due mondi solo apparentemente separati che necessariamente per tutta la durata della vita ad ogni istante devono interagire per poter operare in modo corretto e sinergico. Ciò richiede una straordinaria serie di segnali a cui segue un altrettanto incredibile serie di attività biologico-molecolari.

Tessuto connettivo

Il tessuto connettivo è parte integrante della MEC. Esso non presenta soluzioni di continuità: ogni tessuto e organo contiene tessuto connettivo e le loro funzioni dipendono in maniera straordinaria dalle interconnessioni anatomico-funzionali. Embriologicamente la maggior parte dei tessuti connettivi derivano dal mesoderma, alcuni tessuti connettivi del cranio derivano direttamente dal neuroectoderma.

Quello che fino a poco fa era considerato un “banale” tessuto di connessione e riempimento, è in realtà un sistema con innumerevoli fondamentali funzioni.

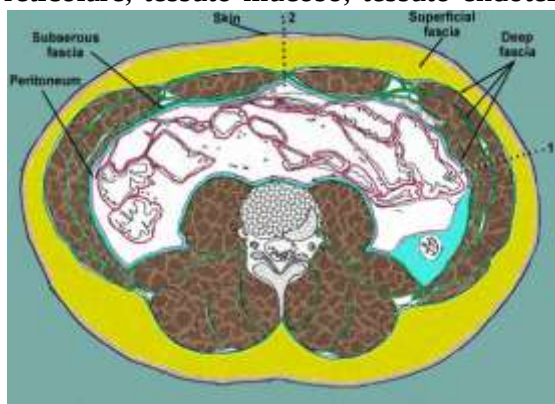


Funzioni del tessuto connettivo

Mantenimento postura, connessione e protezione organi, equilibrio acido-base, metabolismo idrosalino, equilibrio elettrico e osmotico, circolazione sanguinea, conduzione nervosa, propriocezione, coordinazione motoria, barriera all'invasione di batteri e particelle inerti, immunitaria (leucociti, mastociti, macrofagi, plasmacellule), processi infiammatori, riparazione e riempimento zone danneggiate, riserva energetica (lipidi), di acqua ed elettroliti, di ca. 1/3 delle proteine plasmatiche totali, migrazione cellulare, comunicazione intercellulare ed extra-intracellulare ecc.

• Fascia connettivale

Fra i vari tipi di tessuto connettivo (tessuto connettivo propriamente detto, tessuto elastico, tessuto reticolare, tessuto mucoso, tessuto endoteliale, tessuto adiposo, tessuto cartilagineo, tessuto osseo, sangue e linfa), la fascia connettivale è il “ponte” che ci conduce dalla MEC alla postura.



Prendendo spunto dalla schematizzazione proposta da F. Willard (2007), si può considerare la fascia suddivisa all'incirca in quattro strati formanti cilindri longitudinali concentrici fra loro interconnessi:

- 1) Lo strato/cilindro più esterno, presente sotto il derma, rappresenta la **fascia superficiale**. A livello del capo questa fascia si continua nella galea capitis (o galea aponeurotica che ricopre la parte superiore del cranio connettendosi posteriormente alla protuberanza esterna dell'osso occipitale, tramite la linea nucale, e anteriormente all'osso frontale, per mezzo di un corto e stretto prolungamento), mentre si fonde con la fascia profonda a livello della pianta del piede (formando i retinacoli del talo) e del palmo delle mani (retinacoli del carpo). La fascia superficiale è composta da tessuto connettivo lasso (sottocutaneo al cui interno può esserci una trama di fibre collagene e soprattutto elastiche) e adiposo (pertanto il suo spessore, oltre che dalla localizzazione, dipende dalla nostra alimentazione). Tramite fibre, tale fascia forma un continuum con derma ed epidermide verso l'esterno e, al contempo, si ancora ai tessuti e organi sottostanti. La fascia superficiale rappresenta un'importante sede di stoccaggio di acqua e grasso, protegge da deformazioni e insulti meccanici e termici (strato isolante), è una via di passaggio per nervi e vasi sanguigni e permette lo scorrimento della pelle sopra la fascia profonda. Come la fascia profonda presenta poca vascolarizzazione.
- 2) Sotto la fascia superficiale vi è la **fascia profonda**, detta anche cervico-toraco-lombare, che rappresenta uno strato cilindrico piuttosto coeso intorno al corpo (tronco e arti). Essa è costituita da tessuto connettivo denso irregolare formato da fibre collagene ondulate e da fibre elastiche (disposte secondo andamento trasversale, longitudinale e obliquo) e forma una membrana che riveste la parte esterna muscolare. Questa guaina, sviluppatasi intorno alla notocorda (che forma l'asse mediano embrionale), ricopre il corpo estendendosi dal cranio, a livello del margine della mascella e della base craniale con cui è fusa (e da cui si forma il cranio che però fa parte strato meningeo avendone lo stessa origine embriologica), da qui si dirige verso gli arti superiori (fino a fondersi con la fascia superficiale a livello dei retinacoli del palmo della mano) e anteriormente passa sotto i muscoli pettorali, ricopre i muscoli intercostali e le coste, l'aponeurosi addominale e si connette alla pelvi. La fascia profonda gira posteriormente connettendosi ai processi trasversi e poi alle apofisi spinose



formando quindi due comparti (destro e sinistro) contenenti i muscoli paravertebrali. A livello dell'osso sacro, tale fascia forma un "nodo" inasportabile (in quanto fuso con l'osso) in cui convergono i vari compartimenti fasciali del corpo e da cui si diparte la porzione di fascia profonda che percorre gli arti inferiori fino a fondersi con la fascia superficiale, a livello della pianta del piede nei retinacoli del talo. Caratteristica distintiva della fascia profonda è quella di formare dei comparti strutturali e funzionali ossia contenenti determinati gruppi muscolari con innervazione specifica. Il compartimento conferisce anche delle caratteristiche morfo-funzionali specifiche al muscolo: un muscolo che si contrae all'interno di una guaina sviluppa una pressione che sostiene la contrazione stessa. I muscoli transversus abdominis costituiscono la parte attiva della fascia toraco-lombare. A livello del singolo muscolo, la fascia profonda entra in contatto, tramite i setti, le aponeurosi e i tendini (formati da fibre collagene parallele e quasi del tutto inestensibili), con l'epimisio (tessuto connettivo fibro-elastico che riveste l'intero muscolo). L'epimisio si estende nel ventre muscolare costituendo il perimisio (tessuto connettivo lasso che riveste i fascicoli di fibre muscolari) e l'endomisio (delicato rivestimento della fibra muscolare). In condizioni fisiologiche, tali setti e rivestimenti consentono lo scorrimento delle fibre muscolari nonché il loro nutrimento. Questa fascia è direttamente collegata sia anatomicamente che funzionalmente ai fusi neuromuscolari e agli organi tendinei del Golgi (Stecco, 2002).

Come la fascia superficiale, la fascia profonda è scarsamente vascolarizzata (spesso le incisioni chirurgiche vengono eseguite dove la fascia si sovrappone o si fonde in quanto la robustezza di tali zone consente ancoraggi sicuri e più facili riparazioni cicatriziali) e fornisce vie di passaggio per nervi e vasi.

Come approfondito nel capitolo "Biomeccanica della fascia profonda", quest'ultima riveste un'enorme importanza dal punto di vista posturale.

Il cilindro costituito dalla fascia profonda contiene due ulteriori cilindri longitudinali posti uno dietro l'altro e formanti, quello anteriore, la fascia viscerale e quello posteriore la meninge.

- 3) Il cilindro posto anteriormente all'interno della fascia profonda, denominato **fascia viscerale o splancnica**, è una colonna fasciale che forma il mediastino, estendendosi dalla bocca all'ano tramite varie porzioni con simile struttura ed embriologia: parte dalla base del cranio, si estende giù lungo l'asse mediano (fascia endocervicale, faringea), forma il film ricoprente la pleura parietale dei polmoni (fascia endotoracica), attraversa il diaframma, circonda varie zone della cavità addominale avvolgendo la sacca peritoneale (fascia endoaddominale) e si estende fino alla pelvi (fascia endopelvica). La porzione maggiore di questa fascia si trova intorno agli organi toracici, sull'asse mediano, dove forma una colonna, il comparto mediastinico del torace. Il mediastino toracico si continua quindi con quello addominale fungendo anche da grosso condotto per i fluidi. A livello addominale la fascia endoaddominale si diparte dalla colonna assiale per rivestire completamente gli organi sospesi tornando poi a ricongiungersi con essa (i mesenterici sono ricchi di questa fascia). In alcuni punti la fascia viscerale tende a specializzarsi (ad es. si ispessisce intorno ai reni per proteggerli). Questa fascia presenta quindi il grande vantaggio di poter creare degli scomparti ma, essendo anche un deposito di grasso, può creare problematiche di massa deformando la cavità corporea. Ad es. negli obesi può avvenire un'alterazione strutturale e quindi funzionale del diaframma: se l'aumento di massa endotoracica è tale da spingere verso l'esterno le coste, ciò causa un appiattimento del diaframma così che contraendosi, invece di funzionare come muscolo verticale che si abbassa sollevando le coste, trazione i bordi costali verso l'interno trasformandosi in un muscolo espiratorio. In tale situazione diviene impossibile effettuare una fisiologica respirazione profonda e si dovrà ricorrere a respiri brevi, superficiali e frequenti con tutte le conseguenze sulla salute derivanti da ciò. Alcuni ricercatori includono questa fascia in quella profonda.



- 4) Il cilindro posteriore, contenuto nella fascia profonda e posto dietro la fascia viscerale, rappresenta la *fascia meninge*a che racchiude l'intero sistema nervoso centrale. L'osso craniale, praticamente sospeso sul materiale meningeo, presenta un'origine neuroectodermica sviluppandosi dalla base craniale per differenziazione delle cellule della cresta neurale cranica; esso fa quindi parte dello strato meningeo (e non di quello cervico-toraco-lombare che si ferma, come abbiamo visto, alla base craniale). Asportando l'osso occipitale si accede alla dura madre, punto di partenza superiore della fascia meninge a che si estende in giù fino a ca. la II vertebra sacrale tramite il sacco durale (contenente aracnoide, pia madre, midollo spinale, midollo sacrale, radici spinose spinali, nervi della cauda equina e liquor cerebrospinale). La fascia meninge a possiede funzione protettiva e nutritiva del sistema nervoso centrale.

• Meccanocettori fasciali

L'uomo rappresenta il *sistema cibernetico* per eccellenza: il 97% delle fibre motorie decorrenti nel midollo spinale è coinvolto nella modalità processuale cibernetica e solo il 3% è riservato all'attività intenzionale (Galzigna, 1976). La cibernetica è la scienza del feed-back, il corpo deve conoscere attimo per attimo la condizione ambientale per potersi collocare istantaneamente opportunamente al fine della realizzazione del processo. Il senso non può giammai dissociarsi dal moto: l'ambiente va ininterrottamente sentito e valutato, da cui la necessità della forza di gravità, della sinestesia, della propriocezione. "Essere e funzionare sono inscindibili" Morin (1987); il riflesso è la via maestra.

E' il tessuto miofasciale in realtà a rappresentare il più vasto organo sensorio del nostro organismo, è da esso infatti che il sistema nervoso centrale riceve in massima parte nervi afferenti (sensitivi). La presenza di meccanocettori, in grado di comportare effetti a livello locale e generale, è stata abbondantemente riscontrata nella fascia fin nei legamenti viscerali e nella dura madre cefalica e spinale (sacco durale). Abbiamo visto che l'organismo riserva al sistema di feed-back una grande importanza. Spesso infatti in un nervo misto la quantità di fibre sensitive supera di gran lunga quelle motorie. Ciò che occorre considerare è che nell'innervazione muscolare tali fibre sensitive derivano solo per ca. il 25% dai ben noti recettori del Golgi, Ruffini, Pacini e Paciniformi (fibre tipo I e II) mentre tutta la restante parte ha origine dai "recettori interstiziali" (fibre tipo III e IV). Questi piccoli recettori, che perlopiù originano come terminazione nervose libere, oltre a essere i più numerosi nel nostro organismo sono ubiquitari (la loro massima concentrazione è nel periostio) e pertanto sono presenti sia negli interstizi muscolari che nella fascia. Circa il 90% di essi sono demielinizzati (tipo IV) mentre i restanti posseggono una sottile guaina mielinica (tipo III). I recettori "interstiziali" possiedono un'azione più lenta rispetto i recettori tipo I e II e in passato sono stati considerati perlopiù nocicettori, termo e chemiorecettori. In realtà molti di loro risultano multimodali e in maggioranza sono meccanorecettori suddivisibili in due sottogruppi, in base alla loro soglia di attivazione tramite stimoli pressori: low-threshold (LTP) e high-threshold pressure (HTP) - Mitchell & Schmidt, 1977. L'attivazione, in determinati stati patologici di recettori interstiziali sensibili sia a stimoli dolorifici che meccanici (in maggioranza HTP) può generare sindromi dolorose in assenza delle classiche irritazioni nervose (es. compressioni radicolari) - Chaitow & DeLany, 2000.

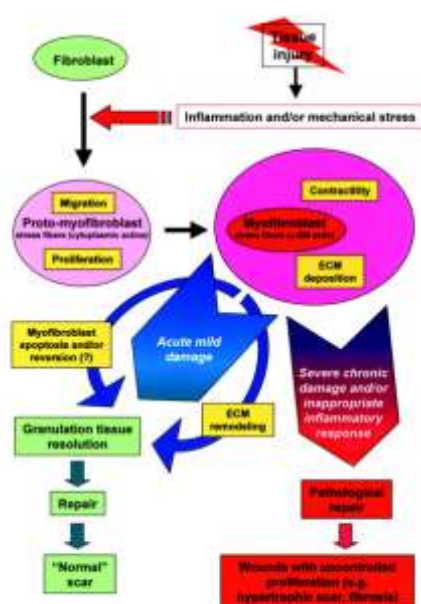
Questo network sensoriale oltre ad avere una funzione di rilevamento afferente del posizionamento e del movimento dei segmenti corporei, influenza, per mezzo di intime connessioni, il sistema nervoso autonomo riguardo funzioni, quali la regolazione della pressione sanguinea, del battito cardiaco e della respirazione, sintonizzandole, in maniera molto precisa, alle esigenze tissutali locali. L'attivazione dei meccanorecettori interstiziali agisce sul sistema nervoso autonomo inducendolo a variare la pressione locale di arteriole e capillari presenti nella fascia, influenzando



così il passaggio di plasma dai vasi alla matrice extracellulare variandone quindi la viscosità locale (Kruger, 1987). Inoltre la stimolazione dei recettori interstiziali, così come quella dei recettori di Ruffini, è in grado di incrementare il tono vagale generando cambiamento globali a livello neuromuscolare, corticale ed endocrino ed emozionale concernenti un profondo e benefico rilassamento (Schleip, 2003).

Pressioni manuali profonde, eseguite in maniera statica o con lenti movimenti, oltre a favorire la trasformazione “gel to sol” della sostanza fondamentale della fascia (grazie alle sue proprietà tixotropiche), stimolano i meccanorecettori di Ruffini (specie per forze tangenziali come lo stretching laterale) e una parte degli interstiziali inducendo un incremento dell'attività vagale con i relativi effetti sulle attività autonome fra cui un rilassamento globale di tutti i muscoli oltre che mentale (van den Berg & Cabri, 1999). Risultato opposto è ottenuto tramite manualità forti e rapide che stimolano i corpuscoli di Pacini e i Paciniformi (Eble 1960).

• Miofibroblasti



Scoperti nel 1970, i miofibroblasti sono cellule del tessuto connettivo interposte alle fibre collagene fasciali con capacità contrattili simili alla muscolatura liscia (contengono actina). Esse ricoprono un riconosciuto e importante ruolo nella guarigione delle ferite, nella fibrosi dei tessuti, e nelle contratture patologiche. I miofibroblasti si contraggono attivamente in situazioni infiammatorie quali morbo di Dupuytren, artrite reumatoide, cirrosi epatica. In condizioni fisiologiche si trovano nella pelle, milza, utero, ovaie, vasi circolatori, setti polmonari, legamenti periodontali (van den Berg & Cabri, 1999). La loro evoluzione è vista generalmente da normali fibroblasti a proto-miofibroblasti, fino alla completa differenziazione in miofibroblasti e a una apoptosi terminale che è influenzata dalle tensioni meccaniche, dalle citochine e da specifiche proteine che provengono dalla matrice extracellulare.

Data anche la favorevole configurazione della distribuzione di tali cellule contrattili all'interno della fascia, il probabile ruolo

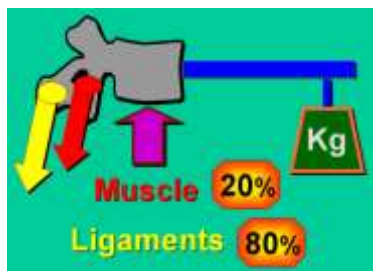
di queste strutture contrattili è quello di sistema di tensione accessorio tale da sinergizzare la contrazione muscolare fornendo un vantaggio in situazioni di pericolo per la sopravvivenza (lotta e/o fuga). E' inoltre molto probabile che tramite tali fibre muscolari lisce il sistema nervoso autonomo, tramite nervi intrafasciali, possa “pre-tensionare” la fascia indipendente dal tono muscolare (Gabbiani, 2003, 2007). La presenza di tali cellule nelle capsule di rivestimento degli organi spiegherebbe ad es. come la milza possa rimpicciolirsi fino a metà del suo volume in pochi minuti - fenomeno osservato nei cani in situazioni di sforzo strenuo in cui viene richiesta l'erogazione della scorta di sangue in essa contenuto nonostante che il rivestimento capsulare sia ricco in fibre collagene che consentono solo piccole variazioni di lunghezza - (Schleip, 2003).

• Biomeccanica della fascia profonda

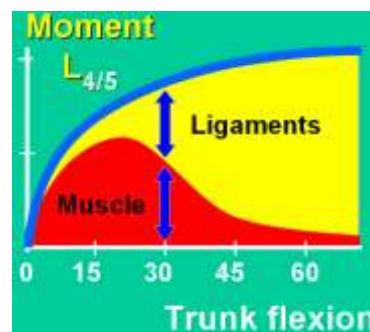
La fascia toraco-lombare, dal punto di vista biomeccanico, riveste il fondamentale compito di minimizzare lo stress sulla colonna vertebrale e ottimizzare la locomozione.



Durante il sollevamento di un peso, flettendo la colonna col bacino in retroversione (ossia tensionando al meglio la fascia), i muscoli erettori hanno poco bisogno di attivarsi. Il sollevamento avviene soprattutto per azione dei muscoli



estensori della coscia sulle anche (ischiocrurali e grandi glutei) e della fascia. Nei campioni olimpici si è verificato che lo sforzo è suddiviso in 80% fascia e 20% muscoli (Gracovetsky, 1988). E' quindi il collagene che svolge gran parte del lavoro in quanto, fungendo come un



cavo, non consuma praticamente energia, in più, grazie alla sue inserzioni creste iliache-apofisi spinose, si posiziona praticamente al di fuori del corpo presentando il vantaggio di essere lontano dal fulcro della leva di sollevamento (braccio di leva maggiore). Ciò è una scelta evolutiva forzata in quanto muscoli erettori per essere in grado di sollevare più di 50 kg avrebbero dovuto incrementare la loro massa occupando così tutta la cavità addominale. I supplementi di forza (muscoli e fascia) sono stati pertanto posizionati al di fuori della cavità addominale.

I muscoli erettori (multifidi) e la pressione intraddominale, insieme ai muscoli psoas, regolano così tridimensionalmente la lordosi lombare assumendo così un importante ruolo di modulatori del trasferimento delle forze tra muscoli e fascia.

La pressione addominale interna infatti non comprime significativamente il diaframma essa, in realtà, agisce sulla lordosi lombare e quindi sulla trasmissione delle forze tra muscoli e fascia. Infatti in realtà la fascia può fornire il suo importante contributo durante la flessione della colonna se si diminuisce la tensione addominale (Gracovetsky, 1985).

Non esiste un'universale lordosi ottimale in quanto essa dipende dall'angolo di flessione e del peso supportato (Gracovetsky, 1988).



• Viscoelasticità della fascia

Come descritto, sollevare grossi pesi mettendo la fascia profonda in tensione è il modo più sicuro per farlo ma occorre altresì effettuarlo velocemente infatti lentamente è possibile sollevare solo $\frac{1}{4}$ del peso sollevabile in velocità (Gracovetsky, 1988). Ciò è dovuto alle proprietà visco-elastiche delle fibre collagene che determinano un'elongazione della fascia quando tenuta lungamente in tensione. A causa della sua viscoelasticità infatti la fascia si deforma sotto carico nel giro di poco tempo, per tale ragione occorre un continuo alternarsi delle strutture sottoposte allo sforzo. Le forze in grado di elongare la fascia sono tanto maggiori quanto maggiore è lo stato di tensione già presente (più è elongata la fascia tanto più difficilmente si elongherà ulteriormente), in maniera non lineare (secondo gli studi di Kazarian del 1968, la risposta del collagene all'applicazioni di carichi presenta almeno due costanti di tempo: ca. 20 min e ca. $\frac{1}{3}$ di secondo). Il limite da non superare al fine di evitare la rottura delle fibre della fascia sono i $\frac{2}{3}$ della elongazione massima. Il "nemico" è pertanto la scissione della fascia dal periostio; quando la fascia è danneggiata la riabilitazione risulta molto difficile, il soggetto presenta uno squilibrio funzionale biomeccanico e di coordinazione. Nei bimbi la fascia è immatura, in quanto l'ossificazione delle vertebre è incompleta, e così gli impulsi nervosi non sono ben trasmessi. Di conseguenza essi si muovono come le persone che soffrono di mal di schiena causati da danni al collagene costretti ad aumentare l'attività muscolare (Gracovetsky, 1988).

Il periodo di **emivita delle fibre collagene** in un tessuto non traumatizzato è di 300-500 gg., quello della "sostanza fondamentale" (porzione solubile della MEC costituita da PGs/GAGs e proteine



specializzate) è di 1,7-7 gg (Cantu & Grodin 1992). Caratteristiche e disposizione delle nuove fibre collagene e della sostanza fondamentale dipendono anche dallo stress meccanico applicato al tessuto.

Postura e tensegrità

La ricerca dell'unicità della **postura** è un errore in quanto ignora la fondamentale proprietà del tessuto connettivo ossia la viscoelasticità. Non siamo statue. Le stabilità posturali sono assicurate, nel campo gravitazionario, dal continuo movimento, dall'impiego alternato fascia-muscoli e ossia dalla loro oscillazione funzionale. Il sistema miofasciale-scheletrico è quindi una struttura non stabile ma in continuo equilibrio dinamico. Siamo un sistema ridondante ossia variare la distribuzione interna dei pesi non implica necessariamente una modifica della postura; il controllo e l'efficienza di tutto ciò è fondamentale per il benessere della colonna vertebrale in primis. Come abbiamo visto sul periostio vi è la massima concentrazione di sensori dello stress (recettori interstiziali) che rapidamente portano le informazioni relative (e non solo quelle del dolore) al cervello. La fascia dorso-lombare è quindi più di una forza di trasmissione, senza di essa non vi sarebbe un controllo efficiente dei muscoli.

La *statica* è in realtà un caso speciale della deambulazione, essa è caratterizzata da oscillazioni posturali, visibili e quantificabili tramite l'esame stabilometrico, corrispondenti a ritmici movimenti sui piani trasverso e frontale. Quale moto senza progressione, la stazione eretta comprende l'inibizione dello spostamento col relativo intervento muscolare supplementare decelerante. Essa pertanto risulta più difficoltosa e più dispendiosa dal punto di vista energetico rispetto alla normale locomozione: l'uomo è fatto per camminare (sul terreno naturale).



Al contempo, la spasmodica ricerca della *simmetria* dei vari segmenti corporei non trova in realtà alcun riscontro in natura (un rapido sguardo ai ns. organi interni ne rende già ampiamente l'idea). Essa non solo non è garanzia di salute ma in taluni casi, quando ricercata forzatamente, può risultare eccessivamente "stressante" dal punto di vista fisico oltre che psichico e quindi dannosa. Come abbiamo dimostrato, la ricerca dell'armonia funzionale è sicuramente più vantaggiosa in quanto più fisiologica; solo importanti asimmetrie possono comportare serie problematiche.

La postura esprime la nostra comunicazione cibernetica con l'ambiente che si evolve quale funzione strutturante tensegrità elicoidali.

Reality Check: il 76% dei lavoratori asintomatici presenta ernia del disco (Boos et al., 1995), la coordinazione posturale è più importante della struttura.

Il termine inglese "**Tensegrity**", coniato nel 1955 dall'architetto Richard Buckminster-Fuller, dalla combinazione delle parole "tensile" ed "integrity", caratterizza la capacità di un sistema di stabilizzarsi meccanicamente tramite forze di tensione e di decompressione che si ripartiscono e si equilibrano fra di loro. Compressioni e trazioni si equilibrano all'interno di un sistema vettoriale chiuso.

Le strutture di tensegrità si ripartiscono in due categorie :

1) costituite da barre rigide assemblate in triangoli, in pentagoni o in esagoni;

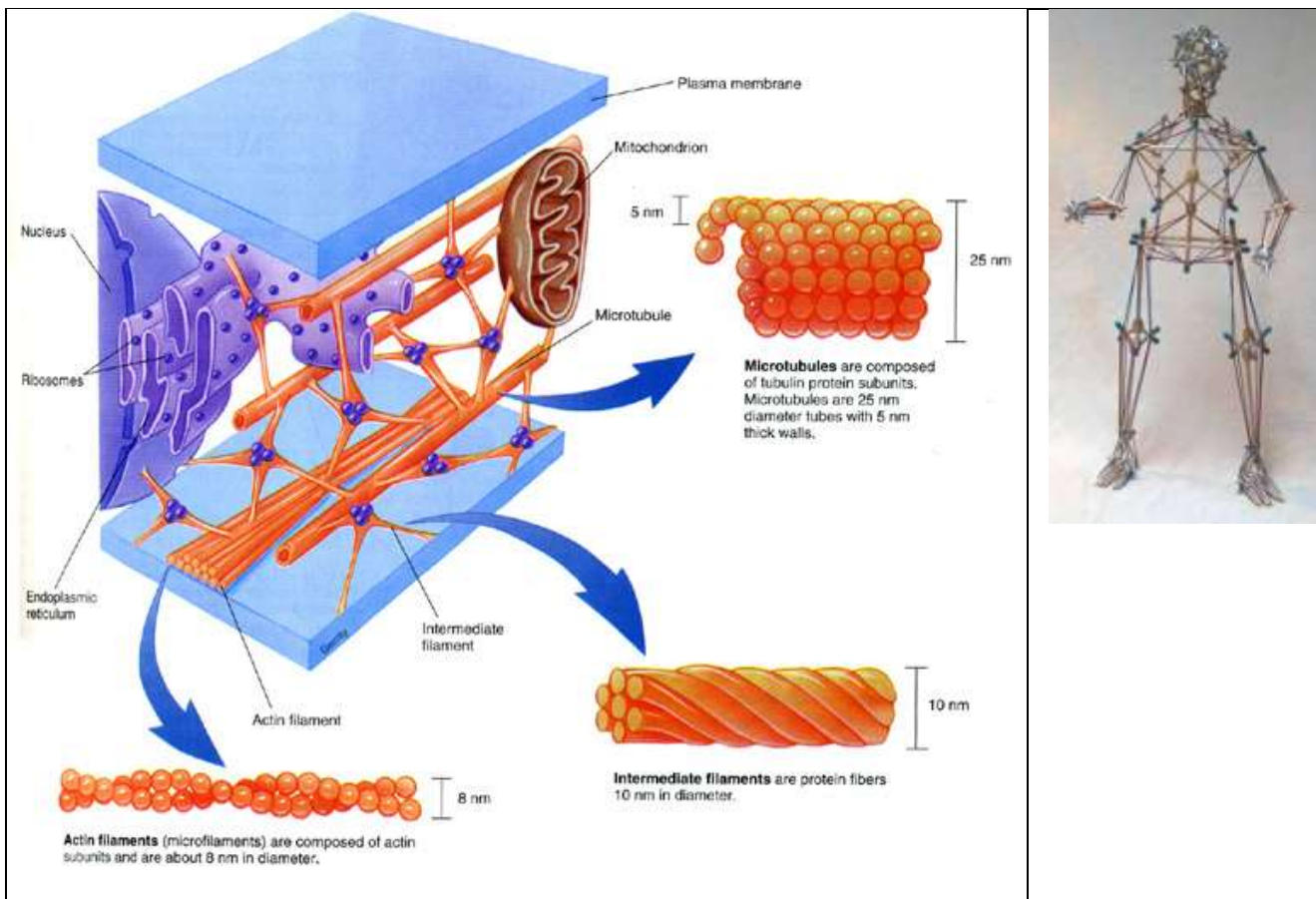


2) costituite da barre rigide e cavi flessibili. I cavi costituiscono una configurazione continua che comprime le barre disposte in maniera discontinua in seno ad essa. Le barre, a loro volta, spingono verso l'esterno i cavi.

I vantaggi della struttura di tensegrità sono:

- la *resistenza* dell'insieme supera di molto la somma delle resistenze dei singoli componenti;
- la *leggerezza*: a parità di capacità resistenza meccanica, una struttura di tensegrità presenta un peso ridotto della metà rispetto a una struttura a compressione;
- la *flessibilità* del sistema è simile a quella di un sistema pneumatico. Ciò consente una grande capacità di adattamento reversibile ai cambiamenti di forma in equilibrio dinamico. Inoltre l'effetto di una deformazione locale, determinata da una forza esterna, viene modulato da tutta la struttura minimizzandone in tal modo l'effetto.
- l'*interconnessione* meccanica e funzionale di tutti gli elementi costitutivi consente una continua comunicazione bidirezionale al pari di un vero e proprio network.

A partire dal citoscheletro (Ingber, 1998), l'organismo umano è caratterizzato da una struttura di tensegrità.



A livello macroscopico gli assi rigidi (le barre) sono costituiti dalle ossa e le strutture flessibili (i cavi) dal sistema miofasciale (Myers, 2002). Così come avviene a livello macroscopico, a livello cellulare i filamenti del citoscheletro (microfilamenti di actina e microtubuli di tubulina) polimerizzano e depolimerizzano in risposta agli stimoli meccanici.

Peculiarità della “tensegrità umana” è quella di funzionare come sistema a “*eliche a passo variabile*” o vortici (spirali). E' infatti sul piano trasverso che soprattutto si sviluppa l'antigravitarietà del sistema cibernetico uomo grazie a un sofisticato sistema di equilibrio neuro-biomeccanico.



Il moto specifico dell'uomo

Il moto specifico dell'uomo è definibile come l'insieme degli eventi dinamici, energetici e informativi che convergono nella deambulazione bipodale alternata (moto con progressione) e nella stazione eretta (moto senza progressione).

Di tutte le strutture del sistema nervoso centrale, più di un quarto partecipano direttamente e più della metà indirettamente alla pianificazione e all'esecuzione dei movimenti; l'uomo quindi, con i suoi 650 muscoli e 206 ossa, è primariamente un "animale motorio".

L'uomo infatti necessita di muoversi per la propria sopravvivenza e il proprio stato di benessere. Per tale ragione la locomozione è l'attività che possiede la precedenza su tutte le altre. Nel mondo della vita infatti al più alto livello si colloca il moto specifico dell'uomo che rappresenta la processualità naturale più complessa. L'idea tradizionale che l'uomo sia contraddistinto dalle prerogative intellettuali è da tempo superata ed è ormai stabilito che anch'esse riconoscono l'origine prima nell'acquisizione della condizione morfo-meccanica bipodale; la liberazione della mani ne è un corollario (Paparella Treccia, 1988). Le funzioni motorie e il corpo, considerati in molte culture come entità inferiori e subordinata alle attività cognitive e alla mente, sono invece all'origine di quei comportamenti astratti di cui siamo fieri, compreso lo stesso linguaggio che forma la nostra mente e i nostri pensieri (Oliviero, 2001). Nella fase embrionale, in quella fetale e in quella della prima infanzia, l'azione precede la sensazione: vengono compiuti dei movimenti riflessi e poi se ne ha la percezione. E' dai riflessi propriocettivi che nascono le rappresentazioni mentali (engrammi) che consentono la nascita di abilità motorie complesse e delle stesse idee. Nei momenti critici (stress intenso), il sistema muscolare costituisce un sistema ad alta priorità: quando è attivato, gli altri sistemi, come quelli responsabili della percezione delle sensazioni, dell'attenzione, delle attività cognitive ecc., sono in stato di relativo blocco, in quanto tale stato è legato nell'inconscio all'esecuzione di azioni importanti per la sopravvivenza, come la fuga, l'attacco, la ricerca del cibo, di un partner sessuale, del nido. Infine oggi sappiamo quanto la semplice passeggiata in un habitat naturale sia un potentissimo riequilibratore dei due emisferi cerebrali.

L'attuale corpo umano è quindi soprattutto la conseguenza del bisogno di eseguire una deambulazione di massima efficacia su due piedi nel campo gravitazionale su un terreno naturalmente sconnesso. In accordo con tale teoria l'uomo deve potersi spostare con un minimo consumo di energia all'interno di un campo gravitazionale costante, col corollario che durante il cammino le varie strutture (muscoli, ossa, legamenti, tendini ecc.) vengano sottoposte a uno stress minimo.



Nel 1970 Farfan propose per primo l'idea che il movimento proceda dalla pelvi alle estremità superiori ossia che le forze deambulatorie partano dalle creste iliache per andare alle estremità superiori. Negli anni '80 Bogduk precisò l'anatomia dei tessuti molli che circondano la colonna e, negli anni 90, Vleeming chiarì il legame pelvi-arti inferiori. Gracovetsky (1988) infine ha dimostrato che la colonna vertebrale rappresenta il motore primario del moto, **"the spine engine"**. Questo ruolo della spina dorsale è ancora evidente nei nostri "antenati" pesci e rettili ma un uomo a cui sono stati amputati completamente gli arti inferiori è in grado di camminare sulle tuberosità ischiatiche senza significative

alterazioni della deambulazione ossia senza interferire sul movimento primario del bacino. Ciò dimostra fondamentalmente due cose:

- 1) Le *faccette* e i *dischi intervertebrali* non prevengono la rotazione ma la favoriscono; le vertebre non sono state costruite per la stabilità strutturale statica. Infatti, la lordosi lombare insieme alla flessione laterale induce meccanicamente, tramite un sistema di coppia meccanica, una torsione della colonna vertebrale.
- 2) Il ruolo degli *arti inferiori* è secondario a quello della colonna vertebrale. Essi da soli non sono in grado di ruotare la pelvi in maniera da consentire il moto ma possono amplificarne il movimento.



Gli arti inferiori infatti derivano dalla necessità evolutiva di sviluppare la velocità del moto dell'uomo. La maggior potenza richiesta a tal scopo non può derivare dai muscoli del tronco, che a tal fine avrebbero dovuto sviluppare una massa improponibile dal punto di vista dell'ingombro. L'evoluzione ha quindi dovuto approntare ulteriori muscoli, posizionandoli, sia per motivi funzionali che di spazio, al di fuori del tronco ossia sugli arti inferiori. Il primo compito degli arti inferiori è quindi fornire l'energia che ci consente alte velocità di spostamento. Grazie ad essi, i movimenti intervertebrali, le rotazioni sul piano trasversale in particolare, possono usufruire dell'apporto complementare dei muscoli ischio-crurali (bicipite femorale, semitendinoso e semimembranoso) a cui la spina dorsale è connessa tramite specifiche e considerevoli catene anatomiche miofasciali:



a) legamento sacrotuberoso - muscolo longissimus lumborum (situato ai lati della colonna vertebrale)

b) legamento sacrotuberoso e iliocostalis thoracis (in tal modo gli ischio-crurali di destra controllano parte dei muscoli toracici di sinistra e viceversa),

c) muscoli grande gluteo - gran dorsale opposto (che a sua volta controlla il movimento degli arti superiori).

Tutte queste connessioni incrociate ischiocrurali-colonna vertebrale formano una piramide che assicura una forte integrità meccanica dagli



arti inferiori ai superiori. La fascia è pertanto necessaria per trasmettere dalle estremità inferiori a quelle superiori tale complemento di forza per il moto specifico dell'uomo. L'impulso energetico risale lungo gli arti inferiori "filtrato" da essi (caviglia, ginocchio e anca rappresentano a tal proposito dei passaggi critici) così da giungere alla colonna vertebrale nell'appropriata fase e ampiezza. In tal modo il tronco può utilizzare questa energia ruotando ogni vertebra e il bacino appropriatamente (Gracovetsky, 1987).



Grazie allo specifico sistema di "ingranaggi" articolari (coupled motion) integrato a quello di trasmissioni miofasciali, la "spirale umana" si trasferisce dal piano trasverso al piano frontale e viceversa, grazie al "mortaio" astragalo-calcaneare, a **livello podalico**, in presenza di un congruo coefficiente di attrito (senza quest'ultimo infatti l'avvolgimento podalico risulta difficoltoso). Al contempo terreno o suole



eccessivamente soffici risultano inappropriati in quanto disperdono eccessivamente l'impulso compressivo, derivante dall'impatto calcaneare durante il passo, indispensabile per l'esecuzione e la trasmissione delle forze torsionali a livello rachideo e quindi del bacino (Snel et al., 1983). Il piede, nel suo ruolo di "base antigravitaria", in un primo tempo prende contatto con la superficie di appoggio adattandosi ad essa rilasciandosi,

successivamente si irrigidisce, divenendo una leva per "respingere" la superficie stessa. Il piede deve quindi alternare la condizione di rilasciamento con la condizione di irrigidimento. L'alternanza di lassità-rigidità giustifica l'analogia con l'*elica a passo variabile*

Il piede pertanto non è un sistema ad archi o volte, bensì anch'esso un sofisticatissimo sistema senso-motorio elicoidale (Paparella Treccia, 1978).

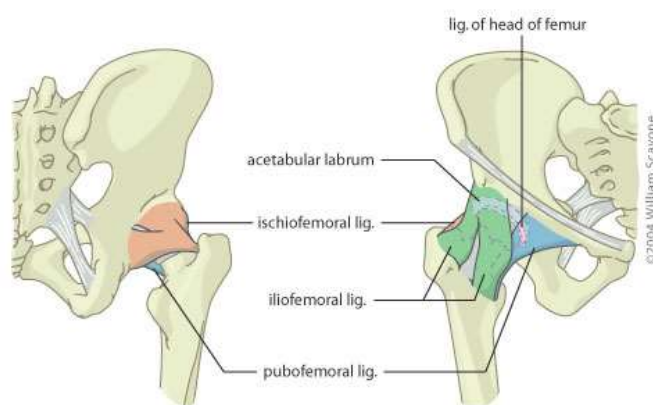
"Il piede umano è un'opera d'arte e un capolavoro di ingegneria"
Michelangelo Buonarroti



Il **pie** organo sensoriale-motorio, ponte fra sistema e ambiente, costituito da un'elica a passo variabile formata da 26 ossa, 33 articolazioni e 20 muscoli che influenza tutto il corpo.

Quando il **ginocchio** è in flessione sono possibili movimenti della gamba sia in lateralità (di 1-2 cm alla caviglia) che in rotazione assiale (rotazione esterna di 5°). Ciò risulta necessario per consentire un ottimale appoggio del piede in rapporto all'irregolarità del terreno. In estensione completa invece il ginocchio, essendo sottoposto a importanti forze di carico, presenta, in condizioni fisiologiche, una grande stabilità; si verifica pertanto un blocco articolare che solidarizza la tibia al femore (Kapandji, 2002). Pertanto, in condizione di flessione, il ginocchio è in grado di "filtrare" le rotazioni del piede e della gamba mentre, quando esso è completamente esteso, tali rotazioni si trasferiscono integralmente al femore influenzando di conseguenza il **cingolo pelvico** (in particolare, l'articolazione coxo-femorale e l'articolazione astragalo-scafoidea sono analogamente strutturate e corrispondentemente disposte).

La rotazione del femore sul piano trasverso comporta una spinta meccanica da parte della superficie



articolare del collo femorale sull'acetabolo, la messa in tensione di determinati legamenti dell'anca e lo spostamento dei baricentri degli emisomi (centri di pressione). Così, ad esempio, una intrarotazione del femore può passivamente determinare un'iniziale anteversione (anterior tilt) dell'emibacino corrispondente e, in seguito alla messa in tensione dei legamenti posteriori (legamento ischio-femorale) e dello spostamento anteriore del baricentro dell'emisoma corrispondente, una rotazione del bacino che segue quella del femore. Viceversa, una extrarotazione del

femore può indurre retroversione dell'emibacino omolaterale seguita da una corrispondente rotazione del bacino per tensione dei potenti legamenti anteriori (in particolare il fascio superiore del legamento ileo-femorale, denominato l'ileo-pretrocanterico, e il pubo-femorale) e spostamento posteriore del baricentro dell'emisoma relativo.

Nella posizione di riferimento i **legamenti dell'anca** sono moderatamente tesi. Nella rotazione esterna tutti i forti legamenti anteriori sono tesi (la tensione è massima a livello dei fasci a decorso orizzontale ossia l'ileo-pretrocanterico e il legamento pubo-femorale) mentre quelli posteriori (legamento ischio-femorale) è deteso. Nella rotazione interna avviene l'inverso, il legamento ischio-femorale si tende mentre i legamenti anteriori si rilasciano (Kapandji, 2002).



La rotazione del bacino si riflette direttamente a livello del **rachide lombare**. Come detto, la struttura legamentosa e ossea delle vertebre nonché le caratteristiche di "energy converter" del disco intervertebrale fanno sì che sulla colonna vertebrale agisca una "coppia di forze" (coupled motion). Ciò corrisponde al primordiale e primario bisogno del rachide di ruotare le pelvi nell'atto della locomozione (Gracovetsky, 1988). Pertanto la flessione laterale del tratto lombare si associa fisiologicamente sempre a una rotazione vertebrale e viceversa (White & Panjabi, 1978). La modesta capacità di rotazione del tratto lombare (5°, Kapandji 2002) "impone" l'utilizzo di parte del *dorso* (in grado ruotare per ca. 30°, Kapandji 2002), ad esempio, durante la deambulazione. Affinchè però lo sguardo possa dirigersi sempre verso l'orizzonte a livello delle spalle e del tratto dorsale superiore



(da D8 in su) necessita una controrotazione e una flessione laterale opposta (rispetto al tratto rachideo inferiore e al bacino).



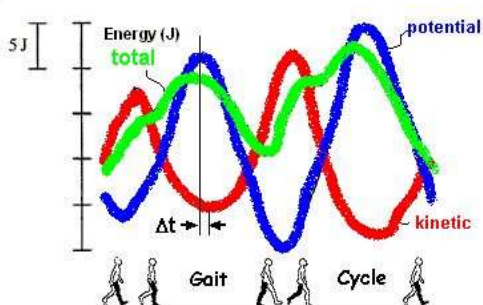
L'atteggiamento scoliotico dell'elica rachidea così come quello del piede piatto (elica podalica svolta) e cavo (elica podalica avvolta) rappresentano quindi fenomeni fisiologici transitori tra loro connessi e divengono patologici solo quando si manifestano in maniera stabile.

Il rapporto fra rotazioni nel piano trasverso e frontale tende al numero d'oro della sezione aurea, così come il rapporto di lunghezza fra varie parti scheletriche (ad es. lunghezza retropiede/avampiede).

“Il moto specifico dell'uomo, processo fra i più mirabili in natura, si erge sui pilastri vorticosi, depositari del numero d'oro, in se stessi e nei reciproci rapporti” (Paparella Treccia, 1988).

specifico
energetica:
gravità

potenziale
in energia
gravità



Utilizzando il campo gravitazionale come temporaneo magazzino di riserva, il moto dell'uomo risulta di massima efficienza ad ogni passo, durante l'ascesa del centro di (fase di decelerazione), energia cinetica viene immagazzinata sotto forma di energia cinetica per poi essere successivamente ritrasformata cinetica durante la discesa del centro di accelerando il corpo in avanti e risollevando il

centro di gravità. L'aumento dell'energia potenziale corrisponde a una diminuzione dell'energia cinetica e viceversa. In altre parole, al fattore muscolare non gli si chiede di far fronte alla risalita periodica del centro di gravità ma di controllare il contributo dell'ambiente modulando il rapporto istantaneo tra energia potenziale ed energia cinetica contenendolo nei limiti dell'edificazione del moto specifico. Essendo tale compito deputato alle fibre muscolari rosse (aerobiche) esso risulta a basso consumo energetico (Cavagna, 1973): un soggetto del peso di 70 kg in una passeggiata in piano di 4 km sostiene una spesa energetica coperta dall'ingestione di 35 gr di zucchero (Margaria, 1975). Per tale ragione l'uomo può risultare un camminatore instancabile a differenza dei quadrupedi il cui moto ad articolazioni flesse richiede un dispendio di energie interne molto maggiore (Basmajian, 1971).

• Elogio all'elica



La gravità, nel lungo percorso della morfogenesi, modella forme elicoidali che nel moto assumono il significato di vincolo determinando le traiettorie elicoidali. E' quindi la stessa gravità che provvede nei tempi lunghi (morfogenesi) a modellare quelle forme che nel corso del moto (tempi brevi) assumono il significato di vincolo. Le

traiettorie elicoidali introdotte nei moti morfogenetici del campo gravitazionale col contributo dei vincoli intratessutali convergono nella genesi delle forme (femore, tibia, astragalo ecc. fino al DNA presentano forma elicoidale). Le forme in natura altro non sono che moti vorticosi plastificati. All'elicità delle traiettorie del moto non può non far eco l'elicità delle forme il cui alto contenuto in simmetria propizia la stabilità strutturale (Paparella Treccia, 1988). L'evoluzione infatti ha scelto le





configurazioni elicoidali in quanto nel moto esse si evolvono conservando la stabilità dinamica (momento angolare), l'energia (potenziale più cinetica) e l'informazione (topologia). La stabilità, intesa come resistenza alla perturbazioni, rappresenta il traguardo che la natura persegue comunque e dovunque. Le eliche sono curve che si accrescono senza cambiare forma, le loro prerogative di ripetitività e quindi di stabilità ne fanno le espressioni per eccellenza della geometria che sottende i moti naturali.

“Se una figura è stata prescelta da Dio come fondamento dinamico della sua immanenza nelle forme, ebbene questa figura è l'elica” (Goethe)

La *forza di gravità*, sia dal punto vista funzionale che strutturale, non va quindi vista come un nemico; senza di essa l'uomo non potrebbe esistere.

Vita “artificiale”

Nel contesto della biomeccanica e della pato-meccanica, si evidenzia quindi un robusto ponte che connette il piede ai segmenti corporei soprastanti sino a raggiungere potenzialmente le articolazioni cervico-occipitale temporo-mandibolari e viceversa, interessando tramite la rete di tensegrità mio-connettivale l'intero organismo. Il fattore culturale può agire sulla normale fisiologia posturale alterando l'informazione ambientale interferendo così col normale processo evolutivo. Habitat e stile di vita sempre più “artificiali” comportano nell'uomo “civilizzato” alterazioni posturali che influenzano negativamente la propria salute fisico-psichica e la sua bellezza.

Abbiamo visto come il controllo della *lordosi lombare*, caratteristica tipica ed esclusiva del genere umano, risulta un fattore determinante: consente di minimizzare lo stress e di ottimizzare l'efficienza biomeccanica tramite una corretta ripartizione di carichi e funzioni tra fascia e muscoli. Due fattori risultano possedere una particolare influenza su di essa e quindi sull'intera postura: appoggio podalico e appoggio occlusale.

• Appoggio podalico

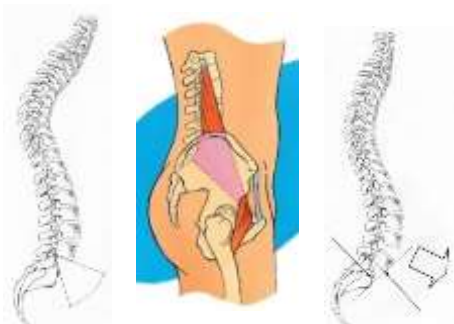
L'uomo è l'unico mammifero ad aver conquistato il *bipodalismo*, condizione questa che gli ha permesso il primato fra gli esseri viventi: la migrazione infatti dei muscoli masticatori in direzione caudale, ha reso possibile l'espansione cranica (non più imbrigliata dalla muscolatura masticatoria) e quindi lo sviluppo della corteccia cerebrale.

Il lattante, grazie allo sviluppo muscolare estensorio, assume la posizione assisa e successivamente quella eretta a 4 mesi. A circa dodici mesi di vita si ha il passaggio graduale al bipodalismo. La formazione e l'accrescimento del sistema muscolo-scheletrico sono perlopiù il risultato della complessa e personale azione antigravitazionale dell'individuo. A differenza di tutti gli altri mammiferi quadrupedi, che stanno in piedi e camminano in modo corretto poco tempo dopo la nascita, l'uomo deve attendere circa 6 anni per ottenere una postura stabile. All'età di 5-6 anni, infatti, si formano e stabilizzano le curve vertebrali e ciò avviene grazie alla maturazione estero-proprioceettiva del piede che è quindi il primo responsabile delle modificazioni delle curve vertebrali in posizione eretta. La fisiologica lordosi lombare si forma e si stabilizza a partire dalla formazione di una fisiologica e stabile volta plantare che libera il tronco cefalico da uno stato di ipertonicità, determinando così anche la cifosi dorsale e la lordosi cervicale. In contemporanea raggiungono il pieno sviluppo le funzioni masticatorie (comparsa dei primi molari) e deglutitorie. Il completo sviluppo della funzione posturale (sistema tonico posturale) insieme alla corretta focalizzazione oculare avvengono invece abitualmente verso gli undici anni (Loveyoi, 1989). Orecchio interno e occhio trasmettono all'encefalo una percezione diretta dell'ambiente esterno che deve essere



necessariamente comparata con quelle derivanti dagli esterocettori cutanei e dai propriocettori (Kruger, 1987).

Come aveva ben intuito l'architetto, pittore e filosofo viennese F. Hundertwasser (1991), il *terreno piatto* non è idoneo e salutare per l'uomo. Il nostro intero organismo si è evoluto, in milioni di anni, per consentirci di adattarci al meglio al terreno naturale, che è sconnesso. Gli esterocettori cutanei e i propriocettori del piede, quale unico punto fisso di relazione del nostro sistema dell'equilibrio con l'ambiente esterno, rivestono un'enorme importanza nella determinazione della postura e quindi del nostro sviluppo miofasciale-scheletrico e dell'equilibrio. Data l'enorme complessità, il nostro organismo funziona, come già detto, in qualità di sistema cibernetico ovvero un sistema in grado di autoregolarsi, autoadattarsi e autoprogrammarsi. Egli, in base alle informazioni ricevute istante per istante dall'ambiente esterno e interno, cerca costantemente di perseguire al meglio l'obiettivo dell'omeostasi (condizione di equilibrio dinamico dell'organismo). Nonostante esso rappresenti il sistema cibernetico per eccellenza va incontro, come tutti i sistemi di questo tipo, a un errore di regolazione/programmazione tendente all'infinito quanto più le variabili di ingresso sono tendenti a zero e viceversa. In altre parole, più le informazioni ambientali che il nostro organismo riceve sono numerose e diverse, più riesce a perseguire una regolazione fine e corretta del proprio funzionamento. E' facile rendersi conto che le variabili di input sul terreno piano sono nettamente inferiori a quelle che si ricevono vivendo sul terreno naturale, di conseguenza l'errore posturale derivante sul terreno piano sarà molto maggiore rispetto a quello sul terreno sconnesso. E' un dato di fatto che fra i popoli che ancora vivono in condizioni naturali (scalzi su terreni sconnessi), come alcune popolazioni africane o del Messico, il mal di schiena e il mal di collo sono sconosciuti (nonostante sia di uso comune trasportare per lunghi tratti grossi pesi sulla testa).



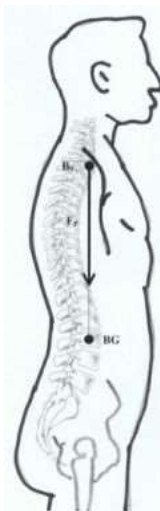
Come inoltre aveva correttamente sostenuto la fisioterapista francese F. Mezieres, l'iperlordosi lombare è sempre primaria (Godelieve, 1995). L'uomo infatti reagisce di norma al terreno piano creando un'iperlordosi lombare principalmente tramite il forte e vasto muscolo ileo-psoas (presenta una larga origine su tutta la faccia interna dell'ala iliaca, *muscolo iliaco*, e una su processi trasversi, su corpi vertebrali e dischi intervertebrali dell'ultima vertebra toracica e delle vertebre lombari, *muscolo grande psoas*, l'inserzione comune è sul piccolo trocantere

femorale). L'iperlordosi lombare può essere sostanzialmente di due tipi, come è possibile verificare analizzando le radiografie sul piano sagittale (in assenza di atteggiamenti antalgici), probabilmente in base alla prevalenza delle fibre del muscolo psoas coinvolte, le lunghe esterne o le corte interne (Myers, 2001):

A) concentrata sulle ultime vertebre lombari col tratto superiore tendente alla rettilinizzazione;

B) "spalmata" lungo tutto il tratto lombare (Pacini, 2000).

Nella postura ideale il baricentro generale del corpo (corrispondente al centro di gravità, punto in cui si applica la risultante delle forze di gravità che agiscono nei diversi punti del corpo umano) risulta anteriore alla terza vertebra lombare e allineato al baricentro della parte superiore del corpo (anteriore alle prime vertebre dorsali). Grazie a questo ideale allineamento dei baricentri corporei, tutte le curve della colonna vertebrale risultano fisiologiche. L'iperlordosi lombare determina nella maggioranza dei casi un arretramento del baricentro generale del corpo (Pacini, 2000). Tale alterazione interessa, come un'onda, tutto il corpo (occlusione inclusa) e viene compensata posturalmente in maniera del tutto personale. Molto spesso un'iperlordosi di tipo (A) implica una ipercifosi nel tratto superiore del dorso (dorso piatto, sway back) mentre quella di tipo





(B) un'ipercifosi ad ampio raggio. Le alterazioni sul piano sagittale possono, come spesso succede, essere accompagnate da quelle sul piano trasverso. L'obiettivo finale, seppur ricercato in un ambiente poco fisiologico, resta la possibilità di rivolgere lo sguardo all'orizzonte e di eseguire una deambulazione di relativa massima efficacia. Numerose sono le potenziali problematiche muscolo-fasciali-articolari e organiche derivanti.



“Il pavimento piatto è un'invenzione degli architetti. Esso è adatto per le macchine - non per gli esseri umani. La gente non possiede solo occhi per godere della bellezza che vede, orecchie per ascoltare le melodie e naso per odorare profumi piacevoli. Le persone hanno anche il senso del tatto nei loro mani e piedi.

Se l'uomo moderno viene costretto a camminare su asfalto e pavimenti in cemento, così come vengono sconsideratamente progettati negli uffici dei designer, estraniato dalla primordiale relazione e contatto con la terra, una sua parte cruciale appassisce e muore. Ciò ha conseguenze

catastrofiche per l'anima, l'equilibrio, il benessere e la salute dell'uomo. L'uomo dimentica come sperimentare cose nuove e diventa emotivamente malato.

Un pavimento irregolare e animato è la riconquista dell'equilibrio mentale dell'uomo, della dignità dell'uomo, che è stata violata nel nostro “livellante”, innaturale e ostile sistema di rete urbana.

Il pavimento irregolare diventa una sinfonia, una melodia per i piedi e riporta nell'uomo le naturali vibrazioni.

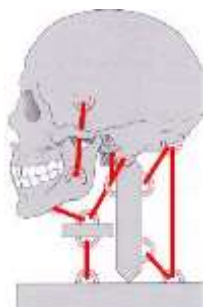
L'architettura deve elevare e non sottomettere l'uomo. E' bene camminare su pavimenti irregolari e riacquistare il nostro equilibrio umano”

F. Hundertwasser (aprile 1991).

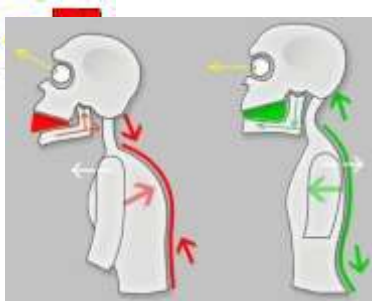
• Appoggio occlusale (apparato stomatognatico)

La **testa**, con i suoi 4-6 kg in un adulto (ca. 8% del peso corporeo), rappresenta l'estremità corporea più pesante. Inoltre, l'unità cranio-cervico-mandibolare non può che possedere un sistema propriocettivo di altissima efficienza e sensibilità data l'enorme importanza vitale degli organi e strutture in essa contenuti. Un suo scorretto allineamento, su qualunque piano, causato da problematiche stomatognatiche e/o extrastomatognatiche (discendenti e/o ascendenti), determina inevitabilmente compensazioni posturali meccaniche e riflesse che interessano, in vari gradi, tutto il corpo.

Le due emiarcate mandibolari (destra e sinistra) costituiscono insieme alla I vertebra cervicale (atlante) il "treppiedi" su cui poggia il cranio tutte le volte che i denti entrano in contatto fra loro (deglutizione, masticazione ecc.). E' grazie a questo stabile sostegno temporaneo che il nostro sistema di equilibrio, tramite i recettori neurosensoriali e il sistema miofasciale, mantiene in sospensione la testa. La **dimensione verticale occlusale** risulta pertanto un parametro particolarmente critico per il corretto allineamento craniale e, di riflesso, per la salute dell'organismo in generale (Formia, 2009).



Come abbiamo visto, l'iperlordosi lombare comporta di norma un baricentro generale del corpo in stazione eretta posteriorizzato rispetto ai valori ergonomicamente corretti (Pacini, 2000). Come conseguenza di ciò fin da piccoli, al fine di evitare di cadere indietro, vi è la tendenza a compensare



anteponendo la testa creando molto spesso una rettilinizzazione del tratto cervicale e, nei casi più gravi, un'inversione della lordosi cervicale.

Le posizioni mandibolari sono controllate dai muscoli della masticazione, della deglutizione e della fonazione e il loro reclutamento richiede, date le innumerevoli variabili strutturali (in particolare i muscoli della zona anteriore del collo insistono su osso ioide e mandibola presentando quindi inserzioni mobili) e funzionali dell'apparato stomatognatico, un complesso e raffinato controllo ed equilibrio.

Oltre a ciò va ricordato che la **lingua** rappresenta insieme al piede il conformatore organo-funzionale più importante (teoria dei conformatori organo-funzionali di Delaire, Petrovic e Moss et al). La funzionalità linguale infatti influenza direttamente la crescita mandibolare, mascellare e la morfogenesi delle arcate dentarie. Ad es. un utilizzo precoce del biberon così come un malposizionamento della testa possono alterare la funzionalità dei 17 muscoli linguali.

Va infine segnalato l'esistenza di una piccola area (ca. 1 cmq), denominato "punto spot" o "spot linguale", situata tra la base degli incisivi centrali superiori e la prima ruga palatina, ricca di esteroceffettori terminali del nervo naso-palatino (ramo del nervo trigemino) coinvolti nel meccanismo dell'informazione posturale (Halata & Baumann, 1999). In condizioni fisiologiche, la lingua è adagiata sul palato in stato di riposo mentre durante l'atto deglutitorio (che avviene nell'uomo di norma 1000 - 2000 volte al giorno) la sua estremità anteriore si appoggia proprio sul "punto spot" effettuando così una sorta di riprogrammazione posturale (che può alterarsi in caso di deglutizione atipica). E' lo stesso processo di riprogrammazione, di riconvergenza uomo-ambiente che avviene a ogni passo grazie al piede (Ferrante, 2004).

Le disfunzioni dell'apparato stomatognatico e dell'appoggio podalico sono quindi legate a un doppio filo e condizionano in maniera importante la nostra postura e quindi la nostra intera salute.

Miti da sfatare sulla scoliosi (idiopatica)

In base a quanto descritto fin'ora diviene possibile contraddire varie ipotesi comunemente espresse riguardo la scoliosi idiopatica senza però che abbiano mai avuto un vero fondamento scientifico su cui basarsi.

- Dopo una certa età non si può (o non si deve) più modificare la scoliosi (e la postura).* Siamo una "funzione strutturante", neuro-biomeccanicamente oscillante vorticosamente, in equilibrio dinamico, tra tessuto connettivo e muscoli. L'osso è un tessuto connettivo malleabile (esso è in continuo lento rimaneggiamento in base agli stimoli meccanici e chimico-fisici che riceve). La postura statica in realtà non esiste, le cerniere articolari e le tensioni miofasciali si modificano istante per istante; margini di miglioramento posturali e della situazione rachidea sono in realtà sempre ottenibili (così come i peggioramenti).
- Oltre un certo grado di scoliosi, il corsetto rigido è indispensabile.* La non corretta funzionalità delle rotazioni sul piano trasverso ostacola in maniera rilevante il raggiungimento dell'obiettivo istintivo più importante e fisiologico dell'uomo: il moto specifico di massima resa. Prescindere dal considerare tale importanza in un processo riabilitativo risulta perlomeno poco funzionale. Occorre pertanto pensare a una nuova generazione di corsetti in grado sia di eseguire una correzione dell'allineamento rachideo sul piano frontale sia di consentire l'indispensabile libertà di movimento sul piano trasverso delle cerniere articolari.
- Col busto rigido è possibile compiere attività sportive.* Il blocco delle rotazioni rachidee sul



piano trasverso imposto dal busto rigido implica compensi di sovraccarico sulle cerniere libere dal “giogo” del busto (articolazioni del bacino e degli arti inferiori in modo particolare). Tale alterata funzionalità comporta una modifica della distribuzione del carico gravitazionale con conseguente possibile modifica strutturale articolare (alterazione delle superfici articolari e dello stato capsulo-legamentoso) e miofasciale (retrazioni, fibrosi). Tale rischio diviene tanto più elevato quanto più intensa dal punto di vista del carico gravitazionale, impegnativa dal punto di vista delle abilità motorie richieste e durata nel tempo, risulta l'attività fisica svolta con indosso il corsetto.

- d) *Occorre eseguire esercizi di rinforzo della muscolatura paravertebrale ed evitare esercizi (e sport) che aumentino la mobilità vertebrale.* La coordinazione motoria si dimostra in realtà più importante della struttura e della perfetta simmetria dei segmenti corporei. L'alterazione funzionale e quindi la sua rieducazione è determinante. Controllo (propriocezione) e corretto range di mobilità delle cerniere articolari ne rappresentano i parametri critici. L'obiettivo non deve essere bloccare, fissare ma normalizzare il sistema miofasciale-scheletrico e rieducare la propriocezione e la coordinazione motoria.
- e) *Plantari e Bite non hanno alcuna influenza sulla scoliosi.* Questo sarebbe plausibile se fossimo una struttura a compressione (come una colonna); in realtà sappiamo che non è così. Rappresentiamo infatti una struttura di tensegrità dove ogni parte risulta connessa col tutto dal livello microscopico a quello macroscopico (ciò che è fuori dalla cellula è importante quanto ciò che è dentro ed è da esso inscindibile). Piede e lingua rappresentano i più influenti conformatori organo-funzionali, il primo delle curve rachidee, il secondo delle ossa craniali. Il posizionamento nello spazio di piedi (unico punto di contatto col suolo) e testa (unità periferica più pesante e più distante dal suolo) li rende elementi strategici riguardo la collocazione di tutti i segmenti corporei in ortostatismo sia dal punto di vista meccanico sia neurologico (per l'importanza dei relativi propriocettori ed esterocettori). Ragioni queste già sufficienti per dover considerare appoggio podalico e appoggio occlusale in un'alterazione rachidea e della postura in genere. Ma ancor più ciò diviene indispensabile in una società “moderna” dove habitat e stili di vita contrastano (probabilmente troppo) con la natura. In simili situazioni di vita, l'utilizzo e lo sviluppo dell'ergonomia diviene sostanziale.
- f) *Radiografie, scoliosimetro e angolo di Cobb sono gli unici esami, strumenti e parametri per definire una scoliosi.* Abbiamo visto che essi presentano in realtà grossi limiti e che oggi è possibile utilizzare in alternativa tecnologie e parametri diversi (quali la rasterstereografia e i relativi indici). I raggi X restano invece indispensabili per la valutazione strutturale vertebrale e ossea in generale.

Caso clinico

• Introduzione

Maschio del 1981 affetto da importante scoliosi definita strutturale e pertanto considerata non correggibile data anche l'età del soggetto.

Il referto della radiografia del luglio 1995 riporta: scoliosi ad ampio raggio lombare sx convessa e dorsale dx convessa L con culmine in L2, accentuazione della cifosi dorsale, emibacino sx ruotato anteriormente, testa femorale dx inferiore di 8 mm.

In precedenza il soggetto aveva utilizzato plantari e ginnastica correttiva senza riportare alcun miglioramento significativo. Il paziente riferisce di aver sempre svolto regolarmente attività fisica e di soffrire solo di lievi fastidi muscolo-scheletrici. La principale motivazione del soggetto è la ricerca di un miglioramento dell'aspetto estetico.





• Materiale e metodi

Il programma di analisi e rieducazione posturale si è avvalso di vari “strumenti” integrati fra loro ed è stato svolto in due successive fasi temporali:

- Massaggio e Bodywork TIB

Specifica tecnica miofasciale e di mobilizzazione articolare. Obiettivi fondamentale di tale tecnica manuale è la normalizzazione della visco-elasticità miofasciale, tramite l'eliminazione di retrazioni miofasciali e contratture muscolari, e ripristino della mobilità articolare e propriocezione (Chetta, 2004).

Sono state effettuate 10 sedute nella I fase, le prime due nella prima settimana, la III la settimana successiva, la IV dopo due settimane, la V dopo tre settimane, la VI dopo 1 mese, le restanti 1/mese, e cinque sedute nella II fase, le prime due nella prima settimana, la III la settimana successiva, la IV dopo due settimane, la V dopo tre settimane.

- Chiropratica

Specifiche manipolazioni chiropratiche delle cerniere articolari sono state eseguite durante la II fase del programma rieducativo con lo scopo di:

- ✓ eliminare le sublussazioni e i relativi blocchi funzionali sia meccanici sia neurologici e vascolari
- ✓ eliminare microaderenze capsulo-legamentose e miofasciali
- ✓ eseguire un reset del sistema posturale così da agevolare il passaggio e la ricezione degli input derivanti dagli strumenti ergonomici.

Sono state eseguite 6 sedute, le prime 2 settimanali, la III dopo 15gg, la IV dopo 3 settimane, la V dopo 1 mese e la VI dopo ulteriori 2 mesi.

- Ginnastica posturale TIB

Tale ginnastica prevede specifici e personalizzati esercizi che hanno come principali obiettivi (Chetta, 2008):

- ✓ ripristino del fisiologico ROM delle cerniere articolari
- ✓ ripristino della propriocettività delle cerniere articolari
- ✓ aumento delle coordinazione motoria e delle abilità motorie
- ✓ riarmonizzazione miofasciale (esercizi di rinforzo e stretching muscolare specifico)
- ✓ rieducazione respiratoria.

Dopo 3 sedute assistite, ogni 3-4 gg, il soggetto ha continuato a svolgere per proprio conto gli esercizi con frequenza di 3 volte alla settimana.

- Ergonomia

L'utilizzo dell'ergonomia ha avuto l'obiettivo di modificare i due appoggi critici per la postura ossia: appoggio plantare e appoggio occlusale così da stimolare un naturale riposizionamenti vertebrale e posturale. Strumenti ergonomici utilizzati sono stati:

- ✓ plantari ergonomici personalizzati in politene, introdotti già all'inizio della I fase, mirati a ripristinare la corretta funzionalità elicoidale del piede inducendo di conseguenza un miglioramento posturale generale. (caratteristiche peculiari: accoglimento calcaneare avvolgente, presenza di volta longitudinale, totale libertà di azione delle dita) con aggiunta di specifici rialzi facilitanti la derotazione pelvica sui piani





- ✓ trasverso e sagittale;
- ✓ bite occlusale personalizzato rigido inferiore, utilizzato in II fase durante il giorno (per un minimo di 3h) e tutta la notte, allo scopo di riposizionare correttamente la mandibola (in particolare riequilibrando la dimensione verticale) e detendere i muscoli masticatori.

Il paziente è stato periodicamente monitorato dal punto di vista posturale (funzionale e strutturale) sia in maniera obiettiva che strumentale utilizzando il sistema Formetric® 4D+ ed eseguendo esami baropodometrici statici e dinamici.

- Baropodometria elettronica (Diasu©)

Lo sviluppo degli elaboratori informatici, insieme ai sempre più numerosi studi sulla posturologia, hanno consentito la realizzazione di baropodometri (letteralmente "misuratori di pressione del piede") altamente precisi e affidabili.

Si deve al centro di ricerca dell'Università di Montpellier, diretto dal Prof. Pierre Rabishong, la



messa a punto nel 1978 del sistema computerizzato di rilevazione delle pressioni per lo studio dei carichi podalici in statica e dinamica. Il baropodometro è un dispositivo costituito da una pedana con applicati dei sensori collegati a un sistema informatico. Ciò che il sistema misura sono le reazioni a terra, in stazione eretta e in deambulazione. In questo modo, tramite un esame baropodometrico, vengono individuati vari parametri, la cui corretta interpretazione consente di valutare, con alta precisione, il comportamento generale

del sistema tonico posturale del soggetto rispetto agli indici di normalità. Le acquisizioni sono precise, istantanee, ripetibili, non invasive e consentono di ridurre i controlli radiografici. Ad esempio, è possibile rilevare le proiezioni a terra dei vari baricentri e le distribuzioni del carico del corpo in statica e in deambulazione nonché la curva di svolgimento del passo (andamento del baricentro generale del corpo durante il passo).

L'analisi baropodometrica risulta fondamentale nella determinazione delle variazioni ambientali capaci di guidare, in maniera controllata, il baricentro generale corporeo, sia in statica che in deambulazione. Il risultato di tutto ciò è il ristabilimento di un equilibrio dinamico stabile, col conseguente miglioramento della qualità della vita. Viene così introdotto il concetto di *studio ergonomico*, quale strumento indispensabile per la realizzazione delle interfacce uomo-ambiente in grado di creare le sopra citate condizioni di equilibrio funzionale (Pacini, 2000).



- Sistema di analisi 4D+ Formetric Spinometria© (Diers)

Il sistema di analisi 4D+ Formetric Spinometria© (Diers) effettua una dettagliata ed estesa (senza l'utilizzo dei markers) rilevazione ottica tridimensionale non invasiva (senza raggi X e senza alcun effetto collaterale), statica e dinamica, dell'intera colonna vertebrale e del bacino fornendo dati quantitativi precisi (errore inferiore a 0,2 mm) e ripetibili con rappresentazioni grafiche.

L'esame spinometria formetric 4D+ effettua un rilevamento morfologico completo, *acquisizione volumetrica*, tramite 10.000 punti di misura basandosi sul principio di funzionamento della triangolazione applicato alla video-raster-stereografia. Ciò consente di rilevare anche piccole variazioni morfologiche, ad es. a seguito di un trattamento terapeutico, e di annullare l'errore umano di posizionamento dei markers e l'errore di rilevazione dovuto allo spostamento della cute durante movimenti corporei.

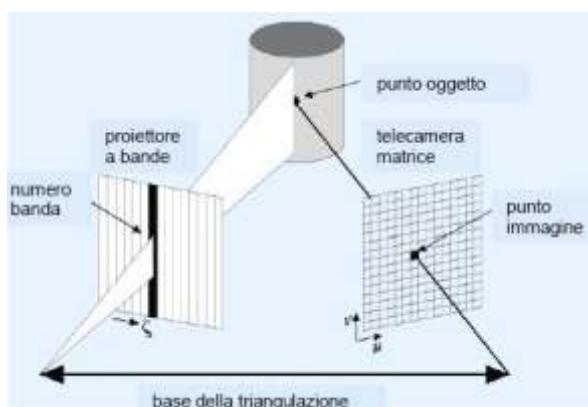


Il soggetto viene posizionato in piedi a 2 metri di distanza dal sistema che proietta, sulla sua superficie corporea posteriore, luce alogena in forma di speciale griglia

a linee orizzontali (raster image). Grazie a tale scansione ottica, il sistema formetric rileva automaticamente i punti di repere anatomici (C7 o vertebra cervicale prominente, osso sacro, fossette lombari o di Michaelis), la linea mediana (linea di simmetria) della colonna vertebrale e la rotazione di ogni segmento della stessa. Il risultato è la creazione di un modello tridimensionale morfologico dell'intera colonna vertebrale e della posizione del bacino, visualizzabile nelle diverse angolazioni assieme a vari parametri significativi.

Come detto, il principio di funzionamento di questo sistema è basato su quello della *triangolazione*. Le tecniche di triangolazione attiva consentono di rilevare la superficie di un determinato oggetto mediante una sorgente luminosa, che lo illumina in una determinata angolazione, e una telecamera, che ne cattura la luce da esso riflessa. Considerando come oggetto un punto, le tre linee costituite dalla retta congiungente sorgente luminosa-telecamera, dal fascio luminoso di irraggiamento sorgente luminosa-oggetto e dal fascio di luce riflesso oggetto-telecamera, ne deriva un triangolo

(da cui trae origine il nome della tecnica). Conoscendo la direzione di irraggiamento e la distanza telecamera-sorgente luminosa è possibile calcolare la distanza che separa l'oggetto (il punto) della telecamera. Effettuando tale procedimento tramite proiezione di bande luminose parallele (immagine raster) è possibile eseguire con grande precisione (fino a 0,01 mm) rilievi superficiali tridimensionali. Grazie alle analogie esistenti tra raster-stereografia e stereofotografia, il principio della triangolazione è utilizzabile anche per la trasposizione in pixel permettendo così la ricostruzione tridimensionale virtuale della



superficie dell'oggetto. A tal fine vengono individuate le coordinate dei pixels relativi a ciascun punto della superficie dell'oggetto "colpito" da una banda di luce; la densità di scansione risulta quindi direttamente proporzionale alla densità di bande luminose che, tuttavia, se troppo elevata causa problematiche nell'elaborazione dei dati.

I risultati ora disponibili sotto forma di coordinate tridimensionali (x, y, z) non sono idonei per l'analisi morfologica umana che ha come obiettivo quello di ricavare parametri clinicamente rilevanti e rapportabili con altri esami, quali ad es. le lastre radiografiche; e ciò per diverse ragioni:

- i valori delle coordinate dipendono dalla posizione casuale del paziente rispetto al sistema di acquisizione di immagini;
- i punti rilevati sono distribuiti sulla superficie cutanea in maniera più o meno regolare;
- diversamente dagli oggetti tecnici, la superficie del corpo umano presenta una morfologia disomogenea e mutevole.

Due immagini dello stesso soggetto non risultano comparabili nemmeno se esso si trova in entrambe nella stessa posizione. Sorge pertanto la necessità di rappresentare le peculiarità morfologiche della superficie corporea prescindendo dalla loro disposizione casuale nello spazio. Ciò è reso possibile dall'uso di *invarianti* che possono essere calcolate in base alle coordinate pur



essendone da loro indipendenti. Esempi di invarianti sono la lunghezza di un segmento, il volume di un corpo, l'angolo formato dagli spigoli di un poliedro e, nel caso di corpi con superficie irregolare, le curvature. Le *curvature superficiali* sono fattori invarianti in quanto descrivono solo la forma e non la posizione di un corpo. La forma viene specificatamente definita dai punti di maggior convessità/concavità quali spigoli, sporgenze, angoli, depressioni ecc. La curvatura della superficie è un valore locale ossia presenta un valore definito per ogni suo punto. Porzioni convesse o concave di superficie presentano rispettivamente curvature principali convesse o concave di verso concorde



mentre regioni a forma di sella comportano curvature principali contrapposte convesse-concave. Casi particolari sono le parti di superfici cilindriche e le superfici piane in cui una o entrambe le curvature principali si annullano. Per facilitare la raffigurazione si ricorre al calcolo della curvatura gaussiana (prodotto delle curvature principali) o alla curvatura media (valore medio delle curvature principali). E' possibile raffigurare graficamente le curvature medie ricorrendo

a sfumature di intensità di colore, ad es. con scala cromatica rosso – bianco - blu rappresentante rispettivamente i diversi gradi di: convessità – piattismo - concavità.

Se grazie alla distribuzione della curvatura di superficie si individuano dei punti con morfologia particolare corrispondente a una curvatura caratteristica, essi risulteranno altresì invarianti. Ne sono un esempio i *punti di repere*, punti che permettono di eseguire varie misurazioni e comparazioni corporee invarianti ossia indipendenti dalla posizione del soggetto rispetto al sistema di acquisizione immagini. Tali punti anatomici di riferimento rivestono pertanto particolare importanza nella video-raster-stereografia e sono: la VII vertebra cervicale (detta "prominente"), la fossetta lombare destra e sinistra (fossette iliache di Michaelis), punto sacrale (apice superiore della linea glutea) e la linea di simmetria. La *linea di simmetria* è anch'essa un'invariante, che nel soggetto con postura ideale coincide con la linea mediana del corpo (che lo divide, lungo il piano sagittale mediano, in 2 emisomi destro e sinistro uguali), viene determinata unendo i punti che in ciascuna sezione trasversale corporea presentano la maggiore simmetria latero-laterale. La linea di simmetria può considerarsi coincidente con la linea dei processi spinosi.

Data la correlazione esistente tra i punti di repere superficiali e la struttura scheletrica sottostante è così possibile ricostruirne con grande precisione un modello tridimensionale nonché derivarne affidabili parametri di valutazione. Una caratteristica vincente della rasterstereografia rispetto ai procedimenti alternativi è la possibilità di ricostruire la reale morfologia ossea del rachide e di definire automaticamente un rapporto di tipo spaziale tra morfologia del tronco posteriore e scheletro osseo. Tale caratteristica apre importanti prospettive d'impiego in campo clinico, in quanto il metodo della rasterstereografia può essere utilizzato in alternativa alle indagini radiografiche. La valutazione della morfologia ossea del rachide passa attraverso le seguenti fasi:

1. localizzazione automatica della linea dei processi spinosi mediante calcolo della linea di simmetria;
2. misurazione della rotazione superficiale rispetto alla linea dei processi spinosi come misura della rotazione vertebrale;
3. localizzazione del centro della vertebra mediante valutazione delle sue dimensioni anatomiche.

Pochi secondi dopo la misurazione l'esaminatore avrà a disposizione le seguenti informazioni:

- ✓ profilo sagittale della superficie dorsale e del rachide
- ✓ deviazione laterale del rachide (sul piano frontale)
- ✓ rotazione superficiale e rotazione vertebrale (sul piano trasverso)
- ✓ vista tridimensionale complessiva del rachide.

Le variazioni di risultato che si riscontrano effettuando più esami radiografici (radiografie) e ottici su uno stesso soggetto sono significative (scarsa ripetibilità dei risultati); ciò è dovuto a fisiologiche



variazioni posturali (respirazione, deglutizione, stato emotivo ecc.) e operative (posizione arti superiori, piedi ecc.). La tecnologia formetric 4D+ consente di superare tale problema in quanto rileva 12 immagini in 6 secondi (ca. il tempo di un ciclo respiratorio) calcolandone e raffigurandone il valore medio (*Averaging*). Inoltre, grazie alla ricostruzione e consecutiva valutazione tridimensionale, la scansione si effettua solo sulla superficie posteriore corporea; il soggetto quindi non deve riposizionarsi per l'analisi sugli altri lati (anteriore e profili). Tutto ciò minimizza l'effetto delle variazioni posturali durante l'esame incrementando notevolmente la precisione e la ripetibilità (in altre parole l'affidabilità) dei risultati ottenuti. L'intera procedura necessita di pochi secondi.

L'analisi dei movimenti corporei (*motion analyzer*) risulta determinante nell'ambito della diagnostica clinica e della biomeccanica. Le misurazioni erano finora state limitate all'analisi dei risultati rilevati da markers posizionati sulla cute del paziente (BAK, Gait Analysis). Con il sistema formetric 4D+ è possibile analizzare i movimenti di tutto il corpo e del sistema scheletrico (colonna vertebrale e bacino) mediante l'acquisizione volumetrica di 10.000 punti di misura, con una frequenza di ripresa fino a 24 immagini al secondo.

Tali esami posturali in ortostatismo durano generalmente dai 30 ai 60 secondi, tempo che consente di rilevare le capacità di coordinazione e i deficit muscolari del soggetto. Oltre alla rappresentazione dei modelli motori, vengono visualizzate con esattezza, entro il lasso di tempo scelto, le variazioni morfologiche e volumetriche (in forma grafiche e numerica) rilevate. Applicazioni tipiche sono l'esame della deambulazione su tapis roulant o stepper.

L'analisi delle curvature superficiali sul piano sagittale consente inoltre l'individuazione di *blocchi e disfunzioni funzionali dei segmenti rachidei*, dovuti ad esempio a contratture, squilibri muscolari o alterazioni trofiche del tessuto connettivo, non rilevabili mediante le tecniche radiodiagnostiche tradizionali. Tale esame permette anche di formulare sospetti diagnostici (da confermare e quantificare tramite esame radiologico) relativi a scivolamenti vertebrali o spondilolistesi (Diers et al, 2010).

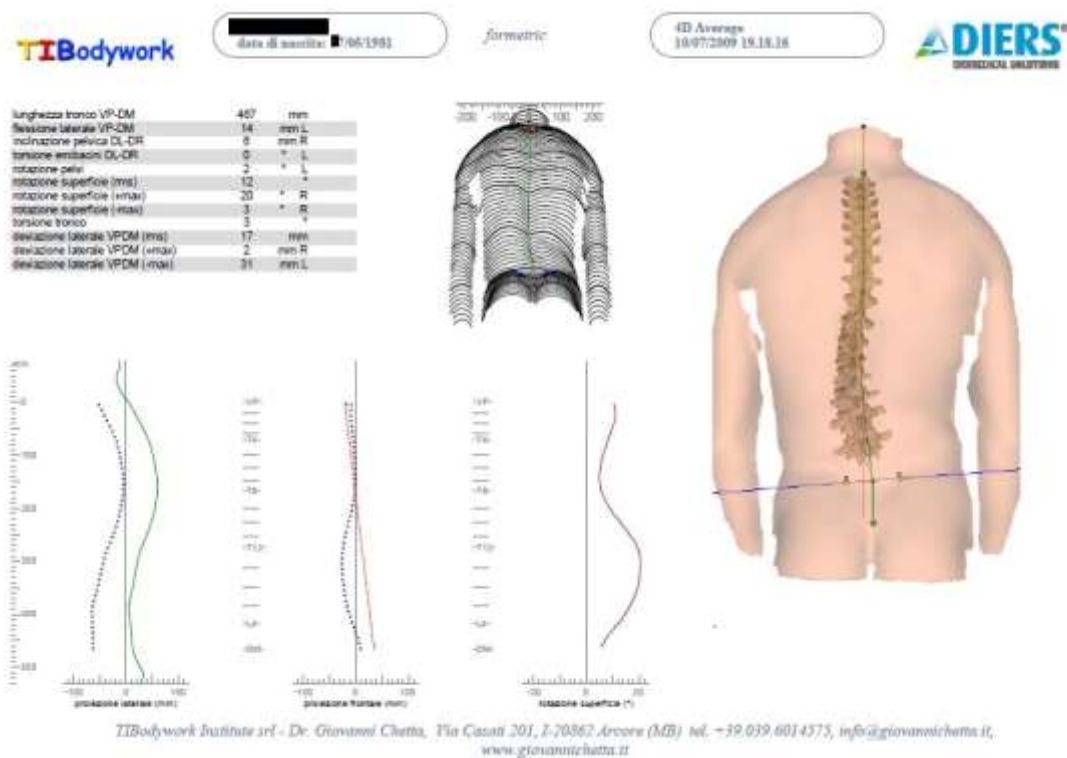
In linea generale i controlli sono stati eseguiti più frequentemente all'inizio del trattamento e dopo ogni modifica (es. inserimento rialzo avampiede, modifica plantari e/o bite) per poi gradualmente diradarsi nel tempo. Ciò ha consentito sia il monitoraggio del giusto andamento della riabilitazione sia tempestive modifiche in caso di trend negativi.

In particolare, le verifiche occlusali del bite dapprima sono state effettuate ogni sette giorni in modo da garantire un sempre corretto appoggio dell'arcata superiore al bite, dato il continuo spostamento del mandibolare indotto dalla graduale detensione dei muscoli che sostengono la mandibola stessa. Dopo i primi tre mesi i controlli sono stati eseguiti ogni quindici giorni e solo dopo ulteriori 3 mesi si è passato a controlli mensili. I controlli sono stati effettuati sia in posizione sdraiata che in piedi con i plantari verificandone la sinergia.



• Risultati

I fase: utilizzo di massaggio e bodywork TIB, ginnastica posturale TIB e plantari ergonomici personalizzati:



Situazione iniziale: si evidenzia in modo particolare l'importante rotazione vertebrale sx a livello lombare (grafico rotazione superficie) e il disallineamento metameroico (verso sx) sempre del tratto lombare (grafico proiezione frontale).



TIBodywork

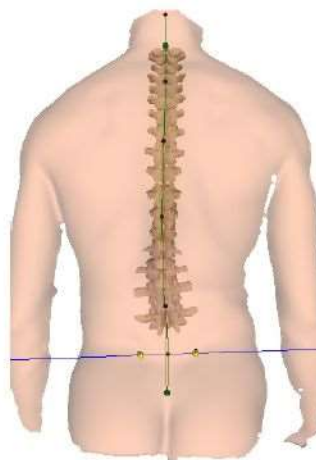
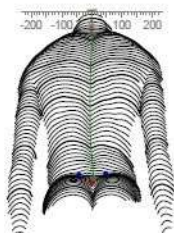
data di nascita: 05/1981

formetric

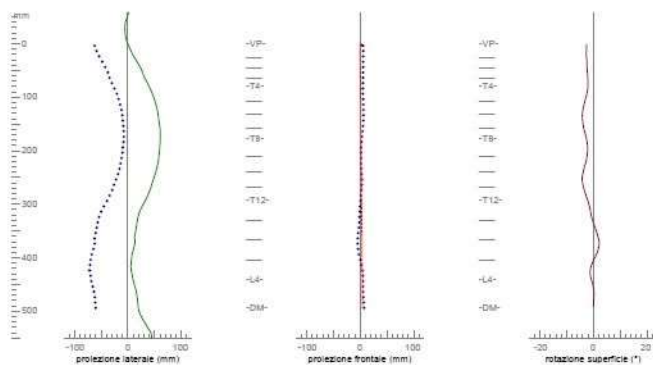
4D Average
30/10/2009 19:20:26

DIERS
ORTHODONTICAL SOLUTIONS

lunghezza tronco VP-DM	494	mm
flessione laterale VP-DM	5	mm L
inclinazione pelvica DL-DR	3	mm R
torsione emiscleroi DL-DR	4	° R
rotazione pelvi	5	° L
rotazione superficie (rms)	2	°
rotazione superficie (+max)	2	° R
rotazione superficie (-max)	4	° L
torsione tronco	-5	°
deviazione laterale VPDM (rms)	5	mm
deviazione laterale VPDM (+max)	0	mm R
deviazione laterale VPDM (-max)	12	mm L



Pl ergon avmp dx e retro sx 3 mm



TIBodywork Institute srl - Dr. Giovanni Chetta, Via Casati 201, I-20862 Arcore (MB) tel. +39.039.6014575, info@giovannichetta.it, www.giovannichetta.it

Situazione dopo ca. 100 giorni di trattamento I fase: normalizzazione del grafico “proiezione frontale” (allineamento metameroico sul piano frontale) e netto miglioramento delle rotazioni vertebrali trasversali (grafico rotazione superficie).

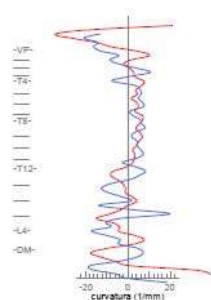
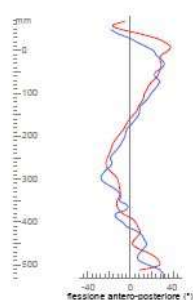


TIBodywork

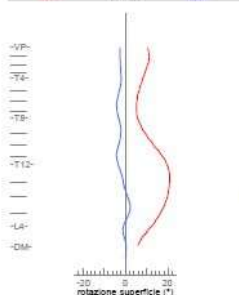
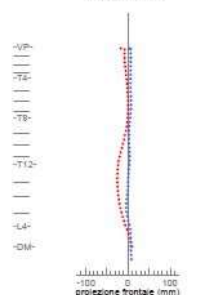
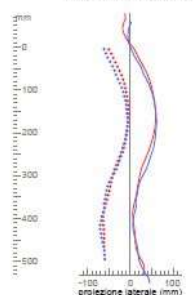
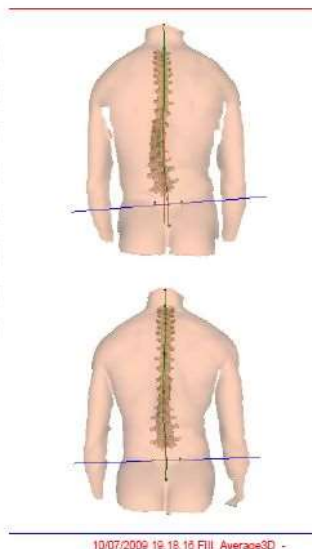
data di nascita: 05/1981

formetric

DIERS
BIOMECHANICAL SOLUTIONS

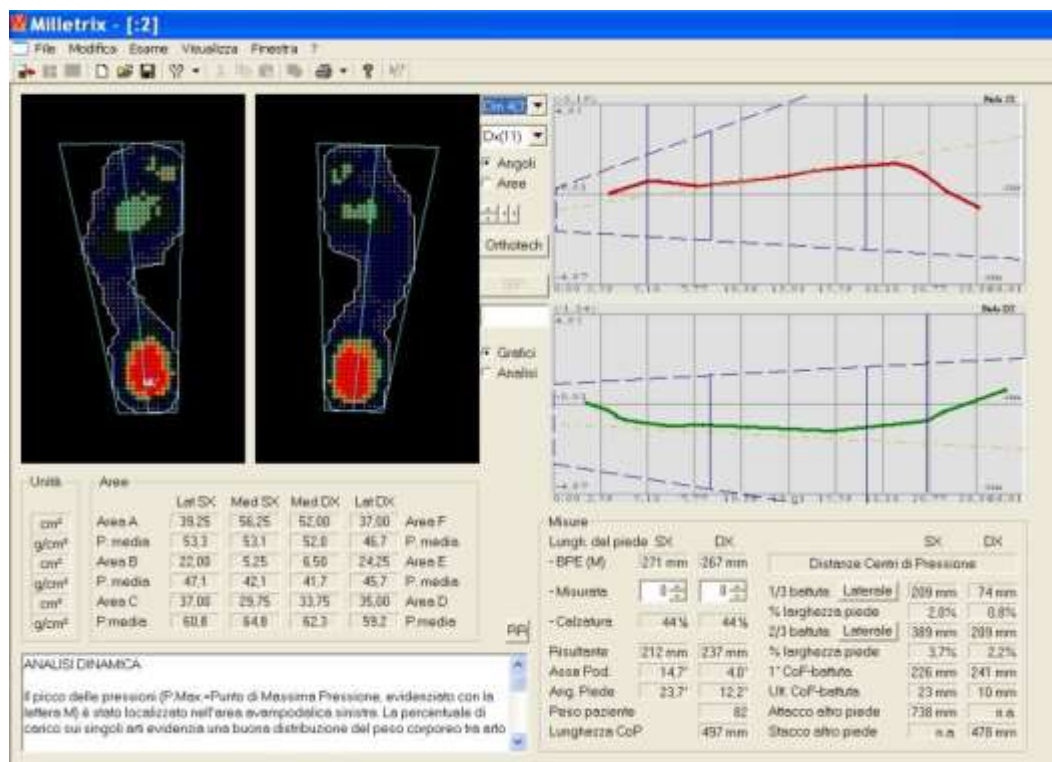


flessione laterale VP-DM		
14 mm L	Dif: 9,0	5 mm L
inclinazione pelvica DL-DR		
6 mm R	Dif: 3,0	3 mm R
rotazione pelvi		
2° L	Dif: 3,0	5° L
freccia cervicale (Stagnara)		
77,0 mm	Dif: 10,6	66,4 mm
freccia lombare (Stagnara)		
55,2 mm	Dif: 0,3	54,9 mm
angolo cifotico ICT-ITL (max)		
54,2°	Dif: 0,3	53,9°
angolo lordotico ITL-ILS (max)		
44,3°	Dif: 11,2	55,5°
rotazione superficie (rms)		
12,1°	Dif: 9,8	2,3°

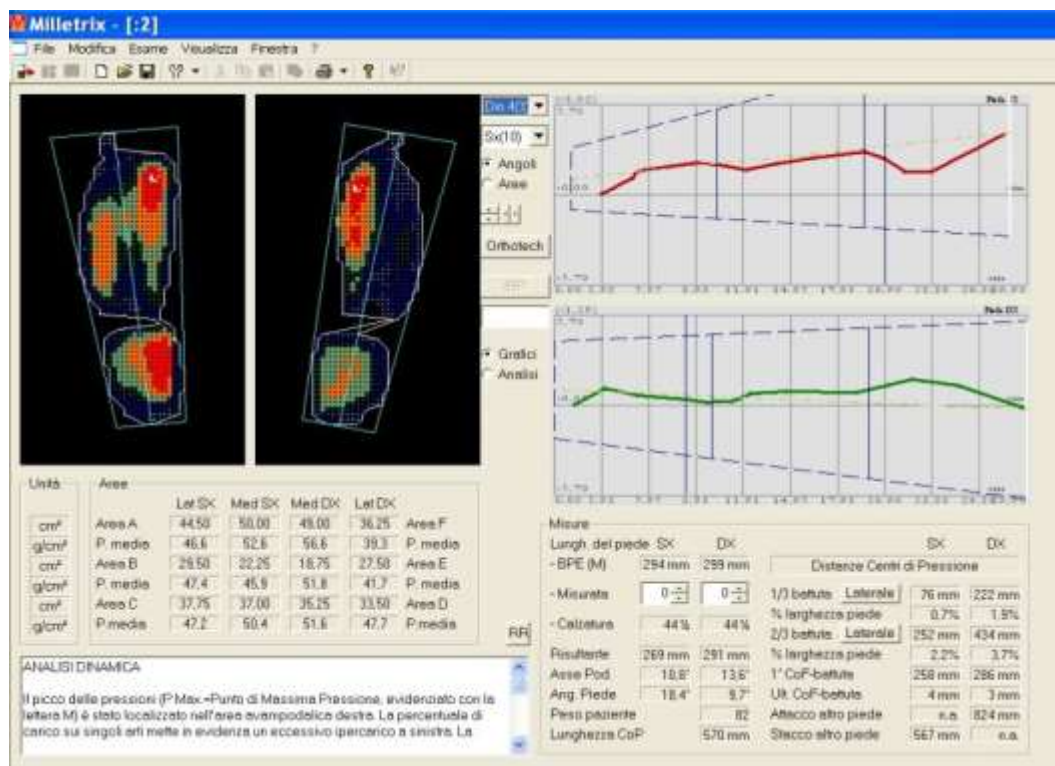


TIBodywork Institute srl - Dr. Giovanni Chetta, Via Casati 201, I-20862 Arcore (MB) tel. +39.039.6014575, info@giovannichetta.it, www.giovannichetta.it

Comparazione: situazione iniziale in alto (grafica color rosso), situazione dopo meno di 4 mesi in basso (grafica color blu). Si evidenzia in particolare un netto miglioramento dell'allineamento metameroico (proiezione frontale) e della rotazione vertebrale (rotazione superficie). La deviazione laterale (media quadratica) si è ridotta da 17 mm a 5 mm e la rotazione vertebrale (media quadratica) è passata da 12,1° a 2,3°.



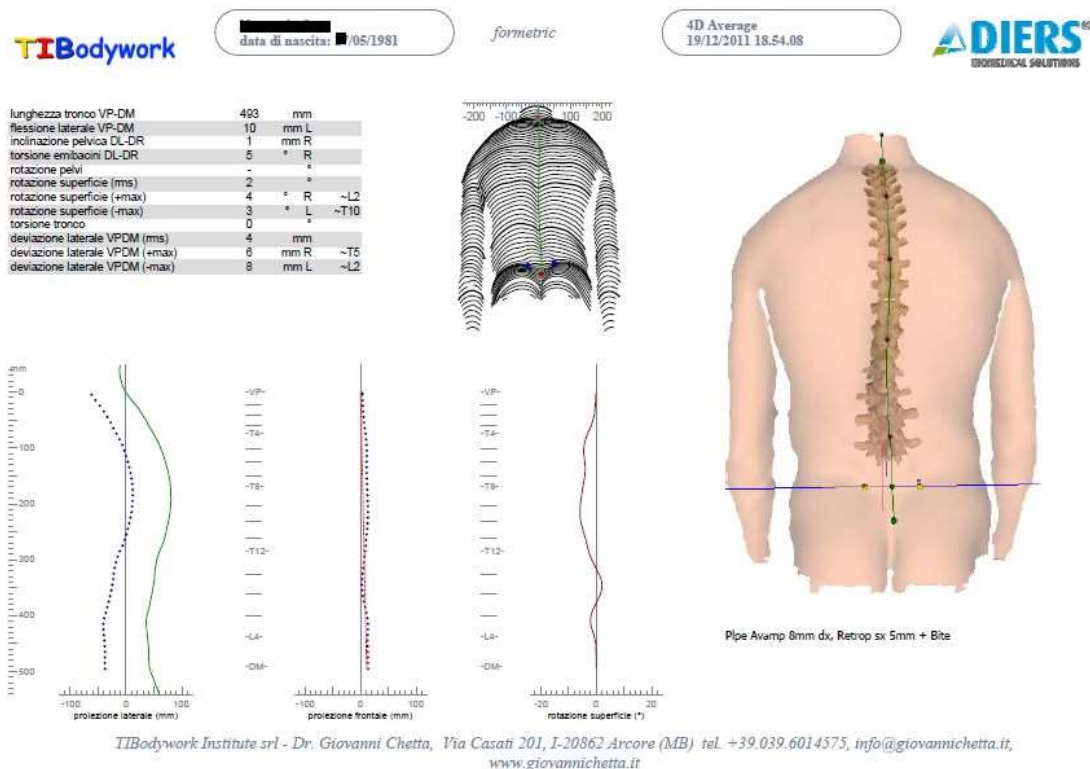
Situazione iniziale della curva di svolgimento del passo: l'andamento del baricentro generale del corpo durante il passo sx (curva in alto rossa) e dx (curva in basso verde) risulta medializzato in fase propulsiva (protocollo Pacini, 2000).



Situazione della curva di svolgimento del passo dopo ca. 100 gg di rieducazione (I fase): l'andamento del baricentro generale del corpo durante il passo sx (curva rossa) e dx (curva verde) risulta lateralizzata in fase propulsiva (ipercorrezione).



II fase: aggiunta di manipolazioni chiropratiche e bite occlusale:



Situazione dopo ca. 6 mesi di trattamento II fase: il miglioramento è soprattutto sul piano sagittale (grafico proiezione laterale).

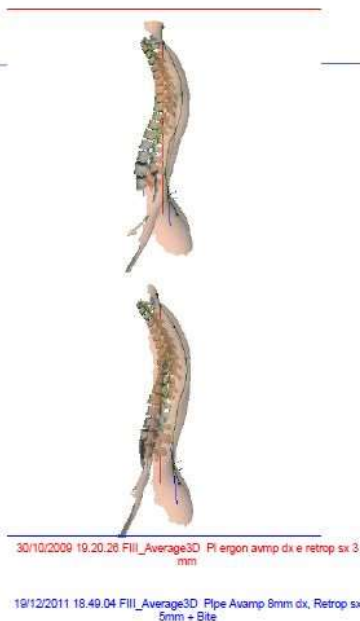
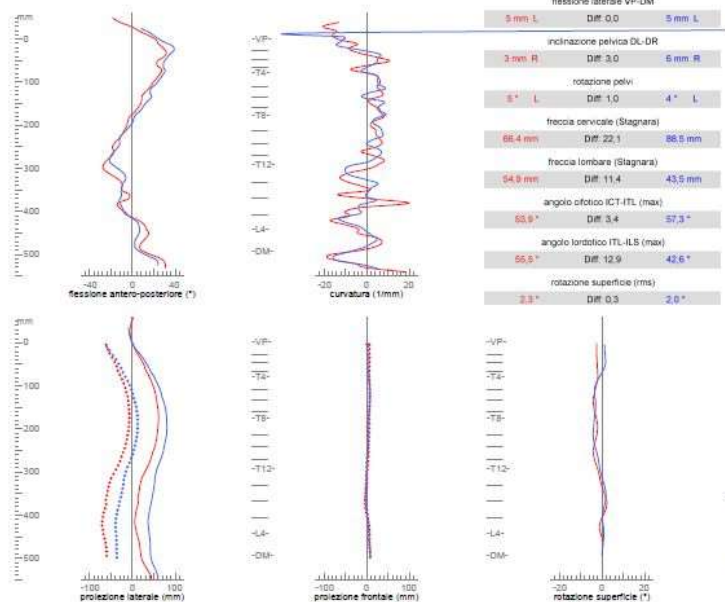


TIBodywork

data di nascita: 05/1981

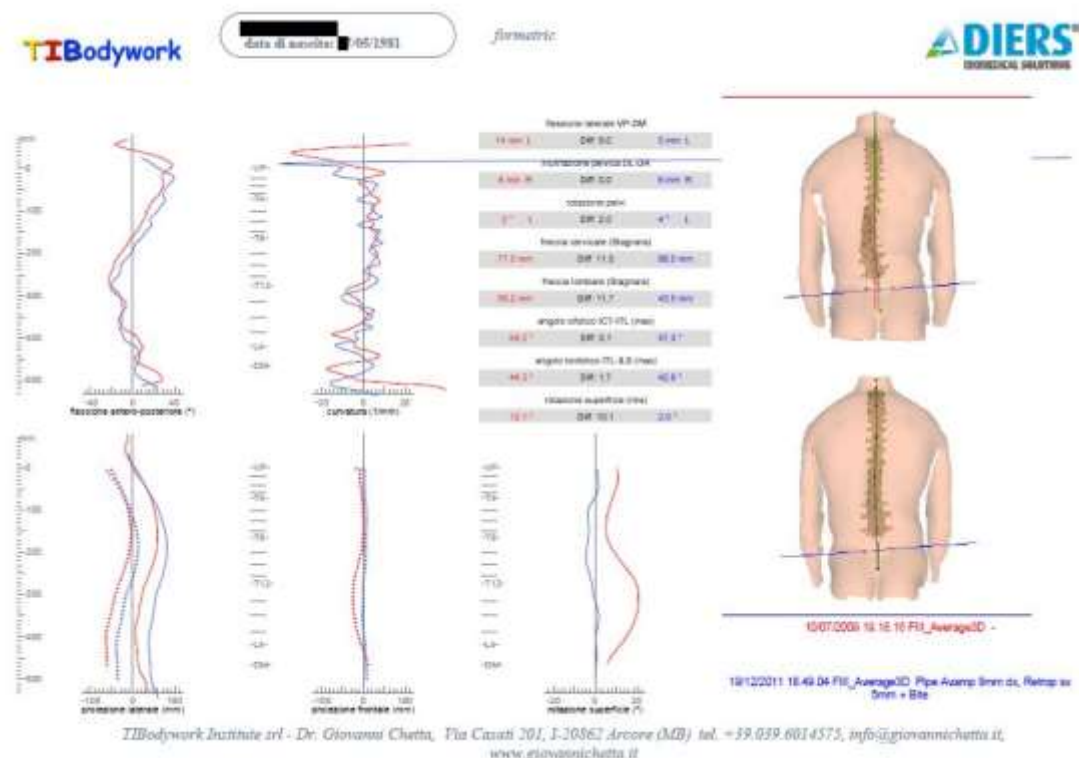
formetric

DIERS
BIOMECHANICAL SOLUTIONS

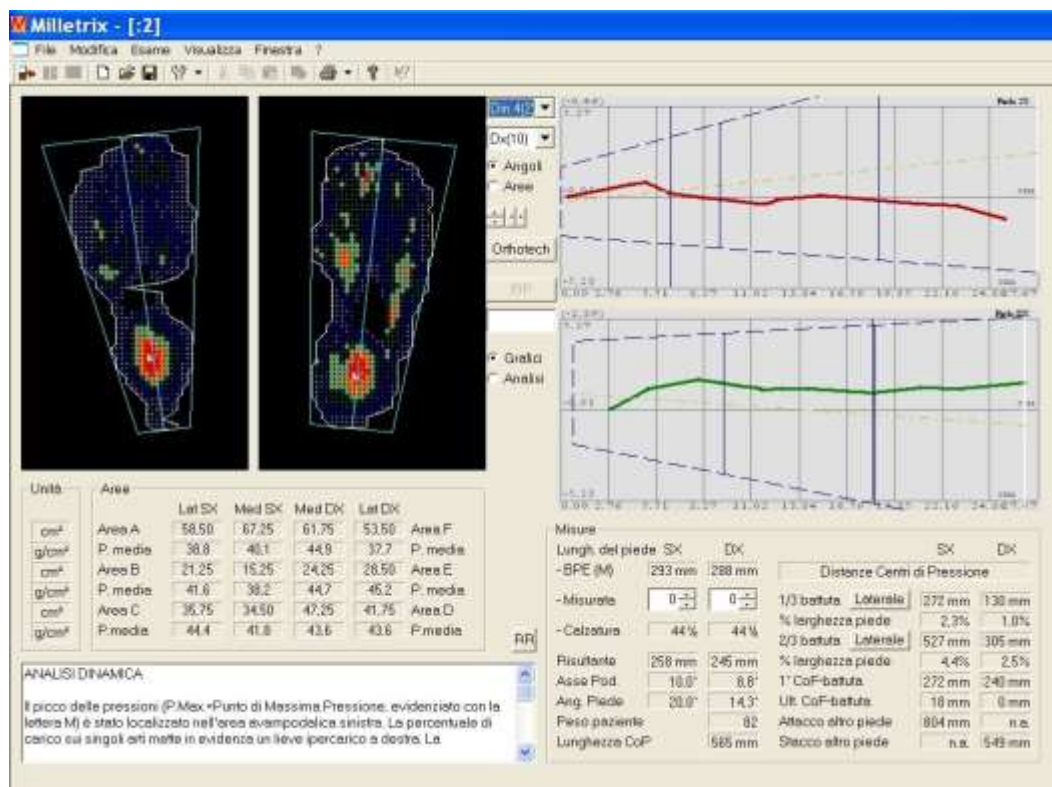


TIBodywork Institute srl - Dr. Giovanni Chetta, Via Casati 201, I-20862 Arcore (MB) tel +39.039.6014575, info@giovannichetta.it, www.giovannichetta.it

Comparazione: situazione iniziale a fine I fase in alto (grafica color rosso), situazione dopo ca. 6 mesi di introduzione del bite occlusale e delle manipolazioni chiropratiche in basso (grafica color blu). Si evidenzia in particolare un netto miglioramento sul piano sagittale (grafico proiezione laterale) con notevole riduzione della lordosi lombare (angolo lordotico diminuito da 56,5° a 42,6°, freccia lombare da 54,9 mm a 43,5 mm) e dei blocchi funzionali (grafico curvatura). La deviazione laterale (media quadratica) riporta un lieve miglioramento ulteriore (da 5 a 4 mm), così come la rotazione vertebrale (media quadratica) da 2,3° a 2°.



Comparazione inizio - fine rieducazione: situazione iniziale (in alto, grafica rossa) – situazione finale (in basso, grafica blu). Si nota il netto miglioramento dei parametri di rotazione vertebrale sul piano trasverso (grafico rotazione superficie) e allineamento vertebrale sul piano frontale (grafico proiezione frontale), nonché l'angolo e la freccia della lordosi lombare sul piano sagittale (grafico proiezione laterale). La lunghezza tronco è passata da 467 mm a 493 mm (+ 2,5 cm).



Situazione finale della curva di svolgimento del passo: l'andamento del baricentro generale del corpo durante il passo sx (curva rossa) e dx (curva verde) risulta normalizzato in fase propulsiva (protocollo Pacini, 2000).

• Discussione dei risultati

I risultati ottenuti già in *I fase*, grazie all'utilizzo di tecniche miofasciali, ginnastica posturale e plantari ergonomici personalizzati evidenziano un netto miglioramento funzionale, strutturale ed estetico. Il paziente ha riferito graduali miglioramenti della sintomatologia generale e soddisfazione per l'aspetto esteriore evidentemente più gradevole.

In *II fase*, dopo circa sei mesi, i contatti dei denti superiori sul bite sono risultati per lo più costanti e ripetuti. Le manipolazioni chiropratiche inoltre hanno consentito l'eliminazione/riduzione dei blocchi funzionali facilitando ulteriormente la normalizzazione rachidea e posturale in generale.

Conclusioni

L'atteggiamento in scoliosi del rachide rappresenta di per sé un atteggiamento fisiologico e indispensabile al fine di ottenere l'obiettivo di un moto specifico di massima efficacia. Essa deve crearsi a ogni passo trasformandosi in quella opposta all'avanzare dell'arto inferiore controlaterale. La scoliosi diventa patologica solo se si "cristallizza".

La scoliosi è certamente l'alterazione rachidea a maggior impatto estetico negativo, in quanto si esprime prevalentemente sul piano frontale. Le alterazione rachidee che si sviluppano principalmente sul piano sagittale (Ipercifosi dorsale, dorso piatto e iperlordosi lombare) però possono comportare problematiche muscolo-scheletriche e organiche più rilevanti della scoliosi. Come abbiamo visto, Il piano critico, per quanto riguarda la biomeccanica umana e del rachide in



particolare, resta quello trasverso. Con esso occorre sempre “fare i conti” durante un qualunque programma di rieducazione rachidea/posturale.

In presenza di alterazione patologica del rachide e della postura, l'interconnessione e l'interdipendenza delle varie parti del nostro corpo "impone" una strategia integrata e quindi un lavoro d'equipe in grado di considerare i diversi relativi fattori critici. Controllo e funzionalità delle cerniere articolari, e in particolare di occlusione, supporto plantare e bacino, si confermano i parametri critici. Tali parametri vanno sempre verificati (in maniera precisa e quantificabile ossia confrontabile nel tempo) a prescindere dall'approccio utilizzato nella rieducazione posturale. Considerare infatti i risultati ottenuti solo in una specifica regione corporea (es. apparato stomatognatico o appoggio podalico o rachide) senza esaminarne gli effetti sull'intera postura, comporta il rischio di spostare la problematica in un'altra regione corporea.

Utilizzare specifici *bite e plantari e/o calzature* quali sistemi ergonomici, in abbinamento sinergico con tecniche in grado di agire sul sistema miofasciale e dell'equilibrio (chiropratica, bodywork, ginnastica posturale), può determinare importanti risultati, evidenziabili e quantificabili strumentalmente. Lo stesso *busto/corsetto correttivo* dovrebbe, secondo la mia opinione, esser visto (e pertanto progettato) quale strumento ergonomico in grado di agire in sinergia con altri strumenti ergonomici e con varie tecniche di normalizzazione oltre che ovviamente risultare in armonia con la natura.

Appare pertanto evidente l'importanza dell'approfondimento della ricerca e sperimentazione in tale direzione ossia integrando vari metodiche e strumenti sinergicamente in linea con la biomeccanica e la fisiologia. Lo studio delle deformazioni del rachide e della postura infatti diviene sempre più importante all'interno di una società che spinge l'uomo a vivere in habitat e con stili di vita poco naturali e quindi poco fisiologici. Sempre più infatti la postura risulta implicata in molte problematiche muscolo-scheletriche e organiche. La *posturologia* si trova così, per forza di cose, a essere una scienza multidisciplinare che abbraccia numerose branche della medicina e della tecnica. La collaborazione professionale tra i vari specialisti, l'evoluzione tecnologica, l'avanzamento delle ricerche scientifiche su matrice extracellulare, tessuti connettivi, neurologia biomeccanica ed ergonomia, rappresentano i cardini del progresso di questa affascinante e multiforme scienza fondamentale per la salute dell'uomo moderno.

Ippocrate, probabilmente il primo posturologo della storia nonché fondatore della medicina scientifica, affermò:

“L'essere vivente è un cerchio...ogni parte ne è l'inizio e la fine”.

Ed ancora egli aggiunse:

“Esistono soltanto due cose: scienza e opinione; la prima genera conoscenza, la seconda ignoranza”.



Bibliografia

- Africa A., E., Chetta G., "Approccio clinico e riabilitativo alle patologie del piede (Klinischer und rehabilitativer Ansatz zu den Fusspathologien)", Cap. 98, Vol. III del "Nuovo Trattato di Medicina Fisica e Riabilitativa", G. Valobra, R. Gatto, M. Monticone, ed. Utet Scienze mediche (2008).
- Albergati F. G., Bacci A., Mancini S., "La matrice extracellulare", Minelli editore (2004)
- Alberts B. et al, "Molecular Biology of the Cell", Garland Sciences Textbooks (2002)
- Amann B., Amann F., "Destabilisieren, Sensibilisieren, Mobilisieren", Orthopädie 5/2003, 50-53
- Amendt L.E., Aase-Ellis K.L., Eybers J.L., Wadsworth C.T., Nielsen D.H., Weinstein S.L., "Validity and reliability testing of the Scoliometer", Phys Ther ; 70 : 108-16 (1990)
- Asher MA, Burton DC., "Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects", Scoliosis 2006; 1:2 doi: 10.1186/1748-7161-1-2
- Athenstaedt H, Zellforsch Z., "Permanent Electric Polarisation and Pyroelectric behaviour of the Vertebrate Skeleton" (1969)
- Athenstaedt H, "Pyroelectric and piezoelectric properties of vertebrates", Annals of the New York Academy of Sciences, 238, pp 68-110 (1974)
- Bartelink D.L., "The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral disc", J Bone Surg [Br] 39B, pp718-725 (1957)
- Basmajian J.V., "L'elettromiografia nell'analisi dinamica delle funzioni muscolari", ed. Piccin (1971)
- Beaty J. H., "Ortopedia Syllabus", American Academy of Orthopedic Surgeon, CIC Ediz. Internazionali, Roma (2002)
- Bedini R., Marinozzi F., Pecci L., Angeloni R. et al, "Analisi microtomografica del tessuto osseo trabecolare: "influenza della soglia di binarizzazione sul calcolo dei parametri istomorfometrici", Istituto Superiore di Sanità; 2010, Rapporti ISTISAN 10/15 (2010)
- Berwick DM., "Scoliosis screening", Pediatr Rev 1984; 5: 238-247
- Bienfait M., "Basi elementari tecniche della terapia manuale e dell'osteopatia", Ed. Marrapese (1998)
- Bienfait M., "Fisiologia della terapia manuale", Editore Marrapese (1995)
- Blackman J., Prip K., "Tecniche di mobilizzazione", Marrapese Editore (1991)
- Bloom F.E., "Neurotransmitters: past, present and future directions", FASEBJ, 2 (1988)
- Boos N., Boesch C., "Quantitative Magnetic Resonance Imaging of the lumbar spine: potential of investigation of water content and biochemical composition", Spine: 20 (1995)
- Bogduk, N., "Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum", Churchill Livingstone (Edinburgh, 1997)
- Boulet L.P., "Clinical Asthma Review", May (1999)
- Bourdiol R., "Corso di manipolazioni", lezioni tenute dal Prof. R. Bourdiol (1983)
- Brooks HL, Azen SP, Gerberg E, Brooks R, Chan L., "Scoliosis: A prospective epidemiological study", J Bone Joint Surg Am 1975; 57: 968-972
- Brotzman S.B., "Riabilitazione in Ortopedia e Traumatologia", Utet (1998)
- Bunell W.P., "An objective criterion for scoliosis screening", J Bone Joint Surg; 66:1381-7 (1984)
- Burwell R.G., Aujla R.K., Kriby A.S., Moulton A, Webb J.K., "The early Detection of Adolescent Idiopathic Scoliosis in three positions using the Scoliometer and Real-time Ultrasound: Should the prone position also be used?", Research into Spinal Deformities 3, Ed. Tanguy A, Peuchot B, 81-5, IOS Press/Ohmsha, Amsterdam, Tokyo (2002)
- Calais-Germain, B., "Anatomy of Movement", Eastland Press, (Seattle, 1992)



- Cantu R.I., Grodin A.J., "Miofascial Manipulation – Theory and Clinical Application", Aspen Publication (1992)
- Cavagna G. A., "Human locomotion", Comparative Physiology, North Holland P. C. (1973)
- Chaitow L., DeLany J.W., "Clinical application of neuromuscular techniques", Vol I, Churchill Livingstone (2000)
- Chaitow L., "Massoterapia neuromuscolare"; Red Edizioni (1983)
- Chetta G., "Dalla Mec alla postura", siti internet listaippocrate.it, my-personaltrainer.it, sportmedicina.com (2010)
- Chetta G., "Ginnastica posturale; implicazioni, peculiarità e benefici per l'uomo nella società moderna", siti internet www.listaippocrate.it e www.scienzaeprofessione.it (2008)
- Chetta G., "L'importanza di una corretta postura - Postura e benessere", siti internet www.listaippocrate.it e www.scienzaeprofessione.it (2007)
- Chetta G., "Il Sistema Connettivo: dalla PNEI alla PNECI", sito internet medico www.listaippocrate.it (2007)
- Chetta G., "Il Massaggio TIB", Il Massofisioterapista (marzo 2004)
- Chevrot A., "Quaderni pratici di radiologia, ossa e articolazioni", ed. Masson (1985)
- Clienti C., Indelicato C., Marino A., "Modelli viscoelastici del tessuto osseo mediante prove di rilassamento", Atti del XXXVI Convegno Nazionale Associazione Italiana per l'Analisi delle Sollecitazioni (AIAS), Napoli (2007)
- Cobb J.R., "Outline for the study of scoliosis" Instr. Course Lect., Am. Acad. Orthop. Surg. 5: 261-275 (1948)
- Coillard C., Vachon V., Circo A.B. et al, "Effectiveness of the SpineCor Brace Based on the New Standardized Criteria Proposed by the Scoliosis Research Society for Adolescent Idiopathic Scoliosis", J Pediatr Orthop, Vol 27, Number 4, June 2007
- Collis D. K., Ponseti I.V., "Long-term follow-up of patients with idiopathic scoliosis not treated surgically", Bone Jt. Surg. Am. Vol. 51: 425-445 (1969)
- Conti G.M. e B., "Manipolazioni vertebrali e postura" (2000)
- Cote P., Kreitz B.G., Cassidy J.D., Dzus A.K., Martel J., "A study of the diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and Adam's forward bending test", Spine; 23 : 796-802 (1998)
- Delmas A., "Les variations numeriques et morphologiques rachidiennes", Med. Ed. Phys. et Sport, 11, 120 (1955)
- Desoutter B., Giraud J.P., Lafont J.L., Taillandier J., "Le Manipolazioni Articolari della Colonna Vertebrale", ed. Marrapese (1988)
- Dicke E., Schliack H., Wolff A., "Massaggio connettivale"; Piccin (1987)
- Dieppe P.A., "Rheumatology", 38, pp 338-345 (1995)
- Diers H.; Mooshake S.; Heitmann K., "Objective methods for non-invasive back classification", 7th International Conference on Conservative Management of Spinal Deformities, Montreal (Canada), May 20-22 (2010)
- DuBrut E.L., "Anatomia Orale di Sicher", Edi-ermes (1988)
- Eble J.N., "Patterns of response of the paravertebral musculature to visceral stimuli", American J of Physiology, 198: 429-433 (1960)
- Farady J.A., "Current principles in the non-operative management of structural adolescent idiopathic scoliosis", Phys Ther 1983; 63: 513-523
- Ferrante A., "Manuale pratico di terapia miofunzionale", Marrapese editore (2004)
- Formia M., "Il meccanismo che sostiene corpo e psiche" (2009)
- Forte M., "Trattato di medicina manipolativa", SIMM (1981)
- Francis RS, Bryce GR., "Screening for musculoskeletal deviations – A challenge for the physical therapist", Phys Ther 1987; 67: 1221-1225
- Furth J.J., J Gerontology (2001)
- Galzigna L., "Il cervello dell'uomo", corso Ferrara (1976)



- Gabbiani G.; "Evolution of the Myofibroblast Concept", Fascia Research Congress, Boston (2007)
- Gabbiani G.; "The myofibroblast in wound healing and fibrocontractive diseases", J of Pathology, 200(4):500-3 (2003).
- Gagey P., Weber B.; "Posturologia", Marrapese editore (2000)
- Gagnesi G., "ATM patologie articolari e muscolo-legamentose", Piccin (2001)
- Gazzaniga M.S.; "La mente inventata"; Guerini e Associati (1999)
- Gennis R.B., "Biomembranes molecular structure and functions", Springer, Verlag (1989)
- George K., Rippstein J., "Comparative study of two popular methods of measuring scoliotic deformity of spine" J. Bone & Joint Surg., 43 A: 819-818 (1961)
- Godelieve D., S., "Il manuale del mezierista", ed. Marrapese (1996)
- Gracovetsky S., Farfan H., Lamy C., "The mechanism of the lumbar spine", Spine 6, pp 249-262 (1981)
- Gracovetsky S., Farfan H., Helleur C., "The abdominal mechanism", Spine 10, pp 317-324 (1985)
- Gracovetsky S., "The determination of safe load", Br J ind Med 7, pp. 120-134 (1986)
- Gracovetsky S., "Function of the spine", J Biome Eng 8, pp. 217-224 (1986)
- Gracovetsky S., Iacono S., "Energy transers in the spinal engine", J Biome Eng 9, pp. 99-114 (1987)
- Gracovetsky S., "The Spinal Engine", Springer-Verlag/Wien (1988)
- Granhed H., Jonson R., Hansson T., "The load on the lumbar spine during extreme weight lifting", Spine 12(2), pp. 146-149 (1987).
- Greenmann P., "Principi di medicina manuale", Futura Publishing Society (2001)
- Gross J., Fetto J., Rosen E., "Esame obiettivo dell'parato muscolo-scheletrico" Utet (1999)
- Grossman T.W., Mazur J.M., Cummings R.J., "An evolution of the Adams forward bend test and the scoliometer in a scoliosis school screening setting", J Ped Orthop; 15: 535-38 (1995)
- Guaglio G., "Ortodonzia dinamica e ripristino delle funzioni", Euroedizioni
- Hackenberg L., "Stellenwert der Rückenformanalyse in der Therapie von Wirbersäulendeformitäten", Westfälischen Wilhems-Universität Münster (2003)
- Halata Z., Baumann K.I.; "Sensory nerve endings in the hard palate and papilla incisiva of the rhesus monkey"; Anatomy and Embriology, vol.199, iss.5, pp 427-437 (1999)
- Hansson T.L., Christensen Minor C.A., Wagnon Taylor D.L., "La fisioterapia nelle disfunzioni craniomandibolari", Scienza e tecnica dentistica ediz. internaz., Milano (1995)
- Harrington PR., "The etiology of idiopathic scoliosis", Clinical Orthop 1977; 126: 17-25
- Hay E.D., "Extracellular matrix", J. Cell.. Biol., 91: 205-223 (1980)
- Hochschild J., "Apparato locomotore – anatomia e funzioni – Aspetti pratici per la terapia manuale", ed. Edi-ermes (2005)
- Hollinshead, W. H., "Functional Anatomy of the Limbs and Back", W. B. Saunders (London, 1969)
- Hough T., "Ergographic studies in muscular soreness". American Journal of Physiology (7) pp. 76-92 (1902)
- Hutton W. C., Adams M.A., "Can the lumbar spone be crushed in heavy lifting?" Spine 7, pp. 586-590 (1982)
- Hynes R., "Integrins: bidirectional, allosteric signaling machines", Cell 110 (6): 673-87 (2002)
- Ikesen K.H.G., Erdogru T., "Asian J of Andrology", 3:55-60 (2002)
- Ingber D., "The architecture of life", Scientific American January 1998: 48-57
- James J. I. P., "Scoliosis", E. & S. Livingstone Ltd. (1967)
- Jami L., "Golgi tendon organs in mammalian skeletal muscle: functional properties and central actions", Pshysiological Reviews 73(3): 623-666 (1992)



- Juhan D., "Job's body", Station Hill Press (1987)
- Kafer E.R., "Idiopathic Scoliosis: Mechanical properties of the respiratory system and the ventilator response to carbon dioxide", The Journal of Clinical Investigation Volume 55 June 1975-1153-116.3
- Kapandji I.A., "Fisiologia articolare", Maloine Monduzzi Editore (2002)
- Kennedy J. C. et al., "Tension studies of human ligaments. Yield point, ultimate failure and description of the acuciate and tibial collateral ligaments", J. Bone Joint Surg. 58A:350-355 (1976)
- Kittleson A.C., Lim L.W., "Measurement of scoliosis", Roentgenol Radium Ther Nucl Med. 1970 Apr;108(4):775-7
- Konings L., Van Celst M., "La biometria" in "Trattato di medicina Fisica e Riabilitazione". Valobra G.N., Vol.I, Cap 15, 197:208, UTET (2000)
- Kruger L., "Cutaneous sensory system", Encyclopedia of Neuroscience, Vol 1 Adelman G. (1987)
- Lazzari E., "La postura, i fondamenti", Edizioni Martina (2006)
- Leanti La Rosa G.; "Il massaggio antistress"; CDE (1992)
- Leanti La Rosa G., Mugnai Graziano V.; "Guarire diventando medico di se stesso; Musumeci Editore (1990)
- Lederman E., "Fundamentals of Manual Therapy"; Churchill Livingstone (1997)
- Lentini S., "Ortodonzia e Postura", ed. Martina, Bologna (2003)
- Lewit K., "Terapia manipolativa nella riabilitazione dell'apparato locomotore" (2000)
- Loveyoi C.O., "L'evoluzione dell'andatura bipede dell'uomo", Le Scienze, nr 245, gennaio 1989
- Maigne R., "Medicina Manuale, diagnosi e trattamento delle patologie di origine vertebrale", UTET (1997)
- Manheim C.J., "Manuale di release miofasciale", Verduci Editore (2006)
- Margaria R., Fisiologia muscolare"; Mondadori ed. (1975)
- McNeill T., Addison R., Andersson G., Schultz A., "Trunk strenghts in attempted flexion, extension and lateral bending in healty subjects and low back pain patiens", proceeding of the Annual Conference of the ISSLS; Goteborg (1979)
- Mézières F., "La gymnastique statique", Paris, Vuibert, (1947)
- Mézières F., "Révolution en gymnastique orthopédique", Amédée Legrand et compagnie (1949)
- Mitchell J.H., Schmidt R.F., "Cardiovascular reflex control by afferent fiber from skeletal muscle receptors", Sheperd JT et al. (eds), Handbook of Physiology, Sect. 2, Vol III (1977)
- Morin E., "La vita della vita", Feltrinelli (1987)
- Morosini C., "Corso Transdisciplinare di Posturologia", Milano (2003)
- Morosini C., Pacini T., "Pratica posturologica" Ortho2000 anno 4 – N. 4 (2002)
- Murell G.A.C., Coonrad R.W., Moorman C.T., Fitch R.D., "A n assessment of the reliability of the scoliometer", Spine;18: 709-12 (1993)
- Myers T., "Anatomy Trains", Elsevier Science Limited (2002)
- Myers T., "The Opinionated Psoas", Associated Bodywork and Massage Professionals magazine (2001)
- Nachemson A. L., "Disc pressure measurements", Spine 6 (1), pp. 93-97 (1981)
- Nachemson A., Elstrom G., "Intravital dynamic pressare measurements in lumbar discs" Scand J Rehabil Med [Suppl] 1, pp. 1-40 (1970)
- Naik R., Vernon T., Wheat J., Pettit G., "Changes in gait characteristics of a normal healty population due to an instable shoe construction", The centre for Sports and Exercise Science Sheffield Hallam University (2004)
- Nosaka K.. "Muscle Soreness and Damage and the Repeated-Bout Effect". In Tiidus, Peter M. "Skeletal muscle damage and repair". Human Kinetics. pp.59–76 (2008)



- Nurse M.A., Hulliger M., Wakeling J.M., Nigg B.M., Stefanyshyn D.J., “Changing the texture of footwear can alter gait patterns”, J Electromyogr Kinesiol, 15/2005 (ottobre 2005)
- Okeson J.P., “Bell’s Orofacial Pains”, ed. Quintessence books (2005)
- Oliverio A., “La mente, istruzioni per l’uso”, Rizzoli (2001)
- Oschman J.L., “Energy Medicine: the scientific basis”, Churchill Livingstone (2000)
- Pacini T., Vella G., Massara G. “Ergonomia del sistema posturale. «Fabbrica» del terzo millennio” Ed. Marrapese (2008)
- Pacini T., “Studio della postura e indagini baropodometrica”, Chimat (2000)
- Palmer B.J., Palmer D.D., “The Science of Chiropractic: Its Principles and Philosophies”,., Palmer School of Chiropractic, Davenport IA. (1906)
- Palmer D.D., “The Chiropractor’s Adjuster (also called The Text-Book of the Science, Art and Philosophy of Chiropractic)”, Portland Printing House Company of Portland (1910)
- Paparella Treccia R., “L’uomo e il suo moto”, Verduci Editore (1988)
- Paparella Treccia R., “Il piede dell’uomo”, Verduci Editore (1978)
- Pasquali Rochetti I., Baccarani Contri M., “Connect Tiss. Res.”, 13, pp 237-249 (2004)
- Pearsall D.J., Reid G.J., Hedden D.M., “Comparison of three non-invasive methods for measuring scoliosis”, Phys Ther; 72: 648-57 (1992)
- Petty N.J., Moore Ann P., “Esame clinico e valutazione neuromuscolo-scheletrica”, Masson (2000)
- Pinnington H.C., Lloyd D.G., Besier T.F., Dawson B., “Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences compared with soft, dry sand”, Eur J Appl Physiol 3/Giugno 1994, 242-253
- Pischinger A., “Matrice e regolazione della matrice”, ed- Haug Int., Simf (1996)
- Pivetta S. e M., “Atlante di ginnastica medica (kinesiterapia dei vizi posturali e dei dismorfismi), Scoliosi”, ed. Sperling & Kupfer, Milano (1994)
- Poseti I.V., Friedman B., “Prognosis in idiopathic scoliosis”, J. Bone St. Surg. (1954)
- Rengling G.; “Magnetic fields and connective tissue regulation”, Electromagnetic Biology and Medicine, Vol 20, Issue 2 June 2001
- Risser J.C., Ferguson A.B., “Scoliosis: its prognosis”. J. Bone Jt. Surg. Am. Vol. 18: 667-670 (1936)
- Roaf R., “Rotation movements of the spine with special reference to scoliosis”, J. Bone Jt. Surg. Br. Vol. 40: 312-332 (1958)
- Rogala EJ, Drummond DS, Gurr J., “Scoliosis: Incidence and natural history”, J Bone Joint Surg Am 1978; 60: 173-176
- Rolf I.P.; “Rolfing”, Edizioni Mediterranee (1996)
- Ronconi P. e S., “Il piede”, Editore Timeo (2003)
- Shiffer R., “Pedane dinamometriche: posturografia”, Ed. Speciale Riabilitazione (2003)
- Schleip R., “Fascial plasticity – a new neurobiological explanation”, J of Bodywork and movement therapies, January 2003 pp. 11-19 (part 1), April 2003 pp. 104-116 (part 2)
- Schomacher J., “Terapia manuale”, ed. Masson (2001)
- Shirazi-Adl S.A., Ahmed A., Shrivastava S.C., “Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression: 3-dimensional non-linear finite element study”, Spine 9, pp-120-133 (1984)
- Shirazi-Adl S.A., Ahmed A., Shrivastava S.C., “Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression”, Spine 11, pp-914-927 (1986)
- Snel J.G., Delleman N.J., Heerkens Y.F., van Ingen Schenau G.J., “Shock-absorbing characteristics of running shoes during actual running”, Biomechanics IX-B, Winter D.A et al. eds Champaign, Human Kinetics Publishers (1983)
- Stagnara P., “Les déformations du rachis”, ed- Masson, Paris (1985)
- Still A. T., “Philosophy of Osteopathy”, Academy of Osteopathy, Kirksville, MO (1899)
- Stoddard A., “Manuale di tecnica osteopatica”, Piccin (1978)



- Sutherland G.W., “The cranial bowl”, J Am Osteopath Assoc Sutherland 100 (9): 568 (1944)
- Twomey L., Taylor J., "Flexion, creep, dysfunction and hysteresis in the lumbar vertebral column", Spine 7(2), pp 116-122 (1982)
- Upadhyay S.S., Burwell R.G., Webb J.K., “The use of the Scoliometer to evaluate hump dynamics in relation to leg length in equality and pelvic tilt”, J Bone Joint Surg 69 B ; 851 (1987)
- Van der Berg F., Cabri J., “Angewandte Phys – Das Bindegewebe des Bewegungapparates verstehen und beeinflussen“, Georg Thieme Verlag (1999)
- Villeneuve Ph. et al, "Piede, Equilibrio e Postura", ed. Marrapese (1998)
- White A.A., Panjabi M.M.: "Clinical Biomechanics of the Spine", Lippincott (1978)
- Viidik A., "Functional properties of collagenous tissues", Int Rev Connect Tissue Res 6, pp 127-215 (1973)
- Willard F., "Facial Continuity: Four Fascial Layers of the Body", Fascia Research Congress, Boston (2007)
- Wolff J., “Das Gesetz der Transformation der Knochen”, August Hirschwald, Berlin (1892)
- Zahnd F., Muehleemann D., "Anatomia di superficie e radiologica, palpazione e tecniche per le parti molli", Edi-ermes (2003)

*Alla mia Famiglia,
ai miei Insegnanti
e ai mie Allievi,
insostituibili fonti di sostegno
e ispirazione del mio lavoro*

Arcore, 16 settembre 2013

Giovanni Chetta