

Biomeccanica della postura nelle lombalgie

ELENA MARTINELLI* - PAOLO RAIMONDI** - VALTER PARODI***

* Facoltà di Medicina e Chirurgia, Corso di Laurea in Scienze Motorie, Università degli Studi di Firenze;

** Facoltà di Scienze Motorie, Dipartimento di Ingegneria Meccanica Energetica Gestionale, Università degli Studi di L'Aquila;

*** Facoltà di Ingegneria, Corsi di Laurea in Ing. Biomedica, Bioingegneria, Facoltà di Medicina e Chirurgia, Corso di Laurea in Scienze Motorie, Università degli Studi di Genova

Riassunto

Nella patogenesi rachidea meccanico/funzionale i problemi meccanici sono difficili da individuare (e da correlare alla etiologia del dolore), ma rappresentano il 98% della casistica del mal di schiena.

I problemi meccanici insorgono per: persistenza di contratture muscolari, errori posturali cronici, scarso esercizio fisico (ridotta mobilità articolare e forza muscolare) e alterazioni di sistema o tissutali (interessanti: disco, legamenti, tendini, fibre muscolari, cartilagini articolari e radici dei nervi).

Il compito del medico è quello di effettuare una diagnosi accurata e di inviare al trattamento conservativo soltanto i pazienti per i quali sono escluse patologie gravi, riconosciute e specifiche, fuorché quelle meccaniche. Tale compito è tutt'altro che semplice, per la complessità fisica del rachide e per l'esistenza di correlazioni tra sintomi, risultati delle analisi strumentali, osservazioni e alterazioni anatomiche/fisiologiche.

Il compito del chinesiologo è quello di scegliere il trattamento integrato (attività motoria adattata, educazione comportamentale) idoneo per il particolare problema meccanico per quel soggetto. Per fare questo non è soltanto necessario che egli conosca i vari aspetti del trattamento integrato, ma che conosca anche i principi della patomeccanica e che sappia utilizzarli nella valutazione delle risposte date dal paziente alla terapia.

Parole chiave: errori posturali cronici, attività motoria adattata, educazione comportamentale.

Summary

In the genesis of the back pain of mechanical origin, the mechanical problems are difficult to be individualized (and correlated to the genesis of the pain), but they represent the 98% of the casuistry of the ache of back.

The mechanical problems rise up for: persistence of muscular contractures, chronic postural errors, scarce physical exercise (reduced articular mobility and muscular strength) and alterations of system or tissular (interesting: disk, ligaments, tendons, muscular fibers, articular cartilages and roots of the nerves).

The assignment of the physician is that to effect an accurate diagnosis and to send only the patients for which serious pathologies are excluded to the conservative treatment, recognized and specifications, except those mechanics. Such assignment is everything anything hilt other than simple, for the physical complexity of the acantha and for the existence of correlations among symptoms, resulted of the instrumental analyses, observations and anatomic and physiologic alterations.

The graduate's assignment in motor sciences is that to choose the integrated treatment (adapted motor activity, behavioral education) fit for the particular mechanical problem for that subject. To do this is not necessary only that he knows the various aspects of the integrated treatment, but that she also know the principles of the mechanical origin and that she know how to use them in the evaluation of the answers given by the patient to the therapy.

Key word: chronic postural errors, adapted motor activity, behavioral education.

INTRODUZIONE

In base alla conoscenza della biomeccanica dei costituenti rachidei è possibile la definizione della generazione degli sforzi tissutali locali e dei relativi stati di rischio, dipendenti dalla produzione di sovraccarichi. Potremmo sempre affermare che l'applicazione di forze, associate all'esecuzione di movimenti, producendo degli sforzi nei tessuti, determina delle ri-

sposte biologiche nei tessuti stessi.

E' ben dimostrato che tutti i tessuti, sottoposti a sforzi meccanici continui, anche se non subiscono danni repentini, possono produrre:

- rimodellamenti adattativi (p.e. addensamenti ed ipertrofie);
- degenerazioni biologiche (in seguito a limitazioni/alterazioni metaboliche)

Spesso a queste ultime trasformazioni sono asso-

ciate sensazioni algiche.

Uno degli aspetti che rende arduo lo studio della patomeccanica, consiste nel fatto che, mentre è possibile definire lo stato di cimento generale di una "tipica" colonna vertebrale, è sempre molto difficile definire lo stato di sforzo particolare che si produce nello specifico; il motivo è da ricercarsi nella quantità di parametri coinvolti nel modello comportamentale e nelle difficoltà di una definizione personalizzata.

Fatto fondamentale, su cui non esistono più dubbi, è che l'entità dei carichi applicati è soltanto un aspetto del problema della generazione degli sforzi intensi e perduranti. Pari, se non maggiore, importanza è rivendicata dalle situazioni geometriche locali; parte dipendenti dall'anatomia e dalle condizioni fisiologiche ma, anche, dalle situazioni e dagli atteggiamenti posturali.

Questo evidenzia l'importanza della funzione dell'intervento educativo del chinesiologo. A tal scopo è indispensabile conoscere le condizioni che possono favorire, di volta in volta, la generazione degli sforzi tessutali locali.

AZIONE DIRETTA DEL CARICO (carico gravante sul disco)

Nella normale postura eretta, i corpi delle vertebre lombari sorreggono circa l'80% del carico verticale (combinazione d'azioni gravitarie e d'azioni muscolari); il restante 20% grava sui giunti apofisari (pressioni sulle faccette articolari in contrasto). Questa descritta è la tipica situazione in L3-L4, con disco orizzontale; nelle altre articolazioni lombari i giunti apofisari sono caricati maggiormente (a causa dell'inclinazione dei piatti sull'orizzontale)⁽¹⁾.

L'entità del carico di compressione assiale varia, nel quotidiano, nell'intervallo di qualche migliaio di N (sono considerate situazioni lavorative a rischio di trauma immediato, quelle che superano i 3500 N e, nel sollevamento pesi, sono stati raggiunti i 15-18000 N).

Passando in atteggiamento di completa estensione si produce l'aumento della lordosi lombare; la conseguenza è un carico gravante per 1/3 nel disco (concentrato sulla sola parte posteriore delle fibre dell'anello) e per 2/3 sulle faccette. Per particolari condizioni anatomiche, può avvenire anche il completo scarico dell'anello, con il trasferimento totale del carico sulle faccette.

Se esistono le condizioni per una riduzione dell'altezza del disco, il fenomeno porta sempre al trasferimento di una quota parte del carico sorretto dal disco sulle faccette (fino al 70%, nel tronco in postura eretta). Il fenomeno è regolato essenzialmente dalla geometria delle faccette contrapposte negli incastri articolari^(2,3).

Per quanto riguarda i carichi orizzontali, le faccette si oppongono funzionalmente a tutte le azioni di taglio agenti sul disco (scorrimenti e torsioni), che, nel tratto lombare, possono raggiungere carichi funzionali di 2000 N.

MECCANISMO DI MODIFICAZIONE BIOMECCANICO DEL DISCO SOTTOPOSTO A CARICO COMPRESSIVO

Possiamo analizzare tale modificazione per punti sintetici^(4,5):

- un aumento di carico meccanico (p.e. compressione) produce un istantaneo aumento della pressione del nucleo (ribadiamo: la "compressione" del nucleo, azione meccanica unidirezionale, produce "pressione", di natura idrostatica e quindi triassiale, nel disco);
- l'aumento di pressione idrostatica irrigidisce il disco, aumentando la resistenza che esso oppone alla flessione (aumenta anche, ma meno, la resistenza al taglio, cioè allo scorrimento);
- con il tempo, per effetto della pressione stessa, il liquido fluisce dal disco verso l'esterno e la pressurizzazione si riduce, rendendo il sistema sempre meno rigido;
- il disco si abbassa e parte del carico (il valore della frazione dipende dalle geometrie locali) si trasferisce sulle faccette articolari, che risultano compresse superficialmente (sottolineiamo: il carico che nel disco produceva "pressione idrostatica", trasferita alle faccette, torna a produrre "compressione meccanica" locale unidirezionale, che diventa "trazione" nelle fibre della cartilagine articolare, anche se questa sembra compressa);
- per questo fatto la parte posteriore dell'anello ed i legamenti subiscono un piccolo rilassamento e, quindi, contribuiscono meno a contrastare i movimenti di flessione anteriore (riduzione della rigidità del sistema "disco + legamenti");
- con il progredire della perdita di pressurizzazione del disco, una parte sempre maggiore della sezione interna posteriore del disco riduce il suo comportamento idrostatico, con sicura concentrazione del carico sulla parte periferica esterna dell'anello (abbastanza uniforme su tutto il contorno vertebrale, alla presenza di postura di lieve flessione anteriore; concentrata sempre più posteriormente, per posture erette od in estensione);
- lo spostamento del carico sulla periferia dell'anello significa scaricare l'osso spongioso del corpo vertebrale (e questo è un forte messaggio biologico di "inutilità" del minerale in esso contenuto) e caricare l'osso compatto del guscio vertebrale (poco ade-

guato alla bisogna); uno spostamento posteriore del carico scarica anteriormente la vertebra e può favorirne la cuneizzazione.

AZIONI MOTORIE FONDAMENTALI (Movimento di flessione anteriore)

Il movimento di flessione anteriore è contrastato dall'intervento dei:

- MUSCOLI POSTERIORI
- LEGAMENTI
- FIBRE DELLA PARTE POSTERIORE DELL'ANELLO
(elencati in ordine crescente di rischio di danno tessutale)

In corrispondenza si ha sempre un aumento della pressione di compressione del disco, tanto maggiore quanto minore è la dimensione del braccio di leva con cui agisce l'elemento di contrasto.

Nel cadavere (caso che esclude l'attivazione dei muscoli e l'effetto della presenza della pressione intraddominale), l'esecuzione della flessione anteriore completa aumenta la pressione interdiscale del 100% e più⁽⁶⁾; procedendo all'eliminazione dell'arco neurale (e quindi del contributo dato dai legamenti connessi) s'ottiene un ulteriore incremento della pressione del 40% (in questa situazione limite, la flessione anteriore è contrastata soltanto dalla parte posteriore delle fibre dell'anello, che operano con un braccio di leva di circa 20 mm!).

Queste esperienze sono fondamentali per evidenziare in modo quantitativo:

- il vantaggio dell'uso dei muscoli, per il controllo della flessione, nei confronti dei sistemi passivi, **REALIZZANDO IL MINIMO SFORZO**;
- lo sforzo che è applicato ai legamenti, in mancanza di una pronta risposta muscolare;
- lo stato di grave pericolo che corre l'anello, nel caso di lassismo dei muscoli e dei legamenti.

Nell'esecuzione del contrasto della flessione anteriore, è importante distinguere tra dischi pressurizzati e no.

Nel caso del disco molto idratato (pressurizzato):

in tale situazione esso è al massimo della rigidità, perciò, se il tronco è sottoposto a flessione (in base alla inconfutabile regola della scienza delle costruzioni che ci assicura come, nelle strutture costituite da più elementi resistenti, il carico applicato si ripartisce, tra i detti, in proporzione alla loro rigidità!), si ha l'attribuzione del massimo contrasto della flessione al disco del rachide stesso (con minore impegno dei legamenti e dei muscoli).

La conseguenza è il raggiungimento del *massimo sforzo nelle fibre dell'anello* e (per il minimo braccio di

leva, rispetto a legamenti e muscoli) la *massima pressione idrostatica possibile nel nucleo*, con facilitazione dello sviluppo del prollasso⁽⁶⁾.

Nel caso di disco depressurizzato:

il contrasto flessionale è, necessariamente, sempre svolto dai legamenti e dai muscoli, che, grazie ai maggiori bracci di leva, trasferiranno al disco forze di compressione ridotte, rispetto al caso precedente.

La generazione della pressione intraddominale, che ha sempre origine (indiretta) da attivazione muscolare addominale, consente un'azione di contrasto al momento flettente, associata a distrazione e riduzione della lordosi lombare, con riduzione della compressione dei dischi della CV.

MOVIMENTO DI FLESSIONE LATERALE

Su tale comportamento si hanno meno conoscenze, ma è possibile proporre alcune considerazioni fondamentali⁽⁷⁾.

La forma a "fagiolo", del disco lombare ci assicura un maggiore momento d'inerzia della sezione (per la rotazione rispetto ad un asse antero-posteriore) e, quindi, una maggiore rigidità, che s'opponesse alla flessione laterale.

A parità di momento flettente applicato nel disco, nel caso laterale si produce un aumento della pressione idrostatica maggiore che per il caso della flessione anteriore.

Bisogna anche considerare che, a parità d'angolo di rotazione vertebrale, le fibre laterali dell'anello subiscono un allungamento superiore del 50%, rispetto a quello delle fibre posteriori nel caso della flessione anteriore.

La conclusione è che la componente di flessione laterale, deformando fortemente le fibre del disco e producendo elevata pressione idrostatica, è un forte incentivo al prollasso discale, che è favorito dall'esistenza di un gap tra le faccette articolari.

MOVIMENTO DI TORSIONE

Nel tratto lombare, le rotazioni in torsione sono fisiologicamente limitate a $1\div 3^\circ$, per ogni sezione articolare; questo valore, se rispettato, non consente che si producano danni all'anello.

Le piccole coppie torsionali trovano il primo contrasto passivo nella rigidità del disco (in caso di presenza di gap tra le faccette articolari) e concentrano lo sforzo nella frazione postero-laterale dell'anello; è stata anche formulata l'ipotesi che tale manovra possa procurare dei microdanneggiamenti tessutali nell'anello.

Quando si giunge a valori di coppia torsionale di 15÷40 Nm, la reazione di contrasto passiva è quasi equamente divisa tra il disco e gli elementi dell'arco neurale (con i legamenti che forniscono, sempre, contributi assai modesti).

AZIONI POSTURALI (Cambiamenti d'atteggiamento)

I cambiamenti posturali hanno sempre grande influenza sulla situazione locale di sforzo tessutale^(3, 8-11). Dato che lo spazio che separa le vertebre (spessore del disco) è modesto, rispetto alla larghezza delle vertebre stesse, bastano piccole variazioni dell'angolo relativo formato dai piatti vertebrali per produrre grosse modificazioni geometriche del disco e dello stato di sforzo dei costituenti del disco.

Di conseguenza, l'effetto delle variazioni posturali, sullo sforzo dei tessuti articolari, cresce con il ridursi dell'altezza del disco (qualunque ne sia il motivo).

Le modificazioni indotte dall'attività giornaliera, e dall'invecchiamento, enfatizzano le relazioni esistenti tra le mutazioni posturali e gli effetti meccanici. Sperimentalmente si è dimostrato che dopo uno scorrimento viscoelastico, del tratto lombare mantenuto per tre ore sotto compressione verticale di 1000 N, una rotazione articolare in flessione di 2° scarica completamente le faccette, mentre la stessa, in estensione, trasferisce, sulle stesse, il 16% del carico verticale.

E' importante rimarcare che le piccole flessioni anteriori lombari tendono a distribuire in modo uniforme la pressione di compressione su tutta l'area dell'anello e tendono ad evitare/ridurre la compressione sulle faccette.

L'esperienza insegna che i sollevatori di professione, esperti, eseguono tale attività con una postura sempre leggermente flessa in avanti.

E' da ricordare che gli angoli di flesso/estensione, anche se piccoli, hanno un grande effetto sulle tensioni dei legamenti posteriori (specie su quelli distanti dall'asse di rotazione dell'articolazione), che, a loro volta, producono forti variazioni sulla compressione discale.

In base a quanto si è discusso, segue che nei giovani, caratterizzati da elevate idratazioni/pressurizzazioni/innalzamenti del disco, la sensibilità alle variazioni di sforzo locale dell'anello in seguito ai mutamenti posturali è assai meno sviluppata che nell'anziano; infatti, il cuscino idraulico del nucleo può compensare, almeno in parte, le variazioni indotte da modeste flesso/estensioni.

Anche nei giovani, però, non possono essere evitate le conseguenze degli sforzi tessutali eccessivi, associate alle posture estreme.

LORDOSI LOMBARE

Il valore della curva di lordosi lombare è d'entità assai mutevole.

Nel cadavere, senza attivazione muscolare, è di circa 40; passando in posizione eretta cresce fino a 53÷55 e, seduti con schienale diritto, si appiattisce, riducendosi a 20÷35.

L'aumento della curva di lordosi lombare è associato ad alcuni svantaggi, che possono favorire la generazione del DOLORE LOMBARE:

- concentra lo sforzo di compressione sulla parte posteriore dell'anello fibroso;
- riduce l'attività metabolica nella parte posteriore del disco;
- riduce il volume del canale spinale;
- aumenta il carico sul margine inferiore delle faccette articolari.

In passato la postura lordotica lombare è stata assai difesa, perché essa tende a ridurre la pressione idrostatica che agisce nel nucleo polposo, trasferendo parte del carico nella zona posteriore della colonna. Bisogna però notare che, quando la compressione verticale raggiunge l'ordine dei 3000 N, il vantaggio prodotto da tale scarico si vanifica; perché aumenta troppo lo sforzo nella parte posteriore dell'anello e sulle faccette articolari, parti assai meno adatte a sostenere il carico di quanto non lo sia il nucleo⁽³⁾.

Nel caso della deambulazione⁽¹²⁾, la presenza della lordosi (non esagerata) può risultare benefica, perché tende a rendere lassi i legamenti posteriori e a trasferire il controllo della stabilità articolare al sistema muscolo-tendineo, che risulta assai più adatto a funzionare da smorzatore dinamico (gli impulsi verticali producono variazioni periodiche della curva lordotica lombare, in sincronia con il passo) trasformando l'energia meccanica in calore ed assicurandone l'asporto attraverso la vascolarizzazione dei tessuti muscolari⁽⁶⁾.

Sempre parlando di deambulazione (e delle piccole periodiche oscillazioni posturali associate), si sta difendendo la convinzione che tale attività (che produce, a livello articolare rachideo, flessioni nei due piani e torsioni di piccola entità) sia capace di promuovere, nell'immediato, un sollievo al dolore lombare e, nei tempi lunghi, di contrastare l'evoluzione degenerativa del disco; questo effetto si ottiene, in modo particolare, con la componente del movimento rappresentata dalla torsione alternata.

Una rotazione assiale modesta (dell'ordine dei 2°), produce un piccolo, repentino, incremento dell'altezza del disco (circa 0.2 mm) associato ad una riduzione della pressione discale (circa il 6%, su di una base di 0.45 MPa). L'atto produce una trazione delle fibre dell'anello, che vanno a comprimere la matrice

dell'anello stesso e lo irrigidiscono (meccanicamente e non per effetto della pressurizzazione); l'innalzamento, associato ad una depressurizzazione, favorisce il riassorbimento dei fluidi perduti ed il potenziamento degli scambi metabolici.

L'effetto antalgico immediato è da ascrivere alla riduzione delle forze di contatto sulle faccette, all'aumento dello spazio del forame ed alla redistribuzione della compressione (uniformizzazione) nelle fibre dell'anello⁽¹⁾.

AZIONI MUSCOLARI

Un'affermazione correntemente ripetuta, riguardo all'azione dei muscoli, è che la loro funzione sia anche quella di proteggere la CV dai danneggiamenti^(13, 14). Come per tutti gli enunciati lapidari, anche su questa affermazione, prima di accettarla, è bene fare chiarezza.

Per un evento di carico che ha origine all'esterno del corpo, e che il soggetto deve comunque subire, non vi è alcun dubbio che l'intervento muscolare, in aiuto al sistema osteolegamentoso (passivo), riduce sempre lo stato di sforzo che quest'ultimo subirebbe, se operasse da solo.

Nel caso in cui, invece, il carico sulla CV è provocato direttamente dalla libera e voluta, azione muscolare (magari portata all'eccesso), non è più possibile sostenere una presunzione di protezione.

I muscoli dorsali ed addominali, certamente agiscono in modo da proteggere la CV da eccessivo movimento di flessione e torsione (che colpirebbe, in deformazione, il tessuto degli anelli dei dischi), ma sottoponendola sempre ad un aumento di compressione assiale.

E' molto importante convincersi del seguente concetto fondamentale:

la perfezione non è di questo mondo e, sotto l'effetto delle azioni meccaniche, la CV osteolegamentosa non può risultare mai scarica; quindi la situazione operativa migliore possibile è costituita da una compressione assiale (la minore possibile), ben distribuita sui piatti vertebrali ed assenza (o minimizzazioni) di flessioni e torsioni (e taglio) nel disco. A questo deve tendere l'azione muscolare.

Il più grosso pericolo, nei confronti della sicurezza articolare della CV, è l'affaticamento dei muscoli, che produce un ritardo nella loro attivazione e lo scolorimento dei tessuti non contrattili associati, che può inibire gli stimoli propriocettivi della CV e, di conseguenza, ridurre la protezione dell'azione riflessa dei muscoli posteriori.

Si assiste così ad una staffetta poco virtuosa: il mu-

scolo affaticato delega il contrasto ai legamenti e, quando questi sono lassi, il tutto è trasferito agli anelli dei dischi.

Vi è comunque da affermare che, nei confronti della flessione anteriore, i muscoli posteriori mantengono di norma un margine di sicurezza tale da impedire che la CV vertebrale si fletta troppo, portando i tessuti passivi oltre il limite elastico.

Sappiamo bene⁽¹⁵⁾ che solo una parte modesta della compressione che agisce, in vivo, nella CV è da attribuire direttamente alle masse del tronco ed a quelle manipolate in vario modo; la parte più congrua è funzione delle forze trasmesse dai vari tessuti molli adesi alla CV (situazioni tipiche sono: 300÷500 N, dovuti al peso corporeo; 2000÷5000 N per lavori manuali di sollevamento, da normali a pesanti).

In queste situazioni è molto rischioso estrapolare, per i carichi elevati, i risultati sulle distribuzioni degli sforzi tessutali ottenuti da prestazioni modeste; il motivo sta nel fatto che i tessuti coinvolti non forniscono risposte lineari e sono viscoelastici.

La conclusione è che la ripartizione dei contributi tra i tessuti, per lo svolgimento della funzione (suddivisione del contrasto della flessione tra: dischi, legamenti e muscoli), cambia in funzione di:

- entità delle forze in gioco
- velocità del movimento
- durata temporale e cronistoria degli eventi di carico precedenti.

In altre parole: situazioni di carico apparentemente simili qualitativamente, si possono risolvere in situazioni di sforzo completamente differenti, con produzione di conseguenze inaspettate.

Ritornando al discorso della protezione fornita dai muscoli dorsali alla CV, si deve comprendere che tale prestazione varia anche con il mutamento giornaliero delle proprietà meccaniche della spina.

Dopo un periodo di riposo notturno, i muscoli dorsali non sono in grado di limitare a sufficienza la flessione della CV, per compensarne l'aumento di rigidità dei dischi e dei legamenti (che è più che doppia di quella media giornaliera); perciò, in tale stato, la difesa del rachide, fornita dai muscoli, è insufficiente.

Per nostra fortuna tale situazione scompare dopo circa tre ore, dal levarsi dal riposo, e poi il controllo passa decisamente ai muscoli. Il rischio di dolori lombari si riduce drasticamente se si evitano i movimenti di flessione del tronco nelle ore successive al risveglio.

CONCLUSIONI

Il compito del chinesiologo è quello di scegliere e adattare l'attività motoria e l'educazione comporta-

mentale affinché diventino idonei per quel particolare soggetto in quel preciso momento. Per fare questo non è soltanto necessario che egli conosca i vari aspetti del trattamento integrato, ma che conosca anche i principi della patomeccanica e che sappia utilizzarli nella valutazione delle scelte che dovrà operare⁽¹⁶⁾.

Possiamo concludere questa sintetica analisi della biomeccanica posturale rachidea, collegata ai fenomeni patomeccanici, riassumendone i punti salienti. Perciò i concetti espressi debbono essere utilizzati, chinesiologicalamente parlando, in senso operativo:

- mantenimento della mobilità della colonna per consentire il metabolismo riparativo dei tessuti lesi (disco, legamenti e cartilagini)
- aumento della mobilità articolare segmentarla e globale, per impedire l'evoluzione di alcune patologie;
- mantenimento della mobilità delle articolazioni scapolo-omerale e coxo-femorale

- incremento della forza dei muscoli della parete addominale, utili per generare la pressione intraddominale e ridurre così la compressione sulla CV;
- irrobustimento generale dei muscoli del tronco, per favorire le posture corrette del rachide, al fine di alleggerirlo dalle pressioni errate e non creare situazioni di sforzo patologico;
- irrobustimento della muscolatura degli arti inferiori
- educazione comportamentale (back school) per evitare posture incongrue, sovraccarichi e microtraumi ripetuti
- educazione all'atteggiamento posturale corretto, per scaricare le faccette articolari, combattere danni discali e fenomeni di scorrimento tessutale.

Il ruolo del chinesioologo è indispensabile per impostare seri protocolli nella prevenzione primaria e secondaria delle sindromi dolorose e nelle patologie rachidee di origine meccanica.

Bibliografia

- 1) ASMUSSEN E., *The weight carrying function of the human spine*, Acta Orthop. Scand., Vol. 29, p. 276, 1960.
- 2) BECCHETTI S., PARODI V. e MONTI M., *La biomeccanica della funzione strutturale rachidea considerando le curve fisiologiche*, Chinesiologia, N° 4, p. 10, 1996.
- 3) BECCHETTI S., PARODI V. e MONTI M., *La biomeccanica delle funzioni rachidee come sintesi dell'organizzazione muscolare, legamentosa e vertebrale*, Chinesiologia, N° 1, p. 11, 1997.
- 4) DIETRICH M., KEDZIOR K. e ZAGRAJCK T., *A biomechanical model of the human spinal system*, Proc. Instn. Mech. Engrs., 205, p. 19, 1991.
- 5) GRACOVETSKY S., *The spinal engine*, Springer-Verlag, New York, 1988.
- 6) DOLAN P., MANNION A.F. e ADAMS M.A., *Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting*, J. Biomechanics, 27, p. 1077, 1994.
- 7) BERGMARK A., *Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering*, Acta Orthop. Scand., (suppl. 230), Vol. 60, p. 1, 1989.
- 8) LUCAS D.B. e BRESLER B., *Stability of the ligamentous spine*, Tech. Rep. N° 40, Biomechanics Laboratory, S. Francisco, 1960.
- 9) MARTINELLI E., CIARI E. e CECI F., *Asimmetrie, Rigidità ed Alterazioni del Portamento: risultati di uno screening scolastico* - Atti 45° Congresso Nazionale Scoliosi e dorso curvo Stato dell'arte e confronto con altre realtà internazionali, pag. 53, Firenze 23-25 marzo 2001.
- 10) MARTINELLI E., CIARI E., CECI F., *Lo screening scolastico come mezzo per la valutazione delle alterazioni posturali e dei sovraccarichi in età evolutiva*, su European Spinal Resonances, Revue Interne de la S.I.R.E.R. - Lyon (France), N° 37, mars 2004 da pag. 1439 a pag. 1441 (traduzione francese da pag. 1442 a pag. 1444).
- 11) MARTINELLI E., *Prevenzione e attività fisica adattata*, su Percorso Sanità, periodico di informazione della AUSL 12, Viareggio - Anno 5 - Numero 7 - Luglio 2004, pag. 8.
- 12) BECCHETTI S., PARODI V. e MONTI M., *La biomeccanica delle strutture corporee sottoposte a carichi dinamici*, Chinesiologia, 1996.
- 13) MORRIS J.M., LUCAS D.R. e BRESLER B., *Role of the trunk in stability of the spine*, J. of Bone Joint Surgery, 43A, p. 327, 1961.
- 14) PARNIANPOUR M., AARON A. e LI S., *An EMG study of muscular coactivation theory: the effect of pure compression load on spine stability*, 38th Orthop. Res. Soc., Vol. 17, Sec. 1, p. 142, 1992.
- 15) PARNIANPOUR M., SHIRAZI-ADL A., HEMAMI H. e QUESADA P., *The effect of compressive load on the local and global postural stability*, North American Spine Society, 29° Congress, Mavi, Hawaii, 1994.
- 16) RAIMONDI P., VINCENZINI O., et ALT., *Teoria, Metodologia e Didattica del Movimento Compensativo, Rieducativi, Preventivo*, - Margiacchi-Galeno Editrice, Perugia 2003.