



ELENA MARTINELLI

PREVENZIONE DEL MAL DI
SCHIENA DI ORIGINE MECCANICA
CON ATTIVITÀ MOTORIA E
COMPORTAMENTALE

Approfondimenti di patomeccanica
e biomeccanica rachidea



MANUALI
BIOMEDICA

ELENA MARTINELLI

Prevenzione del mal di schiena
di origine meccanica con attività motoria
e comportamentale

Approfondimenti di patomeccanica e biomeccanica rachidea

Firenze University Press

2014

Prevenzione del mal di schiena di origine meccanica con attività motoria e comportamentale : approfondimenti di patomeccanica e biomeccanica rachidea / Elena Martinelli. – Firenze : Firenze University Press, 2014. (Manuali . Biomedica ; 9)

<http://digital.casalini.it/9788866556541>

ISBN 978-88-6655-650-3 (print)

ISBN 978-88-6655-654-1 (online)

Immagine di copertina: © Vadimrysev | Dreamstime.com

Foto archivio Associazione C.A.MO.[®] per le Scienze Motorie Applicate
Revisione argomenti anatomici a cura del Dott. Ferdinando Paternostro,
Università degli Studi di Firenze.
Revisione argomenti metodologici ed esercizi a cura del Dott. Tiziano Balloni e del
Dott. Nicola Palestini, cultori della materia Università degli Studi di Firenze

Certificazione scientifica delle Opere

Tutti i volumi pubblicati sono soggetti ad un processo di referaggio esterno di cui sono responsabili il Consiglio editoriale della FUP e i Consigli scientifici delle singole collane. Le opere pubblicate nel catalogo della FUP sono valutate e approvate dal Consiglio editoriale della casa editrice. Per una descrizione più analitica del processo di referaggio si rimanda ai documenti ufficiali pubblicati sul sito-catalogo della casa editrice (<http://www.fupress.com>).

Consiglio editoriale Firenze University Press

G. Nigro (Coordinatore), M.T. Bartoli, M. Boddi, R. Casalbuoni, C. Ciappei, R. Del Punta, A. Dolfi, V. Fargion, S. Ferrone, M. Garzaniti, P. Guarnieri, A. Mariani, M. Marini, A. Novelli, M. Verga, A. Zorzi.

© 2014 Firenze University Press
Università degli Studi di Firenze
Firenze University Press
Borgo Albizi, 28
50122 Firenze, Italy
www.fupress.com/
Printed in Italy

*Con commozione e gratitudine dedico questo mio lavoro
a Giuseppe Carlo Balboni,
Professore Emerito di Anatomia Umana
dell'Università degli Studi di Firenze,
ultimo Direttore dell'Istituto Superiore di Educazione Fisica
(ISEF) di Firenze.*

*Artista, atleta, grande studioso del movimento umano,
attento custode della nostra tradizione ed entusiasta
anticipatore di nuove frontiere delle Scienze Motorie,
Amico sincero, disponibile e generoso.*

Sommario

Introduzione	XI
Cap. 1 – Il dolore rachideo	1
1.1 Concetto di dolore vertebrale e il mal di schiena (Back Pain – BP) di origine meccanica	1
1.2 Meccanismo e concetto di dolore	2
1.3 Dimensione del fenomeno e suoi costi sociali	5
Cap. 2 – Approccio biomeccanico allo studio del rachide	7
2.1 Biomeccanica	7
2.2 Problematiche e strumenti	7
2.3 Curve fisiologiche, stabilità nella CV	11
2.4 Sistemi di controllo nella CV e biomeccanica generale delle curve fisiologiche	13
Cap. 3 – Cenni di biomeccanica strutturale e cinematica rachidea	17
3.1 Movimenti articolari, forze e momenti di forze, parti funzionali della CV	17
3.2 Cinematica della CV	20
3.3 Rachide lombare in movimento e in equilibrio	22
3.4 Tratto dorsale della CV in movimento e in equilibrio	25
Cap. 4 – Biomeccanica dei costituenti rachidei	29
4.1 Costituenti strutturali: vertebre	29
4.2 Elementi di controllo passivi	31
4.3 Elementi di controllo attivi: muscoli	41
Cap. 5 – Patomeccanica dei costituenti rachidei	47
5.1 Effetti dei carichi su dischi e faccette articolari	47
5.2 Effetti dei carichi di flessione su legamenti e pressurizzazione dei dischi	48
5.3 Effetti del carico di torsione	50
5.4 Effetti derivanti da vari atteggiamenti posturali	51
5.5 Genesi del danno meccanico tessutale nella CV	52
5.6 Danneggiamento del disco ed effetti meccanici delle lesioni	55
5.7 Osso vertebrale, sollecitazioni cicliche e danneggiamento a fatica	57
5.8 Rimodellamento adattativo e cambiamento degenerativo	58
5.9 Danneggiamenti, degenerazioni e BP	59

Cap. 6 – Dinamica corporea sotto carichi impulsivi e vibratori	61
<i>Valter Parodi</i>	
6.1 Analisi della meccanica dell'arresto di un corpo, urti e vibrazioni	61
6.2 Trasmissibilità sotto vibrazione e urto	64
6.3 Generalità sul comportamento dinamico della CV	66
6.4 Effetti generali delle vibrazioni nel corpo umano	66
6.5 Dinamica impulsiva nel corpo umano	70
Cap. 7 – Sintomatologia del BP meccanico-funzionale	79
7.1 Manifestazioni del Neck Pain (NP)	79
7.2 Dorsalgia	81
7.3 Manifestazioni del LBP	82
7.4 LBP non specifico	83
7.5 LBP specifico	84
7.6 Strategia di approccio razionale al BP	85
Cap. 8 – Postura e dolore	87
8.1 Stabilità e instabilità della CV	87
8.2 Rischi in caso di alterazioni posturali	88
8.3 Rischi nel movimento di sollevamento	88
8.4 Pressione intra addominale (PIA): generazione, proprietà e sua funzione strutturale	90
8.5 Stabilità, attivazione muscolare e sollecitazione articolare	93
8.6 Stabilizzazione della CV sotto carico simmetrico di compressione ed effetti della variabilità delle curve	94
8.7 Stabilizzazione della CV sotto carico di compressione asimmetrico e in riferimento all'età	97
Cap. 9 – Prevenzione del BP di origine meccanica	99
9.1 La scuola della schiena (Back School-BS)	99
9.2 BS teorico pratica metodo C.A.MO. [®]	111
9.3 Strumenti per la valutazione del dolore	112
Cap. 10 – Postura, movimento e BP	115
<i>Tiziano Balloni, Nicola Palestini</i>	
10.1 Metodo C.A.MO. [®]	115
10.2 Esame morfofunzionale: test specifici	116
10.3 Posizioni di partenza (P.P.)	124
10.4 Posizioni di relax (P.R.)	127
Cap. 11 – Orientamenti per la scelta delle esercitazioni	131
11.1 Aspetti fondamentali	131
11.2 Finalità principali degli esercizi	132
11.3 La ripetizione	145

Cap. 12 – Riequilibrio posturale ed esercizi antalgici	147
12.1 BP di origine meccanica in età adulta e anziana, problematiche legate all'invecchiamento e trattamento con l'esercizio fisico	147
12.2 Riequilibrio posturale e attività motoria adattata agli anziani	151
12.3 Metodo C.A.MO. [®] nel trattamento del BP di origine meccanica	152
Conclusioni	166
Bibliografia	167

Introduzione

Promuovere stili di vita corretti è uno dei compiti principali della sanità pubblica; è fondamentale che tutti i cittadini abbiano accesso alle diverse opportunità di promozione della salute, ma è anche un preciso dovere di ognuno di noi essere disposti al cambiamento ed essere parte attiva nella gestione della propria condizione.

La prevenzione resta lo strumento più valido per ridurre l'incidenza e la prevalenza di molte malattie contemporanee (cardiopatie, ictus, diabete, cancro, malattie respiratorie e metaboliche ecc.), tra le quali spiccano in modo particolare le malattie croniche, degenerative e le affezioni da sovraccarico biomeccanico della CV e il danno che ne consegue.

Il motivo fondamentale per cui si continua a studiare il fenomeno mal di schiena (Back Pain-BP) è dovuto alla sua crescita esponenziale in ogni età e ai notevoli costi per visite mediche, esami diagnostici e terapie. Nonostante le varie ipotesi avanzate sullo sviluppo del mal di schiena non si sono ancora individuate spiegazioni convincenti e questo ha favorito la nascita e la concorrenza di molte figure professionali, creando disorientamento terapeutico a scapito di un razionale approccio metodologico.

Il 97/98% di tutti i BP è di origine meccanica; il BP di origine meccanica trova la sua manifestazione in una zona di tessuto, spesso alterato, sottoposto a uno sforzo per lui eccessivo. Posture fisse prolungate e movimentazione manuale di gravi provocano la generazione locale di uno sforzo con conseguente lesione dei componenti tessutali del rachide, fattori che compromettono la funzione dell'intero sistema. Per chi ha provato episodi di BP o ha un dolore cronico persiste la difficoltà di individuare l'esatto motivo della sofferenza con una precisa diagnosi e di impostare una sicura strategia di gestione della propria vita che lo metta al sicuro da peggioramenti o da fenomeni di riacutizzazione. Il BP di origine posturale deriva da atteggiamenti non corretti, da situazioni occupazionali che obbligano ad assumere atteggiamenti antiergonomici oppure da errate abitudini di vita e da scarso esercizio fisico.

La prevenzione primaria e secondaria del BP, per avere successo, deve svolgersi attraverso educazione e strategie comportamentali e specifiche azioni motorie, ispirate dagli studi biomeccanici che le Scienze Motorie Applicate traducono in programmi individualizzati ed efficaci metodiche di esercizio fisico. Si tratta di un contributo importante anche nel trattamento del dolore rachideo; per lo più è misconosciuto e invece bene supporta e si armonizza con le altre terapie.

In oltre 30 anni di esperienza il metodo C.A.MO.[®] si distingue come metodica di prevenzione e di trattamento del BP basata sul riequilibrio posturale, la scuola della schiena (Back School) teorico-pratica adattata alle esigenze lavorative e comportamentali e sulla scelta di

proposte motorie personalizzate. Il valore aggiunto che si raggiunge attraverso l'educazione e il miglioramento dell'efficienza fisica è importante quindi anche nella prevenzione secondaria del BP e rende le persone autonome nella gestione del disturbo e nella prevenzione delle recidive.

Questo è un testo scientifico di base che, partendo dall'analisi della biomeccanica del rachide sano, discute gli eventi di danno meccanico e utilizza queste conoscenze per evitare le situazioni di rischio e propone attività motorie con finalità preventive e compensative.

Capitolo 1

Il dolore rachideo

1.1 Concetto di dolore vertebrale e il mal di schiena (Back Pain – BP) di origine meccanica

Nella nostra trattazione relativa all'approccio del problema prenderemo in considerazione il Back Pain (BP) in senso generale e aspecifico, non associato a eziologie differenti da quelle presumibilmente di origine meccanica. In questo contesto il concetto di dolore o Pain è quello espresso dalla International Association for the Study of Pain: «una sgradevole esperienza, sensoria ed emozionale, associata con un reale o potenziale danno tissutale».

Per indicare in modo sintetico il fenomeno del mal di schiena useremo l'acronimo anglosassone BP, per indicare il dolore localizzato in zona lombare useremo l'acronimo LBP (Low Back Pain) e per la localizzazione cervicale NP (Neck Pain).

Quella che oggi definiamo sintomatologia algica meccanico-funzionale è una situazione di malessere che appartiene da sempre alla storia dell'uomo, già nota agli antichi Egizi e citata da Ippocrate, ed è descritta da termini pittoreschi quali colpo di frusta, colpo della strega.

L'approccio diagnostico spesso non è omogeneo né condiviso, nonostante le numerose linee guida, e risente dell'area culturale di appartenenza del medico. I risultati riportati sul referto, seppur corretti, non risolvono l'aspettativa del paziente che è sempre alla ricerca di rassicurazioni sul motivo del suo stato di sofferenza e alla ricerca di chiarezza sulle metodiche di trattamento; le comuni proposte di trattamento, infatti, spaziano in campi e metodologie differenti e anche in antitesi tra loro: chirurgia, fisioterapia, trattamento meccanico, applicazioni di caldo o freddo, riposo o esercizi, movimenti in flessione o in estensione, attività di mobilizzazione oppure immobilizzazione, manipolazioni ma anche trazioni ecc. Quindi si assiste a una gara di proposte terapeutiche, formulate dai molti che operano nel settore, dal più serio approccio clinico fino alle imposizioni del guaritore fideistico.

Non spetta a noi giudicare in tal senso, mentre riteniamo giusto evidenziare alcuni aspetti caratteristici e ripetitivi del problema BP: l'estrema diffusione di tale sintomatologia; la difficoltà di individuarne le vere cause dell'origine; la riduzione o scomparsa del dolore, in tempi più o meno brevi, indipendentemente dalle terapie seguite; la frequenza delle recidive.

La nostra linea ispiratrice è l'applicazione congruente dei principi provati dalla ricerca biomeccanica condotta a livello mondiale e proporre una logica d'intervento basata sulla conoscenza aggiornata della patogenesi meccanico-funzionale rachidea.

Il BP d'origine meccanica trova la sua manifestazione in una zona di tessuto, spesso alterato, sottoposto a uno sforzo per lui eccessivo. Lo sforzo consiste in una particolare distribuzione locale di forze che, per la maggior parte, hanno origine direttamente o indirettamente dall'azione gravitaria delle masse e dalla contrazione dei vari fasci muscolari presenti nel tronco. Ne

consegue che per comprendere le condizioni di generazione del BP è indispensabile conoscere il valore delle forze esistenti nei diversi siti del rachide.

Una volta che avremo chiarito tutti i possibili meccanismi dell'insorgere del BP, rimane pur sempre l'enorme problema della corretta diagnosi eziologica nel singolo caso specifico. Quando si tratta di una patologia rachidea di natura meccanica, l'indagine clinica, seppur utilissima, limita il suo contributo a escludere le altre cause d'origine piuttosto che dedicarsi all'individuazione della natura del problema meccanico specifico.

Gli esempi sono molti:

- una contrattura muscolare con relativo dolore può derivare da un semplice errore posturale, oppure essere la manifestazione somatica di uno stress emotivo che realizza, con la generazione del dolore fisico, un trasferimento del conflitto psicologico che affligge il paziente;
- un mal di schiena di origine posturale può derivare da situazioni occupazionali con atteggiamenti antiergonomici, oppure da abitudini e attività motorie proprie del soggetto su cui è possibile un intervento più diretto;
- sensazioni algiche possono essere generate da protrusioni o erniazioni del disco che premono sui nervi, oppure è l'innervazione dello strato più esterno del disco vertebrale o del periostio dell'osso vertebrale a fungere da recettore per la percezione del dolore.

La maggior parte dei disturbi che colpiscono la colonna vertebrale (CV) è di natura meccanica. Le sedi articolari rachidee derivano dall'organizzazione di tessuti differenti, dotati di nocicettori e quindi in grado di provocare e percepire dolore. La lesione di ciascun componente tessutale dell'elemento funzionale (EF) può compromettere la funzione dell'intero sistema rachide.

In sintesi i problemi meccanici sono difficili da individuare e da correlare all'eziologia del dolore e rappresentano il 97-98% della casistica del BP; insorgono per persistenza di contratture muscolari, errori posturali cronici, alterazioni-degenerazioni di sistema o tessutali interessanti disco, legamenti, tendini, fibre muscolari, cartilagini articolari e radici dei nervi.

Il sicuro riconoscimento della causa del dolore apre la via al corretto intervento e rende possibile anche la prevenzione biomeccanica. Il problema nasce quando, per la difficoltà diagnostica, si sostituisce lo studio attento dell'eziologia del danno con attribuzioni di routine.

Il compito e responsabilità del medico è quello di inviare al trattamento meccanico soltanto i pazienti che non soffrono di patologie gravi riconosciute e specifiche (cancro, infezioni ossee, forme artritiche e malattie a carico d'altri organi come reni, pancreas, aorta, organi sessuali ecc.). Tale compito si dimostra tutt'altro che semplice per la complessità fisica del rachide, in particolare di quello lombare, e per l'esistenza di deboli correlazioni tra sintomi dolorosi, risultati delle analisi strumentali, osservazioni e alterazioni anatomiche e fisiologiche.

Nel BP di origine meccanica, il professionista in scienze motorie decide il tipo di intervento personalizzato di educazione comportamentale, di riequilibrio posturale e le metodiche antalgiche in stretta collaborazione con il medico. Per fare questo non è soltanto necessario che sia pratico dei vari aspetti della terapia meccanica, ma anche che conosca i principi della biomeccanica e della patomeccanica che stanno alla base della bontà delle sue scelte.

1.2 Meccanismo e concetto di dolore

Il sintomo dolore è provocato dallo stimolo di alcune terminazioni nervose o dall'irritazione dei nervi sensoriali e costituisce proprio la costituente fondamentale e caratterizzante del BP di cui spesso, anche dopo attente indagini, ne continua a costituire l'unica caratteristica tangibile.

Il midollo spinale, parte del sistema nervoso centrale, da considerarsi una prosecuzione dell'encefalo, è più corto della CV in cui è contenuto e raggiunge solo il livello di L1-L2. Le 8

radici nervose del rachide cervicale fuoriescono in orizzontale, le 12 del tratto toracico seguono un andamento diagonale e le 5 radici lombari, per uscire dai segmenti vertebrali posti a livello inferiore, assumono una direzione quasi verticale configurando la struttura tipica della cauda equina, che le conduce molto più in basso rispetto alla loro origine. Pertanto il canale lombare contiene quasi esclusivamente fibre nervose.

Dopo essere uscite dal canale vertebrale, le singole radici si raggruppano per dare origine a un nervo periferico, il nervo ischiatico o sciatico, che è formato dalla confluenza delle radici che vanno dalla IV lombare alla III sacrale. Il collegamento tra il midollo spinale, ben protetto all'interno del canale vertebrale, e la periferia avviene tramite i nervi spinali che escono in 31 coppie simmetriche dai forami intervertebrali posti ai lati del rachide. Ogni nervo spinale è formato dall'unione di due differenti radici, motoria e sensitiva, che si uniscono proprio a livello del forame intervertebrale. Tale foro è di dimensioni modeste, con pareti dalle superfici rigide e occupato quasi completamente dalla sezione del nervo (Fig. 1.1, Fig. 1.2, Fig. 1.3, Fig. 1.4, Fig. 1.5, Fig. 1.6); di conseguenza il manifestarsi di una qualsiasi alterazione della geometria del sito,



Fig. 1.1



Fig. 1.2



Fig. 1.3



Fig. 1.4



Fig. 1.5



Fig. 1.6

come quella che può essere indotta da un becco artrosico o da un'erniazione discale, provoca facilmente una compressione del nervo con conseguente possibile generazione di sensazione algica, accompagnata da disturbi sensitivi e motori.

In realtà una radice nervosa sana e integra, se soggetta a irritazione prodotta da azione meccanica di stiramento o compressione, può produrre facilmente parestesia, disestesia, analgesia e paralisi motoria, ma assai più raramente il dolore. La produzione del dolore sarebbe attribuita alla fibrosi della radice nervosa e del ganglio dorsale all'interno del forame, equiparandola a una infiammazione conseguente a erniazione del disco o stenosi del forame.

Parte della vulnerabilità derivante dalla coesistenza fisica delle tre funzioni svolte dalla CV, motoria, strutturale e protettiva del sistema nervoso, è conseguenza dell'adattamento alla postura verticale assunta dall'uomo nella sua storia evolutiva, come verrà illustrato nei prossimi capitoli, ma riteniamo eccessivo considerare il BP un tipico fenomeno caratterizzante la situazione del bipede.

La sensazione soggettiva del dolore deriva dalla stimolazione chimica, termica, meccanica ed elettrica di strutture nervose periferiche dette recettori sensitivi o nocicettori, specializzati per tipo di stimolo, capaci di percepire l'esistenza di stimoli nocivi per l'integrità dei tessuti e di tradurli in sensazione dolorosa.

Pertanto la sensazione dolorosa generata è intesa come un segnale d'allarme, con funzione protettiva.

Il sintomo dolore, pur potendo avere componenti e origini differenti, si origina distrettualmente dal livello di soglia di percezione delle terminazioni nervose nocicetrici; la conduzione dello stimolo nervoso è posta sulle varie fasi di polarizzazione-depolarizzazione della loro membrana cellulare.

I nocicettori sono diffusi in tutto l'organismo ma sono particolarmente numerosi nelle strutture rachidee, dove vi è una elevata presenza di fibre muscolari, inserzioni di legamenti e capsule articolari. Lo stimolo dolorifico è trasmesso da questi sensori periferici alle radici posteriori dei nervi spinali mediante fibre nervose sensitive, indi risale fino all'encefalo attraverso il midollo spinale arrivando alle aree sensitive della corteccia cerebrale che lo riconosce come tale e lo attribuisce, talora in modo non preciso, alla zona interessata dallo stimolo primario.

È noto il caso del dolore generato da malattie delle strutture scheletriche o viscerali, che è percepito dal paziente come se fosse generato in zone del tutto differenti per il fatto che sono innervate dagli stessi elementi spinali.

Solo una parte, però, degli impulsi trasmessi è percepita come dolore. Perché questo accada è necessario che lo stimolo raggiunga un'intensità superiore a una certa soglia critica soggettiva e che, una volta trasmesso lungo le fibre nervose del midollo spinale fino alla corteccia cerebrale, avvenga la percezione del messaggio che esprime l'informazione di dolore.

Questo sistema di trasmissione è uno dei più lenti del sistema nervoso. Si pensi invece al caso della scottatura delle dita in cui il riflesso d'allontanamento delle dita dal sito ustionante costituisce un movimento che si produce prima della completa percezione del dolore. Questo accade in quanto l'informazione è passata dallo stesso midollo spinale alle fibre motorie che la restituiscono alla periferia sotto forma di repentina contrazione dei muscoli. Le vie di trasmissione del dolore sono multi neuronali, formate da più fibre nervose di tipo lento e trasmettono l'impulso mediante un cammino a staffetta assai più lento di una via diretta.

Sia a livello midollare che cerebrale esistono collegamenti tra le vie di trasmissione degli impulsi algici e il sistema vegetativo preposto alla regolazione di pressione arteriosa, sudorazione, termoregolazione e metabolismo di molti organi interni; ne segue che il dolore può facilmente provocare svenimenti, sudorazioni, vomito e diarrea.

Nel caso specifico della CV è interessante individuare, all'interno dei tessuti che costituiscono i singoli EF, le specifiche possibilità di generazione del dolore di natura meccanica:

- il disco, direttamente nella parte più esterna dell'anello quando va a comprimere altre strutture nervose;
- la vertebra, direttamente nel periostio;
- i legamenti longitudinali anteriore e posteriore, per irritazione diretta;
- il legamento giallo, che preme su altre strutture nervose;
- i legamenti della parte posteriore, per allungamento eccessivo in flessione;
- le superfici delle articolazioni apofisarie, direttamente per effetto di mutua compressione o pressione su altre strutture nervose;
- le fibre muscolari, per contrazione protratta nel tempo o per trazione eccessiva.

Si usa distinguere il BP in vertebrale ed extravertebrale.

Il dolore vertebrale è generato dai nocicettori della CV e si distingue in radicolare e pseudoradicolare. Il primo deve il suo nome al fatto che è generalmente prodotto dall'offesa di una radice nervosa; il secondo, pur provenendo dagli stessi siti, non ha tale origine.

Il dolore extravertebrale è un tipico dolore riferito, che è confuso con il vero BP perché utilizza le stesse vie nervose di trasmissione.

1.3 Dimensione del fenomeno e suoi costi sociali

La bibliografia attribuisce esperienze di BP di durata varia con forme acute, sporadiche o ricorrenti nell'80%-90% della popolazione occidentale adulta in età lavorativa, con un elevato costo sociale ed economico ripartibile nelle due componenti principali medico-sanitarie e perdita produttiva non correlabili a cause specifiche esattamente diagnosticabili.

Per quanto riguarda le richieste di assistenza sanitaria e di autorizzazioni per assentarsi dal posto di lavoro la manifestazione del BP è superata solo dalle malattie respiratorie; il BP è anche tra le prime patologie invocate nelle procedure di prepensionamento, richiesta di modifica delle mansioni lavorative e di sussidi di invalidità civile.

Si stima che oltre l'80% degli italiani di età superiore ai 25 anni sia colpito da almeno un episodio BP e che circa quindici milioni di persone nel nostro paese vivano con costante sintomatologia dolorosa, più o meno grave, e facciano ricorso alle cure mediche. I dati sono in aumento e l'età di insorgenza si è abbassata fino a interessare gli adolescenti con una prevalenza maggiore nei praticanti sport agonistico, circa il 35 % nei giovani dai 14 ai 16 anni.

Nonostante molte e valide indicazioni quantitative disponibili in letteratura già da tempo, la prima conoscenza analitica veramente esaustiva sull'impatto economico e sociale del BP ci è stata fornita nel 2000 da due ricercatori inglesi Maniadakis (Global Health Outcomes) e Gray (Institute of Health Science, Università di Oxford), con la pubblicazione della loro ricerca sui costi del BP nella società inglese. Nel Regno Unito, la disabilità da BP intesa come ore di lavoro perdute era cresciuta del 104%, dal 1986 al 1992, mentre quella prodotta da altre cause era cresciuta solo del 60%. Nel periodo 1994-1995, secondo il Department of Social Security, 1998, si sono perdute 116 milioni di giornate lavorative a causa del BP. Oltre ciò l'Office of Population Censuses and Surveys, 1997, ha denunciato una palese riduzione dell'impegno nel sociale e in altre attività di sostegno da parte delle persone affette da BP, individuando un sostanziale impatto negativo di tale patologia nello stile di vita personale, familiare e di riflesso in quello della società in generale.

Si ritiene che l'evoluzione dell'attuale tendenza supererà presto il mero aspetto economico e sanitario e influirà sensibilmente sulle scelte sociali, anche in rapporto a nuove priorità di spesa nel campo della salute. Per le indagini diagnostiche strumentali i consulti, i ricoveri e le cure mediche anche in Italia le spese sono enormi e in aumento, come anche le figure professionali che ne traggono vantaggio economico. Si stima che circa il 50% degli adulti non consulta il

medico, assume farmaci da banco scelti autonomamente e secondo i più differenti criteri e si affida a caso agli interventi di figure non riconosciute.

È dimostrato che il danno sociale maggiore che deriva dal BP consiste nella riduzione della capacità produttiva, dovuta all'inabilità al lavoro e nella necessità di sostegno nello svolgimento delle attività quotidiane e domestiche. Il BP ha imposto un costo economico sociale superiore a quello d'ogni altra forma di disabilità, principalmente a causa dei costi indiretti, valutati pari a 2-5 volte superiori dei costi diretti, superando persino il costo delle malattie derivanti dalle disfunzioni coronariche che risultano di pari impatto economico per quanto riguarda i costi diretti.

Borghouts, Bouter e Alt hanno analizzato in Olanda nel 1996 l'impatto sociale ed economico del NP; il costo globale era stimato nell'ordine dell'1% della spesa totale per la salute e dello 0.1% del prodotto nazionale lordo. Il costo diretto risultava il 23% di tale cifra, di cui l'84% era assorbito dal settore paramedico; pertanto i costi indiretti superavano di oltre 3 punti quelli diretti. Da notare che nel preambolo allo studio inglese si era spiegato che il motivo fondamentale era la constatazione di una crescita esponenziale dei costi del BP, raddoppiato nel periodo 1986-1992.

Considerando che, nel frattempo, la qualità del servizio sanitario non è certo peggiorata, come non è certamente peggiorata la situazione del lavoro fisico gravoso e usurante, non è semplice individuare una risposta esaustiva che spieghi questa scoraggiante tendenza e non si sono ancora individuate, tra le varie ipotesi, spiegazioni veramente convincenti. Per questo lo sviluppo della ricerca sulla prevenzione e sul trattamento del BP di origine patomeccanica merita tutta l'enfasi possibile.

Indubbiamente l'aumento della durata media della vita influisce notevolmente, quando invece nell'antica Roma la durata media era di circa 22 anni. Oggi gli ultrasessantenni costituiscono una fascia cospicua e quindi è cresciuta la popolazione interessata a tale patologia; la fascia di età più colpita però dall'insorgere del disturbo è quella dei 20-65 anni. Ne consegue che in moltissimi anziani affetti da BP la patologia si è sviluppata in precedenza e la sua genesi non è correlata direttamente all'età avanzata.

Il BP si dimostra dunque la patologia più temibile nei confronti del degrado della qualità della vita intesa anche come capacità di erosione del reddito degli anziani e delle relazioni sociali e la disabilità dovuta al NP oggi assume un valore a volte superiore al 50% di quella globale del BP.

Capitolo 2

Approccio biomeccanico allo studio del rachide

2.1 Biomeccanica

Il nostro approccio allo studio del movimento umano e dei movimenti della CV è coerente con i principi forniti dalle scienze fondamentali e in particolare dalla biomeccanica.

La biomeccanica è nata come una branca delle scienze naturali, subendo poi un profondo processo di riordinamento dettato dai suoi stessi criteri operativi. È una scienza priva di paradigmi propri (Calderale, Gola 1977) che ha costruito la sua struttura partendo appunto da una sintesi di altre scienze naturali ed è giunta a dare contributi del tutto originali, costituendo un complesso di dati e osservazioni sugli aspetti meccanico-funzionali dei sistemi biologici animali.

La sua base fondamentale è costituita dalla meccanica teorica o razionale, branca della fisica che studia gli aspetti generali del movimento e delle interazioni meccaniche tra i corpi materiali; con il termine movimento s'intende una variazione nel tempo della posizione relativa a un riferimento dei corpi nello spazio, mentre con il termine interazione meccanica fra i corpi si intende la modificazione dei movimenti o delle forme dei corpi stessi che induce deformazioni.

La misura quantitativa dell'interazione meccanica tra i corpi è quella grandezza nota come forza.

Di fatto la biomeccanica, anche quando è limitata al solo studio del movimento del corpo umano, non può essere supportata dalla sola meccanica teorica ma richiede robusti contributi da altre discipline scientifiche: matematica, fisiologia, biologia, anatomia, chimica, statistica, misure ecc. La vera innovazione fornita dalla biomeccanica è stata la definizione quantitativa dei fattori meccanici che influiscono sul funzionamento degli organismi viventi. Sappiamo che i materiali viventi hanno proprietà meccaniche mutevoli che dipendono dallo stato di tensio-deformazione cui sono sottoposti. Tali dipendenze possono superare quelle indotte dai processi biochimici e sono mutevoli nel tempo.

Per chi svolge attività nel settore delle scienze motorie questo vuol affermare che la biomeccanica è la chiave universale d'accesso alle problematiche della motricità dell'uomo, sviluppata al di fuori delle metodiche tradizionalmente proposte dalla medicina.

2.2 Problematiche e strumenti

La comprensione del comportamento biomeccanico della CV richiede la considerazione contemporanea di differenti sistemi biologici posti tra loro in stretta relazione gerarchica: il tronco, il rachide stesso e le sue articolazioni intersegmentarie. Il tronco è la parte centrale

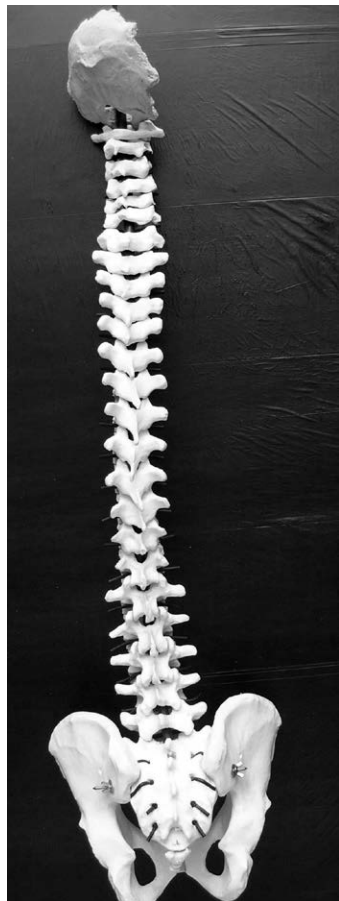


Fig. 2.1



Fig. 2.2



Fig. 2.3

del corpo cui sono uniti gli arti e il capo e richiede, per il suo sostegno, dell'esistenza di una struttura scheletrica che si estende ai complessi della gabbia toracica e del bacino, integrati con la CV stessa.

È appunto il tronco che determina lo stato di sollecitazione della CV, attraverso le azioni esercitate dai suoi organi e dai tessuti molli in pressione, gli effetti gravitazionali delle sue masse, le contrazioni dei numerosi complessi muscolari presenti e il trasferimento al suo interno delle azioni meccaniche generate negli arti.

La CV è il complesso osteoartrolegamentoso che unisce strutturalmente la parte superiore del corpo al sistema bacino+arti inferiori, fornendo una certa mobilità al tronco (Fig. 2.1, Fig. 2.2, Fig. 2.3).

Allo svolgimento contemporaneo dei due compiti strutturale e cinematico, si associa anche quello, strategico, di protezione dei costituenti dell'asse nervoso alloggiato nel canale midollare che la percorre assialmente. La gestione della delicata situazione che si viene così a creare richiede lo sviluppo di specifici requisiti biomeccanici che sono assai difficili da conciliare per i seguenti motivi:

- se prevalesse la funzione strutturale si avvantaggerebbero i requisiti di robustezza e rigidità e la mobilità-deformabilità diverrebbe un pericolo potenziale per i costituenti nervosi presenti in loco in quanto costantemente sollecitati dalle variazioni geometriche durante i movimenti;

- la funzione cinematica contrasta con la precedente, dato che costringe alla rinuncia della continuità strutturale della CV; infatti la CV sviluppa una mobilitazione diffusa distribuita in ben ventiquattro distretti e questo aumenta pericolosamente il numero delle sedi di discontinuità strutturale a rischio;
- i costituenti del sistema nervoso sarebbero al sicuro se alloggiassero in un sito privo di sollecitazioni e di variazioni di forma, come è la cavità cranica, piuttosto che in una struttura articolata.

Dato che è la segmentazione articolare a creare la criticità biomeccanica della CV è proprio in questi siti di discontinuità del sistema scheletrico che bisogna individuare le condizioni particolari che possono costituire occasioni di danneggiamenti dei sistemi o dei tessuti, generando degrado della motricità e dolore. In breve si può affermare che le grandi influenze meccaniche, esterne o autogenerate, si trasferiscono dai costituenti del tronco alla CV, che li gestisce come un sistema funzionale unico e le conseguenze sono sempre verificate a livello dei costituenti e tessuti impegnati nelle sezioni funzionali rachidee. Altri fattori di cui tener conto sono la presenza dei legamenti e i contatti tra le faccette articolari, che influenzano il sistema almeno quanto la qualità meccanica del disco, e gli effetti delle contrazioni muscolari che generalmente superano quelli dei carichi gravitazionali nella definizione degli sforzi sui tessuti. Perciò è necessario fare riferimento a una visione di sistemi integrati e il comportamento biomeccanico della CV non può essere studiato facendo riferimento a schematizzazioni banali del rachide come una struttura costituita da impilamenti in serie di vertebre e dischi ((Parodi, Martinelli, 2008).

I primi studi biomeccanici sul rachide sono stati condotti sulla base delle osservazioni anatomiche e fisiologiche. Oggi lo studio dei costituenti, sia come sistemi (vertebre, legamenti, articolazioni apofisarie) sia come materiali (tessuti ossei, cartilaginei, legamentosi ecc.) è quantitativo e ciò richiede l'esecuzione di misure in un ambito sperimentale controllato.

Tradizionalmente si usa distinguere la sperimentazione in vivo e in vitro, in base alla natura dell'ambiente in cui si agisce.

La sperimentazione in vivo è irrinunciabile per evidenziare l'evoluzione di uno stato fisico nel tempo e per capire l'influenza del sistema nervoso sul controllo motorio e posturale; però presenta gravi limitazioni oggettive sia per motivi etici, invasività, sia per le alterazioni prodotte nei fenomeni in studio dall'esecuzione delle procedure di osservazione e misurazione. È un tipo d'approccio sperimentale più adatto all'analisi del movimento e degli aspetti cinematici in genere piuttosto che a quella dei fenomeni strutturali e della distribuzione degli sforzi tessutali sulla CV.

La sperimentazione in vitro, tipicamente eseguita sui reperti anatomici detti sistemi o elementi, è più adeguata all'analisi degli sforzi tessutali. Il metodo è finalizzato a determinare le conseguenze immediate degli stati di sollecitazione e di deformazione imposti alle vertebre e ai dischi, delle pressioni sviluppate nei contatti tra le cartilagini delle faccette e delle forze generate nei legamenti e nei muscoli. Ma, anche per questa filiera sperimentale, sussistono sempre grandi limitazioni tecniche oggettive. Per la loro pratica esecuzione le procedure richiedono spesso l'eliminazione di vari elementi biologici strettamente cooperanti con quelli direttamente in studio, con conseguente annullamento degli effetti sinergici associati. Inoltre sono sempre presenti le alterazioni funzionali derivanti dalla devitalizzazione e dalla estrazione-conservazione dei tessuti fuori dal loro naturale ambiente biologico. Particolarmente limitante per la comprensione degli aspetti strategici dei fenomeni dinamici è l'annullamento del controllo neurale del movimento che ci priva dei contributi personalizzati tipicamente caratterizzanti gli atti motori.

Anche se le forme di sperimentazione tradizionale presentano forti limitazioni, la biomeccanica dispone di un'altra potente risorsa che deriva dall'uso dei modelli per la sperimentazione o studio in simulazione. Il metodo si basa sulla creazione di un modello, che è un sostituto dell'originale, così definibile: «un qualsiasi sistema concepibile a livello astratto, o materiale,

che può sostituirsi all'originale per fornire utili informazioni sul suo comportamento reale» (Calderale, Del Prete 1995: 120).

Da lungo tempo la pratica ingegneristica ricorre ai modelli di simulazione in tutti quei casi in cui la sperimentazione tradizionale risulta impossibile, pericolosa o antieconomica e ha affinato tale metodica fino al punto di darle un elevato livello di validità generale.

La sperimentazione in simulazione si sviluppa secondo precisi stadi intermedi: individuazione e precisa delimitazione degli obiettivi dello studio; acquisizione delle informazioni sufficienti per la creazione del modello come banche dati e sperimentazione classica; realizzazione del modello del sistema in studio con affinazione congruente agli obiettivi; sperimentazione in simulazione con revisione dinamica del modello; riconversione dei risultati ottenuti sul modello in indicazioni trasferibili al sistema reale.

La creazione di modelli troppo universali è in genere antieconomica e di difficilissima gestione, quindi conviene limitarsi al soddisfacimento di necessità specifiche, individuando e delimitando degli obiettivi.

Nei modelli per lo studio della CV, in base allo scopo per il quale saranno utilizzati, si devono definire: lo schema strutturale, che comprende tronco-CV-coste-bacino, la CV totale o parziale e la sezione articolata; gli elementi coinvolti, CV totale o parziale, dischi intervertebrali a rigidità reale o cerniere senza attrito, presenza delle coste, collegamenti col bacino, elementi posteriori del rachide, legamenti, spinte degli organi aderenti, muscoli attivati; i gradi di libertà e le interdipendenze quali le limitazioni e mutue influenze negli spostamenti; le interazioni tra sistema e ambiente come le forze scambiate con l'esterno, vincoli interni, appoggi, contatti, pressioni; le proprietà dei tessuti secondo le leggi dei rapporti tra forza e deformazioni, le costanti elastiche direzionali, la viscoelasticità e la variazione delle caratteristiche meccaniche con le deformazioni in relazione ai carichi; le interazioni tra gli elementi come criteri di ottimizzazione, ripartizioni, co-contrazioni muscolari, effetti indotti dagli sforzi.

I moderni modelli di studio della CV sono essenzialmente di natura matematica: possono essere risolti analiticamente oppure numericamente.

Il metodo analitico è proponibile quando il modello è definito secondo un sistema di equazioni risolvibili e, in tal caso, fornisce soluzioni correlate direttamente ai dati d'ingresso come nel caso del controllo dell'equilibrio della CV sotto carico esterno, ottenuto attivando un limitato numero di fasci muscolari. È il tipico caso che presenta la soluzione sotto forma di una formula utilizzabile anche per i casi simili e consente corrette estrapolazioni dei risultati. In sostanza tale approccio ci permette di risolvere quel genere di problema e i problemi simili.

Le soluzioni numeriche invece sono tipiche dei casi più complessi e richiedono specifici codici di calcolo; le soluzioni non sono direttamente correlabili ai dati d'ingresso e talvolta richiedono verifiche sperimentali classiche per validare la loro accuratezza. Sono i tipici casi in cui le soluzioni assumono l'aspetto di mappe di dati come, ad esempio, lo stato di sforzo diffuso nella massa del corpo vertebrale, la distribuzione delle deformate nella sezione di un disco sotto carico, l'andamento delle pressioni di contatto sulle superfici cartilaginee delle faccette articolari. Questo approccio tende a fornirci una risposta, molto dettagliata, ma che costituisce una soluzione valida solo per il caso specifico.

I modelli impiegati possono distinguersi in due categorie fondamentali (Pope, Novotny 1993): modelli riferiti al tronco/colonna e modelli riferiti all'articolazione tra due vertebre successive.

I modelli del tronco sono quelli che come oggetto rappresentano i contributi dei sistemi muscolari alla meccanica del rachide e sono dedicati all'analisi degli equilibri delle forze e dei momenti che si trasferiscono alla CV. Grazie a essi si è potuto dimostrare che la CV è caricata principalmente per effetto dell'azione dei muscoli che a essa sono fissati e che quest'attivazione dipende non solo dalle masse sollevate e dalle spinte esercitate ma anche da atteggiamenti postu-

rali e relative variazioni, simmetrie anatomiche, scelta degli schemi e delle sequenze temporali delle attivazioni muscolari, caratteristiche inerziali dell'atto motorio ecc.

In parallelo si è assistito a un'identica evoluzione dei modelli numerici sviluppati specificatamente per lo studio delle sezioni articolari che garantiscono la motricità rachidea. Tali modelli variano per ogni sezione in quanto la devono illustrare nei dettagli anatomici come forme e interconnessioni vertebrali, geometrie dei dischi e dei legamenti, e funzionali come le proprietà locali dei vari tessuti.

Grazie a essi si è compreso il meccanismo che regola il trasferimento della compressione dal disco alle articolazioni apofisarie e l'importanza dell'intervento delle faccette articolari nel contrasto della torsione nel tratto lombare, evidenziando lo scarso contributo dato dai legamenti in opposizione alla torsione.

2.3 Curve fisiologiche, stabilità nella CV

In posizione anatomica eretta normale nella visione frontale la CV presenta un asse rettilineo, conformemente a quanto è atteso per un elemento strutturale che deve opporsi all'azione della forza di gravità. Modificazioni di tale assetto sono ritenute manifesti segnali di alterazioni patologiche.

In visione sagittale e in posizione anatomica eretta, la CV presenta quattro curve fisiologiche. Nella Fig. 2.4 sono indicati i bracci di leva o frecce con cui agisce un generico carico verticale F , applicato in C_1 , rispetto alle vertebre apicali della cifosi toracica (b_1) e della lordosi lombare (b_2); il momento M_1 è di flessione anteriore e M_2 produce una flessione in direzione posteriore. Entrambi tendono ad aumentare le curve rachidee nei siti in cui agiscono. La curva sacrale, convessa posteriormente, è sviluppata in un ambiente di vertebre fuse tra loro e col bacino che la rende rigida, pertanto presenta un interesse modesto per la biomeccanica della CV (Fig. 2.5).

La curva di lordosi lombare è articolata e a concavità posteriore, $40^\circ \geq 50^\circ$ e comprende le cinque vertebre lombari L1-L5 ma, essendo assai modificabile tramite il controllo posturale, può estendersi fino alle ultime vertebre dorsali o toraciche. Tale curva è ottenuta per la deformazione reversibile dei dischi ed è la regione della CV meccanicamente più robusta.

La curva di cifosi dorsale è articolata e a convessità posteriore, 30° - 40° , interessa le dodici vertebre dorsali D1-D12 o T1-T12 articolate con le coste; può annullarsi nell'estensione e ampliar-



Fig. 2.4

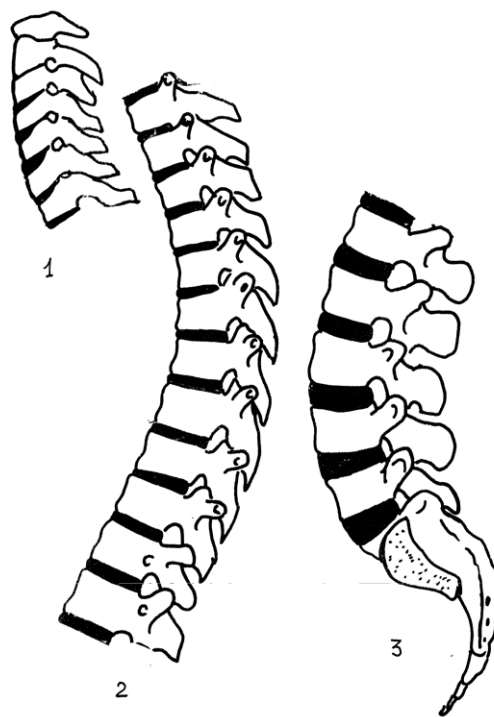


Fig. 2.5

si alle regioni cervicale e lombare nell'esecuzione della flessione del busto. La curva presenta la cuneizzazione dei corpi vertebrali che, se eccessiva, assume significato patologico.

La curva di lordosi cervicale è articolata e a concavità posteriore, circa 20° , e comprende le sette vertebre cervicali C1-C7. È anche il tratto della CV meccanicamente più debole.

Si ritiene che le curve sagittali rachidee siano l'eredità storica dell'evoluzione dell'essere umano da quadrupede a bipede eretto. Durante l'evoluzione umana l'angolo di verticalizzazione del corpo non è stato completamente compensato dalla retroversione pelvica, che è un adattamento complesso che impone anche profonde modificazioni nei rapporti con gli arti inferiori, per cui l'angolo residuo deve essere compensato dalla generazione della lordosi lombare modificabile in funzione del grado di antiversione o retroversione del bacino. Le curve ascendenti successive dorsale e cervicale sono una conseguenza del compenso necessario per ottenere l'orizzontalizzazione del capo per il controllo della visione.

Nel feto umano, fino a tre mesi, la cifosi è totale e la formazione di un angolo sacro-vertebrale appare solo al quarto mese. Le curve in lordosi si sviluppano in seguito con il controllo del corpo: quella cervicale è associata alla postura del capo e quella lombare alla verticalizzazione del tronco.

Per questo motivo le due curve in cifosi sono denominate curve primarie e sono impresse profondamente nella struttura scheletrica vertebrale. Le due curve in lordosi sono le curve secondarie e sono maggiormente plasmabili sul piano sagittale perché funzione delle deformazioni reversibili dei dischi e sono dotate di maggiore motricità delle precedenti.

La curvatura in lordosi e l'elevata motricità costituiscono fattori di rischio predisponenti alla patomeccanica; queste curve si dimostrano infatti sedi preferenziali per lo sviluppo delle sensazioni algiche NP e LBP.

In posizione anatomica i tratti rachidei cervicali e lombari sono abbastanza centrati nel corpo e i relativi punti dell'asse geometrico non sono troppo discosti dalla retta d'azione gravitaria verticale, mentre il tratto toracico è spostato posteriormente. Le sezioni resistenti del rachide dorsale e del sacro sono spostate rispetto alla retta d'azione dei carichi verticali (Fig. 2.6).

Ne consegue che alle compressioni derivanti dalla trasmissione diretta del peso corporeo dall'alto verso il basso si somma anche la generazione di momenti di forze con effetti flettenti sul rachide. Il valore dell'intensità di tali momenti, oltre che delle intensità delle forze peso, è anche funzione dell'entità di detti scostamenti, bracci di leva o frecce, misurati in senso orizzontale.

Tali momenti flettenti devono essere contrastati altrimenti si crea un

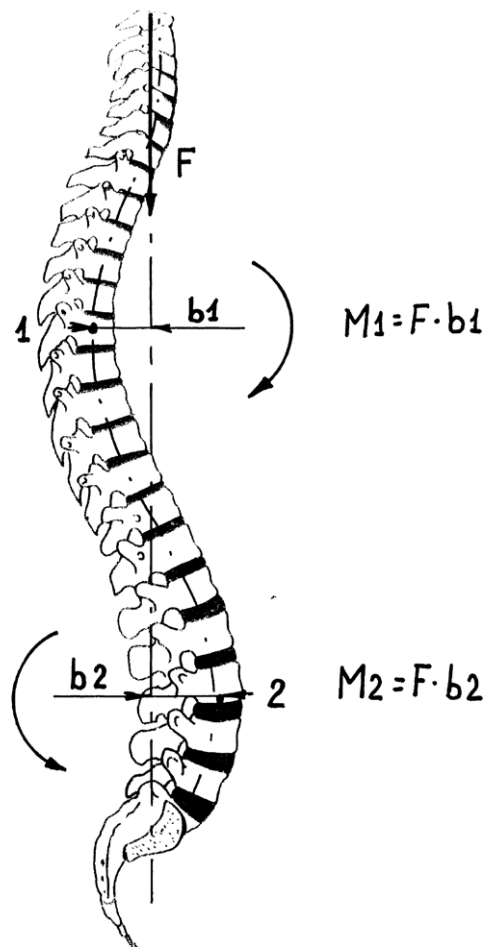


Fig. 2.6

movimento di instabilità, indirizzato sempre verso l'incremento della curva lordotica o cifotica che li ha generati. L'opposizione a questi momenti destabilizzanti può essere svolta da differenti collaborazioni: rigidzze di dischi e legamenti, contatti sulle faccette articolari, azioni muscolari e pressioni intraddominali che, nel loro complesso, producono momenti di contrasto di entità pari a quelli destabilizzanti.

Le curve fisiologiche sagittali determinano anche l'inclinazione dei corpi o piatti delle vertebre sul piano sagittale, per questo le forze verticali si devono scomporre in azioni normali o ortogonali e tangenziali ai piatti vertebrali. Le prime sono contrastate principalmente dalla compressione dei dischi e talvolta anche dal contatto tra le faccette articolari mentre le seconde, dette anche taglio, sono contrastate dalle rigidzze dell'anello, dei legamenti e dai contatti tra le faccette.

Per opporsi a queste ultime azioni che tendono a generare lo scorrimento tra i corpi vertebrali il contributo fornito dalle contrazioni muscolari è più modesto che nel caso dei momenti.

L'esistenza delle curve fisiologiche e delle articolazioni è una fonte di indebolimento strutturale della CV. Infatti il solo rachide osteolegamentoso, estratto dal tronco e caricato verticalmente, cede per instabilità sotto l'azione di qualche decina di Newton. È anche vero, però, che l'organizzazione delle articolazioni, associata alle curvature fisiologiche contenute nel piano sagittale, impone una traiettoria obbligata all'evoluzione della deformazione sotto carico. Questo ha consentito, nell'evoluzione da quadrupede a bipede, di ordinare i legamenti ma principalmente i fasci muscolari in modo strategico, ponendoli in posizione ottima per opporsi o guidare i movimenti consentiti dai gradi di libertà preordinati. Il risultato finale di questa strategia della deformabilità controllata è una colonna capace di sorreggere carichi superiori a quelli possibili per una libera configurazione rettilinea. In sintesi le curve e le articolazioni anticipano l'instabilità ma guidano la deformazione, obbligandola secondo un percorso in cui sono stati opportunamente concentrati i mezzi di controllo. Questa prestazione è possibile proprio grazie alla fitta segmentazione articolare della CV, che non trova riscontri in altre parti del nostro scheletro.

2.4 Sistemi di controllo nella CV e biomeccanica generale delle curve fisiologiche

La mobilità della CV dipende da numerose segmentazioni controllate attivamente o passivamente e il blocco delle articolazioni si ottiene grazie all'azione di numerosi sistemi di controllo, che è opportuno distinguere in passivi e attivi.

Sistemi di controllo passivi sono i dischi, i legamenti, i contatti articolari e la gabbia toracica; sviluppano il blocco articolare generando sempre una risposta meccanica di resistenza progressiva e antagonistica alla deformazione che subiscono. L'equilibrio è raggiunto sempre in una situazione di deformazione crescente con l'aumentare dei carichi agenti. Con essi non è possibile il controllo posturale fine. Altro inconveniente sono gli sforzi elevati cui generalmente sono soggetti i tessuti di tali costituenti rachidei che facilmente ne subiscono irreversibile offesa, in particolare se operano isolatamente e non in sincronia. Le grandi deformazioni nei sistemi passivi costituiscono la fonte dei pericoli che corrono i costituenti nervosi, intrappolati nelle limitate geometrie rachidee come le variazioni della lunghezza del canale midollare, le restrizioni delle dimensioni dei forami attraversati dalle radici, i rigonfiamenti discali che restringono le sezioni del canale ecc. I sistemi passivi hanno il vantaggio di operare mantenendo il consumo energetico metabolico poco discosto da quello basale.

Sistemi di controllo attivi sono le contrazioni muscolari e la generazione della pressione intraddominale (PIA). Possono produrre forze di intensità modulabile completamente indipendente e in tal modo è possibile provvedere al ripristino della postura. Svolgono quel controllo di regolazione fine degli assetti geometrici impossibile ai sistemi passivi. I sistemi attivi, uniti alle

azioni esterne e gravitarie, sono in grado di promuovere e guidare tutte le fasi delle funzione cinematica cosciente della CV. L'aspetto negativo è la loro elevata richiesta di energia metabolica che ne limita la durata d'impiego e l'efficienza nel tempo, nonché la necessità dell'esistenza di un complesso sistema neurologico per il loro controllo funzionale.

Le curve fisiologiche rachidee hanno un grande interesse biomeccanico, per la loro influenza sulla deformabilità e il controllo di tutta la CV e sugli stati locali di sollecitazione delle sezioni, specialmente quando il sistema è sottoposto all'azione preminente di un carico verticale statico o dinamico che, producendo uno stato di presso-flessione, tende ad aumentarle.

Per valutare quantitativamente lo sviluppo delle curve, è proposto l'Indice Rachideo di Delmas (ID). In una CV priva di irrigidimenti articolari, l>ID è definito come il rapporto tra la misura rettilinea verticale del rachide, dal piatto superiore di S1 all'atlante, e la vera lunghezza dell'asse della CV misurata seguendone tutti i meandri.

Un valore di normalità corrisponde a 0.95 con intervallo di 0.94-0.96; con l'aumento delle curve fisiologiche l>ID scende sotto 0.94 e determina una CV funzionalmente dinamica, mentre con appiattimento ID cresce sopra 0.96 e determina una CV funzionalmente statica.

Si tratta però di una definizione grezza e biomeccanicamente non soddisfacente in quanto non discrimina tra i contributi delle zone rachidee e nulla dice della qualità cinematica delle curve: infatti una ipercifosi consolidata certamente riduce il valore dell>ID, ma non dinamizza la CV.

Di fatto la diminuzione dell>ID genera, per i carichi verticali, bracci di leva sempre maggiori creando momenti flettenti più elevati nelle sezioni e aumentando ulteriormente le curvature. Col diminuire dell>ID lo sforzo dovuto a pura compressione è invariato, ma aumenta quello generato dalla flessione specialmente negli apici delle curve fisiologiche.

Nella CV con curve sviluppate e flessibili sono favoriti i movimenti di rotazione in flessione-estensione, tra i corpi delle vertebre; è più deformabile e sono più efficienti i sistemi di controllo posturale, specialmente i legamenti.

È fondamentale sapere che se una struttura meccanica, come lo è il rachide, aumenta in elasticità e cioè cresce la sua capacità di deformarsi in modo reversibile, migliora la capacità di attenuare parte delle componenti dinamiche degli impulsi d'urto che si propagano dal basso verso il capo e delle eccitazioni vibratorie durante la loro propagazione dal bacino alla sezione cervicale; mentre una CV quasi rettilinea presenta, sotto i carichi verticali, una deformabilità modesta fornita dal cedimento elastico dei dischi intervertebrali. Il sistema è caratterizzato da rigidità assiale elevata e crescente con l'abbassamento dei dischi sotto compressione. In questo caso la CV svolge una funzione statica, comportandosi come un puntello tra capo e bacino.

L'aumento delle curve fisiologiche porta a un orientamento sempre più inclinato dell'articolazione della vertebra L5 su S1, cui deve corrispondere un'orizzontalizzazione del sacro e un incremento della mobilità sacro-iliaca. Invece, la riduzione delle curvature tende a verticalizzare il sacro e la mobilità sacro-iliaca si riduce rapidamente.

L'aumento delle curve consolida l'atteggiamento bipede statico e dinamico. Nel bipede infatti tutto il peso corporeo si trasferisce su due soli arti, cosa che massimizza l'impulso dinamico del piede durante la deambulazione, la corsa e il salto. Anche se attenuata dal sistema degli arti inferiori, una parte delle eccitazioni dinamiche giunge sempre al bacino e aggredisce la colonna vertebrale che trae vantaggio da una strutturazione di tipo dinamico.

Non è però bene esasperare le curve del rachide. Per curve cifotiche eccessive, la sollecitazione di flessione cresce troppo e il suo contrasto produce forti carichi di compressione sui dischi. Se risulta insufficiente l'azione dei muscoli posteriori, e questo può avvenire anche per stanchezza, i soli contributi dei legamenti e del disco produrranno compressioni eccessive concentrate sulla parte anteriore dei piatti vertebrali, che ne potranno soffrire; questa condizione crea condizioni di rischio nel periodo evolutivo giovanile e negli anziani. Inoltre i legamenti sono soggetti a scorrimento di natura viscoelastica, che li rende meno efficaci col protrarsi dei tempi di attivazione.

La tensione legamentosa e la contrattura muscolare, necessarie per contrastare l'evoluzione della cifosi, sono all'origine della dorsalgia meccanica posturale. Un aumento della cifosi toracica è fatalmente associato agli incrementi della lordosi cervicale e lombare per compensazione, come anche alla possibile generazione delle relative rachialgie artrosi; mentre l'eccessiva riduzione della cifosi toracica, associata alla diminuzione della lordosi lombare, produce un incremento di carico sui corpi vertebrali nel rachide lombo-sacrale: questo può portare allo sviluppo della dorsolombalgia da progressivo danneggiamento dei dischi. Nel caso in cui, alla riduzione della cifosi toracica, si associa la conservazione o l'aumento della lordosi lombare, aumenteranno le sollecitazioni nella parte posteriore del rachide lombare. La lombalgia, la degenerazione artrosica dell'apofisi posteriore e il tensionamento dei muscoli posteriori della coscia sembrano tutti correlabili a tali situazioni di sforzo (Pipino, De Giorgi, Gentile, Martucci 1995: 154).

Per ridurre le curve rachidee occorre la riduzione dell'antiversione del bacino, ottenuta dai muscoli estensori dell'anca, ischio-crurali e grande gluteo. La verticalizzazione del sacro riduce la curvatura lombare e ciò impone anche la correzione automatica delle curve superiori. Nei programmi di riequilibrio posturale la scelta delle esercitazioni si basa proprio su queste considerazioni e la postura astenica viene sostituita stabilmente con una postura equilibrata e consapevole che rispetta le curve fisiologiche.

Capitolo 3

Cenni di biomeccanica strutturale e cinematica rachidea

3.1 Movimenti articolari, forze e momenti di forze, parti funzionali della CV

La CV opera come un nucleo poliarticolato centrale del corpo umano, svolgente funzioni di interconnessione, associato a quattro catene articolari periferiche, costituite dalle serie di diartrosi degli arti superiori/inferiori. Si può intenderla come un unico, complesso, sistema cinematico, costituito per concatenazione-integrazione di sinfisi (disco intervertebrale), diartrosi (articolazioni interapofisarie) e sindesmosi (legamenti inter e sovraspinosi). Nella Fig. 3.1 la CV vista nel suo complesso; nella Fig. 3.2 l'elemento funzionale EF, o sezione articolare del tratto toracico; nella Fig. 3.3 l'EF, o sezione articolare del tratto lombare con evidenziazione dei legamenti anteriore e posteriore. Il movimento generale della CV è attivato dalle forze (normali, N , e di taglio, T) e dai momenti (flettenti M_f , e torcenti M_t), agenti nelle varie sezioni articolari degli EF.

La parte scheletrica mobile della CV è ripartita in 24 costituenti ossei relativamente rigidi, denominati vertebre; sono intercalati e vi aderiscono degli elementi deformabili a strutturazione fibrosa e dotati di proprietà viscoelastiche complesse, i dischi intervertebrali.

Il movimento di ogni sezione articolata della CV avviene nelle tre dimensioni dello spazio; perciò, la deformazione di ogni disco consentirà un totale di sei possibili spostamenti reversibili, relativi alla coppia di vertebre tra le quali è inserito. Questi sei spostamenti non sono mai



Fig. 3.1

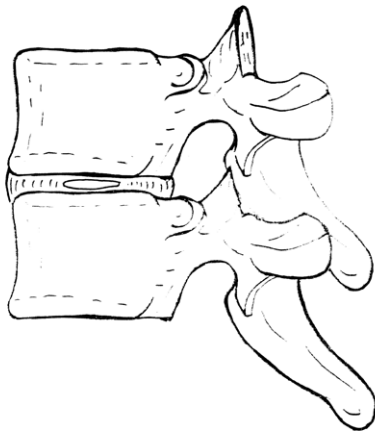


Fig. 3.2

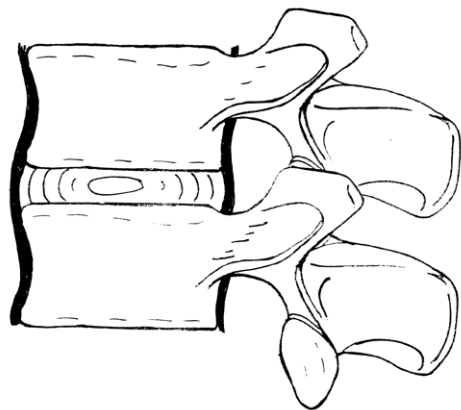


Fig. 3.3

totalmente indipendenti tra loro e consistono in tre traslazioni, sempre assai modeste, e in tre rotazioni, più apprezzabili, riferite alla terna cartesiana locale.

Per quanto detto, nella CV possono contemporaneamente coesistere fino a $24 \times 6 = 144$ piccoli spostamenti localizzati, molti dei quali tra loro dipendenti.

Risulta quindi comprensibile che uno spostamento locale, in grado di scatenare una reazione algica, può essere attivato nello svolgimento di un'azione orientata in direzione differente.

Il vero movimento eseguito dalla CV è costituito essenzialmente da combinazioni di rotazioni tra le singole vertebre e tali rotazioni possono essere attivate o inibite solo dai momenti delle forze agenti nell'articolazione e non dall'azione diretta delle forze pure.

In altre parole, affinché una forza raggiunga lo scopo di creare-impedire il movimento di rotazione articolare, deve agire all'estremità di un braccio di leva e non direttamente sull'asse di rotazione.

Le azioni di tiro dei legamenti e dei muscoli, nel loro trasferimento sul rachide, impiegano dei bracci di leva assai modesti; questo vuol dire che per creare i momenti di forza necessari per attivare-contrastare un movimento, occorrono forze notevoli, come dimostrato dalla formula:

$$\text{momento necessario, anche modesto} = \text{forza grande} \times \text{braccio piccolo}$$

La conseguenza è quella che si producono grandi sforzi sulla CV per il fatto che numerosi muscoli e legamenti sono vincolati a essa mediante piccoli bracci di leva e le trasferiscono, come effetto collaterale al controllo del movimento realizzato attraverso i momenti delle forze, le loro elevate forze d'attivazione. Ovviamente tali forze devono trovare reazione di contrasto nei differenti siti tessutali e questo genera degli sforzi locali potenzialmente pericolosi.

Nel rachide cervicale, in condizioni statiche, gli sforzi sviluppati all'interno delle articolazioni dovrebbero derivare solo dal mantenimento della postura del capo, che è un modesto carico gravitativo, e dalla sua mobilizzazione. Gli sforzi tessutali derivanti dal mantenimento del capo in flessione, come nelle posture fisse lavorative, sono particolarmente intensi e pericolosi perché prolungati nel tempo. Per stanchezza il controllo può passare dai muscoli ai legamenti che, avendo bracci di leva inferiori ai muscoli, devono obbligatoriamente sviluppare forze superiori producendo così maggiori compressioni sui dischi. La CV cervicale rischia inoltre di essere coinvolta in fenomeni traumatici d'origine dinamica, come il colpo di frusta, e di subire le sollecitazioni e i microtraumatismi delle vibrazioni alla guida e stati di contrattura da stress.

Il tratto toracico interessa particolarmente quale trasferitore dei carichi, sostenuti-trasmessi dagli arti superiori, o dalla parte alta del tronco, verso la zona lombare. È chiaro come tale funzione risulti potenzialmente a rischio.

Il tratto lombare deve svolgere il compito strutturale più impegnativo non solo in quanto su di esso grava il carico maggiore ma anche perché è il sito che è direttamente aggredito dagli impulsi d'urto generati dalla deambulazione, almeno per la quota non attenuata dall'azione degli arti inferiori, ed è la regione rachidea che da sempre desta il maggiore interesse nello studio della genesi delle manifestazioni dolorose.

È convenzione individuare nelle vertebre, e quindi anche in tutta la CV in genere, due parti distinte: anteriore (sviluppo dei corpi vertebrali) e posteriore (sviluppo degli archi vertebrali). Nella CV si distinguono due parti: una anteriore (A), delegata principalmente al trasferimento dei carichi verso il basso, e una posteriore (P), in cui si concentrano le funzioni cinematiche articolari. La Fig. 3.4 e la Fig. 3.6 illustrano la morfologia delle vertebre toraciche o dorsali; la Fig. 3.5 e la Fig. 3.7 la morfologia delle vertebre lombari.

La parte anteriore è rappresentata dal corpo vertebrale; sul contorno circolare periferico c'è un sottile strato di osso corticale compatto rigido. Il materiale interno è osso spongioso dalla rigidità media assai modesta (circa 1/20-1/30 della rigidità del guscio).

La parte posteriore è costituita dall'arco vertebrale o neurale che, con la parte posteriore del corpo vertebrale, realizza fisicamente il canale vertebrale in cui è situato e trova protezione il midollo spinale. L'arco consiste della coppia dei peduncoli e dalle due lamine che nascono dai peduncoli e si congiungono sulla linea mediana, realizzando l'arco. Nell'unione delle lamine si originano i processi spinosi, orientati posteriormente e verso il basso e dall'unione tra peduncoli e lamine si originano i processi trasversali. Grazie ai processi articolari che nascono nel punto d'unione tra lamina e peduncoli, sia superiormente sia inferiormente (due faccette articolari superiori e due inferiori) tra due archi adiacenti si crea un'articolazione. Il processo articolare inferiore di un arco vertebrale è articolato sempre con quello superiore della vertebra sottostante; il piano dell'articolazione varia in funzione della posizione delle vertebre lungo l'asse della CV e si apprezza un

valore di 90° rispetto l'orizzontale nel tratto lombare in relazione a un piano sagittale, 60° nel tratto toracico e circa 45° nel tratto cervicale in relazione a un piano frontale.

Oltre che da questi contatti diretti tra le parti, le vertebre sono tra loro condizionate dal fatto di avere i corpi vertebrali uniti tra loro da due legamenti longitudinali, anteriore e posteriore. Le lamine di due vertebre adiacenti sono tra loro collegate dal legamento giallo, mentre i processi trasversi adiacenti sono uniti dai legamenti intertrasversari. Infine, i processi spinosi sono uniti tra loro, all'estremità dei processi stessi, dal legamento sopraspinoso, mentre nella parte interna è situata la larga striscia del legamento interspinoso. La Fig. 3.8 illustra la disposizione dei legamenti nel rachide lombare: LA, legamento longitudinale anteriore; LP legamento longitudinale posteriore; LG legamento giallo; LI, legamento interspinoso; LS, legamento sopraspinoso.

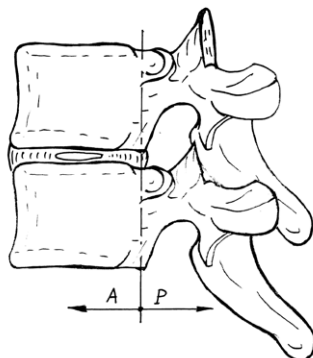


Fig. 3.4

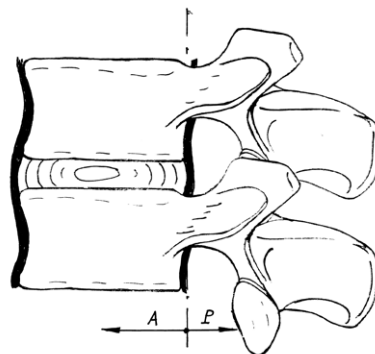


Fig. 3.5



Fig. 3.6



Fig. 3.7

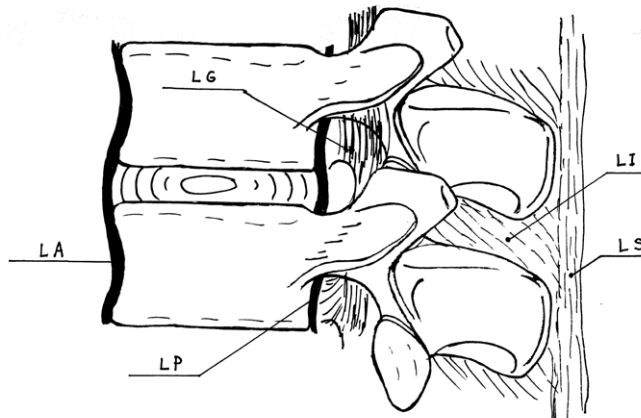


Fig. 3.8

I legamenti giallo, interspinoso e sopraspinoso svolgono una funzione di collegamento non rigido tra le parti a cui aderiscono consentendo i movimenti ma ostacolando nell'evoluzione eccessiva.

Il disco vertebrale, per la sua struttura ripartita in un nucleo polposo avvolto da un anello fibroso, è quello che rende fisicamente possibile il fenomeno della flessione-torsione della CV ed è quindi oggetto prediletto di offese meccaniche (degenerazione, erniazione, delaminazione dell'anello, sfondamento dei piatti vertebrali di supporto ecc.).

I legamenti longitudinali, anteriori e posteriori, rinforzano i dischi, irrigidiscono le articolazioni rachidee e contribuiscono a ridurre la instabilità della CV sul piano sagittale.

Le articolazioni interapofisarie, con il contatto tra le cartilagini delle faccette articolari contrapposte, consentono solo un moderato scivolamento e contribuiscono a guidare e limitare il movimento relativo tra i corpi vertebrali durante le flessioni e le torsioni della CV.

Il sistema dei contatti nelle articolazioni interapofisarie, unito al complesso dei legamenti e alla rigidità del disco, costituisce il già citato sistema passivo di stabilizzazione della colonna; mentre il sistema attivo è costituito dai muscoli inseriti sui processi trasversi e spinosi che agiscono, oltre che per la stabilizzazione, anche come muscoli motori della colonna.

3.2 Cinematica della CV

La flessione è una rotazione con incurvamento in avanti dell'asse della CV e con traiettoria sul piano sagittale. Il movimento comporta lo scivolamento delle superfici articolari e deformazione con cuneizzazione anteriore dei dischi. L'entità della deformazione è massima agli estremi della CV (cervicale, parte superiore del torace e tratto lombare), tanto che la curva della lordosi cervicale può sparire e quella lombare può giungere all'inversione della curvatura (Fig. 3.9, Fig. 3.10, Fig. 3.11, Fig. 3.12, Fig. 3.13, Fig. 3.14).

Nella flessione come nell'estensione si assiste alla rotazione relativa delle coppie di vertebre contrapposte. In riferimento al rachide lombare, questo produce trazione nella parte posteriore del corpo vertebrale, anello e legamenti, scivolamento superiore dei contatti articolari, compressione dell'anello nella parte anteriore e spinta posteriore del nucleo polposo (vedi Fig. 3.11); compressione nella parte posteriore del corpo vertebrale (anello e rilassamento dei legamenti), incastro dei contatti articolari, trazione dell'anello e del legamento nella parte anteriore e spinta anteriore del nucleo polposo (vedi Fig. 3.14).

L'estensione si sviluppa particolarmente nei tratti cervicale e lombare in quanto nel tratto toracico il movimento è contrastato dalla forte sovrapposizione dei processi spinosi posteriori. Quando si giunge allo spostamento indietro rispetto alla verticale e all'inizio della discesa, si parla di iperestensione.

Per la flessione laterale le zone di elezione del movimento sono il tratto cervicale e quello lombare, in particolare la zona di transizione toraco-lombare. Infatti le coste, articolate tra loro nella gabbia toracica e vincolate alle vertebre toraciche, costituiscono un notevole meccanismo di irrigidimento del tratto intermedio della colonna nei confronti della flessione laterale.

L'inclinazione è il movimento similare ottenuto ruotando il bacino sul piano frontale ma senza curvare la colonna.

A causa dell'esistenza delle curve fisiologiche con conseguente inclinazione sull'orizzontale dei piatti vertebrali, dell'orientamento delle faccette articolari e delle direzioni dei muscoli e dei legamenti, anche la flessione laterale si accompagna sempre a un movimento di torsione, diversificato ai vari livelli (vedi flesso-torsione).

La torsione si esegue attorno a un asse verticale e le traiettorie sono descritte sui piani orizzontali passanti per le varie sezioni articolari; la rotazione della singola vertebra avviene attorno all'asse locale, generalmente non verticale. Per destra o sinistra si intende la parte ove



Fig. 3.9

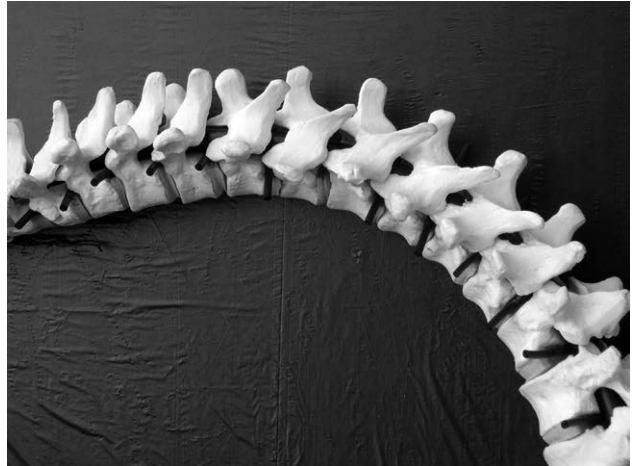


Fig. 3.10

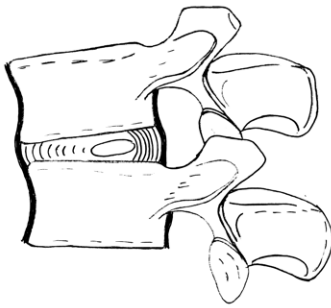


Fig. 3.11



Fig. 3.12

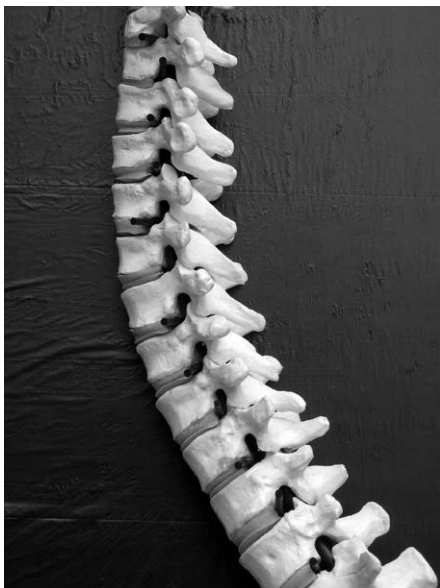


Fig. 3.13

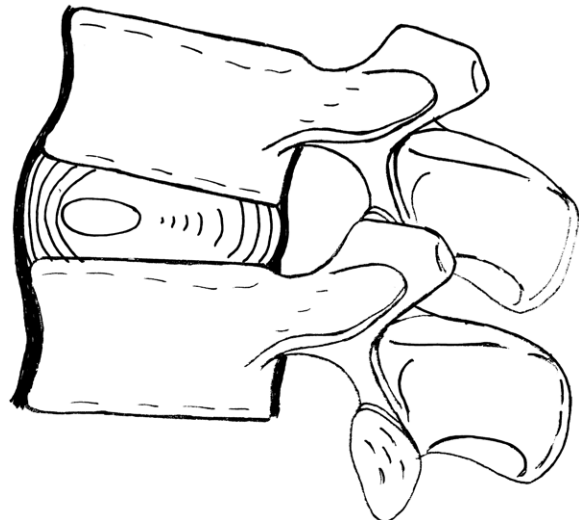


Fig. 3.14

si sposta lo sguardo eseguendo il movimento, prendendo come riferimento relativo la posizione fissa in avanti. Il contributo massimo al movimento in torsione è fornito dal tratto cervicale seguito dal torace e dalla zona di passaggio toraco-lombare; il tratto lombare non contribuisce molto a causa della stabilizzazione generata dagli incastrati dei processi articolari. Una modesta flessione laterale si accompagna sempre al movimento di torsione.

La flessione-torsione della CV è una rotazione dei corpi vertebrali attorno al loro asse verticale secondaria al movimento principale di flessione laterale; la rotazione avviene per l'esistenza contemporanea delle curve fisiologiche, dei legamenti e dei contatti tra le faccette delle articolazioni posteriori. Il meccanismo di rotazione è automatico e incontrollabile in quanto è dovuto a dei meccanismi passivi che operano in sinergia sulle vertebre e le curve fisiologiche sono fondamentali per generare il fenomeno e basta la loro sola presenza per spiegarlo.

Per la torsione, che produce una flessione laterale associata, possiamo fare un discorso analogo al precedente, ma con alcune differenze. Considerando il solo tratto toraco-lombare, nella posizione normale eretta la torsione provoca il massimo movimento della CV nel tratto toracico medio-superiore della CV; di conseguenza si ha la sensazione delle due deformazioni evolventi nello stesso senso.

L'estensione permette la mobilità solo verso il basso; ma essendo essa, in tal sito, assai modesta, si perde facilmente la percezione di un movimento associato.

La flessione, liberando spazi tra le faccette dorsali, fa spostare la mobilità nella parte superiore del rachide toracico.

3.3 Rachide lombare in movimento e in equilibrio

I corpi vertebrali del tratto lombare raggiungono le dimensioni massime riscontrabili nella CV congruentemente alla loro funzione di elemento strutturale su cui vengono a gravare i carichi maggiori. Nella sezione orizzontale il corpo vertebrale e il disco assumono un profilo reniforme o a fagiolo (Fig. 3.15, Fig. 3.16) (Fig. 3.17, Fig. 3.18). Nel tratto lombare la forza di compressione aumenta e per impedire un'eccessiva crescita dello sforzo sul piatto, che è l'elemento debole del sistema, la sezione d'appoggio del corpo vertebrale, A_v , tende a crescere di superficie, scendendo verso il basso. Il modulo di resistenza a flessione laterale, W_z , cioè il parametro per cui viene diviso il valore del momento flettente laterale M_z per ottenere la tensione delle fibre più esterne dell'anello (tensione max fibre laterali = M_z/W_z), è molto superiore rispetto a W_x che ha lo stesso significato, per le fibre posteriori dell'anello, nel caso delle flessioni anteriori. Il fatto che sia $W_z \gg W_x$ permette di ridurre lo sforzo sul contorno destro-sinistro del disco sotto flessione laterale. Nel tratto dorsale, per la presenza della gabbia toracica, non occorre che sia $W_z > W_x$. Il valore più modesto di W_x non è critico se muscoli e legamenti agiscono efficacemente contro la flessione anteriore.

La forma a fagiolo consente un migliore contrasto passivo alle azioni flettenti laterali e produce un aumento della rigidità flessionale laterale del disco che, a parità di proprietà del materiale tessutale, si ottiene per incremento del momento d'inerzia della sezione discale rispetto l'asse di rotazione antero-posteriore. Si consideri che il rachide non gode, sul piano frontale, di meccanismi di contrasto attivo muscolare così efficienti come quelli che sul piano sagittale controllano le curve fisiologiche e la mobilità in flessione laterale è molto ridotta per l'interferenza reciproca esistente tra le superfici articolari posteriori.

Il piatto vertebrale presenta nella zona centrale una concavità, crescente col carico sopportato e spostata anteriormente, che favorisce una posizione di centralità del nucleo polposo del disco, contribuendo alla stabilizzazione generale della sezione lombare.

Il rachide lombare è caratterizzato dalla presenza delle massime apofisi, necessarie per consentire gli inserimenti di robusti fasci di legamenti e delle fibre muscolari. Le apofisi articolari

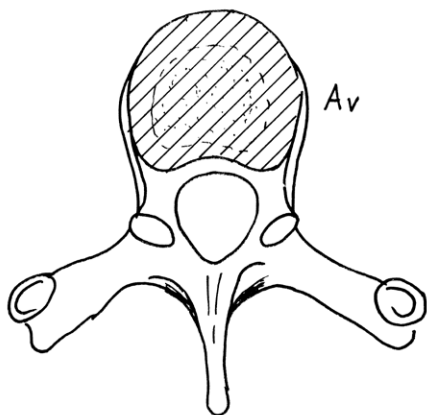


Fig. 3.15

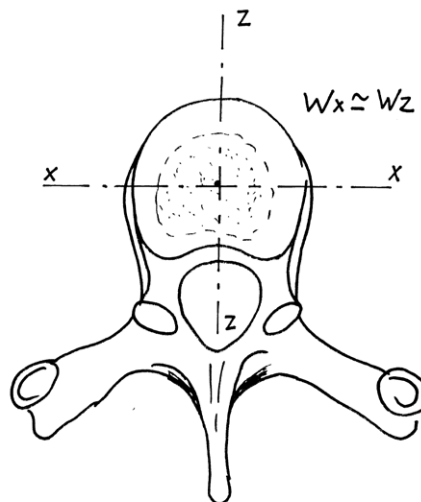


Fig. 3.16

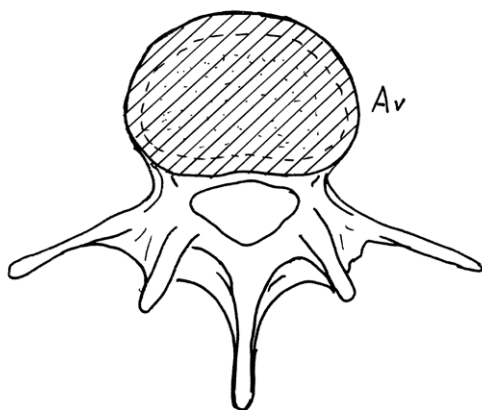


Fig. 3.17

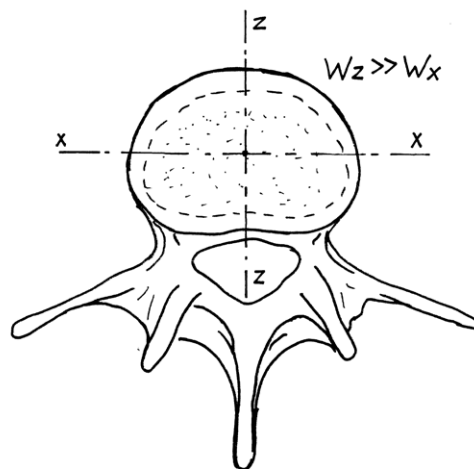


Fig. 3.18

inferiori della vertebra sovrastante si incastrano all'interno delle apofisi articolari superiori della vertebra sottostante. Tale compenetrazione stabilizza lateralmente ogni vertebra e costituisce un elemento di controllo passivo del sistema in flessione laterale e torsione.

Le faccette articolari superiori e inferiori sono sagomate in modo tale da aderire alla superficie di un cilindro ideale, con asse verticale posizionato nell'inserimento dell'apofisi spinosa. Scendendo da L1 verso L5 il diametro di tale cilindro incrementa e il suo centro si sposta sempre più posteriormente rispetto al centro del corpo vertebrale. Perciò l'asse di rotazione non è mai coincidente col centro del disco ed è possibile eseguire una torsione del rachide lombare attorno a un asse che è sostanzialmente più rettilineo dell'asse ottenuto unendo i centri delle vertebre lombari.

Nella torsione del busto questo meccanismo corrisponde a una tendenza d'apertura a ventaglio dei dischi, di cui bisogna tener conto nel caso di ernia discale. Congruente con tale movimento è appunto la forma a fagiolo del piatto vertebrale.

Il disco si oppone energicamente ai movimenti di scivolamento che lo sottoporrebbero a un'azione di taglio. Dopo una rotazione tra due vertebre contigue di circa 2° si ha il contatto tra

le faccette articolari, contrasto passivo, che vengono a opporsi al moto di torsione. Il risultato finale è che il rachide lombare non è in grado di compiere grosse rotazioni in torsione sia nelle singole sezioni sia nella globalità; nei giovani circa si stimano i valori di $\pm 1^\circ$ in L1-L2 e L2-L3; $\pm 1.5^\circ$ in L3-L4 e L4-L5; $\pm 0.5^\circ$ in L5-S1. Per un adulto si può giungere a una rotazione di torsione di circa 10° di L1 rispetto al bacino, distribuita abbastanza equamente tra i vari distretti. Tuttavia anche le modeste torsioni sono in grado d'indurre le fibre più esterne degli anelli a grandi deformazioni, facilitando i meccanismi di degenerazione meccanica. I dischi raggiungono il massimo spessore e questo consente grande mobilità sul piano sagittale.

La vertebra L5 funziona da cerniera lombosacrale di collegamento con S1 e ha una geometria che deve mediare l'entità della lordosi lombare necessaria a compensare l'inclinazione del bacino. Per fare questo richiede una forma più o meno cuneiforme con vertice posteriore.

Per angolo sacrale si intende l'inclinazione della faccia superiore di S1 rispetto l'orizzontale ed è mediamente di 30° ; è rispetto a tale piano inclinato che occorre definire le reazioni vincolari del rachide al bacino. Per l'esistenza di un angolo sacrale diverso da zero, la vertebra L5 si trova ad agire appoggiata su di un piano inclinato che ne favorisce lo scivolamento in avanti verso il basso; ma la struttura è adeguata a sopportare tali sollecitazioni maggiorate almeno per condizioni fisiologiche, intensità delle forze e qualità dei tessuti rientranti nella norma. Tali reazioni, riferite ai tessuti coinvolti, generano però uno stato di sforzo notevole che nel tempo può divenire fonte di sintomatologia algica.

L'angolo formato tra l'asse di S1 e quello di L5 è di circa 40° e rappresenta la deviazione dalla rettilineità dell'accoppiamento vertebrale; il suo complemento a 180° , e cioè 140° , è noto in anatomia come angolo lombo-sacrale.

Rappresentando la risultante di tutti i carichi agenti sul tronco con una sola forza verticale F (Fig. 3.19) applicata nel centro del piatto di L5, quest'azione risultante può essere scomposta nelle sue due componenti ortogonali:

- una normale N, che esercita un'azione di compressione sul disco poggiante sul piatto di S1;
- una tangenziale T, che esercita un'azione di scorrimento parallela al piatto di S1, portando la L5 a scivolare in avanti e verso il basso.

L'azione T è impedita dalle reazioni dei sistemi passivi costituiti dalle apofisi articolari inferiori di L5 incastrate fra quelle superiori della S1. Le azioni di contatto, espresse da due forze simmetriche, devono avere risultante pari a T e giacere su di un piano coincidente con quello del disco, che così risulta scaricato. Dette forze, agendo sulle apofisi articolari inferiori di L5, si trasferiscono al corpo vertebrale e sono in grado di equilibrarlo. Ma per fare questo

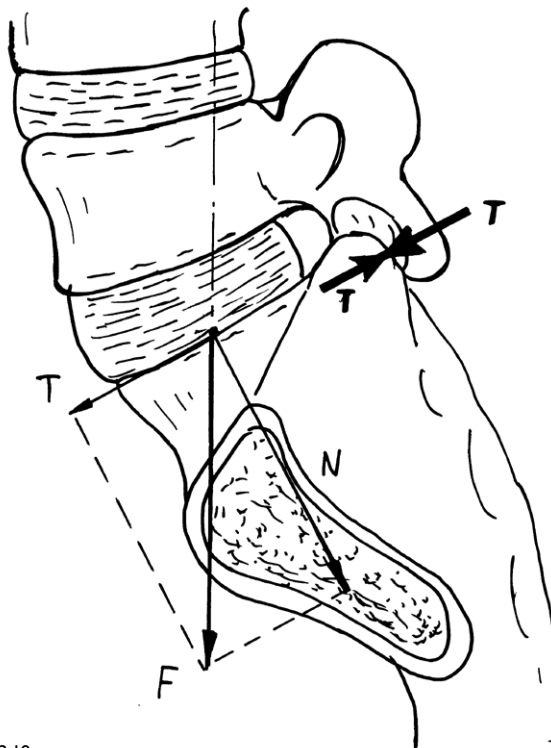


Fig. 3.19

sollecitano l'istmo vertebrale a trazione, a cui si somma una flessione come conseguenza del momento prodotto dal braccio di leva esistente; questo crea i presupposti per una possibile rottura del tessuto osseo dell'istmo, fenomeno chiamato spondilolisi.

In L4-L5 le forze di taglio sono più ridotte e si ha carenza dei sistemi di freno; la conseguenza è che, in caso di fenomeni di carico su tempi molto lunghi, si può parlare di usura di tale disco mentre il disco intervertebrale L5-S1 è più predisposto a cedimenti per sovraccarichi impulsivi.

A livello di L3 la freccia della lordosi lombare assume normalmente il massimo valore. La L3 è di conseguenza una vertebra a corpo sostanzialmente orizzontale e dotata di elevata mobilità. Partendo dal basso, la L3 è la prima vertebra lombare a essere priva di legamenti collegati con il bacino; ne consegue che in posizione eretta il suo equilibrio è garantito dalla sua orizzontalità, dalla sua posizione al centro del corpo e dall'azione equilibrata dei muscoli su di essa inseriti. Se il disco intervertebrale L3-L4 è orizzontale viene gravato da forze verticali e sono praticamente assenti le pericolose sollecitazioni di taglio capaci di produrre scorrimenti relativi tra i corpi vertebrali. Un'obliquità del bacino, conseguenza di un errore posturale, che non consenta una sufficiente orizzontalità del piatto inferiore della L3, espone il disco L3-L4 a sforzo e a pericolo di cedimento per usura.

Da notare il pericolo di danneggiamento del disco lombare nel movimento di flesso-torsione; esperienze in vitro indicano che per arrivare al danneggiamento sono necessarie rotazioni in torsione dell'ordine dei 20° sul singolo disco. Tali valori sono però incompatibili con la reale mobilità in torsione del rachide lombare, stimata mediamente non superiore ai 2° per ogni sezione articolare; eppure, nonostante ciò, i danni sono frequenti.

Hindle, Pearcy, Gill e Johnson (1989: 83) hanno sperimentato lungamente su soggetti viventi e su reperti anatomici lombari giungendo ad alcune conclusioni fondamentali che riassumiamo in modo schematico:

- il passaggio dalla postura verticale a quella in flessione anteriore consente un incremento della possibilità della torsione volontaria;
- la torsione da sola non può danneggiare il disco, perché è sempre limitata a valori di sicurezza dal contatto delle faccette;
- però se le pressioni di contatto sono eccessive, si giunge al danno delle cartilagini e allora la situazione può drasticamente mutare.

La perdita di 3 mm di cartilagine sui contatti articolari consente 6° di extramoto all'elemento funzionale. Per semplice sollecitazione di torsione, i limiti del movimento dell'articolazione sono forniti dalle faccette in contatto di compressione e dalla resistenza delle fibre della parte anteriore dell'anello, trazionate da un taglio diretto lateralmente. Durante la flessione la parte posteriore dell'anello può passare da una posizione neutra quasi di riposo alla trazione, verticalizzando le fibre e riducendo così la loro capacità di resistere alla torsione; tale resistenza aumenta con la loro orizzontalizzazione. Lo spazio tra le faccette, generato dall'alterazione geometrica provocata dalla flessione, consente un altro incremento della rotazione in torsione e può portare le fibre posteriori dell'anello in sovraccarico di trazione.

Gli stessi Autori hanno provato che nei dischi sottoposti a forte flessione sono sufficienti pochi gradi di torsione affinché le fibre degli anelli superino i loro limiti di resistenza. Per questo esercizi in flesso-torsione del busto da posizione eretta sono da ritenersi altamente dannosi.

3.4 Tratto dorsale della CV in movimento e in equilibrio

Il corpo delle vertebre toraciche incrementa il valore del rapporto altezza-larghezza, presentando un aspetto più snello nella proiezione sagittale e il piatto vertebrale ha il diametro

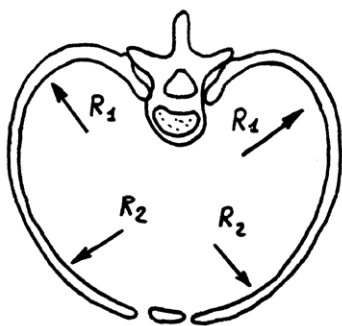


Fig. 3.20

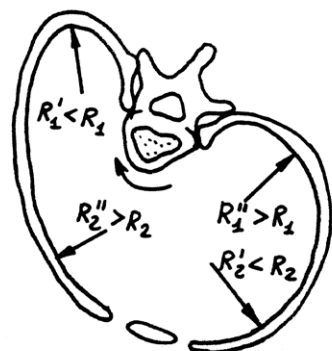


Fig. 3.21

trasversale quasi uguale a quello antero-posteriore. Rispetto ai piatti vertebrali, in posizione postero-laterale, esistono le coppie di faccette articolari costali ricoperte di cartilagini. L'inserimento delle coste sul rachide costituisce un vincolo alla mobilità delle singole vertebre e un contributo alla funzione stabilizzante.

Nella struttura del rachide toracico le faccette delle apofisi inferiori si articolano con quelle superiori della vertebra sottostante, generando la superficie cilindrica di rotazione. A causa dell'orientamento delle faccette si verifica che il centro di rotazione in torsione di una vertebra sull'altra è posto circa al centro dei piatti dei corpi vertebrali. Tale moto è congruente con la forma quasi circolare che si osserva nel contorno del piatto vertebrale toracico e, per l'assenza di limitazioni immediate, si dimostra di ampiezza assai superiore a quella riscontrata a livello lombare.

La rotazione delle vertebre toraciche, però, è contrastata dall'azione della coppia di coste inserita su ciascuna di esse. La presenza dello sterno, su cui convergono tutte le coste unendosi mediante cartilagini, limita assai lo scivolamento relativo delle coppie di coste. Vertebre toraciche e coste, unite nel complesso della gabbia toracica, consentono un contrasto progressivo alla torsione per accumulo di energia elastica di distorsione all'interno del

sistema (Fig. 3.20). Deformazioni progressive delle coste che si manifestano con il progredire della torsione sono caratteristiche della scoliosi dorsale e dalle deformità toraciche collegate, facilmente evidenziate dal riscontro dei tipici gibbi che si apprezzano durante il movimento di flessione del busto, o test di Adams (Fig. 3.21).

La conseguenza è che la rotazione di una vertebra determina sempre una deformazione elastica della coppia di coste a essa direttamente collegata e provoca:

- aumento della concavità costale, lato rotazione;
- riduzione della concavità costale, lato opposto;
- aumento della concavità condro-costale, lato opposto;
- riduzione della concavità condro-costale, lato rotazione.

Il movimento di flessione del rachide toracico produce la rotazione relativa delle vertebre sul piano sagittale con apertura dello spazio intervertebrale posteriore, la migrazione del nucleo polposo verso la parte posteriore e lo scivolamento verso l'alto delle apofisi inferiori della vertebra superiore.

Man mano che la flessione procede nel senso di una maggiore orizzontalizzazione della colonna vertebrale la funzione antigravitaria, normalmente svolta dalla compressione dei dischi intervertebrali, si trasferisce al contatto tra le faccette articolari.

Il movimento di estensione del rachide dorsale comporta invece l'apertura dello spazio intervertebrale anteriore e detende i legamenti posteriori, gialli e interspinosi, fino a renderli lassi. Il nucleo polposo si sposta in avanti mettendo in tensione il legamento LA. Si attivano anche dei fine corsa strutturali per incontro delle apofisi articolari e di quelle spinose che, essendo già normalmente assai prossime fra loro, intervengono per valori modesti di deformata in estensione.

Altre limitazioni all'ampiezza della flessione e dell'estensione derivano anche dalle connessioni che la CV ha con la gabbia toracica.

Nella flessione laterale il movimento tra le vertebre è controllato dallo scivolamento delle faccette delle articolazioni interapofisarie. Il controllo limitativo del movimento è fornito dalla tensione dei legamenti gialli e intertraversari del lato convesso e dal mutuo contatto delle apofisi articolari nel lato concavo. Anche questo movimento è condizionato dall'inserzione della CV nella gabbia toracica, che segue nelle deformazioni osteggiandole.

Nel tratto C3-C7 i dischi intervertebrali aumentano di altezza in rapporto alle vertebre e questo incrementa la mobilità di tali sedi articolari. Il movimento di flesso-estensione della vertebra ha l'asse d'istantanea rotazione posto nella parte inferiore del corpo vertebrale sottostante. La particolare disposizione delle superfici articolari, artrodie a 45° rispetto l'orizzontale, non consente la libera torsione attorno all'asse verticale, centro di rotazione nel canale vertebrale, senza associarlo a una flessione laterale.

Capitolo 4

Biomeccanica dei costituenti rachidei

4.1 Costituenti strutturali: vertebre

La vertebra presenta anteriormente un elemento grossolanamente cilindrico, il corpo vertebrale, rivestito da un sottile strato di osso compatto e ripieno di osso spongioso dalla densità minima; esso trasferisce verso il basso i carichi di compressione. Dietro al corpo esiste un canale, un prolungamento posteriore mediano, l'apofisi spinosa, e due prolungamenti posteriori laterali, le apofisi trasverse. La vertebra presenta posteriormente quattro faccette articolari, due superiori e due inferiori, unite in appoggio alle corrispondenti delle vertebre vicine e due lamine ossee che collegano le faccette all'apofisi spinosa. Tutti gli elementi posteriori hanno un guscio esterno in osso compatto, contenente osso spongioso. Dato che sulle apofisi aderiscono tendini e legamenti, gli elementi ossei trasferiscono al corpo vertebrale i momenti generati dalle forze applicate in tali siti. Di conseguenza le sollecitazioni di flessione sono prevalenti nella parte posteriore della vertebra.

La vertebra singola è situata tra due dischi successivi e trova altri punti d'appoggio e di guida nei contatti tra le faccette articolari. Le vertebre possono essere indebolite da numerose patologie e le loro alterazioni e modificazioni influiscono in modo irreversibile sulla biomeccanica della CV e possono offendere il sistema nervoso che dovrebbero invece proteggere. Inoltre le vertebre si dimostrano essere tra i costituenti scheletrici più facilmente condizionabili, in morfologia e struttura, dalla gestione posturale e dall'attività fisica, specie nel periodo della fase della crescita.

Parlare della vertebra come di un organo meccanico che svolge la funzione di leva tridimensionale vuol dire sostanzialmente considerare le complesse sinergie esistenti tra le proprietà dell'osso corticale compatto del suo guscio esterno e quelle dell'osso spongioso, a struttura trabecolare, che ne occupa i volumi interni.

La crescita dell'individuo almeno fino all'età dei 40-50 anni comporta l'aumento della resistenza meccanica e della rigidità dell'osso vertebrale, poi si assiste a una loro continua riduzione. Il fenomeno non dipende da riduzione della mineralizzazione, che anzi cresce con l'età, ma dall'aumento degli spazi vuoti nella massa e dal prodursi di numerose sconessioni nella trama trabecolare.

L'osso rachideo si dimostra molto sensibile alla mancanza di uno stato di sollecitazione e l'immobilizzazione è capace di produrre una rapida riduzione della resistenza a compressione dei corpi vertebrali e della loro rigidità globale. Trasformazioni simili si riscontrano normalmente nello scheletro degli astronauti dopo lunghe permanenze in gravità ridotta o assente.

Il corpo vertebrale, nelle ottimali condizioni di funzionamento, è soggetto soltanto a una forza di compressione ma gli archi e le apofisi presenti nella parte posteriore della vertebra sopportano forti sollecitazioni di flessione e di taglio. Perciò la rigidità è assolutamente indispensabile anche ai processi vertebrali, che sottopongono a compressione le fibre d'osso poste

nella parte dell'intradosso, zona interna della curvatura. Per tale motivo le superfici dei processi sono costituite da uno strato di robusto e rigido osso corticale compatto.

Nella Fig. 4.1 si nota che il corpo vertebrale ha come confini, superiore e inferiore, i piatti vertebrali di natura fibrosa e il carico verticale è trasferito su di essi dal sistema dei puntelli delle trabecole colonnari; nella Fig. 4.2 è evidenziato che sulle apofisi agiscono dei contatti diretti e i tiri di muscoli e legamenti, per cui esse si comportano come leve incastrate nel corpo vertebrale, cui debbono trasferire i momenti delle forze; la Fig. 4.3 illustra le caratteristiche dell'osso spongioso il quale è poco importante per trasferire i momenti, ma crea un reticolato di collegamento tra apofisi e parte interna del corpo vertebrale che irrobustisce lateralmente le instabili trabecole colonnari puntellanti i piatti vertebrali e questa funzione è strategica per la resistenza del corpo vertebrale in compressione. Nella Fig. 4.4 si descrive la leva apofisaria, strutturalmente costituita dal guscio d'osso corticale che, flettendosi sotto i momenti trasmessi, realizza le massime tensioni in trazione e compressione proprio sulla periferia corticale. L'osso compatto dei gusci apofisari, avendo gli osteoni orientati parallelamente alle tensioni, può garantire un'eccezionale resistenza meccanica.

Il corpo vertebrale anteriore è caricato dal disco che trasmette la forza proveniente dall'alto sul piatto vertebrale trasformandola in un'azione di pressione distribuita. Lo sforzo pressorio coinvolge sia il guscio periferico di osso compatto del corpo della vertebra, che funge da recipiente di contenimento, sia l'osso spongioso contenuto all'interno del corpo stesso, che deve trasmettere gli sforzi di compressione sempre in senso assiale verticale, dal piatto superiore al piatto inferiore.

Il danneggiamento e la rottura dell'osso si producono per carichi statici o impulsivi che determinano, localmente nelle sezioni resistenti, sollecitazioni di pura compressione (corpo vertebrale), o di presso-flessione (processi vertebrali), superiori ai valori locali del limite di resistenza.

Mc Elhaney (1966: 1231) scoprì che il comportamento meccanico dell'osso muta al variare della velocità con cui si produce la sua deformazione. Per danneggiare l'osso rachideo mediante una lenta crescita dello stato di sforzo è sufficiente una forza inferiore a quella occorrente nel caso di un evento traumatico, perciò un impulso d'urto può essere sopportato meglio di un carico dalla crescita lenta. Tale proprietà è condizionata da diversi altri fattori, tra cui il più importante è l'età del soggetto e il suo grado di maturazione ossea.

La vertebra è in grado di sopportare notevoli danneggiamenti locali nella sua struttura interna senza manifestarli in modo palese, provvedendo spontaneamente a vaste operazioni di riparazione e di ripristino, essendo essa sempre in condizioni di costante compressione.

L'osso compatto ha come compito principale non il trasferimento diretto dei carichi verso il basso, anche se questo si verifica, come vedremo, quando il disco perde di pressurizzazione, bensì ha la funzione di cerchiatura di contenimento della massa interna d'osso spongioso, per limitarne le eccessive deformazioni radiali che si produrrebbero quando è compressa, data la sua modesta rigidità. Nel corpo vertebrale l'osso compatto si riduce a svolgere la funzione di un involucro o guscio a spessore sottile, che deve soltanto contenere la massa dell'osso spongioso. Quest'ultimo non è mai in grado di accettare dei carichi concentrati su piccole superfici ma svolge la funzione di riempitivo, stabilizzante il guscio corticale, e distribuisce le compressioni del piatto diffondendole come stato di sforzo nella propria massa e, pur non essendolo, svolge una funzione di mediazione simile a un fluido. Di conseguenza in una vertebra lombare l'osso spongioso sorregge il 90% del carico di compressione e il corticale il restante 10%.

Di regola i carichi di rottura vertebrali nei soggetti in buona salute ricadono nell'intervallo 3000-6000 N e anche più per scendere facilmente a 2000-1000 N negli anziani osteoporotici.

Bisogna però riconoscere che tale mirabile equilibrio è anche assai delicato; infatti il corpo vertebrale è uno dei siti scheletrici più facilmente soggetti a fratture con l'insorgere di un disordine strutturale conseguenza dell'invecchiamento. Questa possibilità è provata dalla presenza nei reperti anatomici vertebrali di numerose formazioni di calli situate nelle zone di trabecole post-fratturate; i calli tendono a essere più numerosi con l'aumentare dell'età del soggetto.

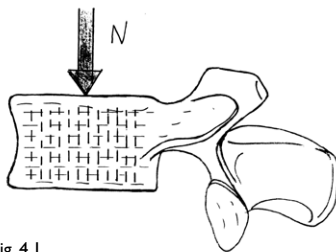


Fig. 4.1

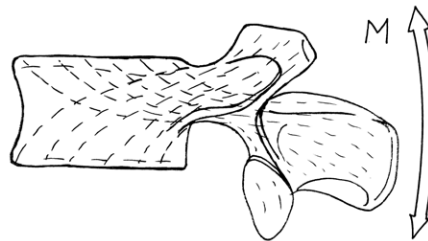


Fig. 4.2

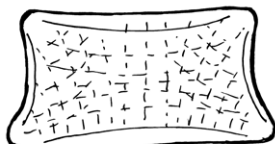


Fig. 4.3



Fig. 4.4

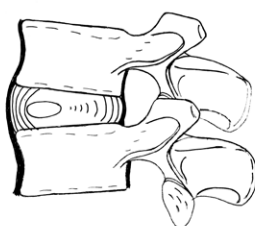


Fig. 4.5

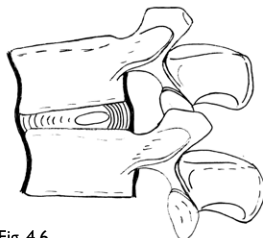


Fig. 4.6

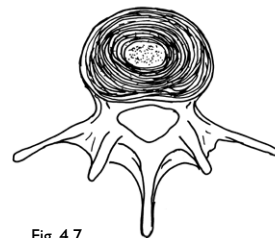


Fig. 4.7

Nella vertebra è tipica la frattura cuneiforme anteriore. Questa non si propone in modo istantaneo ma attraverso un cedimento progressivo della parte anteriore del corpo vertebrale. Questo perché il corpo vertebrale presenta nella parte anteriore la minima rigidità e resistenza meccanica mentre nella parte posteriore le trabecole verticali sono maggiormente irrigidite dalla presenza dei fasci di trabecole di collegamento con le apofisi posteriori. Ne segue che per un carico pari a circa il 75% di quello necessario per il collasso totale del corpo si ha già cedimento nella parte anteriore con formazione di cuneizzazione che, nel tratto toracico, produce una evidente ipercifosi.

4.2 Elementi di controllo passivi

4.2.1 Disco intervertebrale

I corpi vertebrali sono separati dai dischi eccetto che tra C1 e C2 e nelle vertebre fuse nel bacino. I dischi sono sistemi complessi che costituiscono sinfisi, ovvero sinartrosi, caratterizzate tuttavia da sei gradi di libertà; si comportano fisicamente come cuscinetti idrostatici, almeno fino a quando non sono troppo degenerati da sforzi o patologie o da alterazioni metaboliche derivanti dall'invecchiamento. Il disco è un elemento deformabile in forma e volume formato esternamente da più strati di avvolgimento di sostanza fibrocartilaginea, l'anello, che contiene un nucleo polposo praticamente fluido. Un disco integro e pressurizzato consente un movimento di oscillazione delle vertebre a esso adese, se invece è danneggiato e depressurizzato il movimento è alterato dal prodursi di scorrimenti relativi, paralleli al piatto. Nelle Fig. 4.5 e 4.6 da notare l'inserimento dei dischi tra le vertebre lombari, che consentono i possibili movimenti della CV; nella Fig. 4.7 vi è la rappresentazione schematica del disco, costituito da un anello a più strati fibrosi che serra al suo interno una massa informe gelatinosa, il nucleo polposo.

Nel disco degenerato la pressurizzazione non può essere garantita e gli sforzi si concentrano nei siti d'appoggio a maggiore rigidità. Nel caso della compressione pura si formerà una distribuzione dello sforzo tendenzialmente anulare sull'osso corticale periferico del corpo vertebrale; mentre con la flessione lo sforzo si concentrerà, pericolosamente, su di una ridotta area a forma di falce lunare del corpo vertebrale, posta dal lato della flessione.

Il disco non è vascolarizzato e il suo metabolismo si basa su fenomeni osmotici, inoltre non possiede nel suo interno un sistema nervoso, a parte lo strato più esterno dell'anello; di conseguenza è possibile che in esso si sviluppi una grossa alterazione tessutale o strutturale prima che si giunga a una palese BP.

Per quanto riguarda gli spostamenti in traslazione tra due vertebre successive bisogna prendere in considerazione gli scorrimenti a taglio paralleli al piatto (x in direzione laterale verso sinistra e z in direzione postero-anteriore) e quelli in traslazione assiale (y ortogonale al piatto e diretto verso l'alto), così il comportamento può essere descritto mediante la classica espressione dei dinamometri: $F = K \times$ traslazione; essa mette in relazione, attraverso i coefficienti di rigidità lineari K , le forze F applicate con gli spostamenti in traslazione prodotti.

Sappiamo che due vertebre poste in successione possono anche eseguire rotazioni relative nei tre piani spaziali. In tal caso il disco subirà delle flessioni per le rotazioni vertebrali descritte nei piani sagittali e frontali e delle torsioni per le rotazioni attorno all'asse normale al piatto.

In questi casi i coefficienti di rigidità K , flessionali o torsionali, devono mettere in relazione le coppie o momenti di forze applicate, M , con le rotazioni prodotte: $M = K \times$ rotazione.

Barbangelo, Parodi, Becchetti e Aulisa (1995: 23) riassumono così il comportamento medio di un disco lombare sotto torsione studiato in vitro, dopo asportazione delle faccette articolari per consentire le massime torsioni:

- prestazione elastica lineare, fino a deformazioni di 3° ;
- elastica non lineare, tra 3° e 12° ;
- manifestazione di deformazioni residue permanenti (inizio produzione di danni), tra i 12° e i 20° ;
- per valori angolari superiori si apprezza un palese collasso tessutale del disco.

In Tabella 4.1 sono riportati i sei coefficienti di rigidità K (3 traslazioni e 3 rotazioni), per tutte le sezioni articolate della CV toraco-lombare, così come sono suggeriti da Closkey R.F., 1992.

È interessante notare come la rigidità del disco, che si oppone agli scorrimenti a taglio nella direzione antero-posteriore, sia sempre superiore a quella esistente in direzione laterale. Ciò è congruente allo stato di sollecitazione cui è sottoposta la colonna vertebrale in situazione di flessione anteriore; così come trova conferma nei riscontri clinici anche il basso valore della rigidità denunciata per il disco L5-S1.

Il massimo valore della rigidità a traslazione si raggiunge negli spostamenti in direzione assiale verticale. Essa è necessaria per garantire la stabilità e la sopravvivenza del disco sotto gli elevati carichi verticali di compressione; un basso valore della rigidità equivale a una facile espulsione di liquidi dal disco e affinché un disco regga bene dei carichi elevati non basta che resista ma è indispensabile che non riduca troppo il suo spessore per deformazione sotto carico.

I valori massimi della rigidità assiale non sono localizzati nel tratto lombare, come si potrebbe facilmente pensare, bensì nella zona T4 della curva di cifosi dorsale. Essa è sempre soggetta a forti sollecitazioni flessorie che sono tradotte in un elevato stato di compressione poiché i muscoli dorsali sono fortemente impegnati a operare con bracci di leva modesti.

La rigidità in flessione dei dischi è abbastanza costante a tutti i livelli della CV con valori superiori per la flessione-estensione rispetto alla flessione laterale. Si ha netta riduzione della rigidità in flessione solo in prossimità del tratto cervicale, sopra a T4.

Tabella 4.1

Coefficients di	Traslazioni [N/mm]			Rotazioni [N m/grado]		
	Rigidezza K	Laterale (x)	Assiale (y)	Postero/Ant. (z)	Fless./Esten. (q _x)	Torsione (q _y)
T1-T2	70	400	80	0.244	0.453	0.174
T2-T3	120	690	150	0.471	0.680	0.349
T3-T4	160	860	190	0.715	0.907	0.541
T4-T5	210	1200	260	1.186	1.361	0.890
T5-T6	190	1090	230	1.186	1.361	0.890
T6-T7	180	1030	220	1.186	1.361	0.890
T7-T8	160	860	190	1.186	1.361	0.890
T8-T9	150	860	180	1.308	1.361	0.977
T9-T10	160	860	190	1.308	1.605	0.977
T10-T11	160	860	190	1.413	1.605	1.064
T11-T12	120	860	150	1.186	1.832	0.890
T12-L1	110	1030	140	1.064	2.285	0.802
L1-L2	100	920	160	1.064	2.739	0.802
L2-L3	90	860	110	1.064	2.739	0.802
L3-L4	90	860	110	1.064	2.739	0.802
L4-L5	80	800	100	0.942	2.512	0.715
L5-S1	70	630	80	0.820	2.058	0.628

La rigidezza torsionale è uno dei parametri biomeccanici fondamentali della CV perché descrive una delle componenti principali della mobilità del tronco. I valori massimi delle rigidità si raggiungono nella zona superiore del rachide lombare per poi decrescere procedendo in direzione craniale.

L'invecchiamento riduce il volume del nucleo polposo che, dal punto di vista istologico, diviene sempre più simile all'anello fibroso. Con l'avanzare dell'età, il disco è più rigido e si oppone maggiormente alla torsione. Questo a causa della riduzione dell'altezza del disco dovuta alla depressurizzazione del nucleo e alla riduzione della netta definizione tra nucleo e anello fibroso, anche se le dimensioni esterne non variano.

Al mattino dopo il riposo notturno, per l'idratazione fisiologica favorita dalla mancanza del carico gravitativo, l'effetto è un aumento della rigidezza torsionale. Durante la giornata, per effetto della perdita di liquidi, si ha una riduzione di altezza e pressione del disco; l'effetto complessivo è una riduzione della rigidezza, ma la riduzione dell'altezza implica anche una riduzione della motilità articolare.

La struttura dell'anello fibroso è composta di 10-12 strati concentrici di tessuto detti lamine. Considerando un settore circonferenziale sviluppato per 20°, almeno la metà delle lamine presenti ha in esso origine o termine; questo fatto determina gravi irregolarità nella continuità dell'anello. Ognuno degli strati o lamine è caratterizzato da una diversa inclinazione delle fibre stesse (angolo α , misurato rispetto all'orizzontale del piatto vertebrale); passando da strato a strato, l'inclinazione s'inverte di senso e si riduce procedendo dalla periferia al centro nel

senso che alla periferia le fibre sono più verticalizzate, mentre sono più orizzontalizzate in prossimità del nucleo.

Le fibre a inclinazione alternata, oltre che a rendere simmetrico all'inversione del senso di rotazione il comportamento circonferenziale del sistema, costituiscono di fatto una rete che imbraga il nucleo. Anche la cartilagine del piatto vertebrale contribuisce con le sue fibre allineate orizzontalmente all'impacchettamento del nucleo polposo. Nella parte più interna dell'anello (1/3 circa) le fibrille di collagene delle lamelle, disposte vicino all'orizzontale, sono interconnesse direttamente con quelle dei piatti e formano un vero bozzolo che avvolge il nucleo polposo; mentre negli altri 2/3 più esterni, le fibre delle lamelle si raccolgono in fascicoli saldamente ancorati ai corpi vertebrali in cui è più facile che il fluido nucleo polposo, in caso di discontinuità tra le fibre, trovi dei varchi che favoriscono l'erniazione.

I valori degli angoli delle fibre sono variabili nell'intervallo 25°-60° e tale inclinazione risulta estremamente influente sulle prestazioni meccaniche dell'anello stesso. In presenza di reiterati carichi di compressione e con il procedere della deformazione in compressione, le maglie della rete tendono a scomparire trasformandosi in un avvolgimento di fibre ravvicinate, tutte parallele tra loro tipo un rocchetto, e più lasse sulla CV; sia che abbiano un'origine esterna o siano originati da un'attivazione muscolare, la riduzione dell'angolo ha come conseguenza diretta l'irrigidimento dell'anello del disco. Nel caso, però, in cui la riduzione di spessore si produca in seguito a perdita di liquidi, depressurizzazione, la rigidità sarà ridotta.

Lo spessore dell'anello fibroso nella parte anteriore del disco, misurato in senso radiale, è sempre superiore a quello della parte posteriore e le lamelle periferiche anteriori sono le più robuste. Questo è congruente col fatto che il cedimento dell'anello avvenga di preferenza nella regione posterolaterale. La rigidità degli strati è crescente dal centro alla periferia e questa distribuzione delle rigidità è fondamentale per spiegare la collaborazione dei vari strati di fibre nel contenimento del nucleo polposo in pressione. È chiaro che un danno nelle fibre esterne si rivela molto pericoloso.

La collaborazione tra lamelle concentriche, di rigidità differenziata e tra loro adese, porta necessariamente alla generazione di forze tangenziali di taglio con possibilità di scollamento nelle interfacce delle lamelle stesse. Nella zona posterolaterale lo sforzo di taglio interlaminare è già molto elevato anche per il disco intatto. Siamo convinti che lo sforzo di taglio interlaminare sia una causa fondamentale di danneggiamento discale, ancora sottovalutata.

Quindi il pericolo del cedimento per delaminazione anulare è individuato, più che nei carichi assoluti applicati, negli stati asimmetrici di sforzo del disco dovuti a errori posturali, alterazioni geometriche, riparazioni di traumi, alterazioni metaboliche e invecchiamento.

4.2.1.1 Equilibrio idrostatico del disco e variazione di statura durante la giornata

Da più di un secolo è noto come l'altezza del tronco umano sia variabile nell'ambito delle 24 ore. Si può ritenere che, in media, la statura di un individuo si accorci di circa l'1% durante il periodo di ortostasi diurna, negli anziani di 70-80 anni l'accorciamento si riduce a circa lo 0.5%, mentre è del 2% nei ragazzi. Appena alzati dal letto si produce una repentina perdita di statura di 6-8 mm dovuta alla compressione elastica (deformazione dei dischi e incurvamento dei piatti vertebrali) seguita da una riduzione continua fino al raggiungimento di una perdita staturale di circa 20 mm, dovuta a deformazione viscoelastica dei tessuti + perdita di liquido, che rallenta e tende a concludersi in 6-8 ore; infatti nelle prime ore del pomeriggio il soggetto è nella situazione di statura minima. La riduzione di statura aumenta nei casi di trasporto prolungato di carichi elevati, di ripetuti impulsi dinamici come urti del piede al suolo, nelle vibrazioni, nella deambulazione e nelle attività fisiche faticose in genere.

Considerando che in posizione supina agisce un carico di soli 450 N, su L3-L4 stare a letto, oltre al recupero immediato della deformata elastica, consente la reidratazione di tutti i dischi

con un recupero finale di circa 20 mm. I maggiori incrementi d'altezza, $\approx 3\%$, si sono misurati negli astronauti, dopo lunghi periodi di assenza di gravitazione.

Nella stazione eretta la pressione del fluido nel disco, generata da fenomeni di natura osmotica, deve confrontarsi con la combinazione dei carichi pressori e della tensione delle fibre dell'anello. Il flusso di fluido attraverso il disco è pilotato dalla differenza tra la pressione meccanica applicata e la pressione osmotica; la sua portata massima è di circa $\pm 40\%$ del volume del fluido contenuto nel disco compresso. Nei dischi lombari la forza di compressione meccanica discale di equilibrio del flusso è, per soggetti fino ai 40-50 anni, di circa 800 N. Per compressioni inferiori si ha afflusso di fluido dentro il disco e il suo innalzamento, mentre per compressioni superiori avviene il contrario e si verifica un deflusso accelerato per carichi statici superiori ai 1500 N, che è ritenuto un carico pressorio fisiologico medio.

4.2.1.2 Stato del disco e sforzo trasmesso nel corpo vertebrale

In un soggetto giovane il disco ha la parte centrale costituita da un nucleo polposo assimilato a un fluido incompressibile imprigionato, superiormente e inferiormente, tra i piatti vertebrali e, circonferenzialmente, dagli strati concentrici dell'anello fibroso. Tutte queste superfici di contenimento del nucleo sono caratterizzate da una bassa rigidezza; perciò quando il sistema è sottoposto a compressione si assiste a un incurvamento del piatto vertebrale, che accoglie come una coppa il nucleo, e a un aumento radiale dell'anello fibroso con effetto di rigonfiamento.

L'azione della compressione verticale pressurizza il nucleo polposo e lo trasforma in un corpo lenticolare rigido che preme al centro del piatto vertebrale. Questo è contrastato, nel suo effetto dell'incurvarsi, dall'aderenza in continuità con il materiale osseo spongioso del corpo vertebrale. È proprio la struttura poco rigida dell'osso di riempimento della vertebra, dovuta alla geometria trabecolare, che consente una redistribuzione della forza di compressione su di una vasta area d'appoggio riducendo così i pericolosi picchi di tensione locale. La Fig. 4.8 illustra le sezioni sagittali del disco intervertebrale lombare che mostrano la distribuzione qualitativa dello sforzo di compressione trasmesso al piatto vertebrale in differenti condizioni:

- caso del disco ben idratato di un giovane con distribuzione uniforme dello sforzo, anche nel caso di piatti non tanto paralleli;
- caso di un disco con ridotta pressurizzazione che evidenzia i contatti duri sul profilo dell'anello;
- caso di un disco gravemente degenerato che non è più in grado di reggere carichi sul nucleo polposo e ha trasferito la funzione meccanica soltanto all'anello.

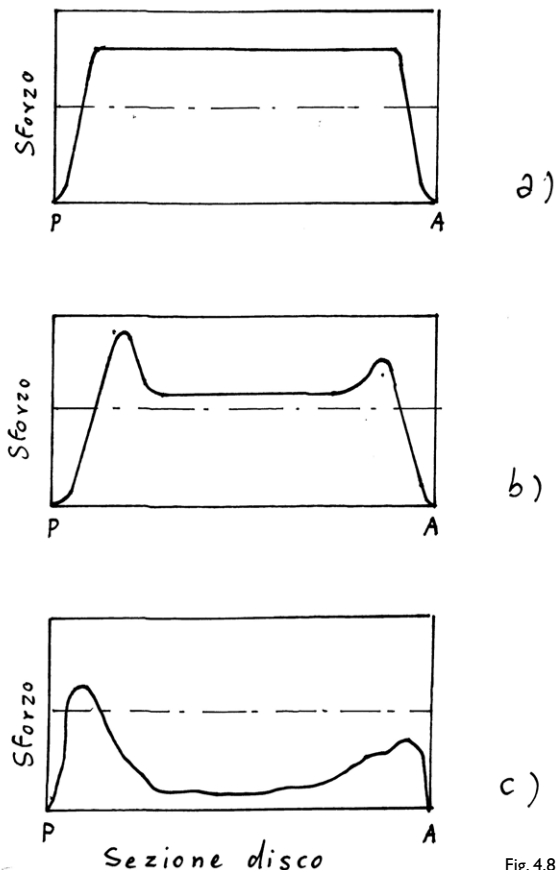


Fig. 4.8

Gli eccessi di carico possono produrre danneggiamenti nell'osso spongioso fino al cedimento di un certo numero di trabecole; è anche vero però che, per le caratteristiche della struttura trabecolare stessa fatta di pieni nettamente separati da cavità, è assai difficile che ciò possa produrre l'innesco di una fessura di frattura capace di espandersi. Un'altra notevole proprietà dell'osso spongioso vertebrale consiste nel fatto che quando è sottoposto a danneggiamento per eccesso di carico di compressione riduce la sua rigidità più rapidamente di quanto diminuisce la resistenza. Ciò significa che il manifestarsi di un cedimento locale produce automaticamente la riduzione dello stato di sforzo nel sito e questo può essere sufficiente a contenere il propagarsi del danno. Anche nel caso di carichi dinamici e impulsivi (urti) tale sistema si rivela provvidenziale per limitare i danni.

Man mano che il disco degenera diviene sempre più inadeguato a trasferire frazioni importanti della forza assiale di compressione direttamente attraverso il nucleo polposo e la deflessione del piatto vertebrale. L'effetto della degenerazione è di spostare, attraverso il tessuto dell'anello, la via di trasmissione dei carichi verso la periferia del corpo vertebrale, sui bordi dei piatti e nelle pareti d'osso corticale del corpo della vertebra.

Lo scambio di sostanze con il disco intervertebrale avviene attraverso tutte le superfici di contorno: piastre cartilaginee, anello fibroso, tessuti paravertebrali e spongiosa delle vertebre. La nutrizione attraverso la cartilagine, situata tra il disco e il corpo vertebrale, è importante per il buono stato di salute del nucleo; la cartilagine è porosa e sottile e fornisce una via attraverso la quale i metaboliti possono entrare nel disco, preferenziale rispetto a quella esistente attraverso l'anello fibroso esterno. Si è osservato che nei soggetti colpiti da scoliosi, a causa degli sforzi localizzati, la cartilagine si presenta spesso calcificata e quindi perde di permeabilità, riducendo il trasporto globale dei soluti e quindi il nutrimento al nucleo.

Quando il disco è depressurizzato si perde il comportamento idrostatico e gli sforzi si concentrano negli strati anulari del disco. La perdita di spessore, con relativa limitazione dell'efficacia della reidratazione, ha conseguenze negative per la meccanica, la nutrizione del disco stesso e per il carico sulle articolazioni delle apofisi, che risultano più sollecitate.

Nel caso di pressioni non simmetriche sull'area del disco, il fenomeno di scambio si differenzia localmente, secondo i valori locali di pressione. È molto importante rilevare che questo meccanismo tende a favorire, nell'immediato, l'alterazione della geometria del disco, che si cuneizza, e a modificarne localmente la situazione metabolica; nel tempo fa degenerare il tessuto rendendolo disomogeneo da sito a sito.

I tessuti del disco e della vertebra risentono quindi delle posture alterate mantenute a lungo, anche se non ancora consolidate, e dunque amovibili, come i paramorfismi; perciò è possibile inibire il fenomeno e prevenire le situazioni di rischio favorendo precocemente il ritorno a posture corrette.

Riguardo alle conseguenze sull'osso, la perdita di pressione del nucleo scarica il centro del corpo vertebrale il cui materiale cessa di svolgere una importante funzione strutturale e viene riassorbito. Un maggiore riassorbimento osteoclastico, infatti, avviene ogni volta che è verificata l'inutilità meccanica dell'osso. Il riassorbimento della struttura trasversale del corpo vertebrale provoca anche la distruzione del complesso sistema di microvascolarizzazione che alimenta la cartilagine del piatto vertebrale. Ciò è da ritenere la causa principale anche della calcificazione del piatto.

Per questo motivo, la riduzione di permeabilizzazione del piatto vertebrale è la prova del già avvenuto trasferimento del carico pressorio sul contorno periferico del corpo vertebrale.

Queste proprietà fondamentali del disco ci fanno comprendere quanto siano pericolose le posture incongrue fisse e prolungate che alterano i tessuti della CV generando il BP. Nello stesso tempo ci indicano la possibilità di miglioramento delle situazioni di rischio se si favorisce

il ritorno a posture corrette e a una fisiologica distribuzione dei carichi. Questo deve avvenire a partire dall'età evolutiva e per tutto il corso della vita, nelle normali attività della giornata, durante il lavoro, l'esercizio fisico e lo sport.

4.2.2 Legamenti

I legamenti svolgono una funzione di controllo passivo dei movimenti rachidei. Tale affermazione è da interpretarsi nel senso che i legamenti si comportano come delle molle capaci di grandi deformazioni crescenti con l'aumentare delle forze applicate in trazione; quindi si devono ritenere dei sistemi capaci di una reazione meccanica progressiva sviluppata in proporzione (non lineare) alla deformazione (allungamento) raggiunta (Fig. 4.9).

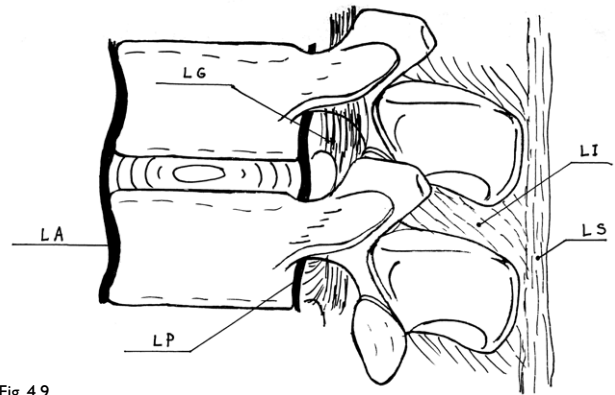


Fig. 4.9

Nel compartimento anteriore della CV esistono due legamenti, longitudinale anteriore LA e posteriore LP, che si estendono come due fasce continue dalla parte cervicale a quella lombare, avvolgendo come guaine i corpi vertebrali e i dischi. Però il LP, passando da L2 a L5, si restringe progressivamente sui lati riducendosi a una piccola zona centrale; in tal modo rimangono scoperte delle frazioni laterali dei dischi lombari, sempre più ampie proseguendo verso il basso. Proprio in tali zone non protette dalla fasciatura dal legamento, si osservano i casi più frequenti di erniazione del disco.

Si deve a Pintar (Pintar et al. 1992: 1351) una importante ricerca sperimentale su cinque rachidi lombari intatti orientata a definire le proprietà biomeccaniche delle fibre dei LA, LP, giallo (LG), interspinosi (LI) e sopraspinosi (LS). Si sono così definite le aree medie delle sezioni resistenti e le lunghezze, in condizioni di riposo, dei legamenti da T12-L1 fino a L5-S1.

I risultati sono che i LA hanno elevate rigidità, necessarie per sviluppare grandi forze con piccoli allungamenti, e consentono di contrastare efficacemente l'aumento della curvatura in lordosi del rachide lombare. Questa caratteristica crea opposizione all'aumento della cuneizzazione dei dischi, ritarda il contatto tra le faccette articolari e, nel contatto, riduce la pressione che agisce sulle cartilagini stesse. Valori di rigidità più modesti renderebbero inutile la loro funzione di tiranti perché il carico sarebbe rapidamente trasferito alle faccette articolari. Elevati valori di rigidità si riscontrano anche nei LS, molto efficaci nell'opporvi alla flessione anteriore perché hanno anche il vantaggio di operare con un braccio di leva notevole.

Si riscontrano resistenze diverse tra tipi di legamenti e loro localizzazioni fino al rapporto di 20 a 1, a prova della eterogeneità delle proprietà meccaniche sviluppate dai legamenti nei vari siti. Questi valori definiscono la qualità, in termini di resistenza, della fibra del legamento mentre per definire la resistenza di tutto il legamento bisogna anche tenere conto delle sue dimensioni o area della sezione resistente.

Nella Tab. 4.2 sono riportati i valori, espressi in N., delle sollecitazioni limite sostenibili dai legamenti e dunque le forze, che, mediamente, sono in grado di produrre il cedimento dei vari legamenti (Schendel, Wood 1993: 427). Nella Tab. 4.3 sono riportati i valori della deformazione al cedimento espressa in percentuale di allungamento che si ottiene confrontando la lunghezza raggiunta dal legamento al momento della rottura con quella iniziale a riposo. Tale dato è collegato direttamente all'entità della deformazione e quindi al movimento in grado di indurre il danno tessutale.

Tabella 4.2

	T12/L1	L1/L2	L2/L3	L3/L4	L4/L5	L5/S1
LA	300	430	520	410	510	260
LP	45	60	150	65	110	105
LG	335	210	110	245	245	345
LI	150	210	65	65	100	195
LS	310	545	350	440	445	490

Tabella 4.3

	T12/L1	L1/L2	L2/L3	L3/L4	L4/L5	L5/S1
LA	31.9	44.0	49.0	32.8	44.7	28.1
LP	16.2	15.7	11.3	15.8	12.7	15.0
LG	61.5	78.6	28.8	70.6	102.0	83.1
LI	59.4	119.7	51.5	96.5	87.4	52.9
LS	75.0	83.4	70.6	109.4	106.3	115.1

Si rammenta che dall'esterno non siamo in grado di percepire le forze in gioco mentre può essere eseguita più facilmente una stima delle alterazioni posturali.

Una lettura attenta della Tab. 4.3 consente interessanti riscontri con le necessità di mobilità rachidea e di stabilizzazione statica del sistema. In particolare si notino le notevoli capacità di allungamento sviluppate dai LI posti nelle zone posteriori del rachide se confrontate con quelle dei legamenti anteriori, che sono meno della metà, o a quelli più vicino all'asse di

rotazione. I legamenti posteriori, lontani dall'asse della CV, hanno la proprietà di essere capaci di allungarsi notevolmente, dote indispensabile per consentire la flessione anteriore.

Contemporaneamente il LA presenta elevata rigidità e resistenza meccanica, doti assolutamente indispensabili per opporsi a momenti di forze che provocano l'estensione con riduzione del raggio di curvatura della lordosi lombare. Infatti, poiché opera con un piccolo braccio di leva, il LA sarà sottoposto a sforzi intensi, quindi deve essere resistente; inoltre, essendo vicino all'asse di rotazione, deve anche essere rigido per fornire un contributo efficace per minimizzare la rotazione di estensione, altrimenti non sarebbe in grado di opporsi alla generazione della iperlordosi lombare.

4.2.3 Articolazioni apofisarie

Le faccette articolari sono delle diartrosi, cioè articolazioni in cui esiste sempre un piccolo spazio fra le superfici ossee articolari; sono costituite da due superfici articolari piane, capaci di un movimento relativo di scivolamento (artrodie). Esse sono poste simmetricamente sui massicci processi articolari superiore e inferiore dell'arco vertebrale e svolgono, contemporaneamente, funzioni statiche e cinematiche. Le Fig. 4.10, Fig. 4.11, Fig. 4.12, Fig. 4.13 illustrano esempi su modello dell'organizzazione delle articolazioni apofisarie lombari e delle geometrie assumibili dagli spazi tra le faccette.

Le superfici articolari superiori del tratto toracico del rachide sono orientate all'indietro, lievemente inclinate lateralmente e verso l'alto; quelle inferiori sono invece orientate in avanti e lievemente inclinate all'interno e verso il basso. Tale disposizione è idonea a consentire sia la flessione laterale sia la torsione, mentre tendono a opporsi alla flessione in estensione.

Nel rachide lombare, fatta eccezione dell'articolazione lombo-sacrale, la loro disposizione è quasi ortogonale al piatto vertebrale. Le superfici articolari superiori sono orientate verso l'interno e leggermente rivolte in direzione posteriore, mentre quelle inferiori sono orientate verso l'esterno e rivolte leggermente in direzione anteriore.

In postura eretta verticale la loro funzione è di opporsi alle azioni orizzontali di scivolamento tra le vertebre e quindi alle forze di taglio nei dischi, mentre nella flessione esse rilevano una

quota importante dei carichi verticali, scaricando i dischi. Nei confronti dell'azione antigravitaria le faccette svolgono la funzione di fulcro di una leva di I° genere, con la forza motrice o gravità applicata nel corpo della vertebra e la forza resistente, dovuta all'azione dei muscoli, dei legamenti e della parte retrostante dell'anello, applicata posteriormente.

Quando si realizza il bilanciamento di tale leva e quando i carichi verticali non sono eccessivi, le faccette non sono a contatto tra loro o, se lo sono, si trasmettono degli sforzi molto modesti. In caso di carichi compressivi

elevati oppure nelle flessioni o nella iperlordosi, comunque generate, la perdita di pressurizzazione del nucleo provoca abbassamento del disco e la conseguente presa di contatto tra le faccette, con mutuo trasferimento di forze anche notevoli. Nel movimento in estensione si assiste a uno sviluppo progressivo nella rotazione relativa tra le vertebre, che cessa con il contatto tra le faccette. Tale contatto si realizza per momenti, in estensione, di circa 4 Nm.

In sintesi, si può affermare che le faccette articolari:

- consentono il movimento di flessione sul piano sagittale con valori medi di 40°-50° in flessione e di 30° in estensione;
- limitano il movimento di flessione sul piano frontale di valore medio 20°;
- si oppongono al movimento di torsione sul piano trasversale che invece è incrementato dopo l'eliminazione chirurgica delle faccette;
- si oppongono allo scorrimento relativo tra le vertebre; applicando forze di taglio dell'ordine dei 700-1000 N si produce la frattura delle faccette. Nel caso siano mancanti perché rimosse, le stesse forze sono in grado procurare il cedimento del disco.

Nella postura eretta fisiologica il carico verticale grava essenzialmente sulla catena costituita dalla sequenza corpo vertebrale-disco; in caso di sovraccarichi o di errato atteggiamento posturale il trasferimento di una quota di tale forza alla parte posteriore della CV può avvenire, senza troppi problemi per la fisiologia, per una frazione pari fino al 30% (Nachemson 1981: 93).



Fig. 4.10



Fig. 4.11



Fig. 4.12



Fig. 4.13

Le cartilagini delle faccette articolari sono spesso in contatto statico o cinematico, compresse tra loro anche con forze notevoli e questo produce pressioni locali anche molto elevate, fonti di BP di tipo meccanico.

Le conclusioni sono che i dolori articolari possono avere origini differenti che vanno dalle osteoartriti alla sensibilizzazione continua dei meccanorecettori presenti sulle faccette, ma sono sempre costantemente attribuibili a cause meccaniche. Per questo motivo le faccette articolari si dimostrano essere importanti elementi coinvolti nell'origine del BP.

Lo studio della biomeccanica delle faccette articolari si è reso concreto solo con la messa a punto di sistemi capaci di misurare le forze trasmesse tra le zone di contatto. I metodi diretti utilizzano dei trasduttori posti in siti adiacenti alle zone di carico mentre quelli indiretti calcolano gli sforzi attraverso la misura di altri parametri relazionati ai carichi o eseguendo simulazioni su modelli.

Da questi studi si evince che i massimi carichi sulle faccette si riscontrano sempre sotto l'azione dei momenti flettenti in estensione, mentre quelli minimi nella flessione anteriore.

Per momenti in estensione d'intensità modesta il punto di contatto della faccetta è pressoché al centro dell'apofisi articolare inferiore della vertebra, mentre con l'aumento del momento applicato il contatto si sposta rapidamente verso il bordo inferiore.

Non sono molti i valori noti reperibili in letteratura riguardanti le forze di contatto tra le faccette.

Nel movimento in estensione, per carichi assiali di 300-400 N e momenti di 3.0-3.8 Nm, sono suggerite forze di contatto di 90-140 N.

Per la flessione laterale la forza di compressione sembrerebbe in rapporto quasi lineare col momento di 25-35 N per ogni Nm.

Nel caso della torsione si può ritenere una buona stima assumere la seguente proporzione:

$$\text{forza di compressione sulla faccetta (N)} = (5-7) \times \text{momento torcente (Nm)}$$

La cartilagine articolare è un tessuto facilmente deformabile, con un contenuto in acqua di idratazione del 60%-85% e con una rigidità assai bassa, inferiore di un ordine di grandezza rispetto a quello dell'osso spongioso su cui aderisce e che ne condiziona il comportamento. L'acqua è contenuta in micropori aperti e connessi tra loro che, quando la cartilagine è sottoposta a deformazione, ne permettono la fuoriuscita. La resistenza alla compressione è dell'ordine dei 15 MPa, mentre quella a trazione, in senso radiale, è di ≈ 1.5 MPa. Tuttavia tali valori sono del tutto indicativi e non è da dimenticare che la cartilagine aderisce all'osso spongioso che partecipa alla funzione strutturale.

A parità di volume la cartilagine è molto più efficiente dell'osso spongioso nell'attenuare i carichi impulsivi e la sua capacità di assorbimento di energia elastica è circa 10 volte superiore. Ma per l'esiguità del materiale cartilagineo presente sulla faccetta articolare, è normale che la prestazione di attenuazione di un impulso debba essere svolta in modo preponderante dall'osso dell'apofisi, sistema molto deformabile anche dal punto di vista massivo in quanto costituito da una struttura che opera come una mensola a sbalzo, una vera e propria balestra.

A causa della limitatezza dell'area di contatto, durante il movimento dell'articolazione di scorrimento sotto carico si produce una deformazione elastica a forma di onda sulle superfici delle cartilagini, con conseguente flusso interstiziale dei fluidi interni, fenomeni di pressurizzazione dei microalveoli e di dissipazione di energia per flusso viscoso.

Si stima che l'articolazione di una vertebra subisca mediamente qualche milione di cicli di carico ogni anno solo come conseguenza delle oscillazioni del tronco che accompagnano la deambulazione; questo produce un'intensa attività di contatto tra le faccette perciò è possibile che le superfici articolari inneschino microfratture da fatica che, se nel tempo riescono ad accumularsi e propagarsi, evolvono sicuramente in danni articolari e dolore.

Se il tasso di danneggiamento procede più velocemente di quanto le cellule siano capaci di riparare i tessuti offesi, l'accumulo dei danni provoca il cedimento della struttura.

È doveroso però ricordare che se le capacità di ripristino biologico delle usure diffuse sono buone, le possibilità di riparazione di danni cartilaginei localizzati sono assai più limitate e che la gravità del cimento articolare non dipende soltanto dall'intensità delle forze agenti nel sito, ma anche dall'estensione delle aree di contatto, dalla loro capacità di mutuo adattamento sotto carico (rigidezze locali), dalle geometrie delle superfici poste a confronto e dalle condizioni di lubrificazione.

Ne segue che ogni alterazione della geometria anatomica del sito, prime tra tutte le asimmetrie posturali, costituisce una potenziale aggravante della situazione di sforzo.

L'abitudine al movimento sotto carico congruo (postura fisiologica), invece, produce l'iper-trofia permanente delle cartilagini articolari. Un altro meccanismo di aumento dello spessore della cartilagine, però soltanto momentaneo, si instaura all'atto dello svolgimento di un'attività fisica; la spiegazione del fenomeno è data dall'incremento di liquido interstiziale che è catturato dalla fase solida del tessuto in seguito all'eccitazione meccanica indotta dal moto stesso. Dato che l'incremento di volume è dovuto a una fase liquida, ne conseguirà una forte riduzione della rigidità della cartilagine stessa che aumenta la sua deformabilità. Quando sarà sottoposta a carichi di compressione, tale struttura si deformerà di più offrendo un'area d'appoggio assai maggiore e quindi ridurrà lo stato di sforzo generato al suo interno.

Il meccanismo descritto diventa prezioso per ridurre il pericolo di traumi e di manifestazioni dolorose nelle articolazioni quando devono essere impegnate in movimenti estremi in situazioni prevedibili e programmabili. Infatti una fase di riscaldamento mirato porta le superfici articolari in una situazione ottimale che è paragonabile, per quanto riguarda l'impatto sulla struttura cartilaginea, a una notevole riduzione delle tensioni strutturali a parità d'intensità delle forze agenti.

Quando la frequenza temporale di applicazione dei carichi è bassa, la matrice della cartilagine è in grado di rispondere in deformazione completa alla variazione del carico senza che si manifestino grandi pressioni generate dal fluido catturato nei pori. Se invece la frequenza cresce, la risposta in deformazione non può essere veloce perché non vi è tempo sufficiente per consentire gli efflussi dei fluidi attraverso gli interstizi e si ha un aumento di pressione nella cartilagine. All'aumentare della velocità dell'applicazione del carico, ma anche diminuendo gli effetti smorzanti, questo comporta un aumento della capacità di carico e d'irrigidimento della cartilagine.

4.3 Elementi di controllo attivi: muscoli

Il muscolo è l'entità anatomica costituita da più unità tessutali che assicura, attraverso stimoli adeguati, il movimento e gli atteggiamenti posturali del corpo. Questa definizione riconosce al muscolo la dualità della funzione di elemento motore del movimento e di controllore dell'atteggiamento posturale.

I muscoli situati più vicino ai segmenti ossei sono chiamati muscoli profondi; si inseriscono direttamente sulle ossa e, come nel caso specifico della CV, ne garantiscono sia la stabilizzazione sia la mobilità. La disposizione delle fibre è associata alla specifica funzione muscolare.

I muscoli fungono da attuatori dei movimenti e da stabilizzatori delle articolazioni, quindi sono parte fondamentale dell'apparato muscolo-scheletrico del tronco.

I muscoli scheletrici, considerati come sistema, presentano un'architettura e una organizzazione non banali. Di norma i movimenti fondamentali sono comandati da gruppi di muscoli piuttosto che da elementi isolati e, nel complesso, prevale un'azione di coordinamento piuttosto che l'azione singola. I motori primari sono definiti muscoli agonisti e alla loro contrazione è demandata l'attuazione del movimento. Sono chiamati antagonisti i muscoli che si rilassano

quando gli agonisti si contraggono per produrre il movimento. Di conseguenza antagonisti e agonisti hanno funzioni e posizioni tra loro opposte e se si contraggono contemporaneamente possono produrre il blocco o la stabilizzazione di una articolazione. Si riconoscono anche muscoli definiti sinergisti che, contraendosi in contemporanea agli agonisti, collaborano con essi nella produzione del movimento, oppure svolgono un'azione di blocco sulla creazione di un altro movimento che interferirebbe con quello fondamentale.

Si distinguono tre forme fondamentali di muscoli: brevi, lunghi e larghi, in base all'aspetto con cui si presentano all'osservazione. Dal punto di vista della biomeccanica del movimento hanno tutti rilevante importanza. Quelli lunghi sono i tipici muscoli scheletrici che movimentano i segmenti costituenti gli arti superiori e inferiori, i brevi sono caratteristici dell'attivazione dorsale del rachide e anche i larghi, rivestendo la parete addominale e toracica, contribuiscono alla meccanica posturale del tronco modulando ad esempio la PIA.

Nel tronco sono presenti numerosi complessi muscolari che sono in grado di influire sul controllo delle articolazioni rachidee, sia nel senso di mutarne l'assetto geometrico e quindi alterare la postura e cambiare le zone dei tessuti sottoposte a sforzo, sia nel senso di variare l'entità dei carichi influenzando sull'intensità degli sforzi agenti in una prefissata zona.

Non tutti i muscoli considerati hanno almeno uno degli estremi vincolato alla struttura rachidea, in quanto il trasferimento di forze e momenti alla CV può avvenire indipendentemente dalla diretta connessione fisica.

Di seguito sono elencati i complessi muscolari.

Regione cervicale: lungo del capo; lungo del collo; retto anteriore del capo; retto laterale del capo; infraioidei e sopraioidei; scaleni anteriori, medi, posteriori; sternocleidomastoideo; splenio del capo e del collo; elevatore della scapola; muscoli suboccipitali: grande e piccolo retto posteriore del capo; obliquo superiore e inferiore del capo.

Nella regione posteriore cervicale, toracica e lombare, l'estensore o erettore della colonna, detto anche erector spinae o sacro spinale è suddiviso in: ileocostale o porzione laterale del sacrospinale o anche porzione laterale dell'erector spinae; ileocostale dei lombi, ileocostale del dorso o del torace; ileocostale del collo; lungo dorsale o lunghissimo o porzione mediale del sacrospinale: lunghissimo del dorso o del torace; lunghissimo del collo; lunghissimo del capo; spinale del dorso e del collo.

Muscoli profondi della colonna: interspinosi; intertrasversari; i muscoli trasverso spinali sono suddivisi in: multifidi del torace e del collo; rotatori lunghi e corti; semispinali del torace, del collo e del capo.

Regione anteriore toracica, lombare e addominale: obliquo esterno dell'addome e interno dell'addome; retto dell'addome; trasverso dell'addome e del torace.

Regione laterale lombare: quadrato dei lombi; ileo psoas (iliaco e psoas grande e piccolo).

Muscoli respiratori: diaframma; intercostali esterni, interni, profondi; elevatori delle coste; subcostali; dentato postero-inferiore e postero-superiore; trasverso del torace.

Muscoli trasferitori dell'azione degli arti superiori: grande dorsale; elevatore della scapola; romboide grande e piccolo; dentato anteriore; trapezio.

4.3.1 Muscoli come generatori di forze e loro valutazione

Accenneremo ora a un argomento fondamentale per lo studio della biomeccanica della CV e del fenomeno del BP di origine meccanica, poco sviluppato nella corrente divulgazione didattica. Si è detto che il BP di origine meccanica trova la sua manifestazione in una zona di tessuto, spesso alterato, sottoposto a uno sforzo per lui eccessivo date le condizioni in cui si trova. Tale sforzo consiste in una particolare distribuzione locale di forze che di norma hanno origine dall'azione gravitaria delle masse e dalle contrazione muscolari. La stima derivante da

calcolo e mai da misura diretta delle forze che in un dato istante agiscono nel complesso dei muscoli del tronco associati alla CV si ottiene mediante il ricorso alle tecniche che la biomeccanica ha sviluppato: l'analisi in simulazione con modelli numerici integrata con misurazioni EMG e verifiche sperimentali dirette.

Tali metodiche hanno ormai raggiunto un elevato grado di realismo ed efficienza nella loro capacità di simulare il comportamento meccanico reale dei sistemi biologici. Con i modelli del tronco s'indaga sull'equilibrio delle forze e dei momenti agenti sulla CV in condizioni statiche e dinamiche (movimento, postura e stato di sforzo). Lo studio del tronco tramite modello è stato iniziato da Schultz, Andersson, Ortengren, Haderspeck e Nachemson (1982: 713) che, raggruppando le entità anatomiche per efficacia funzionale, considerarono cinque coppie di muscoli equivalenti agenti nella sezione trasversa del tronco a livello di L3 e considerarono l'articolazione rachidea capace soltanto di resistere ai carichi verticali o di compressione e orizzontali o di taglio. Il compito di contrastare i momenti flettenti era completamente delegato all'azione dei muscoli; ciò equivale ad affermare che la CV era considerata con rigidità flessio-torsionale nulla ponendo, in tal modo, i presupposti per sovrastimare le forze di compressione sul disco. Per la taratura di tale modello si basarono su rilievi EMG eseguiti in occasione di prove di sollevamento di pesi e sulle misure delle pressioni interdiscali conseguenti (Nachemson, Morris 1964: 1077).

Anche in questa forma molto elementare, il modello presenta troppe forze muscolari incognite che superano il numero delle equazioni d'equilibrio che possono essere impostate, perciò il modello analitico è staticamente indeterminato e quindi non è in grado di fornire una soluzione unica in termini di ripartizione delle forze nei fasci muscolari considerati. Il problema di distribuire le forze tra i vari muscoli ammette infinite soluzioni; non vi è limite al numero di differenti combinazioni di forze muscolari che sono in grado di soddisfare l'equilibrio flessio-torsionale nella CV, generando però compressioni discali differenti per ogni caso risolutivo considerato.

Una soluzione accettabile può essere ricercata per via numerica applicando nel modello un principio d'ottimizzazione cioè un criterio logico per distinguere le soluzioni soddisfacenti all'interno del caos. Il criterio è formulato sotto l'ipotesi che esista una regia intelligente dell'attivazione muscolare che si curi di minimizzare le tensioni nei vari fasci muscolari e la compressione nelle sezioni rachidee, in particolare in L3.

Si procede perciò a distribuire le forze nei muscoli partendo da quelli che presentano il braccio di leva più grande per creare il momento e, di conseguenza, per ottenere la minima compressione sulla CV; quando questi sono saturati e non possono essere ulteriormente caricati si passa all'attivazione di quelli che presentano un braccio di leva minore ecc. Per minimizzare la tensione, cioè la resistenza alla fatica nelle fibre muscolari, si deve attivare il maggior numero possibile di muscoli agonisti ma non quelli antagonisti perché aumenterebbe inutilmente la compressione spinale. L'ottimizzazione così ricercata però non prende in considerazione la necessità di realizzare una stabilizzazione, seppur minima.

Per sostenere quest'ultima parte dell'affinazione del modello è indispensabile ricorrere a rilievi EMG diretti, che informano a proposito della ripartizione reale delle forze attorno a un'articolazione, attribuendo il giusto contributo a ogni muscolo. Il problema è che i modelli, specialmente quelli più realistici, contengono un numero di unità muscolari superiore a quelle che si possono praticamente monitorare con gli strumenti EMG.

Nonostante queste difficoltà si ritiene che, per risolvere il problema della ridondanza dei muscoli rappresentati nel modello limitandosi all'impiego dei soli procedimenti di ottimizzazione, sia più problematico che applicare anche una procedura di verifiche EMG.

Hughes, Bean e Chaffin (1995: 875) hanno proposto un modello del tronco per il quale, nella sezione lombare L3-L4, risultano coinvolti 5 + 5 gruppi di muscoli e hanno introdotto l'effetto della co-contrazione dei muscoli antagonisti sulla forza di compressione della colonna.

L'equilibrio statico è calcolato a livello L3-L4 per quattro differenti effetti meccanici di pari valore numerico:

- I) momento flettente, in estensione, di 50 Nm;
- II) momento flettente, anteriore, di 50 Nm;
- III) momento flettente, laterale destro, di 50 Nm;
- IV) momento di torsione, destra, di 50 Nm.

Nella Tab. 4.4 sono riportate le distribuzioni delle forze muscolari previste dal modello di Hughes R.E. e Coll. per tali condizioni di carico.

Tabella 4.4

MUSCOLO	Forza nel muscolo (N); Lato Sinistro/Destro			
	I S = D	II S = D	III S/D	IV S/D
Erettore della colonna	475	0	0 / 376	0 / 586
Retto dell'addome	0	194	0 / 137	226 / 0
Obliquo interno dell'addome	0	271	138 / 191	0 / 316
Obliquo esterno dell'addome	0	302	0 / 213	352 / 0
Gran dorsale	34	0	0 / 47	11 / 0

Le tensioni massime di trazione raggiunte nelle fibre muscolari per unità di sezione, espresse in MPa (1 Megapascal-MPa = 1 N/mm²) sono:

- 0.26 per la flessione anteriore;
- 0.51 per l'estensione;
- 0.36 per la flessione laterale;
- 0.60 per la torsione.

Di conseguenza le manovre di estensione e di torsione si confermano come quelle che sollecitano maggiormente i tessuti muscolari, a parità del momento sviluppato.

Mc Gill (1992: 395), con un modello lombare di 10 + 10 muscoli, tratta il caso di un movimento dinamico di passaggio da flessione laterale in verticalizzazione, con una massa del peso di 200 N tenuta nella mano destra, come avviene nella fase iniziale del sollevamento-trasporto di una valigia. L'istante temporale che si sceglie di esaminare è descritto da un angolo di flessione laterale di 31° e un momento prodotto pari a 150 Nm alla presenza di co-contrazione muscolare modesta. La compressione sul disco risulta 10 volte il carico sollevato e i soli muscoli obliqui, erettore e psoas sinistri, sono responsabili del 77% della compressione del disco.

Lo studio rileva una torsione nella stessa direzione in cui si esegue la flessione laterale (si ricordino i movimenti associati nella CV) e dimostra, ancora una volta, che il meccanismo generatore delle compressioni discali è la geometria del sistema muscolo-scheletrico del tronco.

In un loro studio, Shirazi-Adl e Parnianpour (1996: 26) considerano un soggetto che sostiene contro il torace una massa di 45 kg. Nel modello in questione le forze necessarie per il controllo muscolare della CV lombare sono state calcolate nell'ipotesi che il soggetto esegua la spontanea rotazione delle pelvi, provocando la conseguente variazione della curva di lordosi per ridurre i momenti richiesti per la stabilizzazione a livello articolare. La distribuzione delle forze tra i vari fasci muscolari è stata eseguita imponendo, come criterio di ottimizzazione, il principio di distribuirle in modo tale da rendere minimo il totale della somma dei cubi degli

stati di tensione raggiunti nei fascicoli. Questo criterio di ottimizzazione equivale a rinunciare ad attivare al massimo i muscoli con il braccio di leva più favorevole e tende a distribuire la trazione tra gli altri muscoli in modo più equo. In conclusione non risulteranno mai fibre muscolari tensionate ai livelli massimi, ma anche la compressione sul disco non sarà quella minima possibile; è la strategia ottima contro i traumi muscolari e l'affaticamento, ma consigliabile solo con dei dischi privi di problemi.

Questo ci conduce ad affermare che non è mai possibile ottenere contemporaneamente l'ottimizzazione dello stato di sforzo nei muscoli, della compressione lombare e della stabilizzazione della CV.

Alcuni studiosi sostengono che tra le azioni meccaniche svolte dai muscoli vi è anche quella di proteggere la CV dai danneggiamenti. Anche su quest'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 passivo osteolegamentoso, riduce sempre lo stato di sforzo che quest'ultimo subirebbe se operasse da solo. Invece non è possibile sostenere tale tesi nel caso in cui il carico sulla CV sia provocato direttamente dall'azione muscolare libera e voluta, e magari portata all'eccesso, come nel caso di lavori o di allenamenti molto pesanti o mal condotti.

I muscoli dorsali e addominali agiscono in modo da proteggere la CV da eccessivi movimenti di flessione e torsione ma, sottoponendola sempre a un aumento di compressione assiale sotto l'effetto delle azioni meccaniche, la CV osteolegamentosa non può risultare mai scarica; quindi la situazione operativa migliore è costituita da una compressione assiale, la minore possibile e ben distribuita sul piatto, equivalente alla postura corretta, e dall'assenza o minimizzazioni di flessioni, torsioni e taglio nei dischi.

Nei confronti della sicurezza articolare della CV, il pericolo maggiore è rappresentato dall'affaticamento dei muscoli che produce un ritardo nella loro attivazione, magari incompatibile con la dinamica dell'evento da controllare; a questo si aggiunge lo scorrimento dei tessuti non contrattili a essi associati che, sotto cicli di carico ripetuti, può inibire gli stimoli propriocettivi della CV e, di conseguenza, ridurre la tempestività-adequatezza di protezione dell'azione riflessa dei muscoli posteriori.

Si assiste così a una staffetta poco virtuosa: il muscolo affaticato delega il contrasto ai legamenti e, quando questi non rispondono perché sono lassi, il compito è trasferito alle fibre esterne degli anelli dei dischi.

Inoltre la protezione fornita dai muscoli dorsali alla CV varia anche con il mutamento giornaliero delle proprietà meccaniche della CV. Dopo un periodo di riposo notturno i muscoli dorsali non sono in grado di limitare abbastanza la flessione della CV e quindi compensare 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 può risultare insufficiente.

Per nostra fortuna tale situazione scompare dopo circa tre ore dal levarsi dal riposo e il controllo passa decisamente ai muscoli. Perciò il rischio di BP si riduce drasticamente se si evitano i movimenti di flessione del tronco durante le prime ore successive al risveglio.

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

Esiste un altro problema connesso con l'azione muscolare su cui è doveroso spendere alcune parole. Oramai sappiamo che solo una parte modesta della compressione che agisce in vivo sulla CV è da attribuire direttamente alle masse del tronco e a quelle manipolate in vario modo; la parte più congrua è funzione delle forze trasmesse dai vari muscoli e legamenti aderenti alla CV. Situazioni tipiche sono 300-500 N dovuti al peso corporeo e 2000-5000 N per lavori manuali di sollevamento, da normali a pesanti. In queste situazioni e per carichi elevati,

la ripartizione dei contributi di sforzo tra i tessuti per lo svolgimento del movimento cambia in funzione dell'entità delle forze in gioco, della velocità del movimento e della durata temporale e cronistoria degli eventi di carico precedenti.

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

Capitolo 5

Patomeccanica dei costituenti rachidei

Il presente Capitolo è dedicato alla discussione delle possibili occasioni di offesa meccanica della CV e delle possibili risposte tessutali riparative o degenerative.

La semplice conoscenza delle forze o dei momenti presenti nella CV non è di molta utilità per sviluppare delle previsioni di rischio attendibili. Questo perché tali grandezze non sono, da sole, correlabili direttamente al rischio di danno e di produzione del dolore mentre il giusto parametro di paragone è lo sforzo, ancor più se associato direttamente alle deformazioni geometriche che esso produce nei tessuti. L'aspetto critico dello studio del BP consiste nel fatto che, mentre abbiamo le idee abbastanza chiare sulla produzione degli sforzi in una CV assunta come modello, è difficile prevedere lo specifico comportamento della CV del singolo soggetto e se è in movimento. Questo perché gran parte degli effetti condizionanti dipende dalle specifiche geometrie articolari locali a loro volta funzioni di morfologie anatomiche, alterazioni patologiche e strategie posturali.

I tessuti sottoposti a sforzi, anche se non subiscono un cedimento repentino, rispondono attivamente al cimento meccanico. Tale risposta può essere costituita da un rimodellamento adattativo, come l'addensamento trabecolare nell'osso spongioso, ma anche da una degenerazione biologica, come la riduzione dell'attività metabolica nelle cartilagini articolari.

5.1 Effetti dei carichi su dischi e faccette articolari

Per carico verticale si intende la compressione articolare valutata in direzione perpendicolare al piatto discale che generalmente risulta variamente inclinato rispetto l'orizzontale; la sua linea d'azione coincide con la verticale gravitazionale solo in L3-L4.

In postura eretta fisiologica i corpi delle vertebre lombari sorreggono circa l'80% del carico verticale, mentre il restante 20% grava sui giunti apofisari. Quando invece la colonna lombare è caricata in condizione di completa estensione, circa i 2/3 del carico verticale sono sopportati dai tessuti dell'arco neurale e solo 1/3 dall'anello del disco, ma tutto concentrato nella sua parte posteriore (Adams e Hutton 1980: 358). Nell'estensione parte dei tessuti sono sottoposti a uno sforzo sulla parte posteriore dell'anello assai superiore a quello fisiologicamente corretto; però, in funzione della mutevolezza dell'anatomia dei soggetti, è possibile che l'anello risulti scarico per il trasferimento totale della compressione sulle faccette articolari (Adams e Dolan 1995) e, ovviamente, il prodursi di tale situazione costituisce un'autentica iattura per le articolazioni apofisarie. I dischi posti nel tratto lombare superiore si oppongono all'estensione in modo più efficace di quelli nel tratto inferiore e di conseguenza subiranno più facilmente la situazione

di offesa meccanica. Nei casi di alterazione degenerativa per riduzione dell'altezza del disco, per scorrimento viscoelastico del disco sottoposto a carichi prolungati o per postura lombare iperlordotica, i giunti apofisari possono arrivare a sostenere fino al 70% del carico totale anche con il tronco eretto (Adams e Dolan 1995: 3) e le faccette articolari del tratto lombare possono reggere carichi funzionali dell'ordine dei 2000 N; ma il grado di collaborazione della parte posteriore del rachide al sostegno delle forze verticali dipende in ogni caso dal grado di avvicinamento (gap) e dalla precisione geometrica degli incastrati articolari.

In soggetti predisposti e sottoposti a condizioni di rischio, conseguenza del sovraccarico sulle articolazioni apofisarie è la spondilolisi definita come la mancanza di continuità a livello dell'istmo; questa condizione elimina il collegamento articolare normalmente presente tra le vertebre contigue, limitandolo alla sola presenza del disco che non è in grado, da solo, di opporsi validamente alle forze di taglio trasversali. È tipica degli sport che trasferiscono carichi eccessivi nella parte posteriore della CV durante le fasi di iperestensione. Infatti tale patologia specifica, vista come una frattura da sforzo eccessivo nei peduncoli vertebrali, è tipica dei soggetti giovani e colpisce di preferenza tuffatori, pesisti, lottatori e ginnasti.

Conseguenza è la spondilolistesi, una manifestazione di instabilità della CV che provoca scivolamento anteriore del corpo di una vertebra sulla sottostante. In sintesi può accadere che: in caso di violento carico verticale impulsivo si può produrre la frattura del corpo vertebrale oppure, in caso di trauma assiale + flessione anteriore, si schiaccia la vertebra con cuneizzazione anteriore, oppure nel tratto inferiore lombare le forze di taglio muovono le vertebre in avanti e in basso e producono la flessione delle faccette articolari. Sono possibili fratture, per un unico evento traumatico, quando le forze di taglio superano i 2000 N; invece le fratture si producono per fatica quando i fenomeni ciclici raggiungono 400-750 N d'intensità. Per caricare fortemente le faccette basta una riduzione di spessore di 1-3 mm del disco. Il sintomo tipico è un forte LBP. Con diagnosi di spondilolistesi viene negata l'idoneità all'attività sportiva agonistica.

5.2 Effetti dei carichi di flessione su legamenti e pressurizzazione dei dischi

Nei vari siti lombari le fibre dei legamenti sono caratterizzate da proprietà meccaniche molto diversificate e soltanto nel movimento di flessione si crea collaborazione sinergica di tutti i vari legamenti. In flessione estrema, se il disco ha subito una depressurizzazione per prolungata compressione che ne ha ridotto la rigidità, il 70% del momento è sopportato dai legamenti (Adams e Hutton 1980). Con piccoli angoli di flessione del tronco il legamento interspinoso si limita a riordinare l'orientamento delle sue fibre senza fornire contributi apprezzabili, facilitando i piccoli movimenti posturali correttivi; solo per grandi flessioni il legamento si mette in forte trazione e fornisce un contributo importante e, insieme al sopraspinoso, è il primo a esserne danneggiato.

Per effetto della compressione meccanica verticale aumenta la pressione idrostatica del disco che rigonfia radialmente l'anello e il volume di liquido nel nucleo si riduce. L'espulsione progressiva di liquidi dovuta al carico quotidiano, alla degenerazione discale o a danni nelle vertebre adiacenti, crea depressurizzazione per cui il disco risulta abbassato e assai meno rigido nei confronti delle deformazioni imposte. Le vertebre si avvicinano tra loro e si riduce lo spazio articolare (gap) e lo stato di tensione nelle fibre dell'anello e in tutti i tessuti che avvolgono o sorreggono il rachide. La riduzione di spessore ha un effetto inversamente proporzionale sulle dimensioni di tali tessuti; pertanto il rilassamento sarà massimo sulle fibre corte dell'anello, più modesto nei legamenti intervertebrali e nullo nei muscoli, dato che sono elementi attivi e quindi capaci di recuperare i lassismi.

Questo vuol dire che il progredire della depressurizzazione del disco sposta il compito del contrasto delle flessioni prima verso i legamenti e poi nei muscoli. Tale fenomeno è da ritenersi

positivo per la sicurezza della CV: infatti evita di sottoporre a sforzi le fibre esterne del disco. Nella completa flessione, quando la parte posteriore dell'anello si allunga di circa il 50%, l'aumento dello stato di sforzo delle fibre anulari si traduce in un incremento della pressione interna del nucleo polposo. Numerosi studi evidenziano il vantaggio dell'uso dei muscoli, sistemi attivi, che non dei sistemi passivi per il controllo della flessione; però in mancanza di una pronta risposta muscolare lo sforzo è applicato ai legamenti e l'anello corre un grave pericolo nei casi di lassismo muscolare e legamentoso.

La contrazione volontaria addominale e la PIA consentono un'azione di contrasto al momento flettente e riducono la compressione sui dischi. Infatti la PIA produce distrazione e un momento in estensione, perciò antagonistico alla flessione, riducendo l'intensità della forza richiesta ai muscoli estensori dorsali. Per effetto della PIA la compressione si riduce del 50% nel basso tratto toracico e del 30% in L5-S1 e la tensione esercitata dai muscoli spinali tende a dimezzarsi. Infine l'azione della PIA sul diaframma opera in contrapposizione alla compressione discale. Tutto ciò è fondamentale per impostare correttamente l'allenamento della muscolatura addominale, le strategie di prevenzione primaria e secondaria del LBP e nei programmi di compensazione per gli atleti, in modo da sfruttare al meglio i vantaggi forniti da una buona efficienza muscolare e da un consapevole controllo posturale (Parodi e Martinelli 2008).

Di seguito riassumiamo importanti concetti da ricordare.

Un aumento di carico meccanico produce un istantaneo aumento della pressione per compressione del nucleo del disco; la compressione è l'azione unidirezionale della forza trasferita dalla vertebra soprastante e produce una pressione di natura idrostatica e quindi triassiale nel disco.

- L'aumento della pressione idrostatica irrigidisce il disco, aumentando la resistenza che esso oppone alla flessione; aumenta, anche se meno, la resistenza al taglio cioè allo scorrimento.
- Con il tempo, per effetto della pressione stessa, il liquido fluisce dal disco e la pressurizzazione si riduce, rendendo il sistema sempre meno rigido.
- Il disco si abbassa e parte del carico si trasferisce sulle faccette articolari, che risultano compresse; la forza che nel disco produceva la pressione idrostatica, se trasferita alle faccette, torna a produrre una compressione meccanica locale unidirezionale che diventa trazione nelle fibre superficiali della cartilagine articolare.
- Per questo la parte posteriore dell'anello e i legamenti subiscono un piccolo rilassamento; si riduce la rigidità del sistema disco + legamenti e quindi il contrasto ai movimenti di flessione.
- Con il progredire della perdita di pressurizzazione del disco, una parte sempre maggiore della sezione interna posteriore del disco abbandona il comportamento di tipo idrostatico e lo sforzo si concentra sulla parte periferica esterna dell'anello, però con questa differenziazione: sarà abbastanza uniforme su tutto il contorno vertebrale nella postura in lieve flessione anteriore mentre sarà concentrato sempre più posteriormente nella postura eretta o in estensione.
- Spostare il carico sulla periferia dell'anello significa scaricare l'osso spongioso centrale del corpo vertebrale e questo equivale a trasmettere a tutta la massa spongiosa un messaggio biologico di inutilità del minerale in esso contenuto con rischio di riassorbimento; questo significa anche aumento di carico sull'osso compatto del guscio vertebrale, poco adeguato allo scopo.
- La presenza di un momento flettente del tronco è contrastata dall'intervento dei muscoli posteriori, legamenti e fibre posteriori dell'anello e dalla PIA; in corrispondenza si avrà sempre un aumento della pressione del disco.

Le moderne tecniche di misura hanno permesso di determinare una pressione nella parte posteriore dell'anello dei dischi lombari maggiore di quella idrostatica del nucleo; prova sicura di un trasferimento del carico verso la parte posteriore della CV, quando si manifesta la depressurizzazione.

La presenza di un momento flettente anteriore, che agisce sul tronco, è contrastata da muscoli, legamenti e fibre posteriori dell'anello ma, in corrispondenza, si avrà sempre un aumento della pressione del disco tanto maggiore quanto più è piccolo il braccio di leva con cui questi costituenti agiscono rispetto all'asse di rotazione delle vertebre.

Gli studi di Dolan e Adams (2001: S8) su cadavere, situazione che ci permette di escludere l'attivazione dei muscoli e l'effetto della presenza della PIA, dimostrano che l'esecuzione della completa flessione anteriore è contrastata solo dal disco e dai legamenti, che agiscono con braccio di leva corto, e che la pressione interdiscale aumenta del 100% e più.

Questa e altre esperienze sono fondamentali per evidenziare sicuramente e in modo quantitativo:

- il vantaggio dell'uso dei muscoli per il controllo della flessione e non dei sistemi passivi;
- come, in mancanza di una pronta risposta muscolare, lo sforzo è applicato ai legamenti;
- nel caso di lassismo muscolare e legamentoso, l'anello corre un grave pericolo.

Tutto ciò è fondamentale nell'impostazione della strategia di prevenzione del BP e per capire i vantaggi forniti dall'esistenza di una buona efficienza muscolare.

Se un disco è al massimo della rigidità e il tronco è sottoposto a flessione, si ha l'attribuzione della massima funzione di contrasto al disco, con minore impegno dei legamenti e dei muscoli. La conseguenza è che si raggiunge contemporaneamente il massimo sforzo nelle fibre esterne dell'anello e, per il minimo braccio di leva rispetto a legamenti e muscoli, si raggiunge la massima pressione idrostatica possibile nel nucleo facilitando così lo sviluppo del prolusso (Adams e Hutton 1982: 184; Mc Nally, Adams e Goodship 1993: 1525).

Quando invece si produce la depressurizzazione, come dopo circa 3 ore da quando ci alziamo dal letto al mattino, la deformabilità in flessione della CV è cresciuta del 10% e il contrasto flessionale è svolto sempre di più dai legamenti e dai muscoli i quali, grazie ai maggiori bracci di leva, trasferiranno al disco forze di compressione ridotte rispetto al caso precedente.

Sul comportamento della CV in flessione laterale si hanno minori conoscenze, ma è possibile suggerire alcune considerazioni fondamentali. La forma a fagiolo della sezione del disco lombare ci assicura una maggiore rigidità per opporsi alla flessione laterale. A parità di momento flettente applicato nel disco, si produce un aumento della pressione idrostatica maggiore che per la flessione. Inoltre nel caso della flessione, a parità di angolo di rotazione vertebrale, le fibre laterali dell'anello subiscono un allungamento superiore del 50% rispetto a quello subito dalle fibre posteriori. 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 prolusso discale favorito dall'esistenza di un congruo spazio tra le faccette articolari e che il contatto diretto tra le faccette è il naturale e più efficace contrasto a tale azione meccanica, potenzialmente degenerativa.

5.3 Effetti del carico di torsione

Nel tratto lombare, per ogni sezione articolare, le rotazioni in torsione sono fisiologicamente limitate a 1°-3° dall'esistenza delle faccette e questo non consente che si producano danni all'anello.

Le piccole coppie torsionali trovano il primo contrasto passivo direttamente nella rigidità del disco e concentrano lo sforzo nella frazione postero-laterale dell'anello (Steffen et al. 1998: 495); si ipotizza che tale manovra possa procurare, per fatica, dei micro danneggiamenti tessu-

tali nell'anello. Secondo Farfan, Huberdau e Dubow (1972: 492), giungendo 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, mentre i legamenti forniscono contributi assai modesti.

5.4 Effetti derivanti da vari atteggiamenti posturali

Molti sono i mutamenti che s'innescano nel sistema rachide derivanti dagli atteggiamenti posturali. Infatti bastano piccole variazioni dell'angolo formato tra i piatti vertebrali per produrre grosse modificazioni geometriche del disco e, di conseguenza, dello stato di sforzo sui costituenti del disco stesso con pericolo di scollamenti. Quindi l'effetto della variazione della postura sullo sforzo dei tessuti articolari cresce con il ridursi dell'altezza del disco indipendentemente dal motivo che provoca tale riduzione. Le modificazioni indotte dall'attività giornaliera, dall'attività fisica e dall'invecchiamento cambiano i rapporti esistenti tra le variazioni posturali e gli effetti meccanici conseguenti.

Le piccole flessioni tendono a distribuire in modo uniforme la pressione su tutta l'area dell'anello e a evitare o ridurre la compressione sulle faccette. Gli atleti esperti, infatti, eseguendo i sollevamenti con una postura leggermente flessa aumentano il carico sul disco, in grado di sopportarlo, e salvano l'articolazione apofisaria con riduzione del rischio di LBP mentre invece evitano una postura con tronco verticale, spesso consigliata per ridurre la compressione dei dischi, che però sollecita le faccette articolari posteriori. La Fig. 5.1 illustra:

- a. il sollevamento con tronco verticale e presenza di lordosi;
- b. come una piccola flessione anteriore migliora la ripartizione della pressione sul disco.

Durante le attività di sollevamento, dove gli atleti possono raggiungere anche picchi di compressione stabile di 18.000 N, è preferibile mantenere una lordosi fisiologica. Questo però non avviene nella realtà ed anche gli atleti esperti nel sollevamento dal suolo di una massa di 10 Kg flettono la CV almeno del 50% (Dolan e Adams 2001). In ogni caso è da ricordare che gli angoli in flessione-estensione, anche se piccoli, hanno un grande effetto sulle tensioni dei legamenti posteriori che, a loro volta, producono forti variazioni sulla compressione discale. Per questo fin da giovani dovremmo prestare molta attenzione a mantenere idratazione, pressurizzazione e altezza del disco; il buon comportamento idrostatico del nucleo infatti compensa in buona parte le variazioni della distribuzione del carico indotte dalle flessione-estensioni. Anche nei giovani, però, non possono essere evitate le conseguenze degli sforzi tessutali eccessivi, dovuti spesso ad agonismo precoce, allenamenti eccessivi e mal condotti, trasporto di zainetto scolastico, associate alle posture estreme o al permanere in posture incongrue (vizi posturali). La postura corretta è fondamentale nel sistema rachideo statico soprattutto quando sostiene dei pesi o si muove sotto sforzo.

Il valore della curvatura della lordosi lombare è assai mutevole: seduti con schienale diritto e verticale, si appiattisce riducendosi a 20°-35°; cresce fino a 53°-55° passando in posizione eretta.

L'aumento della curva di lordosi lombare (iperlordosi) produce fenomeni che possono favorire la generazione del LBP perché:

- concentra lo sforzo di compressione sulla parte posteriore dell'anello fibroso;
- riduce l'attività metabolica nella parte posteriore compressa del disco;
- riduce la sezione del canale spinale;
- concentra la pressione articolare sul margine inferiore delle faccette articolari.

Adams e Dolan (1995) fanno notare che la degenerazione del disco lombare è più rara nelle popolazioni per le quali è usuale la seduta in assetto accovacciato, che comporta una riduzione

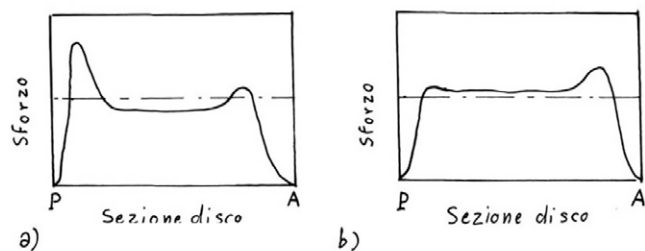


Fig. 5.1

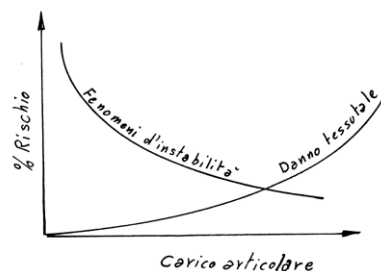


Fig. 5.2

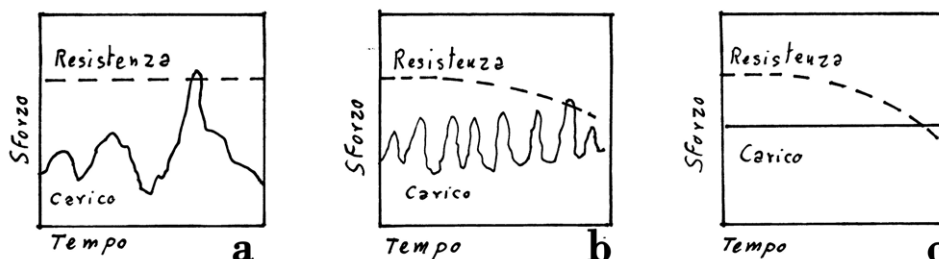


Fig. 5.3

della curva di lordosi. Invece in alcune metodiche di trattamento del LBP è stato enfatizzato il mantenimento della postura in forte lordosi lombare. La principale motivazione addotta è che tale postura tende a ridurre la pressione idrostatica che agisce nel nucleo, trasferendo parte del carico nella zona posteriore della CV. È da notare, invece, che quando la compressione 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, favorendo danni tessutali nella zona posteriore.

Durante la deambulazione la presenza della lordosi risulta benefica perché tende a rendere lassi i legamenti posteriori e a trasferire il controllo della stabilità articolare al sistema muscolo-tendineo, che è assai più adatto a funzionare da smorzatore dinamico. Gli impulsi verticali producono oscillazioni cicliche della curva lombare in sincronia con il passo, trasformando l'energia meccanica in calore e provvedendone l'asporto attraverso la vascolarizzazione dei tessuti muscolari (Adams e Dolan 1995). Le piccole periodiche oscillazioni posturali associate alla deambulazione producono a livello articolare rachideo flessioni nei due piani e torsioni di piccola entità capaci di promuovere un sollievo al LBP e di contrastare col tempo l'evoluzione degenerativa del disco perché si favorisce il riassorbimento dei fluidi perduti e 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 che circonda le radici dei nervi e alla ridistribuzione della compressione nelle fibre dell'anello.

5.5 Genesi del danno meccanico tessutale nella CV

La Fig. 5.2 illustra l'espressione qualitativa che rappresenta come, al crescere della compressione esercitata nelle articolazioni della CV, il rischio d'instabilità delle stesse si riduce mentre aumenta il pericolo di danni nel tessutale e che le condizioni di rischio sono insite nella quotidianità.

La Fig. 5.3 illustra la rappresentazione schematica dei tre meccanismi fondamentali per cui si può pervenire a un danneggiamento tessutale nelle articolazioni rachidee:

- a. in una situazione di carico variabile, il superamento della resistenza del materiale avviene per applicazione di un sovraccarico (episodio traumatico);
- b. in una situazione di continui carichi ripetuti d'intensità contenuta, per molteplici fenomeni si innescano dei micro danni che, evolvendo, riducono la resistenza del materiale fino a renderla incompatibile con il carico usualmente applicato (episodio di fatica);
- c. in una situazione di carico essenzialmente statico e perdurante nel tempo si ha occasione d'innescare fenomeni biologici biomeccanicamente degenerativi dovuti in genere per limitazioni al metabolismo che, nel tempo, riducono la resistenza del materiale fino a renderla insufficiente per la funzione (episodi di degenerazione tessutale).

Il prodursi del primo danno tessutale rilevante si ha con il verificarsi di una deformazione o alterazione irreversibile. Quest'ultima si manifesta in seguito al superamento del limite elastico del tessuto che perde la capacità di riassumere la configurazione iniziale e l'alterazione permanente è appunto ciò che costituisce il danno tessutale fisico.

Tutti i tessuti del nostro corpo hanno un comportamento viscoelastico per cui forze anche modeste, se mantenute applicate per un tempo sufficiente, sono in grado di produrre deformazioni irreversibili per cui un carico statico perdurante nel tempo, solo per tale sua natura e indipendentemente dalla sua entità, è fonte costante di pericolo di danno tessutale.

La resistenza meccanica di una vertebra, partendo dalla misura della densità ossea, può essere stimata intorno ai 1000 N; però quando il carico da statico diventa ciclico e continuamente ripetuto nel tempo, provoca la riduzione immediata della resistenza meccanica dell'osso delle vertebre di circa 30% subito dopo poche decine di cicli, per poi stabilizzarsi intorno al 50% del valore caratteristico per il caso statico. Le zone dove si localizzano per primi i piccoli danni sono il piatto vertebrale e le trabecole dell'osso spongioso sottostante, dove in seguito si osservano i micro calli riparativi.

Se l'azione meccanica che colpisce la CV ha origine da una struttura vibrante, ad esempio un mezzo di trasporto, il danno tessutale dell'osso può svilupparsi velocemente. Nel caso in cui la vibrazione di disturbo sia caratterizzata da una banda di frequenza di 4,5 Hz occorre attivare un'elevata tensione muscolare per contrastare l'ampiezza delle oscillazioni, mantenere l'equilibrio posturale e dissipare l'energia termica che si produce nello smorzamento del movimento, pena la progressione rapida dei danni tessutali. Ovviamente la necessaria tensione muscolare si trasforma, come al solito, in compressione rachidea e questo è un fattore che tende ad accelerare i danni strutturali per fatica nell'osso della vertebra e favorire alterazioni metaboliche nel disco.

Nel caso di applicazioni ripetitive di carichi che favoriscono anche l'incremento della lordosi lombare, i primi danni si possono manifestare nella parte posteriore dell'anello. Nel caso di un violento traumatico carico assiale si può produrre la frattura del corpo vertebrale, con generazione di frammenti spinti nel canale spinale. Quando all'offesa traumatica si sommano la compressione assiale e una violenta flessione anteriore, la frattura della vertebra presenta un tipico schiacciamento con cuneizzazione. I danni nella parte posteriore della CV richiedono forze che agiscono sui processi articolari. Nel tratto lombare le forze di taglio intervertebrali muovono le vertebre in avanti e in basso rispetto a quelle direttamente sottostanti e provocano la flessione delle faccette articolari inferiori. Sono possibili fratture per un unico evento traumatico quando le forze di taglio superano i 2000 N oppure per fatica, quando i fenomeni ciclici raggiungono i 400-750 N (Cyrom, Hutton e Troup 1976), mentre le forze di taglio che agiscono nella parte inferiore della CV lombare sono di difficile definizione quantitativa.

Nella flessione le faccette articolari si spostano in alto e in avanti e mettono in tensione i legamenti aderenti ai processi. Un movimento variato di flesso-estensione permette di accu-

mulare delle sollecitazioni cicliche (fatica pulsante) nelle zone interarticolari della CV capaci di produrre spondilolisi, come riscontrato negli atleti che svolgono professionalmente tale movimento. Anche una CV compressa che subisce un'estensione può provocare la spondilolisi. Uno zaino pesante ad esempio potrebbe trasmettere 400-800 N, che non mettono a rischio le apofisi, riducibili a 250 N per l'intervento muscolare (Cyrom, Hutton e Troup 1976: 462).

Nella torsione si ha la compressione delle faccette articolari nei giunti apofisari a contatto e il danno può innescarsi probabilmente dopo 1°-3° di rotazione prima nell'osso subcondrale piuttosto che nella cartilagine. Nei soggetti anziani, con cartilagini sottili, si può arrivare persino a 8° di rotazione torsionale non contrastata.

Se i legamenti non sono lassi e in mancanza di attivazione muscolare, la flessione anteriore è mediamente contrastata per il 70% dalla messa in tensione dei legamenti stessi e per il 30% dalla rigidità del disco (Adams e Hutton 1980; Adams, Dolam e Hutton 1987). La classica flessione che porta a toccarsi la punta delle scarpe con le mani utilizza circa il 75% delle possibilità meccaniche dei legamenti dell'arco neurale. In sostanza, una ridotta capacità di flessione della colonna lombare per elevata rigidità articolare, di qualunque eziologia, porta necessariamente a un incremento degli sforzi che si devono applicare nei tessuti osteolegamentosi per ottenere il minimo di mobilità indispensabile e questo favorisce sicuramente la produzione del BP. Esagerando nella flessione anteriore il primo tessuto che ne trae danno è il LI mentre il LS si ritrova danneggiato nel 20% dei reperti cadaverici. Continuando ad amplificare la flessione si hanno danni ai legamenti capsulari e, alla fine, anche nel disco. Combinando la flessione laterale all'anteriore, il legamento capsulare controlaterale è sottoposto a una trazione superiore e può danneggiarsi prima del LI.

I danni alla CV iniziano a manifestarsi quando i momenti flettenti anteriori applicati direttamente sulla CV sono superiori a 60 Nm. I grossi danni si palesano attorno ai 120 Nm (Osvalder, Newman et al. 1990: 453) e la rottura dell'articolazione lombare si sviluppa dai 140Nm ai 185 Nm; la discriminante è, come già previsto, il comportamento viscoelastico e quindi la velocità con cui è applicata la deformazione.

La deformazione viscoelastica dell'anello è molto più lenta di quella dei legamenti: perciò, col passare del tempo, il contrasto passivo del momento flettente passa dal sistema legamenti + disco al solo disco (Adams e Hutton 1983: 665). Un carico flettente applicato in modo repentino senza il tempo di attivare i muscoli è sempre contrastato passivamente dal sistema legamenti + disco; però, alla presenza di rilassamento nei legamenti, sarà necessario un maggior contributo del disco.

Nel caso invece di un carico flessorio statico mantenuto a lungo nel tempo, lo scorrimento subito dai legamenti trasferisce sempre di più il compito del contrasto passivo al disco; però il fenomeno è lento e vi è tutto il tempo per fare intervenire i muscoli.

I movimenti di estensione e di torsione non trovano mai un apprezzabile contrasto passivo da parte dei legamenti, ma soltanto nella rigidità del disco e nelle articolazioni apofisarie.

La sola situazione di carico riconosciuta sicuramente capace di produrre il prollasso posteriore del disco è la combinazione di compressione + flessione laterale anteriore. Il motivo è che tale combinazione realizza contemporaneamente l'assottigliamento della parte postero laterale dell'anello e l'aumento della pressione idrostatica nel nucleo. Il prollasso è ottenibile facilmente con una compressione dell'ordine dei 5000-6000 N, in condizione di LI sovra-trazionato come nella flessione di alcuni gradi oltre il normale campo di moto. È anche stata notata in vivo l'associazione tra prollasso e rottura del LI (Panjabi, Goel e Takata 1982: 192). Il prollasso posteriore si manifesta assai più facilmente nei soggetti di età inferiore ai 50 anni e senza segni di degenerazione. La presenza di degenerazione associata alla ristrutturazione del nucleo in forma fibrosa si oppone al prollasso perché contrasta la produzione della necessaria pressione idrostatica nell'anello. Si sospetta una predisposizione genetica al prollasso, ma non si hanno chiare indicazioni se essa abbia origini strutturali come la forma degli strati oppure origini biochimiche per qualità di materiale degli strati.

Se il movimento avviene rapidamente bisognerà considerare anche l'esistenza dell'effetto inerziale, sempre inteso come una aggravante dei carichi.

Nella compressione della CV, come anche in un movimento di estensione in sollevamento, si può giungere a una maggiorazione del 20%. Tale criterio applicato a soggetti giovani (Potvin, Norman e Mc Gill 1996: 119) che eseguono un rapido sollevamento di masse di 15,30 kg porta alla stima di forze compressive a livello di L4-L5 pari a 4000-5500 N di cui, appunto, il 20% è attribuibile al contributo inerziale.

Gli effetti inerziali non devono essere sottovalutati specie per quanto riguarda la produzione dei danni. Infatti i rilievi EMG dimostrano che un sollevamento rapido, in cui si possono generare anche emergenze posturali, può produrre un picco dinamico di compressione lombare d'intensità anche doppia rispetto a quella attesa per il sollevamento lento.

5.6 Danneggiamento del disco ed effetti meccanici delle lesioni

Le ernie del disco sono sempre conseguenza del prodursi di discontinuità nell'organizzazione delle fibre dell'anello. Non tutte le lesioni anulari sono in grado di produrre direttamente l'erniazione però le lesioni inducono una prematura degenerazione-depressurizzazione del disco e possono provocare BP e dolori intensi e debilitanti agli arti inferiori.

All'interno del disco intervertebrale umano sono riconosciute tre tipologie di lesioni (Fig. 5.4):

- lesioni del bordo o periferiche o rim lesions (A), che sono lacerazioni orizzontali delle fibre più esterne del disco e si manifestano vicino al loro punto d'inserzione nell'anello;
- lesioni concentriche (B), dovute a scorrimento-scollamento tra le lamelle dell'anello;
- lesioni radiali (C), tagli orizzontali o obliqui che iniziano nel nucleo polposo e procedono verso la periferia posteriore del disco.

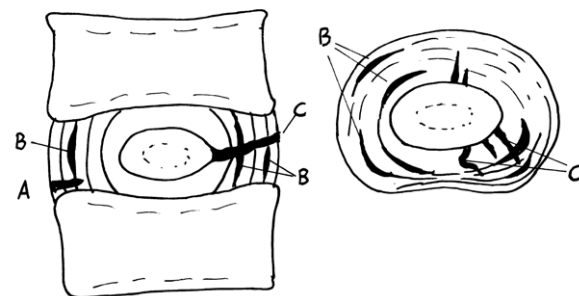


Fig. 5.4

Le lesioni periferiche sono particolarmente pericolose e provocano l'innesco della degenerazione del disco, dei piatti vertebrali e delle articolazioni apofisarie. Si attribuisce la loro origine a uno stress meccanico indotto da trauma; sono quindi le lesioni più facilmente collegabili allo sviluppo di un eccessivo momento flettente nell'articolazione (sforzo locale). Il cambiamento della meccanica dell'articolazione è attribuito alla crescente degenerazione del tessuto del disco per metabolismo alterato, piuttosto che alla lesione in sé. Tra tutte soltanto le lesioni periferiche hanno un deciso effetto nel ridurre la resistenza meccanica del disco e portano a un sovraccarico generalizzato di tutto il sistema, legamenti spinali, muscoli e articolazioni ipofisarie.

Le lesioni concentriche o circonferenziali si trovano di preferenza nella parte più esterna dell'anello ove sono massimi gli spostamenti e le deformazioni circonferenziali in seguito a una rotazione di torsione; essendo questa zona ben innervata possono provocare forti dolori. Si ritiene che siano generate specialmente da traumi in torsione e che nella delaminazione giochi un ruolo importante la differenza di rigidità tra strato e strato e l'incompletezza delle lamelle stesse lungo la circonferenza dell'anello. Questo tipo di lesioni non provoca una così grave degenerazione del disco, come accade invece per quelle periferiche, ma produce ugualmente evidenti

problemi biomeccanici. Anche nel caso di un riuscito evento ripartivo, ma non rigenerativo, svolto dallo stesso lento metabolismo dell'anello, si ha come sicura conseguenza un incremento di spessore delle lamelle associato a uno scadimento delle loro qualità tessutali e meccaniche. Il fenomeno evolve irrigidendo le lamelle stesse e il disco nel suo complesso. Sono le lesioni più comuni e si trovano con uguale frequenza nelle regioni anteriori e posteriori del disco e questa è una buona prova per supporre che siano generate da eccessi di torsione. Non sono associate all'invecchiamento del disco poiché sono presenti sia nei giovani che negli anziani.

La lesione concentrica non impedisce la risposta in trazione delle fibre e riduce poco la capacità di resistere a compressione e la pressurizzazione, se mantenuta, compatta tra loro i vari strati. Perciò non vi sono apprezzabili modificazioni nel comportamento meccanico del disco se sottoposto a carichi assiali e a flessioni nei piani verticali. La lesione circonferenziale, con distacco degli strati dell'anello, è il meccanismo di cedimento predominante nel caso dei carichi ciclici a fatica.

Le lesioni radiali sono le lacerazioni che attraversano l'anello iniziando dal nucleo polposo e procedendo verso l'esterno. Producono la degenerazione del disco in quanto aprono le vie di fuga verso l'esterno del materiale del nucleo e sono spesso una conseguenza naturale dell'invecchiamento del disco. Possono essere anche di origine traumatica, in tal caso la loro presenza precede la degenerazione del disco e ne costituisce l'innescò. Di solito sono più frequenti nella zona posteriore del disco. Non tutte le lesioni radiali provocano dolore; il rischio di dolore aumenta con la loro progressione verso la periferia dell'anello sia per l'intercettazione di siti innervati sia per la possibilità di trasferire composti proteici sensibilizzanti sulle radici nervose. Le lesioni radiali interrompono la continuità di tutte fibre dell'anello che intercettano ma, poiché queste sono molto verticalizzate, solo una frazione modesta di dette fibre subisce discontinuità. Ne consegue una modesta alterazione della resistenza del disco alla flessione in entrambi i piani verticali. La torsione risente di una riduzione della rigidità e le forze di compressione possono favorire l'avanzamento della lesione. L'eccesso di sforzo meccanico dovuto a iperflessione, torsione e carichi ciclici è considerato la potenziale causa del cedimento del disco. Le lesioni dell'anello fibroso che possono prodursi per cause meccaniche comprendono tutte quelle appena discusse.

La microscopia elettronica a scansione (SEM) ha evidenziato nei cedimenti la delaminazione degli strati, la cricatura della matrice e lo strappo delle fibre. Si è così dimostrato che nell'anello avvengono contemporaneamente fenomeni di cedimento multipli a causa della struttura laminare. L'anello fibroso si può considerare un materiale composito e tali materiali resistono bene al cedimento progressivo perché la loro struttura stratificata resiste alla propagazione delle cricche e devono prodursi diverse cricche e vari micro cedimenti prima di giungere al cedimento finale della struttura.

Quindi il cedimento totale dell'anello fibroso comprende una serie di fenomeni che si devono sviluppare in sequenza: l'inizio del danneggiamento; la sua evoluzione; l'accumulo del danno fino al cedimento finale.

Il verificarsi del danneggiamento dell'anello fibroso può essere attribuito a fenomeni differenti come rimodellamento biologico, problemi metabolici e cause meccaniche. Ovviamente il danneggiamento dell'anello aumenta con il numero di cicli di carico subiti e la grandezza della deformazione applicata al disco. Il danneggiamento s'innescò in corrispondenza delle connessioni interlamellari che non sono necessariamente i punti più deboli ma certamente sono punti di esaltazione dello stato di sforzo, e ha come risultato la delaminazione. Il danneggiamento meccanico causa incremento di lassità dell'articolazione, protrusione del disco, perdita di pressione del nucleo polposo e trasferimento del carico sulle articolazioni apofisarie.

I risultati rivelano che il carico ciclico, ripetuto per lungo tempo, può essere un fattore decisivo del danneggiamento del disco producendo lesioni circonferenziali; ne segue anche che il cedimento a fatica e la degenerazione o instabilità sono strettamente collegati.

5.7 Osso vertebrale, sollecitazioni cicliche e danneggiamento a fatica

Nei tessuti biologici si definisce fatica meccanica l'insieme delle alterazioni fisiche o danneggiamenti che la struttura del materiale sviluppa in seguito alla ripetizione ciclica di sforzi e deformazioni. In tali condizioni, la capacità di resistenza del tessuto è menomata nel tempo rispetto a una situazione di carico statico di pari intensità massima.

Generalmente il danneggiamento a fatica evolve secondo tre fasi successive caratteristiche:

- la prima fase è quella in cui si crea la nucleazione del difetto; essa può trarre origine da difetti o discontinuità tessutali già preesistenti nel materiale, oppure da fenomeni locali detti primi danneggiamenti puntuali da degenerazione meccanica-metabolica come conseguenza della ripetizione ciclica delle sollecitazioni;
- la seconda fase è quella della propagazione del difetto, che avanza in senso perpendicolare alla direzione dello sforzo principale e tende a tagliare la sezione resistente;
- la terza fase, quella finale, è il cedimento, cioè il collasso strutturale che si produce quando il difetto, con il suo procedere, ha ridotto la resistenza del sistema a valori insufficienti a contrastare gli sforzi indotti dal carico applicato.

Il concetto di resistenza alla fatica esprime una situazione complessa: la resistenza si esprime quando il confronto tra una situazione di carichi variabili e le proprietà del tessuto non porta alla creazione di difetti, oppure quando questi difetti si sono generati ed esistono ma non si propagano o lo fanno con estrema lentezza, consentendo una lunga durata di vita al sistema.

Considerando il materiale osseo, possiamo esprimere per esso il concetto di fatica associandolo all'idea di una graduale alterazione strutturale o degrado, provocata dall'azione dei carichi ciclici applicati per lungo tempo quando non esiste un efficace ripristino metabolico. L'osso sottoposto a carichi ripetitivi con valori di tensioni o deformazioni sempre nell'ambito fisiologico subisce nel tempo una graduale perdita di rigidità e di resistenza a causa del cedimento progressivo degli elementi in cui si manifestano le maggiori concentrazioni di sforzi. È provato che i cedimenti a fatica nell'osso esistono e si manifestano per livelli di sforzo assai inferiori a quelli che producono le rotture sotto carichi statici; ad esempio, esercizi fisici prolungati possono produrre fratture nei costituenti scheletrici di particolari soggetti in allenamento come militari di leva, atleti e ballerini classici (Burrows 1956: 83; Giladi, Milgron, Kashtan, Stein, Chisin e Dizian 1986: 439; Matheson, Clement, Mc Kenzie, Taunton, Lloyd-Smith e Mac Intyre 1987: 46). Le sedi ove il fenomeno è più evidente sono metatarsi, tibia, corpo e testa femorale.

La presenza diffusa di microfratture, e di micro calli riparativi, nelle trabecole delle vertebre lombari, è considerata prova del danneggiamento a fatica della CV. Tutti gli sperimentatori concordano che è migliore la resistenza a fatica dell'osso compatto rispetto allo spongioso, indipendentemente dal tipo di sollecitazione applicata. Il motivo è attribuito all'organizzazione dell'osso compatto in sistemi haversiani (il sistema haversiano o osteone è l'unità funzionale del tessuto osseo compatto) e conseguente orientazione delle fibre di collagene in direzione longitudinale; anche le linee di cementazione, dirette longitudinalmente, tenderebbero a opporsi al progredire dei difetti. Generalmente l'osso compatto dimostra una struttura ben organizzata, con distribuzione uniforme del minerale e, se questo è verificato, risultano rare le microfratture innescate dalle linee di cementazione. È facile che le cricche siano innescate da difetti biologici delle superfici e si propagano attraverso gli strati di lamelle: pertanto le apofisi vertebrali, ricoperte di osso corticale, presentano la struttura ossea ottimale per resistere a fatica nella trasmissione di sforzi ciclici alla CV da parte di muscoli, legamenti e contatti apofisari. Nelle strutture vertebrali una frazione sostanziale dell'osso è di natura spongiosa e a tale materiale è delegata una parte importante della funzione di trasferimento

dei carichi pressori lungo l'asse rachideo. Alla struttura lamellare ordinata dell'osso compatto si sostituisce, nell'osso della trabecola, una struttura a pacchetti di lamelle variamente orientati, con diversi gradi di mineralizzazione e uniti da irregolari linee di cementazione. La sperimentazione indica che le prime fratture a fatica si producono nelle trabecole che presentano i maggiori difetti; le successive si determinano in base alla distribuzione di tali difetti e alle concentrazioni locali di tensioni create dalle fratture precedenti. Già sappiamo che è sufficiente una modesta percentuale di rotture trabecolari per provocare forti riduzioni della rigidità dell'osso spongioso. Il fenomeno è dovuto in parte al fatto che le rotture a fatica delle trabecole tendono a manifestarsi in adiacenza a fratture che si erano precedentemente formate per concentrazione di sforzi, con la tendenza a creare zone espanse di danneggiamento. Proprio il verificarsi di una forte riduzione di rigidità per un modesto danneggiamento associato alla tendenza di aggregazione dei danni in un numero limitato di aree rende prezioso il processo di riparazione trabecolare; avviene attraverso la formazione di micro calli, seguito dal rimaneggiamento trabecolare che può anche portare a una formulazione dell'osso spongioso differente dalla precedente e più adatta alla nuova situazione di carico. Questo meccanismo, sostanzialmente cruento, sarebbe una delle forme estreme di difesa dell'osso spongioso, specie nel caso particolare di forti carichi dinamici.

Ovviamente affinché tutto questo avvenga e si spezzi l'evoluzione in senso degenerativo del fenomeno della fatica, occorre che esistano tempi di stasi sufficienti e, cosa più importante, che l'osso spongioso in questione sia in grado di attivare ancora, per età e qualità, la risposta metabolica necessaria.

5.8 Rimodellamento adattativo e cambiamento degenerativo

Quando un tessuto biologico è sottoposto a uno sforzo meccanico le sue cellule e strutture possono subire dei mutamenti classificabili tra due situazioni estreme: rimodellamenti adattativi o fenomeni degenerativi.

Un tipico esempio di rimodellamento adattativo ci è dato dai muscoli, che rispondono prontamente all'uso rafforzandosi e indebolendosi con il disuso. Anche i tessuti scheletrici, come si è appena visto, si adattano agli sforzi diventando sempre più rigidi e robusti ed è noto che la densità media dell'osso del braccio di un tennista professionista supera del 30% quella di un soggetto non praticante. Nei lavoratori che svolgono pesanti attività manuali si riscontrano frequentemente degli osteofiti attorno ai margini dei loro corpi vertebrali; si pensa che siano un tentativo di aumentare la sezione d'appoggio della vertebra e di ridurre così le pressioni. Sempre in tali soggetti, i legamenti spinali sono ipertrofici e le cartilagini articolari crescono di spessore, aumentando il contenuto in proteoglicani. A proposito del disco non si hanno chiare notizie di modificazioni simili, ma è indubbio che in tale struttura ogni mutamento debba essere necessariamente molto lento, visto il tipo di metabolismo ivi esistente.

Il principio ispiratore di ogni tipo di rimodellamento adattativo è quello di sottoporre i tessuti a grandi deformazioni, in modo che le cellule rispondano con la produzione di macromolecole della matrice che vanno a irrigidire il tessuto, riportando così le deformazioni a un livello normale. Tecnicamente il rimodellamento è una retroazione negativa da parte della cellula, che interviene in modo da ripristinare la situazione che è stata turbata; esso è sempre un processo reversibile.

Invece il cambiamento degenerativo è sempre irreversibile e spesso accompagnato da un cedimento strutturale del tessuto. In esso lo sforzo meccanico condiziona le cellule del tessuto inibendo o limitando il trasporto dei necessari metaboliti. La sollecitazione meccanica, variabile nel tempo, favorisce il trasporto dei metaboliti ricorrendo al flusso dei fluidi. Questo meccanismo consente il trasporto all'interno del disco delle proteine che favoriscono il metabolismo cellulare.

Interessante notare come il movimento della corsa, trasferito come oscillazioni a regime alla CV lombare, permette certamente un rapido pompaggio dei fluidi ma dato che i singoli eventi di sollecitazioni meccaniche sono di durata molto breve (decimi di secondo), il ricambio non ha il tempo di svilupparsi completamente in direzione radiale e interessa soltanto la periferia del disco. Sono la camminata e i movimenti più lenti, preferibilmente associati ai cambiamenti posturali, quelli che meglio favoriscono un vero ricambio dei fluidi. Il buon trasporto dei metaboliti nel disco lombare si ottimizza alternando periodi di riposo con periodi attivi e la postura flessa con l'estensione.

Le 3 funzioni fondamentali della CV: sostegno, movimentazione del tronco e protezione degli elementi neurali, poiché strettamente interdipendenti, subiscono gli effetti delle degenerazioni meccaniche, cinematiche e strutturali della CV che possono influenzare la capacità di proteggere l'asse nervoso.

La degenerazione tessutale della CV è un fenomeno che si sviluppa con l'età, è anticipato con gli eccessi delle prestazioni e si manifesta con mutamenti nelle proprietà meccaniche dei tessuti.

5.9 Danneggiamenti, degenerazioni e BP

Le origini meccaniche dei principali danneggiamenti riscontrabili nei vari costituenti rachidei sono:

- i legamenti dell'arco neurale sono danneggiati nei movimenti di iperflessione anteriore;
- le faccette articolari sono danneggiate nell'opposizione alla flessione laterale e alla torsione;
- il corpo vertebrale è danneggiato dalla compressione pura;
- il disco è danneggiato dalla compressione-torsione associata ad asimmetrie di carico sul contorno dell'anello (flessioni) o per conseguenza di danni nel corpo vertebrale.

Il verificarsi di un micro danneggiamento può essere occasione di stimolo alla risposta di rimodellamento, ma se il danno è veramente importante tale risposta non si produce.

Nei LI che hanno subito delle rotture si evidenziano ripristini insufficienti con presenza di cisti e grasso nei tessuti.

Le vertebre sottoposte a danneggiamento per schiacciamento possono ripararsi consolidandosi, ma rimangono deformate in quanto non sono in grado di recuperare la forma originale a causa della perduranza dell'azione di compressione durante tutto il periodo di ripristino.

Quando il disco si danneggia si hanno delle riparazioni ma non delle vere guarigioni, probabilmente per l'estrema lentezza della sintesi del collagene all'interno dei sistemi non vascolarizzati. Con l'invecchiamento tale operazione diventa sempre più difficile ma è anche vero che le lesioni radiali non sono più in grado di favorire la fuoriuscita del nucleo polposo perché pressoché inesistente.

I difetti all'interno dell'anello, specialmente gli scollamenti delle lamine, si riparano abbastanza rapidamente con generazione di tessuto fibroso; questo assicura la possibilità di pressurizzare parzialmente l'interno del disco e di recuperare una parte della resistenza alla flessione e alla torsione. Questo ciclo ripartivo però spesso coincide con la fase del LBP acuto e l'immobilità impedirebbe l'apporto nutrizionale indispensabile per la generazione del nuovo tessuto, da qui le indicazioni a evitare l'immobilizzazione preferendo eseguire movimenti adattati e conservare una igiene comportamentale nella vita quotidiana e nelle posture lavorative, come illustrato nei prossimi capitoli.

Il danneggiamento può essere repentino e traumatico, in quanto conseguenza di un singolo evento di carico, oppure derivante da un processo a lento sviluppo caratterizzato dalla presenza di forze assai inferiori a quelle necessarie per procurare l'evento precedente.

Gli attacchi di BP raramente seguono fenomeni di danno repentino per cui è facile che il danno tessutale sia associato all'accumulo nel tempo. Sono provati i cambiamenti degenerativi dei tessuti della CV e le manifestazioni di BP per vigorose e continuative attività fisico-sportive.

Il cedimento a fatica dei tessuti è verificabile facilmente in vitro ma è difficile da dimostrare in vivo. Questo perché al progredire del fenomeno di degenerazione si contrappone anche il fenomeno del rimodellamento-ripristino, che si instaura nei periodi di pausa. La fatica colpisce in modo particolare i dischi lombari per la loro carenza di vascolarizzazione il che comporta la minima capacità di riparazione e di rimodellamento e le vertebre rimangono sempre i costituenti della CV più sensibili al cedimento a fatica, per la loro sostanziale fragilità, crescente con l'età. Nelle sedi articolari lombari ove si sviluppa un prollasso discale si verifica che disco, legamenti longitudinali posteriori e periostio dimostrano sempre una particolare sensibilità algica alla stimolazione meccanica.

I principali meccanismi di degenerazione biologica dei tessuti rachidei, collegati al cedimento strutturale prodotto da sforzo meccanico e percepiti come BP, sono:

- alterazione dell'ambiente d'impiego meccanico delle cellule;
- alterazione del meccanismo di trasporto biologico che regola il metabolismo delle cellule;
- istruzione delle barriere fisiche che impediscono le infiammazioni o manifestazioni di reazioni immunitarie.

La ricerca biomeccanica al servizio delle Scienze Motorie, dopo avere spiegato i fenomeni attraverso i quali s'innescano ed evolve il danno rachideo di eziologia meccanica e le condizioni di rischio soggettive e oggettive, modificabili e non, è anche in grado di proporre le regole comportamentali necessarie per la prevenzione del danno e la compensazione degli effetti dei problemi rachidei, che illustreremo nei prossimi capitoli e che qui sintetizziamo (Martinelli 1987, 1993, 1999: 5, 2003, 2004, 2005, 2006, 2007, 2009, 2011, 2012; Martinelli, Tozzi e Ciari 1999: 507; Martinelli, Ciari e Ceci 2004: 1439; Martinelli, Ciari, Cerri e Salvatori 2005: 41; Martinelli, Raimondi e Parodi 2006: 42; Martinelli, Parodi, Ciari, Cerri e Raimondi 2006: 27; Parodi e Martinelli 2008; Parodi, Flacco B., Ciari, Palestini, Flacco L. e Martinelli 2009; Ciari, Raimondi, Paternostro e Martinelli 2010; Martinelli, Banducci, Del Gaudio e Prosperini 2010):

- esecuzione lenta delle manovre in cui si possono sviluppare forze elevate;
- attivazione di ogni forma di strategia che riduca al minimo l'entità dei momenti agenti su ogni piano della CV;
- evitare le flessioni della CV, quando questa si trovi in condizioni di accentuata rigidità;
- favorire e sviluppare la riduzione della rigidità rachidea;
- favorire il prodursi delle situazioni meccaniche che stimolano i rimodellamenti adattativi dei tessuti;
- favorire una postura che mantenga le curve vertebrali in un range fisiologico;
- limitare l'atteggiamento in eccessiva lordosi del rachide cervicale e lombare;
- limitare l'atteggiamento in eccessiva cifosi del rachide dorsale o toracico;
- limitare le posture fisse prolungate;
- limitare la movimentazione di gravi;
- imparare le strategie comportamentali per evitare o contenere le situazioni di sforzo localizzato;
- eliminare le occasioni di stasi e di contrazione muscolare prolungata;
- sviluppare le strategie muscolari;
- ridurre le occasioni in cui si è soggetti a carichi oscillanti o impulsivi e le vibrazioni.

Capitolo 6

Dinamica corporea sotto carichi impulsivi e vibratori

Valter Parodi

Le possibilità applicative delle scienze motorie sono molto limitate se si ignorano le conseguenze degli aspetti impulsivi della dinamica del movimento e dei disturbi indotti. Esistono obiettive difficoltà in tale ricerca, ma la capacità di superarle deve diventare un obiettivo fondamentale per il nostro settore. I danni irreversibili che si riscontrano a livello delle cartilagini articolari, delle vertebre e dei dischi, non sono conseguenza soltanto di carichi dinamici di tipo eccezionale, ma sono anche derivanti da normali attività. Nell'attività quotidiana sono frequenti gli eventi che evolvono in intervalli di tempo molto brevi, come salti, cadute, urti casuali o programmati, battute, impatto del piede durante la deambulazione, eccitazioni trasmesse da mezzi di trasporto o macchinari ecc. Tutti questi fenomeni impulsivi sono caratterizzati da brusche variazioni dello stato di moto delle masse delle parti corporee coinvolte. Ovvero sono conseguenza di repentine variazioni delle velocità, e quindi dell'energia cinetica, dei segmenti di un sistema corporeo articolato. Ricordando che le variazioni delle velocità nel tempo definiscono le accelerazioni, ci riduciamo alla ben nota situazione descritta dalle leggi di Newton. Perciò se l'accelerazione coinvolge una massa, la stessa è soggetta a una forza inerziale ($F = m \times a$) di intensità anche assai rilevante.

6.1 Analisi della meccanica dell'arresto di un corpo, urti e vibrazioni

Supponiamo il caso della caduta dall'alto di un corpo umano su terreno duro, con atterraggio sui talloni e piegamento degli arti inferiori. In questo caso sarà necessario differenziare l'analisi della fase del contatto col suolo, distinguendo tra i differenti segmenti corporei. Nell'arresto della discesa verticale per primo avviene il contatto del tallone al suolo, che provvede all'arresto della parte distale dell'arto inferiore. Segue poi la rotazione del sistema articolato caviglia-ginocchio-anca che realizza l'arresto della discesa delle parti restanti del corpo

La Fig. 6.1 illustra il modello di riferimento che prende in esame: m = massa estremità distale dell'arto; M = massa delle frazioni restanti del corpo e le costanti elastiche k e K che rappresentano la cedevolezza dei complessi piede + caviglia e arto inferiore.

La Fig. 6.2 descrive la storia temporale delle forze al suolo durante la fase di arresto. Il primo picco corrisponde all'arresto del piede e il secondo a quello del corpo.

Per il rallentamento, il piede e la parte distale dell'arto inferiore avranno a disposizione solo lo spazio di deformazione elastica della suola della calzatura e del pavimento più il cuscinetto del tallone che misura qualche millimetro. Ciò equivale a una decelerazione violenta, con elevate forze inerziali corrispondenti. Ovviamente, come conseguenza dell'evoluzione, il sistema

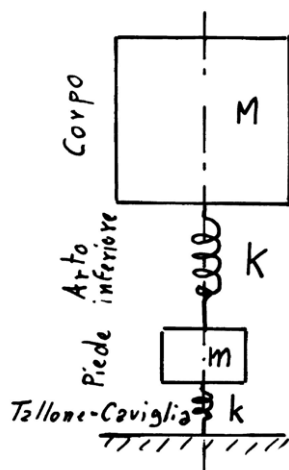


Fig. 6.1

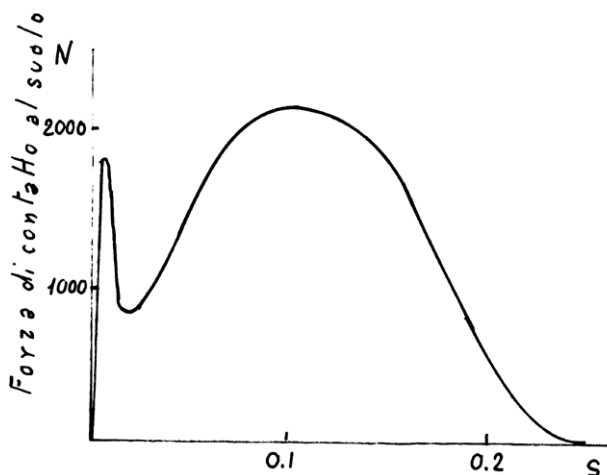


Fig. 6.2

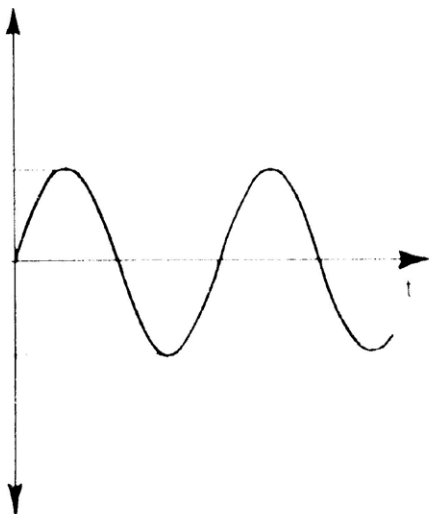


Fig. 6.3

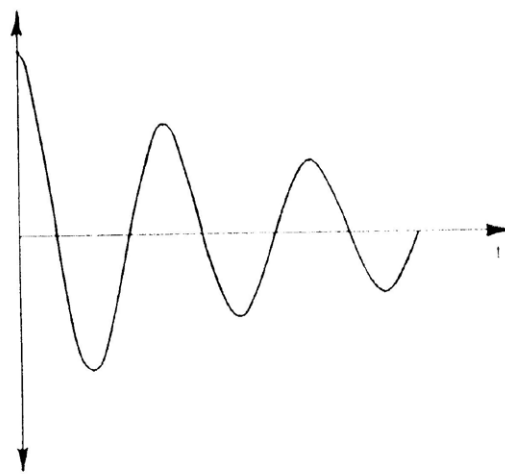


Fig. 6.4

anatomico del piede risulta del tutto adeguato. Riducendo la rigidità di suola e pavimento, si riduce la deformazione subita dal tallone. Per il rallentamento, la parte superiore del corpo ha a disposizione lo spazio descritto dalla oscillazione verticale, derivante dal movimento degli arti inferiori intorno ai centri di rotazione di caviglia, ginocchio, anca che sono dell'ordine di qualche decimetro. Tale corsa sta nel rapporto di 100 a 1 con la precedente e consente tempi lunghi per l'arresto del corpo; per questo svilupperà accelerazioni assai più modeste. Se non si eseguisse il piegamento degli arti inferiori e si tenessero allineati rigidamente tibia e femore, la corsa di rallentamento si ridurrebbe alla sola deformazione elastica delle cartilagini articolari. In tale situazione l'asse tibia-femore assumerebbe una rigidità superiore di circa 100 volte rispetto al caso del piegamento dell'arto e anche il tronco sarebbe sottoposto a decelerazioni e a forze inerziali molto elevate.

Nel caso dell'arresto del piede per contatto col suolo, oppure del tronco sostenuto dagli arti inferiori mantenuti assialmente rigidi, la decelerazione avviene in tempi talmente brevi

che il fenomeno assume un aspetto certamente impulsivo, che è definito con il termine di urto. Ne consegue che per parlare di urto vero e proprio piuttosto che di generiche applicazioni di forze dinamiche variabili nel tempo, occorre che tale applicazione si manifesti in tempi molto brevi.

Il problema che sorge è il significato quantitativo da attribuire al termine breve.

La Fig. 6.3 descrive una oscillazione in regime di vibrazione: la frequenza della oscillazione è identica a quella dell'impulso che la provoca.

La Fig. 6.4 descrive una oscillazione dopo un fenomeno d'urto: la frequenza della oscillazione libera dipende solo dalla massa e dalla rigidità del sistema coinvolto. Se il sistema non è continuamente perturbato, per la presenza dello smorzamento, l'oscillazione si riduce fino ad annullarsi ed è chiamata transitorio di smorzamento (Parodi e Martinelli 2008).

Un sistema è soggetto a un urto, o shock meccanico, quando è sottoposto a un impulso di forza o accelerazione che produce forze inerziali, oppure quando è sottoposto a una variazione di velocità, di durata temporale t , inferiore al suo periodo di naturale oscillazione T : $t < T$.

Quando invece l'applicazione di una forza o di un'accelerazione tempo-variante tende a ripetersi nel tempo assumendo un aspetto oscillatorio, si parla generalmente di eccitazione in regime vibratorio.

I casi più comuni che si riscontrano nella pratica sono:

- quelli autoprodotti, in cui la generazione proviene dagli arti che interferiscono con un'ostacolo come nella deambulazione;
- quelli importati dall'esterno, in cui le eccitazioni hanno origine da mezzi di trasporto o in situazioni lavorative.

La forma di vibrazione più elementare cui si fa riferimento è una legge sinusoidale, $x = X \sin(2\pi f \cdot t)$, raffigurata nella Fig. 6.2.

La grandezza x considerata come il valore istantaneo dell'intensità può corrispondere a spostamento, velocità, accelerazione o forza, secondo le necessità dello studio dell'eccitazione dinamica. Il valore della grandezza x varia con legge periodica, rimanendo sempre nell'intervallo $+X -X$ (X = ampiezza della vibrazione, è il valore massimo raggiunto dall'intensità della grandezza x). Questo regime vibratorio elementare è pressoché inesistente nella realtà che fornisce invece esempi assai più complessi di ossatura oscillatoria. Generalmente esiste una certa periodicità in cui non si superano determinati valori d'intensità ma i cicli che si ripetono, anche se abbastanza simili, differiscono sempre fra loro.

Fourier J.B.(1768-1830) ha dimostrato che una vibrazione qualsiasi può essere considerata il risultato della sommatoria di un certo numero di vibrazioni sinusoidali semplici, differenti fra loro per frequenza (f_i), ampiezza (X_i) e fase. L'insieme di queste costituenti elementari, che combinate tra loro creano il reale impulso periodico, è detto spettro di frequenza della vibrazione complessiva; l'azione che ne porta a individuare tutte le componenti elementari è l'analisi in frequenza della vibrazione indagata. Dato che in biomeccanica interessano principalmente le quantità degli apporti d'energia ripartiti tra le componenti in frequenza, lo studio si semplifica ricorrendo all'analisi in frequenza. Essa consente di individuare, tra le tante esistenti all'interno dello spettro complessivo, le poche frequenze fondamentali che convogliano la quasi totalità dell'energia in gioco permettendo di concentrare su di esse l'attenzione.

Eccitare un sistema con urti o con vibrazioni significa alterare il suo stato di moto; in altri termini noi iniettiamo o estraiamo in o da esso energia cinetica. Nel caso dell'urto si tratta di una grande quantità in tempi brevissimi; nel caso della vibrazione si tratta invece di un flusso più modesto ma continuo nel tempo. Nascono così problematiche differenti, inerenti alla tollerabilità del sistema biologico, sia per i valori estremi con scambio pressoché istantaneo, sia per

fenomeni di flusso costante e continuo nel tempo. Per questo motivo i due fenomeni saranno sempre trattati separatamente nel seguito.

Si elencano di seguito alcuni concetti da ricordare.

- L'arresto del piede avviene in tempi brevissimi e il fenomeno costituisce un urto perché sono definiti urti le forze che agiscono per tempi più brevi del periodo di oscillazione del sistema.
- Lo stimolo meccanico può ripetersi nel tempo assumendo un andamento oscillatorio ciclico; tale fenomeno si definisce regime vibratorio.
- Nel reale le vibrazioni non sono mai una singola oscillazione sinusoidale, esse sono sempre la combinazione di differenti oscillazioni sinusoidali con la presenza di frequenze dominanti, riconoscibili con l'analisi in frequenza.
- Il sistema biologico funge da filtro selettivo e lascia passare quasi indisturbate le eccitazioni più lente del suo modo di vibrare ($f_i < f_n$), attenua sempre di più quelle più veloci ($f_i > f_n$) e amplifica quelle comparabili al suo modo di oscillare ($f_i \approx f_n$).

6.2 Trasmissibilità sotto vibrazione e urto

Una vibrazione meccanica applicata in un punto di un sistema modifica il suo spettro caratteristico nel corso della propagazione. Le modifiche subite sono descritte in termini di trasmissibilità del sistema ospite. Se la vibrazione applicata è una pura sinusoide si definisce la trasmissibilità come il rapporto tra l'ampiezza dell'oscillazione del sistema e quella d'eccitazione (uscita-ingresso).

Considerando la frequenza naturale di un sistema, f_n , e indicando con f la frequenza della vibrazione eccitante, si possono verificare le tre seguenti situazioni.

1. $f < f_n$ Il sistema è eccitato da una vibrazione più lenta di quanto esso sia in grado di oscillare spontaneamente. In tale condizione il rapporto di trasmissibilità è prossimo all'unità. Tutto il sistema segue l'impulso oscillante ed è pervaso dal carico dinamico in modo assai simile al caso del carico statico. Del resto la situazione di carico statico è quella che si verifica per $f = 0$.
2. $f > f_n$ Il sistema è eccitato da una vibrazione più veloce di quanto esso sia in grado di oscillare spontaneamente. In tale condizione il sistema non riesce a seguire l'eccitazione e si assiste a una attenuazione crescente con f .
3. $f \approx f_n$ Il sistema è eccitato da una vibrazione di velocità quasi pari a quella di spontanea oscillazione del sistema. Questa coincidenza comporta un fenomeno di amplificazione in risonanza caratterizzato da un accumulo degli effetti dinamici. Il fenomeno della amplificazione è limitato solo dalle capacità dissipative derivanti dagli attriti interni del materiale-struttura del sistema stesso, il così detto smorzamento interno.

Pertanto è solo l'entità del rapporto f/f_n che determina il comportamento di un sistema eccitato da una vibrazione sinusoidale.

Un sistema qualsiasi, e quindi anche uno biologico, investito da una vibrazione di forma complessa si comporta come se fosse in grado di riconoscere tutte le frequenze contenute nello spettro della forza eccitante e la relativa ripartizione in quote dell'energia cinetica in gioco. Per ognuna delle singole componenti elementari dello spettro di frequenza si attua il confronto con la frequenza naturale del sistema, $f_i \Leftrightarrow f_n$, e si attiveranno le trasmissibilità conseguenti. Quindi il sistema biologico è in grado di fungere da filtro selettivo.

Prendendo se stesso come termine di paragone nei riguardi del disturbo vibratorio, gestisce le seguenti azioni:

- lascia passare, o quasi, indisturbate tutte le componenti vibratorie più lente ($f_i < f_n$);
- attenua, in crescendo, quelle più veloci ($f_i > f_n$);
- incrementa quelle comparabili al suo modo di oscillare ($f_i \approx f_n$).

Si giunge così a una conclusione importante: la propagazione di una forza variabile periodicamente nel tempo, cioè oscillante, lungo i segmenti corporei può avvenire solo con cambiamenti delle intensità dei costituenti del suo spettro di frequenza. Quindi avvengono cambiamenti nelle quantità di energia trasportate dalle singole frequenze, mentre queste si diffondono lungo i corpi. Nel complesso l'energia meccanica presente si ridurrà perché quella trasportata dalle frequenze più elevate sarà trasformata, in buona parte, in calore. Per questo motivo, se poniamo un soggetto in piedi sopra un pavimento vibrante (eccitazione spalmata su di un ampio campo di frequenze), la misurazione delle accelerazioni eseguita a monte delle caviglie non rileva apprezzabili contenuti energetici nelle frequenze superiori ai 50 Hz e i valori massimi d'impulso che giungono al capo sono generalmente compresi nel 1/3 – 1/5 dell'eccitazione.

Poiché l'urto è un carico dinamico di brevissima durata, non può pilotare il sistema eccitato imponendogli di seguire nel tempo specifiche leggi del movimento. Il sistema che subisce l'urto innescherà una vibrazione con frequenza sempre pari alla sua f_n che si ridurrà di ampiezza a ogni ciclo fino ad annullarsi; i tempi necessari, cioè il numero delle oscillazioni complete, dipenderanno dall'entità dello smorzamento interno del sistema stesso.

Nel tempo i cicli di oscillazione del transitorio si riducono in ampiezza perché, nel loro ripetersi, l'energia cinetica-elastica si degrada in energia termica o in lavoro irreversibile di deformazione tessutale e da questo si capisce perché gli urti possono essere pericolosi, anche se non inducono immediatamente il trauma.

Questo fenomeno è chiamato transitorio, segue l'urto ed è caratterizzato dal fatto che il valore massimo dell'oscillazione, e quindi anche il massimo delle forze inerziali, si manifesta sempre nel primo ciclo che segue l'urto. Se l'urto trasferisce alla struttura più energia di quella che può assorbire essa si spezza immediatamente senza mettersi a oscillare.

Il comportamento generale sotto un urto si può riassumere in tre situazioni caratteristiche.

- L'impulso d'urto dura poco, qualche centesimo di secondo, rispetto al tempo necessario al sistema per compiere un'oscillazione; per quanto detto prima questa è la situazione di un urto ammortizzabile. Il sistema ammortizza l'urto ricevendo nel suo interno effetti dinamici massimi (forze inerziali, accelerazioni, spostamenti) minori di quelli massimi che descrivono l'impulso. È il caso tipico dell'arresto del piede che colpisce il suolo, oppure di un colpo sferrato con un attrezzo stretto nella mano.
- L'impulso dura molto, più di un decimo di secondo, rispetto al periodo del sistema; non è più possibile parlare di un urto attenuabile e il fenomeno si assomiglia a un fenomeno di carico variabile nel tempo. L'effetto massimo sul sistema corrisponde a poco più dell'impulso eccitante applicato come un carico statico e accresciuto di un 20%-30%. È il caso tipico del lancio di un oggetto fatto con le mani, oppure l'arresto del tronco nella caduta verticale sfruttando il piegamento degli arti inferiori.
- La durata d'impulso e il periodo naturale del sistema sono abbastanza confrontabili tra loro; si determina un'amplificazione dell'effetto sul sistema rispetto al massimo dell'impulso. La quantità di amplificazione e il suo valore dipendono dalla forma dell'impulso. Caso raro per un urto, mentre è più comune nella eccitazione vibrazionale, può manifestarsi nel rachide di chi è trasportato su mezzi fuoristrada.

6.3 Generalità sul comportamento dinamico della CV

L'elevata elasticità della CV è dovuta principalmente alle variazioni delle curve per deformazioni in flessione dei dischi e, secondariamente, alle cedevolezza assiali dei dischi e dei corpi vertebrali. Questo comporta un valore di frequenza naturale $f_n = 10-12$ Hz e un periodo oscillatorio naturale $T = 0.080-0.100$ s. Questi valori sono riferiti al solo rachide, volendo invece considerare tutto il complesso del tronco si scende a $f_n = 4 - 5$ Hz.

Ricordando quanto si è già detto, si può affermare che:

- avendo T elevato, la CV ha la tendenza a interpretare molti eventi dinamici come urti attenuabili più di quanto non facciano le altre componenti scheletriche, meglio può fare solo l'arto inferiore sommando la rotazione di tutte le grandi articolazioni, $f_N = 2 - 20$ Hz, $T = 0.050 - 0.500$ s.;
- per un impulso d'urto che invade la CV si verifica facilmente la condizione $t \ll T$ con l'attenuazione nella propagazione dal bacino al capo;
- per una vibrazione a largo spettro è facile che si verifichi, per parte di essa, la condizione $f_i > f_n$ con conseguente taglio delle componenti a più alta frequenza.

La conclusione è che nei riguardi degli impulsi dinamici il rachide ha potenzialmente la tendenza a comportarsi come un buon ammortizzatore antiurto, per quanto concerne la f_n . Però non si può ritenere un ammortizzatore antiurto molto robusto, in termini di quantità di energia cinetica che è in grado di controllare. In ogni modo, sempre per il suo basso valore di f_n è un ottimo ammortizzatore antivibrante finché le vibrazioni permanenti a regime, cui normalmente è sottoposto, non raggiungono eccessivi contenuti energetici.

Tale progetto è firmato da Madre Natura, che non prevedeva vibrazioni a regime.

In linea di massima la riduzione della rigidità assiale della CV, f_n , è un fatto positivo nei confronti dei rischi di danneggiamento del sistema biologico per evento dinamico. La riduzione di f_n è conseguenza dell'aumentata capacità di deformazione delle strutture di articolazione, dischi intervertebrali e cartilagini articolari; con l'attività motoria possiamo migliorare significativamente il sistema riducendo la rigidità, aumentando la motilità e riducendo le contrazioni muscolari necessarie per il mantenimento del controllo posturale. L'approccio razionale è quello di differenziare il comportamento tenendo però in seria considerazione quanto segue.

Nelle basse frequenze si riscontrano anche le maggiori ampiezze d'oscillazione che non è possibile attenuare perché la CV è un filtro passa-basso; in tal caso bisogna cercare di garantire almeno la stabilità, quindi conviene evitare gli eccessi di contratture muscolari che, irrigidendo il sistema, aumentano la banda passante e mantenere invece un buon tono muscolare per limitare le escursioni.

Sulle alte frequenze si può tollerare un maggiore rilassamento, perché riducendo la rigidità si attenua apprezzabilmente il disturbo che, per sua natura, se è di elevata accelerazione ha piccola ampiezza oscillatoria; questo porta a un minor impegno per la stabilizzazione posturale.

Detto questo, il decadimento dell'efficienza di tutto il nostro sistema corporeo sottoposto all'insulto di eccitazioni dinamiche violente o ripetute nel tempo è favorito quando si favorisce l'incremento delle frequenze naturali dei segmenti corporei. Questo è sostanzialmente dovuto alla generazione di irrigidimenti che sono conseguenza di fenomeni di varia natura: patologie, invecchiamento, cattive abitudini di vita ecc.

6.4 Effetti generali delle vibrazioni nel corpo umano

Le vibrazioni applicate direttamente agli arti superiori sono state adeguatamente studiate, cosa che non è ancora avvenuta nei riguardi degli effetti conseguenti all'azione diretta di ecci-

tazioni dinamiche vibratorie sul corpo. Si sa che la lunga esposizione alle vibrazioni anticipa la stanchezza psichica e fisica colpendo zone selezionate del corpo, in funzione delle f_n locali confrontate con lo spettro di frequenze del disturbo. Particolarmente nociva si rivela la banda di frequenze attorno ai 5 Hz (ad esempio un fuoristrada dalla sospensione rigida) perché caratterizzata da oscillazioni di grande ampiezza che rendono faticoso il mantenimento della postura, incrementano la ventilazione polmonare e il consumo d'ossigeno.

Gli effetti delle oscillazioni vibratorie sul corpo umano si dividono in tre grandi categorie:

1. interferenze meccaniche con le varie attività fisiche;
 2. danneggiamenti meccanici irreversibili dei tessuti;
 3. risposte biologiche, fisiologiche e soggettive.
1. Se le ampiezze di oscillazione raggiunte sono notevoli, vengono disturbate le funzioni neuromuscolari e sensoriali fino al punto da rendere difficoltoso il controllo preciso della postura, la lettura e la manipolazione di strumenti delicati. Anche l'emissione della voce articolata può essere compromessa. È il caso di postazioni di controllo in ambiente inquinato da disturbi vibratori.
 2. I danneggiamenti meccanici possono essere diretti nei tessuti oppure provocare sindromi complesse che colpiscono interi sistemi (cartilagini articolari, disco ecc.). L'esposizione a vibrazioni comporta sempre l'aumento apprezzabile della temperatura corporea. Questo fenomeno cresce con l'ampiezza delle oscillazioni ed è da correlare ai meccanismi di dissipazione energetica di natura meccanica che si attivano all'interno del corpo quando vi è un tentativo di stabilizzazione del disturbo tramite attivazione muscolare e in parte sono dovuti anche a risposte metaboliche. La situazione è tipica dei mezzi di trasporto, delle macchine operatrici, dell'uso di utensili vibranti.
Nel corpo dell'uomo, superando i 3 g nella banda 10-20 Hz si manifestano dolori toracici; per 6 g, nella banda 20-25 Hz la perduranza nel tempo genera sintomi di danneggiamenti intestinali (sangue nelle feci). Oggi conosciamo abbastanza bene la tipologia dei danni che possono verificarsi per esposizione alle vibrazioni caratterizzate da una singola forzante fondamentale, ma non si hanno molte indicazioni riguardo alle correlazioni tra i danni possibili e le combinazioni incrociate di frequenze, intensità e tempi di esposizione. In altri termini è ancora carente la conoscenza degli effetti dei disturbi distribuiti a larga banda spettrale.
 3. Molto più difficili da definire sono le ingiurie croniche da alterazione metabolica provocate da esposizioni che non producono effetti apparenti e danni diretti, almeno nei tempi limitati delle sperimentazioni in laboratorio. Per tali tipi di danni l'esperienza si limita ai casi in cui l'applicazione dell'eccitazione è concentrata e delimitata a specifiche parti del corpo (CV per i mezzi di trasporto, estremità degli arti superiori nel maneggio di utensili). Le risposte fisiologiche più appariscenti riscontrate nelle cavie e nei soggetti umani sono i mutamenti nei cicli riproduttivi, attività respiratoria e cardiaca, circolazione sanguinea periferica e inibizione dei riflessi posturali. La risposta soggettiva degli esseri umani all'esposizione alle vibrazioni si sviluppa attraverso tipici stadi successivi: percezione, disagio, apprensione e sofferenza. Gli effetti sull'individuo dipendono dall'intensità dell'accelerazione, frequenza, durata, condizioni dell'applicazione e dello stato fisico-fisiologico del soggetto. Le esposizioni ai disturbi che producono reazioni entro 5 minuti sono sempre caratterizzate da elevate intensità d'accelerazione e da basse frequenze.

6.4.1 Rachide lombare sottoposto a vibrazioni

Esiste sicuramente una correlazione tra l'esercizio professionale della guida di automezzi operativi o industriali e il manifestarsi dei dolori lombari; secondo Andersson (1981), la proba-

bilità dello sviluppo del BP, per tale categoria, è dell'80.5% contro il 50.7% della popolazione che non guida da professionista. Precedenti studi epidemiologici (Kelsey e Hardy 1975: 63; Wilder, Woodworth, Frymoyer e Pope 1982: 243; Frimoyer e Pope 1980: 65, 1992: 101) hanno associato lo sviluppo dei disordini spinali con l'esposizione alle vibrazioni di bassa frequenza e grande ampiezza.

Una ricerca condotta con soli strumenti statistici può essere indispensabile per distinguere tra falsi e reali problemi ma la soluzione dei veri problemi richiede di individuare una relazione tra dosaggio dell'offesa e intensità della risposta biologica (Sandover 1988: 249), come anche definire il livello dello sforzo sviluppato nei tessuti delle articolazioni rachidee, in funzione delle caratteristiche dell'offesa dinamica.

Resta comunque provato che nei soggetti seduti, la prima frequenza propria è sempre compresa nei 4-6 Hz; tale frequenza dipende dal modo di oscillare del rachide, cioè dai gradi di libertà attivati in traslazione verticale e flessione anteriore; lo spettro di disturbo meccanico, prodotto dai vari veicoli, comprende sempre tali frequenze.

Indagini radiografiche hanno evidenziato il verificarsi di alterazioni geometriche degenerative nei corpi vertebrali lombari per situazioni collegate a esposizioni croniche alle vibrazioni (Rosegger R. e Rosegger S. 1960: 241; Wilder, Woodworth, Frymoyer e Pope 1982: 243; Adams e Hutton 1985: 524; Sandover 1988: 249).

In particolare si sviluppa LBP nei conduttori di vetture delle ferrovie metropolitane; in questo caso non sono le vibrazioni, ma le forti accelerazioni orizzontali trasversali sviluppate sui binari a stretto raggio di curvatura che costringono a un'eccessiva attivazione muscolare per garantire la necessaria stabilità posturale e il fatto che tali operatori non dispongono di una presa su di un volante, utile per stabilizzare la parte superiore del tronco.

La degenerazione diretta dei tessuti strutturali della CV è da addebitare all'energia meccanica fornita dalle vibrazioni e anche il meccanismo di diffusione, che consente la nutrizione dei tessuti del disco, è contrastato dalla presenza di fenomeni oscillatori. La registrazione EMG dei muscoli rachidei durante l'esposizione del tronco alle vibrazioni indica che sono attivati in continuazione sia per limitare gli spostamenti e sia per fungere da smorzatori per la trasformazione di energia meccanica in termica, facilmente asportabile dal flusso circolatorio.

In particolare Wilder, Woodworth, Frymoyer e Pope (1982: 243) hanno dimostrato che la attivazione-contrazione muscolare tende ad assecondare il ritmo del disturbo. La risposta, però, del muscolo non è molto congruente all'intensità dello stimolo e perciò non è in grado di sviluppare un'ottimale strategia protettiva; si potrebbe dire che la risposta del sistema neurofisiologico non è sintonizzata in intensità sul disturbo ed è evidente l'intensificazione dell'attività dei muscoli spinali in contrazione, quando i soggetti seduti sono eccitati in corrispondenza delle frequenze proprie.

In conclusione si può ritenere che le contrazioni attivate dalle vibrazioni costituiscano un reale meccanismo d'incremento dei carichi rachidei.

Il problema della produzione dei danni rachidei per effetto delle vibrazioni si deve ancora una volta ricondurre alla comprensione di ciò che accade nell'articolazione della CV confrontando la situazione normale, statica o fisiologicamente dinamica, con quella alterata dal regime oscillatorio.

Sotto questo punto di vista è ovvio che tanto più le condizioni di eccitazione si avvicinano alla situazione di risonanza, maggiore è l'alterazione del meccanismo di generazione degli sforzi rispetto a ciò che caratterizza la situazione statica. Questa condizione può favorire l'innescò del rimodellamento dei tessuti rigidi e molli, nel senso di favorire cambiamenti degenerativi e prolasso discale. Un importante lavoro sperimentale è stato condotto da Pope, Kaigle, Magnusson, Broman e Hansson (1991: 39) osservando gli EF L3-L4 e L4-L5 provati a 5 e 8 Hz in eccitazione verticale con rilievo diretto in vivo, attraverso fissaggio di trasduttori sui processi spinosi delle

vertebre in studio. Le vertebre hanno confermato di oscillare eseguendo un movimento composto di rotazione sul piano sagittale (0.1° - 0.3°) associato a traslazioni verticali (0.1-1.1 mm) e orizzontali (0.05-0.25 mm).

Se il tronco è leggermente flesso, diventa più importante il ruolo svolto dagli arti superiori, a seconda che contribuiscano o meno al mantenimento della postura influenzando sul grado di attivazione dei muscoli rachidei. La contrazione di questi ultimi irrigidisce il sistema e comporta sempre una riduzione del movimento oscillatorio nelle articolazioni. Un altro importante passo verso la comprensione degli eventi dinamici attivati dalle oscillazioni inter rachidee può essere fatto ricorrendo allo studio in simulazione.

Il suggerimento utile e conclusivo che si deve trarre da questi tipi di studi è il seguente:

- le sollecitazioni dinamiche di compressione agenti nei dischi e nei corpi vertebrali, a parità di escursione del carico applicato, sono crescenti con le frequenze e trovano un picco nella risonanza assiale; come conseguenza si ha l'aumento di deformate del corpo vertebrale e del disco, aumento degli sforzi nell'osso corticale e spongioso, della tensione delle fibre dell'anello e della pressione interdiscale;
- l'oscillazione rotazionale delle vertebre sul piano sagittale sembra maggiormente contrastata dal contatto tra le faccette articolari piuttosto che dall'azione dei legamenti;
- la risposta di contrasto al disturbo dato dai contatti apofisari dipenderà dagli spazi tra le faccette e quindi dalle geometrie anatomiche, dallo stato di salute delle cartilagini, dalla pressurizzazione del disco, dai precarichi gravitari e dalle azioni muscolari.

Lo studio comportamentale fornito dalla simulazione risulta del tutto congruente con i risultati delle osservazioni sperimentali; questo ci conforta sul grado di affidabilità dell'approccio. Lo strumento di simulazione non vale per la precisione numerica dei risultati forniti, ma per il fatto che ci fornisce uno strumento di previsione comportamentale capace di gestire il fenomeno dell'eccitazione dinamica nel suo complesso in modo sufficientemente coerente con i risultati dell'esperienza.

Vari ricercatori si sono interessati al problema ergonomico dell'effetto del tipo d'interfaccia esistente tra il corpo umano e la superficie rigida che imprime l'impulso, come suole delle scarpe o cuscino del sedile. A parità di eccitazione si sono voluti individuare i coefficienti ottimi, in rigidità e smorzamento, per scarpe e sedili, al fine di minimizzare l'effetto complessivo di trasmissione delle vibrazioni alle varie parti del corpo umano.

Nel caso delle scarpe, l'ottimizzazione condurrebbe a suole che si deformano di ≈ 35 mm sotto il peso statico di un uomo della massa di 70 kg (frequenza della scarpa 2.7 Hz, in appoggio monopodalico) e ciò è incompatibile con la stabilità nella normale deambulazione quotidiana. Però, nel caso dei sedili, tali cedimenti statici sono del tutto proponibili.

Anche se l'ottimizzazione per le calzature non è realizzabile nella sua completezza, in tali risultati è espressa l'indicazione sui possibili miglioramenti conseguibili con l'uso di suole più morbide.

Il caso del soggetto seduto è particolarmente interessante perché con l'ottimizzazione del sedile, oltre alla notevole riduzione del valore di picco trasmesso, si ottiene una discesa della prima risonanza dai 4-5 Hz ai 2 Hz. Nel caso dei sedili di autovetture significa che è possibile attenuare efficacemente tutta la banda dei disturbi vibratori del mezzo tipicamente concentrata in 4-15 Hz.

Per quanto riguarda l'energia termica prodotta per dissipazione dalle forze interne, l'intervento di ottimizzazione del sedile la riduce al 20%-10%, nella parte alta del tronco e nella testa, e al solo 10% nelle anche. È ipotizzabile che, adottando sedili migliorati, si ottenga una specifica riduzione dei pericoli di cervicalgie e lombalgie, nei guidatori e nei viaggiatori professionali.

6.5 Dinamica impulsiva nel corpo umano

Molti dei fenomeni dinamici di natura impulsiva (urti), che si manifestano nella vita quotidiana degli individui, sono autoprodotti dalle attività connesse alle diverse forme di deambulazione (cammino, corsa, salto), dal lavoro e dalle attività ludiche e sportive (Parodi e Martinelli 2006: 10).

Questi particolari impulsi presentano caratteristiche abbastanza tipiche in quanto generati dal brusco contatto del piede, ricco di energia, con una superficie rigida (suolo). La direzione della trasmissione dell'impulso è sostanzialmente verticale, dal piede verso il capo, e interessa sempre i due principali sistemi muscolo-scheletrici del corpo umano, arti inferiori e CV. A causa del meccanismo di autogenerazione dell'impatto, della ripetitività degli impulsi e delle conseguenze del fenomeno sulla qualità della vita dell'individuo, è fondamentale approfondire lo studio di questa situazione dinamica inevitabile e associata alla normale attività degli individui. La ricerca è motivata dal fatto che i carichi impulsivi frequenti e ripetuti, anche se di non elevata intensità, sono ritenuti tra le cause responsabili dell'irrigidimento-affaticamento dell'osso trabecolare, del danneggiamento cartilagineo e, in generale, fattori primari del degrado delle proprietà biomeccaniche delle articolazioni degli arti inferiori e del rachide.

6.5.1 Situazione degli arti inferiori, ove si configura l'impulso

Nella deambulazione, la fase di passaggio in appoggio al suolo e di carico su di un arto può essere schematizzata secondo alcune fasi salienti:

- il piede scende verso il basso, colpisce col tallone il suolo e così arresta la sua discesa;
- il fenomeno dell'arresto del piede è un urto che dura qualche centesimo di secondo e crea un impulso di forza (accelerazione) che si propaga verso l'alto, lungo la gamba;
- mentre accade ciò, tutto il resto del corpo, in ritardo rispetto al piede già appoggiato, sta ancora compiendo la sua discesa verso il basso, contrastata e rallentata dalla spinta dell'arto inferiore, posto in piegamento progressivo;
- la fase del rallentamento della discesa del corpo avviene così lentamente (alcuni decimi di secondo) che non può essere considerata urto; di fatto è una reazione dinamica di contrasto, che va a caricare arto e piede con modalità di distribuzione degli sforzi abbastanza simili a un carico statico.

Il parametro dominante che determina la rigidità reale degli arti inferiori in senso verticale è il valore assunto dall'angolo del ginocchio all'atto della presa del contatto del piede col suolo (Tai e Robinson 1999: 1111). È chiaro che toccare il suolo con il ginocchio già in accenno di piegamento faciliterà, sotto l'azione congiunta del peso e delle forze inerziali, l'ulteriore sviluppo di una congrua flessione-oscillazione dinamica. Nella normale camminata il ginocchio compie un piegamento massimo di $\approx 20^\circ$, che cresce fino a $\approx 30^\circ$ durante la corsa (Milliron e Cavanagh 1999: 65; Lafortune, Cavanagh, Sommer e Kalenak 1992; Williams 1993: 3). Pertanto, nella normale attività motoria, l'angolo descritto dal ginocchio è compreso in 0° - 40° che possono considerevolmente crescere solo nel caso debbano attenuare cadute in verticale.

Dopo l'arresto del piede al suolo occorre rallentare anche la discesa del resto del corpo che va in appoggio su tale arto. L'incremento del piegamento del ginocchio consente una riduzione del valore massimo raggiunto dall'accelerazione e un rallentamento meno brusco del corpo.

È fondamentale ricordare che, durante tale fase del moto, sono molto limitate le possibilità di controllo volontario dell'ampiezza della rotazione dell'articolazione e che il piegamento dinamico è solo funzione dell'energia in gioco, dell'assetto iniziale del ginocchio quando il piede prende contatto col suolo, e delle rigidità articolari. Nel contatto d'urto del piede le forze

massime si hanno per il piede nudo che appoggia col tallone mentre, calzando scarpe dalle suole sempre più morbide, l'intensità delle forze d'arresto del piede si riducono e aumenta la durata temporale dell'impulso d'urto al suolo da 10 a 30 ms. Si ottiene un risultato confrontabile col precedente con suola morbida anche riducendo la rigidità della superficie calpestata, a tal punto che l'effetto suola+suolo si può considerare un tutto unico. Questo indipendentemente dalla posizione assunta in quel momento dal ginocchio.

In sostanza, la posizione del ginocchio non è in grado di fare sentire molto la sua influenza, prima che la situazione meccanica esistente nell'interfaccia piede-suolo abbia già definito la forma dell'urto. L'assetto del ginocchio influirà invece sull'arresto della discesa di tutto il resto del corpo e sulla trasmissione verso il capo dell'impulso generato dal contatto del piede.

Dunque il ginocchio inizia la sua attività di ammortizzatore quando il piede, dopo aver colpito il suolo, si è già arrestato e per primo si genera l'impulso d'urto per l'impatto dell'arresto del piede; nel seguito e in tempi più lunghi, sul piede si viene a spalmare l'onda di forza dinamica conseguente all'arresto di tutto il corpo. Questo secondo carico, anche se può essere d'intensità notevole, varia tanto lentamente nel tempo (decimi di secondo, contro i centesimi dell'urto del piede) che non ha le caratteristiche dell'urto, ma quelle di una tipica forza variabile nel tempo.

Per questo motivo una predisposizione iniziale a ginocchio più piegato, corrispondente a una maggiore rigidità articolare dovuta all'attivazione muscolare, può far aumentare l'accelerazione misurata nell'arresto del piede al primo contatto col suolo, quando non vi è ancora rotazione del ginocchio; poi, nella seconda fase, può ridurre la forza complessiva d'appoggio dinamico e migliorare l'attenuazione nella trasmissione dell'impulso al capo.

In conclusione si può affermare che le proprietà tecniche delle calzature e delle superfici di calpestio possono influire sulla limitazione degli impulsi subiti dal soggetto come o più del controllo posturale motorio che comunque è indispensabile per attenuare le conseguenze dell'impatto su piede, ginocchio e CV (Lafortune, Lake e Hennig 1996: 1531).

Per approfondimenti si rimanda al testo *Rieducazione del piede, problematiche biomeccaniche e posturali statiche e dinamiche* (Martinelli 2011b).

Un altro fenomeno da considerare è che, a prescindere dal valore dell'angolo impostato dal ginocchio, la rigidità del ginocchio stesso sarà tanto minore quanto maggiore risulterà la sua escursione sotto l'impatto (Matthews e Stein 1969: 723; Wang e Walker 1973: 587; Rack e Westbury 1974: 331).

Perciò si può affermare che la rigidità di tutto l'arto è condizionata sia dalla posizione iniziale dell'articolazione sia dall'ampiezza del movimento sviluppato durante l'arresto e anche che l'aumento dell'intensità dell'urto stesso, incrementando l'escursione, attiva una maggiore attenuazione. Per angoli di pochi gradi il rilassamento, ove possibile, contribuisce a una ulteriore riduzione della rigidità.

Nei confronti dell'attenuazione dei picchi di sollecitazione, che possono offendere il sistema muscolo-scheletrico, i contributi della postura del ginocchio e della cedevolezza dell'appoggio sono del tutto confrontabili. Ma è dimostrato che nella corsa l'aumento eccessivo del piegamento del ginocchio comporta un grande incremento del consumo d'ossigeno per aumentata azione dei muscoli e, conseguentemente, una riduzione dell'efficienza energetica del meccanismo deambulatorio. La soluzione ottimale dell'attenuazione è da ricercarsi, piuttosto, nell'impiego di suole di bassa rigidità, però senza esagerare.

Durante una corsa a 3.6 m/s, circa 13 km/h, in piano la componente verticale della velocità del piede nell'istante del contatto è mediamente 0.7 m/s e ciò qualifica l'intensità dell'impulso del primo contatto (Cavanagh, Valiant e Misevich 1984: 24). Dopo la generazione dell'urto s'innesca il transitorio d'oscillazione di tutto il corpo sulla gamba che lo sostiene. Il carico sull'arto, dovuto al rallentamento nella discesa verso il basso della parte superiore del corpo, cresce lentamente e giunge al valore massimo (≈ 1400 N) impiegando circa 100 ms; in questo

intervallo di tempo il solo piede ha già completato il suo ciclo di rallentamento e d'arresto (picco di ≈ 1100 N, raggiunto in 4.8-5.4 ms) (Dickinson, Cook e Leinhardt 1985: 415; Ker, Bennett, Alexander e Kester 1989: 191).

Quasi tutta l'energia d'urto liberata dall'arresto del piede è trasferita al capo utilizzando la banda delle basse frequenze. L'urto del piede è descritto da un impulso con uno spettro ad ampia banda con frequenze più alte quanto più è duro l'urto, cioè quanto più è rigida la superficie sotto il piede, ma le componenti dello spettro a frequenza più elevata sono filtrate ed eliminate nel passaggio attraverso il sistema biologico tallone-caviglia. Sopra la caviglia, nella parte distale della tibia, si è riscontrata la seguente ripartizione dell'energia: $\approx 80\%$ nella banda 0-15 Hz; $\approx 17\%$ nei 15-60 Hz; il resto entro i 100 Hz. Perciò la parte rappresentativa dell'energia d'urto, che viaggerà verso il capo, è tutta relegata nelle basse frequenze. Questo comportamento dipende ovviamente dalle proprietà biomeccaniche dell'estremità dell'arto. Misure d'impatto, condotte in vivo, indicano una rigidità tipica del sistema piede-caviglia di ≈ 150 kN/m, con velocità d'urto 1 m/s, che tende a crescere con la velocità dell'impatto (Valiant, Mc Mahon e Frederick 1987: 937; Kinoshita, Ogawa, Arimoto, Kuzuhara e Ikuta 1991: 527; Bobbert, Yeadon e Nigg 1992: 223; Aerts e De Clercq 1993: 449). La riduzione della rigidità del complesso della caviglia, rispetto a quella del solo tallone, dipende anche dal fatto che non vi è allineamento verticale tra l'astragalo e il calcagno. Di conseguenza la forza di contatto si trasferisce verso l'alto attivando un momento flettente che aumenta la deformabilità dell'articolazione sotto urto, riducendo la rigidità. Le misure del solo tallone forniscono valori di rigidità assai più elevati e dispersi nell'intervallo dei 900-1450 kN/m (Bennett e Ker 1990: 131; Aerts, Ker, De Clercq, Ilsley e Alexander 1995: 1299).

Anche la dissipazione energetica varia molto, infatti tutta l'estremità distale dell'arto raggiunge, in vivo, valori di 75%-95%, con medie di 80%-85%, mentre sul solo tallone si riscontrano valori limitati al 30%, misurabile in vitro (Jørgensen e Bojsen-Møller 1989: 294; Noe e Voto 1993: 23). Questi rilievi confermano che il piede, come smorzatore, non può essere rappresentato solo dal comportamento del tallone. Passando a considerare tutto il sistema distale dell'arto, fino a monte della caviglia, si assiste a un crollo dei valori della rigidità ($\approx 10 \rightarrow 1$) e a un incremento della dissipazione energetica ($\approx 1 \rightarrow 3$), rispetto alle prestazioni fornite dal solo tallone (Kerney e Hunter 1982: 753; Weiss, Kearney e Hunter 1986: 737).

Questi risultati sono molto importanti perché identificano nell'articolazione della caviglia un poderoso ma delicatissimo meccanismo ammortizzante, investito direttamente dall'impulso d'urto sempre nella sua massima intensità e difeso solo dal tampone del tallone. Il comportamento della caviglia, assieme a quello di tutta la gamba, è fondamentale perché, lasciando passare poca energia nelle frequenze superiori ai 15Hz, essa solleva la CV dall'incombenza di dover funzionare da robusto ammortizzatore antiurto. Ricordando che si attenuano facilmente solo le componenti dello spettro d'urto ad alta frequenza, e quali sono le frequenze proprie della CV (10-12 Hz), si deve concludere che l'estremità distale degli arti inferiori svolge un insostituibile servizio di sgravio dinamico della funzione della CV.

6.5.2 Situazione del tronco e del rachide

L'offesa dinamica generata a livello degli arti inferiori si propaga verso il capo coinvolgendo il tronco e, in modo particolare, la CV. Considerando che la frequenza media naturale d'oscillazione di transitorio di tutto il tronco umano è di ≈ 5 Hz, ne consegue che, alla presenza di una continua eccitazione dinamica sotto forma di piccoli urti ripetuti durante un turno lavorativo di 8 ore, si può giungere a ≈ 140.000 cicli di carico nelle sezioni vertebrali. Anche senza giungere a tali estremi si possono certamente produrre condizioni di sforzo ripetuto sufficienti a promuovere rimodellamenti adattativi-degenerativi di varia natura nei costituenti tessutali del rachide.

Nel caso degli urti, un buon ammortizzatore è un sistema capace di accumulare l'energia cinetica apportata dall'impulso d'urto, rilasciandola in tempi lunghi e quindi attenuandone il livello dell'intensità, oppure se è capace di escluderla dall'evento meccanico, degradandola e dissipandola sotto forma di calore. Ovviamente quando troppa energia cinetica-elastica è applicata su di una massa limitata di materiale, si produce la sua rottura.

Ogni volta che un materiale biologico è reclutato per svolgere la funzione di ammortizzatore due sono i punti salienti da verificare: quanta energia è in grado di accumulare per unità di volume, senza cedimenti tessutali repentini e nel tempo; quanta energia è dissipata in forma differente da quella meccanica, ritornando alla condizione non sollecitata.

Per un tessuto biologico, i limiti di assorbimento di energia di deformazione sono:

- collagene = 100 J/cm³;
- osso corticale = 1 J/cm³;
- cartilagine = 0.3 J/cm³.

Stimando tutto il volume di materiale assimilabile al cartilagineo presente in un rachide in circa 100 cm³, la massima energia potenziale elastica che può essere accumulata prima del danneggiamento negli spazi intervertebrali è di circa 30 Joule (Helliwell, Smeathers e Wright 1989: 187).

In realtà, il raggiungimento di tale valore per compressione assiale è spesso preceduto dal cedimento della parte anteriore del corpo vertebrale, per i noti motivi di strutturazione delle trabecole costituenti l'osso spongioso della vertebra stessa.

La capacità di accumulo energetico è modesta specie se pensiamo che Alexander (1984: 85) calcola in 40 J l'energia da dissipare per arrestare l'oscillazione di un corpo umano con massa di 70 kg durante il passo con deambulazione a 1.5 m/s. Già in tale situazione, non certo esasperata, la parte del corpo sopra al bacino non può essere gestita dalla sola CV e richiede l'intervento degli arti inferiori come ammortizzatore principale per ridurre l'impegno della CV. Nell'ipotesi di un efficace impiego degli arti inferiori, il disturbo dinamico che perviene a livello del bacino ha quasi tutto il contenuto energetico concentrato nella parte bassa dello spettro di frequenza e, nella sua trasmissione verso il capo, l'azione del tronco è in grado di attenuare solo i contributi della banda superiore ai 10-15 Hz, per i noti rapporti tra le frequenze.

In questa visione del fenomeno dell'attenuazione complessiva dell'impulso che viaggia dai piedi al capo, gli arti inferiori costituiscono il robusto ammortizzatore primario, che abbatte il contenuto energetico trasmesso sulle frequenze più elevate (> 15 Hz), mentre il tronco-rachide svolge solo una funzione gregaria di ulteriore attenuazione ma con capacità di carico limitata.

Nei soggetti fisiologicamente integri, le misure di trasmissibilità tra L4 e T2 confermano il seguente comportamento generale: deboli amplificazioni sotto i 3 Hz; amplificazione di risonanza (circa 2.0-2.6 volte) nella banda 3-13 Hz; attenuazione oltre i 15 Hz (dimezzamento a 25 Hz).

Nei soggetti affetti da patologie rachidee (discopatie, calcificazioni dei legamenti paraspinali, fusione delle articolazioni delle apofisi, scoliosi) evolventi nel senso di trasformare la CV in una struttura rigida, la legge di trasmissibilità è alterata da un aumento della f_n della CV che porta ad amplificazioni di circa due volte nella banda < 5 Hz, di una volta e mezzo nella banda dei 5-20 Hz e trasmissibilità ≈ 1 fino a 40 Hz (estremo dell'indagine). Praticamente scompare ogni possibilità di attenuazione e ciò è congruente con la previsione teorica che sposta oltre i 100 Hz la banda di frequenze attenuabili da un rachide con le articolazioni messe totalmente fuorigioco (Helliwell, Smeathers e Wright 1989: 187).

La riduzione d'attenuazione rachidea ha dei diretti riscontri clinici nell'atteggiamento locomotorio: infatti si riscontra spesso che i soggetti, colpiti da fusioni delle articolazioni della colonna, tendono spontaneamente a camminare a una velocità minore ($\approx 2/3$) di quelli fisiolo-

gicamente integri, anche in assenza di patologie negli arti inferiori. La riduzione della velocità deambulatoria ha l'indubbio scopo di minimizzare il picco d'accelerazione prodotto dal contatto del piede al suolo, consentendo così di limitare i problemi di mantenimento del bilanciamento del tronco (aggravati dalla rigidità rachidea), le sensazioni di disagio e dolore nella colonna e l'entità dell'impulso trasmesso al capo.

Anche un atteggiamento posturale molto tonico favorisce una trasmissibilità verso il capo superiore, rispetto a quella ottenibile nello stesso soggetto in posizione rilassata; ovviamente, la spiegazione è nell'irrigidimento articolare del sistema, con conseguente aumento della propria f_n ottenuto per effetto dell'incremento delle contrazioni muscolari, mutamento delle proprietà meccaniche dei tessuti e modifiche nei meccanismi dissipatori perché entrano in gioco anche le masse muscolari contratte.

6.5.3 Scheletro: via preferenziale degli impulsi dinamici

Fin qui si è parlato di velocità di urti e vibrazioni solo allo scopo di descriverne la legge temporale di variazione d'intensità. Però, trattandosi di carichi dinamici-impulsivi, è anche importante conoscere la loro velocità di propagazione come onde di sollecitazione lungo i segmenti corporei.

Si sa che gli impulsi di sollecitazione, essendo onde meccaniche come il suono, si trasmettono nei corpi con la stessa velocità che il suono avrebbe in quel materiale.

La velocità del suono, V_s , è fornita dalla espressione $V_s = (E/\rho)^{0.5}$ in cui:

E = modulo di elasticità del materiale tanto più elevato quanto più il materiale è rigido, espresso in MPa;

ρ = densità del materiale, espressa in kg/m^3 .

L'espressione afferma che gli impulsi delle sollecitazioni viaggiano tanto più velocemente quanto più il materiale è rigido e di bassa densità.

Da notare bene che in campo biomeccanico il parametro determinante ai fini della velocità di propagazione è sostanzialmente la rigidità E ; questo perché tutti tessuti biologici hanno una densità, ρ , pressoché eguale di circa 1 g/cm^3 , a parte l'osso compatto che ha valore di ρ tendente a 2 ma una rigidità E talmente elevata da renderla, in ogni modo, il fattore predominante.

Si distingue nettamente l'osso spongioso del corpo vertebrale. Infatti se proviamo a sostituire, nella espressione di V_s la formula che ne fornisce la rigidità: $E = 700 \rho_a^{1.91}$, scopriremo che V_s è direttamente proporzionale alla radice quadrata della densità (esattamente a: $\rho_a^{0.455} \approx \rho^{0.5}$) per cui l'osteoporosi riduce la velocità di propagazione dell'impulso di forza nella CV.

Queste conoscenze ci forniscono importanti informazioni per i seguenti motivi:

- la velocità di propagazione è assai maggiore nella corticale del corpo vertebrale che nella massa spongiosa alterando, specialmente nei giovani, il normale meccanismo di carico della vertebra;
- il carico statico sollecita l'interno del corpo vertebrale formato da osso spongioso mentre il carico impulsivo sollecita il guscio e può produrne la frattura diretta; lo spongioso, invece, è anche capace di arrestare il procedere della frattura, grazie alla mancanza di continuità fornita dagli spazi tra le trabecole;
- l'onda di sollecitazione transita dentro il corpo vertebrale scegliendo i percorsi a massima densità, di conseguenza nelle trabecole più mineralizzate e quindi più fragili;
- l'osteoporosi e tutti i fenomeni capaci di ridurre E , in particolare i danni residui da sovraccarichi precedenti, rallentano la trasmigrazione dell'onda di sollecitazione all'interno della vertebra e ne facilitano il cedimento. Non solo indeboliscono la struttura ma attaccano i siti alterati.

Ne consegue che nel corpo umano la via preferenziale di trasmissione delle sollecitazioni, sia statiche sia sotto forma di onde meccaniche, è sempre la struttura scheletrica dove si incanala la quasi totalità dell'energia cinetica inerente all'impulso dinamico, mentre quantità di energia assai minori interesseranno le parti molli.

Nei punti di discontinuità articolare, la sollecitazione abbandonerà lo scheletro e cercherà una via di trasmissione nel complesso dei muscoli e dei legamenti che controllano l'articolazione stessa, per poi riprendere la strada preferenziale nei tessuti più rigidi. Nel caso delle articolazioni tenute bloccate in stasi dall'equilibrio di muscoli agonisti e antagonisti, si apriranno vie preferenziali di trasmissione anche attraverso i mutui contatti statici delle cartilagini articolari. Questo meccanismo aumenta il rischio di danno cartilagineo articolare se si adotta una strategia di contrasto rigido e statico all'impulso.

Ancora una volta buona articolarietà e controllo posturale si rivelano gli strumenti più adeguati per difendersi dagli impulsi dinamici, specie se ripetuti o di generazione prevedibile.

Le velocità di trasmissione delle sollecitazioni sono diverse in funzione della struttura dell'elemento scheletrico. La velocità media di percorrenza dai talloni alla calotta cranica è di circa 220 m/s (800 km/h), ma lungo gli arti inferiori il valore è di 600 m/s (2200 km/h) a causa del rigido osso compatto della tibia e del femore. Nei dischi intervertebrali abbiamo il materiale fibro-cartilagineo, a rigidità minima, intercalato alle vertebre. Ne deriva una velocità di trasmissione dell'impulso nel rachide molto bassa, circa 90 m/s (320 km/h), la minima riscontrabile in tutta la struttura scheletrica. Un impulso di forza impiega circa 8 millisecondi per il tragitto tallone-calotta cranica ma, di questo tempo, ben il 75% è speso per il solo percorso a ostacoli della colonna vertebrale.

Inutile commentare quanto pericoloso sia lo stazionamento d'energia meccanica all'interno del rachide; infatti, se da una parte facilita tutti i fenomeni di dissipazione tessutale limitando l'ampiezza delle oscillazioni, dall'altra facilita anche la saturazione della ricettività energetica dei tessuti coinvolti. Tale comportamento, tendenzialmente autolesionista, può essere spiegato e motivato come un'estrema barriera d'attenuazione allo scopo di dissipazione tessutale, prima che l'onda di sollecitazione irrompa nell'encefalo.

6.5.4 Strategia del controllo della postura sotto carichi impulsivi

Nella camminata o nella corsa il soggetto che subisce l'effetto dell'impulso dinamico è anche chi lo produce quindi, almeno in parte, ne regola l'intensità e la caratterizzazione dinamica. Per questo motivo è lecito chiedersi se sia possibile minimizzare l'impulso che raggiunge il capo attraverso l'ottimizzazione dell'esecuzione dell'atto motorio, concepito come postura dinamica.

Il quesito è interessante perché è biomeccanicamente dimostrato che la frequenza del passo, scelta spontaneamente dagli atleti corridori, non corrisponde né ai minimi di consumo d'ossigeno e neppure all'ottimizzazione della frequenza cardiaca. Il ritmo preferenziale adottato non coincide neppure con le condizioni di minimizzazione del rapporto di trasmissibilità impulso al capo/ impulso al piede; infatti, generalmente, quest'ultima si realizza per un ritmo di frequenza inferiore a quella spontanea. Vari autori (Pozzo, Berthoz e Lefort 1989: 377, 1990: 97) dimostrano che le personali scelte dei ritmi deambulatori non sono affatto libere e risentono della necessità di garantire il mantenimento di certe priorità indispensabili per consentire l'efficienza del controllo posturale.

Tali fondamentali priorità sono state identificate in: stabilizzazione del campo visivo durante la corsa e disponibilità di un riferimento gravitativo stabile per creare una piattaforma inerziale per il sistema vestibolare. Quindi l'imperativo categorico è tenere la testa più ferma possibile, cioè farla oscillare alla frequenza più bassa possibile e alla minima ampiezza. E tali obiettivi sono ottenibili soltanto limitando a valori minimali le accelerazioni oscillatorie che il capo subisce.

Dato che la funzione di trasferimento dell'impulso dalle estremità inferiori al capo tiene conto di tutti i contributi energetici, il comportamento del tipo filtro passa-basso, assicurato dal corpo, ha come conseguenza che la trasmissibilità alle basse frequenze di tutto il sistema corporeo è quella che determina la frazione importante del disturbo che giunge al capo. Pertanto è ipotizzabile che il corpo agisca come filtro passa-basso variabile finalizzato a non fare superare al capo un certo livello d'accelerazione, operando sia sulla frequenza sia sull'ampiezza dello spostamento impresso al capo. La variabilità è necessaria per gestire la situazione di mutevolezza, concentrata negli arti inferiori. Il risultato può essere ottenuto mediante modificazioni della cinematica degli arti inferiori, che agiscono sia sui meccanismi di generazione dell'impulso (durata, intensità e contenuto spettrale) sia su quelli d'attenuazione (frequenze naturali proprie e smorzamenti tessutali).

È dimostrato sperimentalmente che se vogliamo ottenere il minimo d'accelerazione al capo conviene controllare la generazione dell'intensità dell'urto del piede e ridurre la componente normale al suolo della velocità del piede piuttosto che cercare attenuazioni lungo il percorso corporeo. Al capo giunge sempre il 15%-35% dell'accelerazione misurata alla caviglia; quindi conviene fare in modo che ci sia poca accelerazione alla caviglia.

Il comportamento del tronco sotto autoeccitazione dell'arto inferiore si presenta piuttosto complesso e lo riassumiamo in forma sintetica.

- L'aumento dell'angolo del ginocchio, impostato al momento dell'impatto, incrementa l'intensità dell'accelerazione misurata nel piede, descrivendo un impulso di durata inferiore e più ricco in componenti a elevata frequenza. L'aumento dell'angolo del ginocchio riduce la trasmissibilità verso l'alto assai più rapidamente di quanto si incrementa l'intensità dell'impulso generato, così si produce un effetto favorevole nei confronti dell'attenuazione dell'impulso che perviene al capo. Aumentare l'angolo del ginocchio protegge le articolazioni perché l'azione trasferisce una parte sostanziale degli sforzi dalle cartilagini articolari al sistema muscolo-tendineo.
- L'aumento della morbidezza della superficie posta sotto i piedi, suola della scarpa o piano d'appoggio, sposta l'impulso d'urto verso basse intensità, tempi di durata lunghi e contenuti spettrali con basse frequenze predominanti. Tale eccitazione si presta, per la sua natura costitutiva, a essere trasmessa verso il capo con minori attenuazioni ma è già molto ridotta in fase di generazione e quindi meno preoccupante.
- Un incremento della rigidità delle superfici di contatto aumenta l'intensità dell'impulso all'estremo inferiore dell'arto, riduce i suoi tempi di durata e sposta il contenuto energetico su frequenze più alte; questo favorisce l'attenuazione, nella trasmissibilità verso il capo, ma nel complesso aumenta il valore dell'impulso che raggiunge la sommità del corpo. Come nel caso della statica o della dinamica non impulsiva, anche in questo caso è fondamentale la gestione posturale che, adattandosi al caso, è da intendersi come sequenza cinematica di atti e non come puro assetto geometrico statico.
- La minimizzazione dell'impulso trasmesso al capo è inscindibile da una minimizzazione della sua generazione, ottenuta sviluppando una corretta sequenza cinematica degli arti inferiori. Inoltre tale cinematica risparmia la CV riducendone l'impegno in una gravosa funzione di sistema ammortizzante, con le conseguenze connesse.
- Tutte le funzioni svolte dalla CV, operando in ambienti inquinati da carichi impulsivi, sono azioni di sacrificio finalizzate a impedire o contenere i danni e i disagi. Le strutture e i tessuti rachidei non traggono alcun vantaggio dallo svolgimento delle funzioni descritte in questo capitolo, ma sviluppano solo situazioni che vanno da fonti di disagio fino all'innescio di patologie specifiche.
- I singoli impulsi possono anche essere sopportati, ma il fenomeno dell'attenuazione dinamica (smorzamento) non è una libera scelta fisiologica e, nella sua cieca irrinunciabilità

bilità, può porre i sistemi e i tessuti in perenne stato di sovraccarico energetico senza che abbiano valide difese eccetto, in parte, i muscoli.

- Le conseguenze più comuni provocate dai carichi impulsivi sulla CV sono riassumibili in: depressurizzazione dei dischi, erniazioni del piatto vertebrale, scollamento degli strati del disco, trasferimenti del carico pressorio dal centro alla periferia del disco, erniazioni postero-laterali, degrado della qualità del collagene del disco, lassismo dei legamenti, schiacciamento del corpo vertebrale, formazione di micro calli, danneggiamenti della cartilagine delle articolazioni apofisarie, alterazioni metaboliche del disco e delle cartilagini, instabilità articolare, generazione del BP.

Capitolo 7

Sintomatologia del BP meccanico-funzionale

La maggior parte dei disturbi che colpiscono la CV, circa il 97%-98%, è di natura meccanica e la lesione di ciascun componente tessutale dell'EF può compromettere la funzione dell'intero sistema.

Il nostro scopo è proporre una logica d'intervento basata sulla conoscenza della patogenesi meccanico-funzionale rachidea ben sapendo che, nonostante tutti i possibili meccanismi dell'insorgere del BP, rimane l'enorme problema della corretta diagnosi eziologica nel singolo caso specifico, indispensabile per la proposta del corretto intervento.

Quando si tratta di un BP di natura meccanica non accompagnato da palesi alterazioni tessutali, l'indagine clinica limita il suo contributo a escludere le altre cause d'origine, cosa d'altronde utilissima, piuttosto che dedicarsi all'individuazione della natura del problema meccanico specifico.

Una contrattura muscolare con relativo dolore può derivare da un semplice errore posturale come essere la manifestazione somatica di uno stress emotivo che realizza, con la generazione del dolore fisico, un trasferimento del conflitto psicologico che affligge il paziente. Un BP di origine posturale può derivare da situazioni occupazionali che obbligano ad assumere atteggiamenti antiergonomici oppure da abitudini o attività motorie proprie del soggetto su cui è possibile attuare un intervento più diretto; sensazioni algiche sono generate da protrusioni o erniazioni del disco che premono sui nervi oppure è l'innervazione dello strato più esterno del disco vertebrale o del periostio dell'osso vertebrale a fungere da recettore per la percezione del dolore.

Affronteremo la descrizione sintetica dei fondamentali sintomi tipici del BP, sviluppandola per distretti rachidei. Le metodiche di prevenzione e di trattamento dovranno venire in seguito costruite individualmente sul soggetto e affinate nelle differenti patologie.

7.1 Manifestazioni del Neck Pain (NP)

Il rachide cervicale è frequentemente soggetto a manifestazioni dolorose di origine meccanica conseguenti a sforzi derivanti dal soddisfacimento di alcune funzioni fondamentali e da errori comportamentali tra cui l'equilibrio statico-dinamico del capo e alterazioni posturali di capo, spalle e dorso poiché ogni sezione articolare cervicale è il fulcro di una leva di primo genere e i bracci di leva sono del tutto sfavorevoli nei confronti dei muscoli erettori spinali. Altre condizioni di rischio si verificano mantenendo nel tempo le contrazioni muscolari, con conseguente ischemia, stati di stress psicologici, di allerta e di attenzione, eccitazioni dinamiche ripetute, vibrazioni e scosse.

Un buon motivo biomeccanico per spiegare la generazione del NP è che tale distretto possiede i muscoli e i legamenti più deboli di tutto il rachide associati all'elevatissima motilità del capo e alla necessità posturale di mantenere l'orizzontalizzazione dello sguardo; ne segue il prodursi di frequenti fenomeni di usura tessutale concentrati particolarmente nel tratto C4-C7.

Se gli stessi movimenti eseguiti saltuariamente sono accettabili, la loro ripetizione prolungata può sviluppare fenomeni irritativi che, a livello muscolare, evolvono dalla sensazione di fastidio a quella di dolore costante presente anche a riposo. Il dolore che insorge in seguito a contrattura muscolare mantenuta nel tempo è molto diffuso in tutta la schiena ed è dovuto al fatto che quando un muscolo si mantiene contratto staticamente incrementa le sue necessità metaboliche e contemporaneamente tende a comprimere meccanicamente arterie e vene che ne alimentano i tessuti; così si determina un'insufficienza di afflusso o ritorno di sangue definito stato ischemico. Questo conduce alla generazione di dolore e all'instaurarsi di un circolo vizioso e l'elemento scatenante non è tanto l'intensità dello sforzo, anche se anticipa e aggrava il fenomeno, ma la situazione di mantenimento nel tempo. Nel rachide cervicale la contrattura muscolare può alterare anche i dischi che restano compressi inibendo il ricambio osmotico che è alla base del loro metabolismo.

Molti muscoli del collo hanno inserzioni nel periostio vertebrale per cui anche in tali aree si può sviluppare dolore a causa della continua trazione esercitata dalle fibre muscolari.

Il generico NP si presenta come fenomeno acuto oppure con insorgenza graduale e divenire cronico evolvendo da una sintomatologia modesta verso una sempre più ingravescente.

Nel caso dell'insorgenza acuta il soggetto denuncia un dolore improvviso e violento in un'area delimitata della nuca che inibisce il movimento di rotazione laterale del capo a cui si accompagnano talvolta anche nausea, vertigini, ronzio auricolare e modesto stato confusionale.

Nel caso dell'insorgenza graduale il dolore è sordo e diffuso, con fasi d'intensificazione in corrispondenza dei movimenti di estensione e di torsione del capo. Le fasi di attenuazione e di riacutizzazione si susseguono in modo imprevedibile e ciò è congruente con l'imprevedibilità della generazione degli sforzi in un sistema così dinamico; si alternano frequenti episodi di dolore intenso con lunghi periodi di manifestazione modesta o persino asintomatici.

Il NP cronico può estendersi dalla nuca alla fronte, dolore a elmetto, o anche ad altre parti del capo raggiungendo intensità invalidanti.

Nei meccanismi patomeccanici ricadono la sindrome cervico-occipitale, le cefalee muscolo-tensive o cervicalgie posturali, le alterazioni posturali, la cervico-brachialgia, il torcicollo, il colpo di frusta.

La sindrome cervico-occipitale o pseudoemigrania è caratterizzata da una sintomatologia dolorosa che coinvolge la nuca fino al capo; generalmente l'origine è da ischemia dei muscoli occipitali generata da un'eccessiva tensione che porta al blocco delle prime articolazioni rachidee in C1 e C2, accompagnata da infiammazione del nervo sub occipitale (Corno 2003).

Le cefalee muscolo-tensive o cervicalgie posturali sono da attribuire al meccanismo ischemico muscolare e si manifestano con un dolore sordo che coinvolge tutto il capo.

Le alterazioni posturali contribuiscono al meccanismo della patogenesi del NP e meritano qualche precisazione perché si tratta di un evento scatenante molto diffuso. Ad esempio l'ipercifosi dorsale aumenta la lordosi cervicale portando in estensione il collo, questo produce il restringimento del forame vertebrale con pericolo di azioni meccaniche dirette sui nervi, aumento del carico di compressione nelle articolazioni C4-C5 e C5-C6 e la possibile irritazione delle radici nervose presenti in tali siti; i dischi sono sottoposti a compressione e a energiche azioni di taglio e si deformano in modo viscoelastico portando in forte contrasto le cartilagini delle faccette articolari. L'ipercifosi dorsale inoltre produce accorciamenti critici nella muscolatura del dorso collegata al collo, quindi si altera anche l'equilibrio del complesso muscolare del cingolo scapolare e si favoriscono sintomatologie algiche della spalla. Riguardo alla tipologia dei sintomi, il dolore di origine posturale non fornisce valide indicazioni per il suo riconoscimento e infatti possono verificarsi fenomeni acuti, in occasione di eventi specifici, oppure fenomeni acuti che evolvono nel cronico, attenuandosi, oppure un lento sviluppo cronico inframmezzato da eventi acuti.

La cervico-brachialgia o nevralgia o sindrome cervico-brachiale è una particolare manifestazione del NP in cui appare anche un dolore diffuso esteso a uno o ambedue gli arti superiori;

il dolore è di varia intensità e manifestazione temporale, tende ad aggravarsi assumendo la posizione supina e a trarre sollievo con le mani dietro la nuca. È associata alla compressione delle radici dei nervi della regione cervicale; se dovuta ad artrosi, provoca sensazione di formicolio, se causata da ernia discale provoca dolore improvviso e molto violento.

Il torcicollo è dovuto alla contrazione del muscolo sternocleidomastoideo che, partendo dalla nuca e andandosi a inserire sullo sterno e sulla clavicola, induce la deviazione laterale e l'inclinazione del capo. La causa più frequente è la contrattura da sbalzo termico o per uno spiffero ma può essere conseguente a posture fisse prolungate, reumatismi, discopatie, infezioni virali, difetti visivi. Il colpo di frusta è un tipico evento traumatico generato da forze meccaniche di origine inerziale caratteristico degli incidenti in cui si producono elevate accelerazioni orizzontali per brevi periodi (Gullotta e Gambaretto 2003).

Nel caso di urto frontale, l'inerzia porta in avanti il rachide cervicale assieme al capo; la messa in trazione repentina dei legamenti e dei muscoli paravertebrali e flessori del capo produce un'intensa compressione del rachide stesso, seguita da ritorno per liberazione dell'energia elastica accumulata nei tessuti. Il colpo di frusta è caratterizzato da una forma sintomatologica precoce, in cui si manifestano cervicalgia, fragilità dei muscoli cervicali anteriori e posteriori, limitazione nella rotazione e nella flessione laterale, cefalea occipitale generalizzata ed emicrania e le sindromi si risolvono in un periodo di 1-3 mesi e da una forma sintomatologica tardiva, che permane per oltre 6 mesi in circa un terzo dei casi, costituita dai sintomi precedenti ma stabilizzati o aggravati, cui si aggiungono vertigini, nausea, ansietà, depressione e insonnia.

Il meccanismo traumatico più pericoloso è quello associato al tamponamento con urto in direzione postero-anteriore; l'effetto inerziale procura inizialmente lo spostamento posteriore del rachide e del capo con compressione della parte posteriore della CV. Le forze inerziali iperestendono il rachide cervicale, accumulando molta energia elastica nei suoi tessuti; quando l'effetto dinamico offensivo viene a cessare, la repentina mancanza del carico inerziale consente il ritorno elastico non controllato del capo. La fase dell'iperestensione può provocare lesione del legamento longitudinale anteriore, danni ai tessuti molli della parte anteriore della colonna, strappi muscolari con emorragie e i muscoli più frequentemente colpiti sono sternocleidomastoideo, scaleno e muscoli lunghi del collo. Se al momento dell'incidente il capo non è orientato nella direzione dell'urto, i danni sotto forma di strappi, allungamenti e lesioni parziali possono interessare qualsiasi legamento. In genere i danni tessutali diffusi producono strascichi dolorosi perduranti nel tempo e predisponenti all'artrosi cervicale e alle ernie. I casi di distorsione meno gravi provocano danni ai legamenti, contusioni nei tessuti delle strutture articolari, edemi locali e contratture muscolari da riflesso protettivo. Nei casi più gravi si giunge a rottura dei legamenti, fratture vertebrali ed erniazioni del disco.

La pericolosità dell'evento dipende dal fatto che la vittima è colta di sorpresa e meccanismi muscolari riflessi non sono in grado d'intervenire in tempo. Mentre una forte contrazione preventiva dei muscoli cervicali e l'orientamento del piano sagittale del corpo nella direzione dell'accelerazione costituiscono un'ottima difesa.

7.2 Dorsalgia

Il dolore riferito nella zona dorsale o toracica è il meno frequente e interessa solo il 10% circa dei casi di BP. Il motivo è da ricercarsi nel fatto che si tratta del distretto meno mobile della CV in quanto stabilizzato dalla gabbia toracica e quindi meno soggetto ad accumulare danni tessutali da fatica meccanica oppure a sviluppare eccessive deformazioni nel disco e nei legamenti posteriori.

Normalmente la manifestazione del BP toracico è acuta, localizzata, con irradiazione nella gabbia toracica e nello sterno. Tali sintomi hanno spesso origini extravertebrali, per cui è preziosa l'attenta valutazione del medico. Il dolore può manifestarsi in caso di patologie dell'età evolutiva quali il morbo di Scheuermann o alcune forme scoliotiche.

7.3 Manifestazioni del LBP

Il LBP può essere localizzato oppure irradiato a uno o ambedue arti inferiori fino al piede e si distingue in lombalgia acuta e lombalgia cronica.

La forma acuta è nota come colpo della strega, si palesa in modo violento in seguito a un movimento di estensione del tronco e la fase intensamente algica dura circa quindici giorni; è conseguenza di una trazione eccessiva delle fibre esterne dell'anello del disco e talvolta anche di compressioni delle articolazioni posteriori. Può accadere che il nucleo polposo, messo in compressione, si sposti dal centro e sfuggendo radialmente metta in trazione eccessiva le fibre periferiche dell'anello e del legamento longitudinale. I legamenti e il periostio, ricchi di nocicettori, scatenano la lombalgia acuta attivando anche una tipica contrattura muscolare antalgica d'intensità tale da bloccare la mobilità del soggetto.

La forma cronica successiva è caratterizzata da lenta evoluzione durante la quale non sono rari gli episodi di riacutizzazione; si sviluppa quando, per la riparazione tessutale parziale generalmente limitata alla tenuta della pressurizzazione discale, s'innesca un degrado della meccanica articolare che evolve in alterazioni permanenti della postura (postura antalgica).

Le alterazioni posturali si producono perché il soggetto colpito, con costanti azioni di contratture muscolari, tende a inibire il raggiungimento di quelle situazioni di interferenza tessutale locale che sono del tutto normali per i non affetti dalla patologia ma che, in questo caso, sono capaci di sviluppare lo sforzo sufficiente a produrre uno stimolo superiore alla soglia di dolore tollerata dal soggetto. Dovendo ottenere il risultato di trasferire le sollecitazioni tra siti differenti, questa

situazione non è mai simmetrica ed è normale che si produca una distorsione del tronco da un lato.

Il fenomeno della sciatalgia si produce per la conformazione anatomica del rachide lombare (Fig.7.1).

Il nervo sciatico è originato dall'unione dei nervi spinali da L4 a S3 le cui radici appartengono alla cauda equina contenuta nei 2/3 inferiori del rachide lombare; tali radici nervose entrano in rapporto con la parte posteriore dei dischi e con le superfici osteolegamentose che costituiscono le pareti dei forami di passaggio dei nervi tra il canale spinale e l'esterno. Il nervo sciatico risulta così imprigionato in strutture rigide e geometricamente molto limitate, risentendo delle molte occasioni che possono produrre restrizioni degli spazi a sua disposizione. Tra le più frequenti vi è il fenomeno dell'erniazione del disco L4-L5 o L5-S1. Il dolore sorge in modo acuto e s'irradia dalla CV ai glutei, alla parte posteriore della coscia, nel lato esterno della gamba, giungendo fino alle dita del piede (Corno 2001). L'atteggiamento antalgico porta a spostare il peso del corpo sulla gamba non colpita e la CV s'incurva verso il lato sano; in alternativa si può produrre uno spasmo difensivo che appiattisce e irrigidisce la curva lombare. La sciatalgia può anche essere provocata da stenosi del canale vertebrale, da stenosi dei fori di coniugazione oppure



Fig. 7.1

dovuta alla sindrome delle faccette articolari. In questo caso non vi è danno diretto al nervo sciatico ma il dolore è dovuto alla degenerazione o infiammazione dei tessuti delle articolazioni vertebrali. Un'altra causa di dolore è la compressione che il muscolo piriforme contratto esercita sul nervo sciatico nel passaggio dal grande forame ischiatico. È possibile differenziare tale tipo di sciatalgia, conosciuta anche come sindrome del piriforme, da quelle di diversa eziologia (Corno 2001).

Nella sindrome del piriforme il dolore origina dalla natica e nel movimento di intrarotazione passiva delle anche da supini; il tensionamento del piriforme accentua il dolore nella natica colpita, mentre l'extrarotazione lo attenua per detensionamento del muscolo.

Un quadro algico simile alla sciatalgia è chiamato sindrome del ramo dorsale lombare e può avvenire per irritazione meccanica del legamento interspinoso del muscolo multifido e dei tessuti delle articolazioni apofisarie; si presenta come un dolore profondo, sordo e invalidante, non associato all'esecuzione di particolari movimenti e avvertibile in zona dorsale e sulla superficie posterolaterale dell'arto inferiore.

7.4 LBP non specifico

Nel giovane, l'ipermobilità di un EF, associato a uno stato di ipomobilità negli altri EF lombari o dorsali, crea una situazione biomeccanica che genera dolore perché l'ipermobilità produce una riduzione della capacità dell'EF di contrastare o graduare il movimento sui piani sagittale e frontale. I segmenti ipermobili tendono nel tempo a stabilizzarsi sviluppando una degenerazione discale con fibrosi progressiva del disco e riduzione di altezza. Il collagene del disco si trasforma da tipo I a tipo III e offre minore resistenza meccanica alla trazione. Nel nucleo il collagene di tipo II si trasforma in collagene di tipo I producendo una massa disidratata e indurita; tale trasformazione è del tutto coerente con un tentativo di stabilizzazione dell'EF.

Sebbene questi cambiamenti non siano dei generatori diretti di dolore, le modificazioni dei dischi e delle articolazioni possono produrlo.

Questo tipo di LBP non specifico produce una lunga storia di eventi dolorosi di natura intermittente che inducono alla inattività; ma la conseguente riduzione dell'attività motoria provoca disturbi ancora maggiori rappresentati da sensazioni di blocco, impedimento del movimento e fitte di dolore. Il LBP non specifico si sviluppa attraverso differenti stadi che includono: pseudospondilosi, ipermobilità segmentaria e rimodellamento inteso come la modificazione che una struttura vivente subisce sotto l'effetto di sollecitazioni di varia natura.

Nello specifico, la pseudospondilolisi produce un incremento dell'ipermobilità segmentaria che si sviluppa attraverso due fasi: ipermobilità antero-posteriore e ipermobilità 3D che determinano una eccessiva deformazione dell'anello e dei legamenti e la compressione delle faccette.

Il dolore provocato da queste modificazioni può trarre origine da cambiamenti condropatici, sinoviti o irritazioni croniche del disco; in genere aumenta nel corso della giornata e la massima intensità si raggiunge per movimenti combinati in 3D di estensione, flessione laterale e rotazione di torsione verso lo stesso lato. Il dolore è localizzato più facilmente nel tratto lombare inferiore e può apparire sullo stesso lato della flessione o essere controlaterale, a seconda della superficie delle articolazioni apofisarie ove è sito il generatore di dolore.

Nei casi di irritazione nelle sinovie, il dolore è più frequente di sera e può aumentare nei movimenti accoppiati di estensione, flessione laterale e rotazione controlaterale, a causa della massimizzazione dello sforzo nella capsula e nei suoi tessuti di rivestimento interno (Sizer, Phelps e Matthijs 2001: 255). Eseguendo un movimento di estensione associato a una flessione laterale, se il dolore è controlaterale alla flessione, si può pensare all'esistenza di danni all'interno di un disco lombare inferiore. Se invece il dolore è percepito dallo stesso lato verso cui è rivolta la flessione, si può pensare a danni nelle sinovie, nella capsula dell'articolazione apofisaria nel lato della flessione, sempre nel tratto lombare inferiore.

Eseguendo un movimento di flessione associato con una flessione laterale, se il dolore è nello stesso lato della flessione si può pensare all'esistenza di danni all'interno di un disco probabilmente situato nel tratto lombare inferiore. Se invece il dolore è controlaterale alla flessione, si può pensare a danni nelle sinovie, nella capsula dell'articolazione apofisaria in zona controlaterale alla flessione, con maggiore probabilità nel tratto lombare inferiore (Sizer, Phelps e Matthijs 2001: 255).

Nei casi di sinoviti alle articolazioni apofisarie o di condropatie si può trarre beneficio dalle mobilizzazioni cicliche dell'EF dolorante accompagnate però anche dalla mobilizzazione degli EF ipomobili adiacenti, al fine di migliorare il movimento generale di tutto il tratto lombare. Per questo motivo le manipolazioni vertebrali dovrebbero essere sempre associate a esercizi di riequilibrio posturale (Martinelli 2011c).

Il dolore da irritazione cronica del disco è più facilmente provocato da una flessione del tronco e talvolta anche dall'estensione, senza però subire un significativo incremento sintomatico quando altri movimenti, accoppiati o combinati, sono aggiunti alla posizione flessa o estesa già esistente.

La flessione determina la sensazione dolorosa per la trazione dell'anello nella sua parte posteriore e del legamento PL mentre l'estensione determina la sensazione dolorosa per gli sforzi che si generano nelle zone danneggiate interne al disco e nelle fessure della parte posteriore dell'anello.

7.5 LBP specifico

L'iper mobilità e instabilità segmentaria e le degenerazioni progressive associate con lo sviluppo del LBP non specifico possono evolvere in una categoria di affezioni catalogate come LBP specifico (De Nicola 2005) che comprendono: spondilolistesi degenerativa, sindromi della compressione dinamica delle radici nervose, claudicazione neurogenica dinamica, sindromi della compressione statica delle radici nervose, claudicazione neurogenica statica.

La spondilolistesi è una manifestazione obiettiva dell'instabilità sul piano sagittale (Fig. 7.2, Fig. 7.3) e determina spostamento di una vertebra rispetto a un'altra; spesso causata da spondilolisi per eccessive sollecitazioni meccaniche, include la retrolistesi o instabilità traslatoria posteriore e l'antrolistesi, che rappresenta l'instabilità anteriore, accompagnata dalla patologia dell'articolazione apofisaria. Ogni dolore associato con la spondilolistesi degenerativa comprende sforzi nel disco e cambiamenti condropatici nei giunti apofisari. È una patologia multifattoriale cui si è predisposti geneticamente.

La stenosi, o riduzione dello spazio del canale midollare, sia congenita che acquisita, può predisporre allo sviluppo della compressione delle radici nervose con conseguente claudicazione neurogena e a degenerazioni discali e mutamenti nell'articolazione apofisaria, inclusi i restringimenti foraminali intervertebrali collegati ad associazioni alterate tra i due segmenti lombari (Fig. 7.3). La stenosi centrale comprende il canale spinale, la stenosi laterale interessa i recessi laterali o il forame intervertebrale. Nella stenosi statica, i segni clinici e i sintomi non cambiano pur mutando gli atteggiamenti posturali; la stenosi dinamica appare assai condizionata nei sintomi dai cambiamenti che avvengono nell'area della sezione del canale, soprattutto durante i movimenti di flessione ed estensione. Con il mutamento degenerativo articolare il legamento giallo subisce la riduzione dell'elastina in cambio di un aumento in collagene, a questo si associa un aumento di grasso nel canale posteriore e, durante l'estensione, si produce un rigonfiamento posteriore del disco che è accompagnato da un rigonfiamento anteriore del legamento giallo e dello strato di grasso. Questi due cambiamenti geometrici compromettono le aree della sezione del canale spinale, dei recessi laterali e del forame intervertebrale, facilitando la compressione dei tessuti neurali ivi compresi e quindi il dolore.

Una stenosi limitata a un livello articolare può non presentare problemi clinici, diversamente succede quando almeno due livelli risultano stenotici. La stenosi centrale su due livelli produce



Fig. 7.2

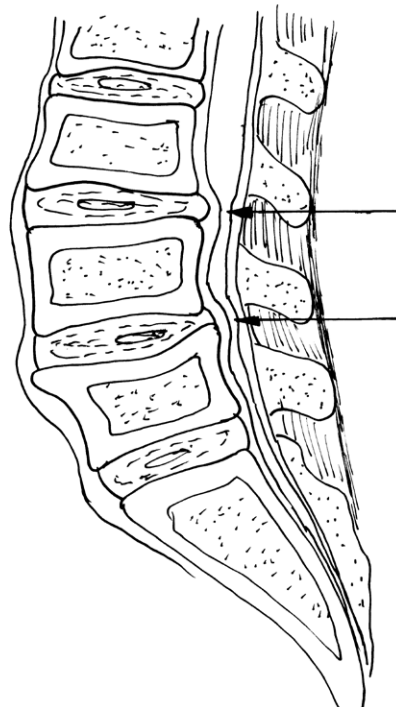


Fig. 7.3

una claudicatio neurogena intermittente, come il risultato di un ristagno venoso nel canale spinale ventrale in L3-L4 e L4-L5 ed essendo conseguenza di questa pressione può incrementare con la postura in piedi, la verticalizzazione con estensione e la camminata, mentre in genere diminuisce con la posizione seduta e la camminata eseguita con colonna lombare flessa.

La sindrome da compressione delle radici nervose deriva da una combinazione di una stenosi centrale a livello L4-L5 e da una stenosi foraminale, compromettenti le radici di L5 o S1.

La claudicazione neurogena dinamica intermittente e la sindrome da compressione delle radici nervose possono produrre sintomatologie alla periferia. La compressione produce l'irritazione chimica della radice del nervo, che diviene mecano sensibile, e i sintomi peggiorano con la camminata in discesa o stando in posizione supina mentre si riducono con la camminata in salita, pedalando o seduti in sdraio. Inoltre la compressione delle radici nervose o l'estensione del busto mantenute per lungo tempo possono produrre disturbi motori, sensori e nocicettivi.

Quanto sintetizzato ci porta a concludere che almeno per il momento gli strumenti biomeccanici disponibili alle Scienze Motorie Applicate risultano più efficienti se utilizzati per comprendere e contrastare le situazioni di rischio a scopo preventivo.

7.6 Strategia di approccio razionale al BP

Il fatto fondamentale da cui deriva la difficoltà della diagnosi del BP è che la criticità tessutale spesso sfugge alle attuali tecniche diagnostiche che rivelano alterazioni bioanatomiche che, però, alla verifica posteriore, dimostrano di non avere corrispondenze con la generazione del BP.

A causa della molteplicità e complessità dei meccanismi capaci di generare gli sforzi indesiderati nei punti critici, troverebbe giustificazione la prassi dell'approccio multidisciplinare del BP che vedrebbe interessate molte figure professionali della medicina tradizionale e altre di più recente comparsa che insieme dovrebbero essere capaci di collaborare. Invece nella realtà il

problema del BP non trova soluzione soddisfacente proprio per la mancanza di visione globale della situazione, per l'accanimento nel sostenere un determinato orientamento diagnostico-terapeutico piuttosto che un altro, per la mancanza di tempestività di intervento e perché spesso il trattamento si rivela settoriale e inefficace.

Così avviene che, nonostante le indicazioni delle linee guida, il soggetto affetto da BP raramente ha davanti a sé un chiaro itinerario diagnostico e terapeutico e il suo destino più frequente è quello di vagare tra le diverse specialità sperando in una congiuntura fortunata e risolutiva.

Inoltre le molte figure professionali che si occupano del problema BP creano disorientamento a scapito di un razionale approccio metodologico. Ad esempio, uno dei motivi che viene ipotizzato per la genesi del BP è lo stile sedentario della vita odierna per le ripercussioni negative nei riguardi delle funzioni metaboliche tessutali dei costituenti della CV. Nulla però sappiamo sulla diffusione del BP nelle classi operaie inglesi o tra i nostri contadini dell'Ottocento e riteniamo un po' bizzarro paragonarci con la situazione dei secoli passati, quando il corpo dell'uomo era usato come generatore di lavoro meccanico, spesso in condizioni estreme di sovraccarico fin dall'infanzia e in condizioni precarie di alimentazione. Se da un lato la sedentarietà offre il vantaggio di non esporre i costituenti della CV ai sicuri traumatismi derivanti dalla perseveranza di condizioni estreme di impiego, dall'altro sappiamo che un'attività fisica variata e non esasperata mantiene la piena efficienza e ci allena all'uso corretto del nostro corpo, mentre sottoporre il fisico a posture fisse prolungate e la ripetitività dei gesti professionali può produrre anche nei sedentari il rapido degrado funzionale dei sistemi e dei tessuti della CV.

Un altro aspetto da non sottovalutare è che oggi si tende a medicalizzare anche quei disturbi che in altri tempi erano accettati come facenti parte della quotidianità e che il sintomo dolore, parametro fondamentale del livello personale di tollerabilità nella percezione dello stimolo, può diventare una risposta psicologica a un disagio personale.

Oggi sappiamo che la vulnerabilità della CV è conseguenza delle sue 3 funzioni principali che mal si conciliano tra loro: sostenere il tronco di un bipede in un ambiente gravitazionale, proteggere il midollo spinale e i collegamenti del sistema nervoso centrale con la periferia e, contemporaneamente, consentire la totale mobilità di tutta la parte superiore del corpo. E sappiamo che il 97%-98% di tutti i casi di BP è di origine meccanica associata alla generazione locale di uno sforzo inteso come una forza riferita a una superficie di area unitaria per cui forze anche assai modeste ma agenti su superfici di area microscopica possono generare sforzi intensissimi; a questo si aggiunge il fatto che nella zona tessutale coinvolta dallo sforzo si crea o si era già creata in precedenza una situazione critica, e il BP è l'informazione da parte di CV e tessuti associati dell'esistenza di uno stato non più ottimale delle sue strutture sotto cimento. Le principali cause sarebbero posture e movimenti incongrui e scarsa forma fisica; dal punto di vista biomeccanico queste condizioni provocano contrazioni muscolari eccessive rispetto alle necessità contingenti, quindi forze e sforzi anomali, un'incapacità di reclutamento muscolare virtuoso e una gestione strategica del movimento alle quali spesso si aggiunge una menomazione delle proprietà biomeccaniche dei tessuti coinvolti, derivante da un ridotto o alterato apporto metabolico. La conclusione è che si genera uno stato di sforzo incompatibile con le proprietà meccaniche possedute dai tessuti nel momento considerato e il sintomo BP non è altro che la manifestazione ultima, di denuncia, dell'accumularsi di una quantità di eventi negativi che hanno interessato la CV e che nel tempo si sono biomeccanicamente strutturati.

Su questi presupposti si basa una razionale strategia a scopo preventivo, compensativo e post riabilitativo fornita dalle Scienze Motorie, una tipologia di intervento misconosciuta e frequentemente confusa con la terapia riabilitativa mentre, come descritto in questo libro, se ne differenzia portando una tipologia di approccio, di educazione e di allenamento funzionale che è originale rispetto a tutti gli altri trattamenti.

Capitolo 8

Postura e dolore

La postura umana è il risultato dell'interazione funzionale tra le componenti biomeccanica, neurofisiologica e psicomotoria dell'individuo che si evidenzia con gli atteggiamenti statici e dinamici dei segmenti corporei, variabili in relazione agli obiettivi da perseguire e agli stimoli dell'ambiente (Parodi e Martinelli 2008).

L'andamento delle curve rachidee è un elemento fondamentale di condizionamento degli aspetti strutturali e quindi anche della stabilità e del controllo posturale statico e dinamico e, poiché la modificazione del profilo dell'asse della CV sul piano sagittale è la conseguenza della gestione posturale, in patomeccanica rachidea è necessario lo studio del controllo posturale.

Se il rachide osservato sul piano frontale non è rettilineo, il suo asse è sviluppato nello spazio secondo una curva tridimensionale. Questo comporta un incremento delle probabilità di situazioni di rischio, indipendentemente dalla natura dei carichi agenti sulla CV e sui singoli EF coinvolti. L'esistenza di una curvatura tridimensionale rachidea può dipendere da un dimorfismo (scoliosi), ma più di frequente rappresenta un movimento di flessione laterale o torsione; pertanto l'assunzione di un assetto tridimensionale paramorfico è da considerarsi una situazione fisiologica e correlabile alla funzionalità del rachide.

L'atteggiamento posturale è fondamentale nel controllo delle sollecitazioni trasferite alla CV nella statica e soprattutto durante il movimento e il sollevamento di gravi. In mancanza di educazione posturale e motoria il rischio patomeccanico è in agguato ed è correlato alla quotidianità e agli errori comportamentali ripetuti più ancora che a un singolo evento traumatico.

8.1 Stabilità e instabilità della CV

La funzione strutturale svolta dalla CV permette il mantenimento della stabilità sotto carico; questo impedisce sia le alterazioni indesiderate dell'assetto posturale statico che quelle che si accompagnano a un'evoluzione programmata della postura durante l'esecuzione di un movimento.

Di seguito useremo il generico termine instabilità per indicare l'instabilità segmentaria rachidea, anche se la definizione più corretta sarebbe quella di ipermobilità segmentaria come conseguenza di una riduzione delle rigidità dell'EF a causa della degenerazione delle proprietà tessutali.

La condizione di stabilità o di instabilità può essere riconosciuta e valutata quantitativamente attraverso la conoscenza dei carichi agenti e la misura degli spostamenti che caratterizzano il comportamento motorio sotto sforzo. Il meccanismo che consente la stabilizzazione non è

banale, se consideriamo che la CV toraco-lombare isolata come reperto anatomico osteolegamentoso, sperimentata in vitro sotto compressione, diventa instabile (Crisco e Panjabi 1992: 793) appena il carico verticale supera i 20 N (Lucas e Bresler 1961). Persino il singolo tratto lombare diviene instabile a 90 N. Sappiamo però che, in vivo, la CV di una persona allenata è in grado di affrontare bene valori di compressione assiale superiori ai 6000 N. Nel caso del sollevamento pesi, gli atleti possono raggiungere picchi eccezionali di compressione assiale, quantificati in 18.000 N, senza instabilità o danneggiamenti.

Per una spiegazione qualitativa del fenomeno dell'instabilità è sufficiente una sintetica riflessione: il carico verticale è sorretto dal binomio vertebra e disco di sufficiente resistenza meccanica; oltre a ciò nelle articolazioni dei vari EF s'innescano delle contrapposizioni di momenti di forze che inducono tendenze alla rotazione e quindi all'instabilità. L'instabilità consente l'alterazione geometrica dell'EF, perciò determina l'incremento dei bracci di leva d'azione dei carichi e quindi anche la crescita dei momenti destabilizzanti. L'instabilità è combattuta richiedendo una maggiorazione dei momenti di contrasto che determinano automaticamente anche un aumento delle compressioni trasmesse all'articolazione. Per questo motivo il generarsi di una instabilità nell'EF è un possibile innesco del prodursi del danno tessutale e nel tempo si è sempre più affermato il concetto che esiste un collegamento diretto tra l'instabilità della CV lombare, l'eziologia dei disordini clinici e la manifestazione del LBP. Inoltre la richiesta improvvisa di garantire un'elevata stabilità può provocare eccessiva attività dei muscoli e sovraccarichi tessutali, con relativi danneggiamenti.

8.2 Rischi in caso di alterazioni posturali

Gli assetti posturali possono essere mutati a piacere, quindi il controllo della stabilità richiede necessariamente la produzione di forze non dipendenti dalle deformazioni elastiche dei sistemi di controllo passivi; pertanto il contributo stabilizzante dei sistemi passivi è per forza limitato ai piccoli squilibri mentre sono i muscoli che stabilizzano veramente la CV, perché sono i soli in grado di generare delle forze d'intensità indipendente dal loro grado di deformazione, come anche nel caso della PIA che contribuisce efficacemente alla stabilizzazione. Tutto il meccanismo di stabilizzazione è controllato dal sistema neurale. Il prodursi dell'instabilità, oltre a fare crescere le forze necessarie per contrastare i carichi agenti dall'esterno, ha come primo effetto quello di creare un disordine nella distribuzione locale degli sforzi e facilitare la produzione dei danni tessutali locali quali la cuneizzazione del disco, il trasferimento della compressione solo su alcune parti dei tessuti dell'anello e i contatti tra le faccette articolari.

Il danno tessutale è sempre collegato allo sforzo che supera la resistenza locale dei tessuti ma in questo caso il fenomeno può essere innescato da carichi non eccessivi in assoluto che però producono sforzi locali eccessivi per colpa di eventi associati all'instabilità.

La stabilità rachidea può essere misurata in vivo, monitorando i soggetti mentre compiono movimenti del tronco sotto sforzo come le flessioni estensioni, oppure operando in simulazione su modelli (Bergmark 1989: 1; Crisco e Panjabi 1992: 793).

Il potenziale di energia del sistema CV, espresso dalle relazioni costitutive del modello, consiste nella somma dell'energia accumulata nelle varie molle lineari (muscoli, tendini e legamenti) e in quelle torsionali (disco e legamenti), cui si sottrae il lavoro meccanico fatto dai carichi esterni (Parodi e Martinelli 2008).

8.3 Rischi nel movimento di sollevamento

Si possono confrontare i tre casi classici di sostegno e sollevamento di un grave del peso espresso in Newton (1 kg pesa 9,8 N, 10 Kg equivalgono a 98,1 N).

- A. Sostegno di un grave di 100 N, circa 10 Kg., a braccia tese in avanti (Fig. 8.1).
 B. Sollevamento da terra di 100 N a gambe tese e con flessione del busto (Fig. 8.2).
 C. Sollevamento da terra di 100 N a busto eretto e partendo con le gambe piegate e con il grave contenuto nello spazio tra le gambe (Fig. 8.3).

Nei 3 casi i muscoli dorsali (motore) agiscono con il modesto braccio di leva di 50 mm, mentre le posture assunte attribuiscono al peso sostenuto di 100 N bracci resistenti rispettivamente di 450 mm in A, 350 mm in B e 250 mm in C.

Considerando che il momento motore è uguale al momento resistente e che la forza nei muscoli dorsali è uguale a 100 per braccio di leva resistente in rapporto al braccio di leva motore, un calcolo



Fig. 8.1

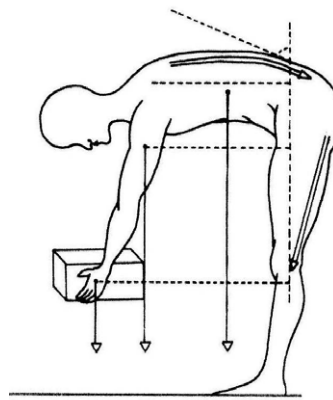


Fig. 8.2



Fig. 8.3

elementare di equilibrio dei momenti rispetto alla sezione lombare ci porta a concludere che:

- in A le forze attivate nei muscoli posteriori sono di 900 N
- in B le forze attivate nei muscoli posteriori sono di 700 N
- in C le forze attivate nei muscoli posteriori sono di 500 N.

Per il solo effetto del sollevamento, l'incremento della compressione nelle sezioni lombari della CV si può ipotizzare proporzionata a tali attivazioni; la vera situazione di carico della CV dipende, invece, da molti altri contributi taluni antagonisti tra loro.

Per la condizione C, se il carico da sollevare non trova posto tra le gambe e lo si pone oltre le ginocchia, si produce facilmente un braccio resistente di 600 mm. Questo stravolge la situazione, perché porta a sviluppare una compressione assai maggiore nel tratto lombare di circa 1200 N, contro gli ipotetici 250 N, quindi superiore alla situazione descritta in A.

Se si confrontano i consumi energetici metabolici per le posture di sollevamento B e C, la C richiede, rispetto alla B, una maggiorazione dal 20 al 50% per maggiore movimentazione del tronco al crescere della massa sollevata. Questo spiega benissimo perché, nel sollevamento spontaneo, si scelga la flessione del busto descritta in B che costa una fatica minima, rifiutando la soluzione a gambe piegate C per la quale si percepisce il maggiore dispendio energetico necessario.

In precedenza si è parlato dell'importanza dell'azione dei muscoli nelle funzioni di stabilizzazione e di mobilizzazione della CV. Purtroppo questo insostituibile sistema di controlli attivi presenta una grossa penalizzazione che consiste nelle modeste distanze, da 3 a 8 cm, che separano le rette di azione dei fasci muscolari dorsali dall'asse rachideo. Ne consegue che per sviluppare un dato momento, i muscoli devono sempre produrre forze notevoli e che quindi il contrasto del momento flettente anteriore è un problema biomeccanico.

Ogni qual volta il busto è sbilanciato avanti o si sostiene un peso, la CV è soggetta a un momento flettente che tende a produrre il movimento in avanti e, per evitarne la progressione, si richiede un'azione antagonistica di compensazione.

Il momento flettente motore, che agisce in ogni EF della CV, è pari al prodotto dell'intensità della forza squilibrante per la distanza che separa la sua retta d'azione, che nel caso di sollevamento di pesi è la verticale, dal centro dell'EF interessato.

In genere si considerano come sezioni di massimo interesse quelle lombari e in particolare gli EF L5-S1 o L3-L4 che, per la loro localizzazione inferiore, sono già gravati dal massimo peso corporeo. Il momento flettente, che rappresenta il carico agente, può assumere valori elevati non solo per l'entità delle forze in gioco ma anche per i grandi valori dei bracci di leva che si producono a causa della distanza della retta d'azione del carico dal centro dell'articolazione.

Dato che il disco L5 consente la rotazione in avanti, affinché il movimento del rachide non si sviluppi esso deve essere impedito dall'attivazione di opportuni fasci muscolari dorsali, che dovranno creare un momento stabilizzante di pari intensità e verso opposto a quello motore. I muscoli intrinseci del rachide dispongono di bracci di leva molto modesti, lunghi qualche centimetro, e di conseguenza il momento stabilizzante necessario può essere ottenuto solo generando sforzi muscolari molto elevati.

In questa situazione il disco lombare si comporta come il fulcro di una bilancia a braccia molto diseguali e, in condizioni di equilibrio statico, è caricato dalla compressione prodotta dalla somma di tre contributi:

- l'azione gravitaria, derivante dal sostegno della parte di massa corporea soprastante, comprensiva di peso ed eventuali contributi derivanti da attivazioni muscolari;
- il peso sollevato anteriormente;
- l'azione dei muscoli dorsali equilibratori.

Un'analisi elementare suggerisce che per sorreggere una massa di 10 kg con le braccia protese anteriormente come in A e tenendo conto dei vari assetti corporei possibili, nella bassa zona lombare si raggiungono forze di compressione dell'ordine di alcuni quintali-forza (kN).

Tali forze di compressione sono sicuramente elevate e confrontabili con i valori limite di resistenza a frattura dei corpi vertebrali e addirittura superandoli nel caso di soggetti anziani osteoporotici.

Quindi per mantenere tutto il sistema in equilibrio sull'appoggio dei piedi al suolo, non è possibile tenere grosse masse sporgenti in avanti. Un compenso si ottiene mediante aggiustamenti posturali vari tra cui il più comune prevede l'estensione del busto che limita la crescita del momento flettente anteriore e della risposta corrispondente dei muscoli dorsali, con effetto calmierante sulla compressione nei dischi lombari, anche se gravosa per le articolazioni posteriori.

8.4 Pressione intra addominale (PIA): generazione, proprietà e sua funzione strutturale

Nel sorreggere staticamente una massa oppure nell'atto di eseguire un sollevamento con movimento di estensione del rachide, si ritiene che un congruo contributo per ridurre la forza di compressione agente nel tratto lombare sia la generazione della PIA. Tale fenomeno è anche noto con le denominazioni di meccanismo riflesso dei muscoli del tronco o contributo del sistema pneumatico toraco-addominale (Pipino, De Giorgi, Gentile e Martucci 1995: 154; Parodi e Becchetti 1998). La Fig. 8.4 illustra lo schema generale del meccanismo di generazione della PIA: la parte anteriore del tronco, messa in pressione dalla contrazione dei muscoli addominali, esercita una distrazione sulla CV e genera un momento in estensione. Questo consente di ridurre lo sforzo di trazione richiesto ai muscoli erettori del tronco e, di conseguenza, diminuisce la compressione discale.

Negli anni Venti del secolo scorso si ipotizzò la riduzione delle forze di compressione lombari in seguito al prodursi della PIA nelle estensioni associate ai sollevamenti. Diversi ricercatori (Aspden 1987: 168; Thomson 1997: 271) hanno successivamente confermato tale modello interpretativo con i contributi delle loro ricerche.

I maggiori approfondimenti si devono a Morris, Lucas e Bresler (1961: 327) che hanno dimostrato come l'attivazione muscolare conseguente a una azione di sollevamento, produce

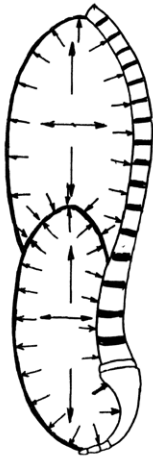


Fig. 8.4

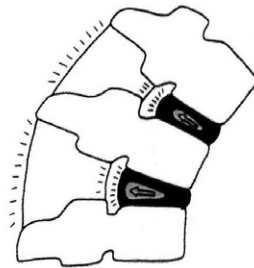
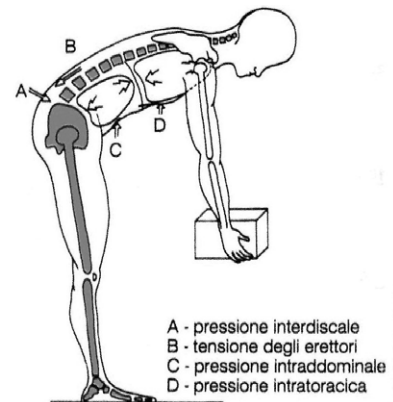


Fig. 8.5



A - pressione interdiscale
 B - tensione degli erettori
 C - pressione intraddominale
 D - pressione intratoracica

l'istintiva contrazione dei muscoli espiratori e in particolare degli addominali; a questa si associa la chiusura di tutti gli sfinteri e le cavità toracica e addominale si trasformano in due cilindri semirigidi pieni di aria, liquidi e materiale biologico semisolido in pressione. Tali cilindri si comportano come dei distrattori nel tratto pelvi-cingolo scapolare e, similmente a due martinetti idraulici uniti in serie, sono in grado di trasmettere direttamente al bacino parte dei carichi gravitari riducendo l'impegno della CV nella sua funzione strutturale.

L'azione dei muscoli intercostali e di quelli della cintura scapolare rende la gabbia toracica un complesso abbastanza rigido connesso al rachide e capace di trasmettere grandi forze specie quando si aumenta la pressione intratoracica eseguendo l'inspirazione. L'aumento dei carichi che agiscono dall'esterno costringe a incrementare la tensione dei muscoli erettori del tronco; ciò aumenta la rigidità della gabbia toracica e la compressione dei visceri nella cavità addominale.

Il disco L5 è compresso dalla forza dei muscoli estensori posteriori e dalle forze di origine gravitazionale quindi aumenta la pressione interdiscale, mentre l'altra forza generata come risultante dell'azione della PIA sul diaframma opera in contrapposizione (Fig. 8.5).

Inoltre le forze gravitarie generano un momento flettente anteriore mentre l'azione della PIA, che opera in distrazione e anteriormente alla CV, genera un momento in estensione antagonistico al precedente, riducendo l'intensità della forza richiesta ai muscoli estensori dorsali.

Il risultato finale di tale confronto è una riduzione del 50% della forza di compressione agente sulla colonna vertebrale nel basso tratto toracico e del 30% sul disco L5 (Morris, Lucas e Bresler 1961: 327). Inoltre la tensione esercitata dai muscoli spinali tende a dimezzarsi rispetto ai valori calcolati in assenza di tale contributo.

È doveroso evidenziare che l'azione della PIA è integrativa alla funzione strutturale e che non si ottiene gratuitamente perché comporta apnea assoluta, iperpressione intracranica, riduzione del ritorno venoso, riduzione del volume di sangue alveolare e aumento della pressione del liquido cefalo-rachidiano. Ne consegue che tale meccanismo è in grado di dare un contributo essenziale per il sollevamento sporadico di pesi considerevoli ma non è adatto ad attivazioni continue nel tempo come sorreggere i carichi fisiologici eccessivi tipo il sovrappeso ponderale o mal distribuiti durante la movimentazione di gravi; in questi casi infatti l'esistenza della soprastante massa del tronco attiva la tonicità muscolare e con essa è sempre esplicita una moderata azione coadiuvante della PIA e quindi, di fatto, sulla colonna lombare si esercita una forza di compressione inferiore al dovuto.

Un altro aspetto critico della PIA riguarda la lunghezza dei suoi tempi di attivazione: si tratta di un sistema lento e non in grado di adeguarsi in modo immediato ai rapidi mutamenti

delle condizioni esterne. Per questo motivo l'arresto di un peso in caduta oppure uno squilibrio posturale, come il cedimento di un appoggio del piede col corpo sotto carico, spesso non concedono il tempo necessario alla contrazione riflessa dei muscoli del tronco e le conseguenze meccaniche sono completamente trasferite alla struttura osteolegamentosa rachidea. Anche in queste situazioni, però, il mantenimento di un generale buon tono muscolare fornisce un continuo contributo positivo nella riduzione degli sforzi che agiscono sui tessuti dell'EF.

Quindi per impostare un efficace programma di allenamento, bisogna conoscere quali sono i muscoli maggiormente attivi nella produzione della PIA.

Gli studi di Bartelink (1957: 718) e di Cresswell, Grundström e Thorstensson (1992: 409) mediante indagini EMG svolte nella zona addominale durante il sollevamento hanno dimostrato:

- assenza di attività nel retto dell'addome;
- attività assai modesta nell'obliquo esterno;
- attività assai modesta nell'obliquo interno;
- intensa attivazione nell'addominale trasverso.

In conformità a ciò Daggfeldt e Thorstensson (1997: 1149) hanno potuto riesaminare il problema biomeccanico nella sua globalità, sviluppando una serie di modelli capaci di esprimere le differenti tipologie che possono presentarsi nel sistema unito cavità addominale più cassa toracica. Nel modello di Daggfeldt e Thorstensson le pareti costituenti la cavità addominale sono considerate simili a membrane che possono essere soggette a tensioni di trazione in direzione longitudinale e trasversale. Tali pareti sono fissate superiormente all'anello delle coste chiuso dal disco membranoso del diaframma e inferiormente a un piatto circolare che identifica le pelvi; le estremità superiori e inferiori sono unite da un'asta rappresentante la colonna. Sul diaframma agirà una forza spinta verso l'alto dovuta alla PIA. Il problema biomeccanico, però, consiste proprio nel fatto che la PIA è il prodotto dell'integrazione di tensioni variamente orientate e disposte su pareti addominali dalla geometria diversa; questo rende difficile la valutazione immediata dell'efficienza del meccanismo di contrazione sul fenomeno di scarico della colonna. L'efficienza dell'effetto della PIA incrementa con l'aumento dell'area della sezione trasversale della cavità addominale, quindi con le sezioni della gabbia toracica e della base pelvica.

Resta anche un altro problema la cui soluzione non è ancora del tutto chiara: nel sollevamento in estensione si ha generalmente un aumento della lordosi con correzione posturale di inclinazione del bacino e relativa riduzione dell'area d'appoggio addominale; questo fenomeno riduce il contributo fornito dalla PIA allo scarico lombare, ma aumenta il braccio di leva con cui agiscono i muscoli estensori posteriori il che consente una notevole riduzione delle forze esercitate e quindi favorisce la riduzione della forza di compressione lombare. Esaminando soggetti differenti, il consuntivo di tale bilancio non è chiaro e si pensa possa essere molto personalizzato.

In conclusione la forma della cavità addominale è un fattore certamente capace di influenzare il fenomeno della PIA, ma è sufficiente anche una sezione trasversale modesta per produrre, tramite la PIA, un'azione efficace di scarico della colonna lombare.

Dietrich, Kedzior e Zagrajck (1991: 19) hanno sviluppato un complesso modello numerico agli elementi finiti (FEM) che definisce il tratto T8-T11 come la zona delle massime tensioni raggiunte nelle fibre dei muscoli erettori e delle massime pressioni sviluppate nei nuclei dei dischi, e riconosce l'elevato stato di sollecitazione della sezione L5-S1.

Raschke, Martin e Chaffin (1996: 875) hanno eseguito rilievi EMG nella muscolatura di alcuni volontari mentre eseguivano esperimenti monitorizzati di sollevamento dinamico di masse di 15,3 e 24,7 kg. Lo studio sperimentale in vivo concorda che, al fine di produrre la PIA e assicurare congrue riduzioni della forza di compressione agente nel rachide lombare, è limitata l'attivazione delle fibre muscolari addominali a preminente orientamento verticale cioè dei retti addominali.

Thomson (1988: 817) ha condotto uno studio assai originale integrando l'approccio calcolistico, tipico dell'ingegneria dei recipienti in pressione, con i dati anatomici ricavati da TC addominali a livello di L3 eseguite su differenti soggetti. I suoi risultati evidenziano il contributo della forma e della sezione addominale nell'efficienza della produzione della PIA; in particolare risulta indicativo il rapporto tra la larghezza in proiezione frontale e il raggio di curvatura dei fianchi, rilevato nella sezione trasversa. Nello studio è stato introdotto il rapporto tra lo stato di tensione delle fibre dei vari muscoli addominali e il valore presente della PIA da cui ha ricavato un indice diretto del grado di attivazione delle differenti fibre muscolari addominali e un indice di efficienza del meccanismo di produzione della PIA da parte della contrazione dell'addominale trasverso, primo responsabile della sua produzione. Secondo Thomson lo stato tensionale del trasverso addominale varia fortemente lungo il contorno della cavità e raggiunge la tensione massima presso la cresta iliaca e quella minima in prossimità della colonna. La sua ricerca conferma i risultati di tutte quelle citate in precedenza, spiegando meglio i contributi dati dalle caratteristiche fisiche personali e ponendo in relazione diretta i valori della PIA con lo stato tensionale delle fibre muscolari addominali.

Per le modificazioni in gravidanza si rimanda al libro *Sviluppo del dolore rachideo in gravidanza mutamenti della biomeccanica rachidea, problematiche posturali, prevenzione e attività fisica* (Martinelli 2011d).

8.5 Stabilità, attivazione muscolare e sollecitazione articolare

Tutte le azioni muscolari che comprimono le articolazioni rachidee ne aumentano la stabilità e generalmente contribuiscono ad aumentare le rigidità dei tessuti passivi presenti nelle stesse articolazioni. Essi contribuiscono assai poco a fornire i momenti adatti per contrastare quelli prodotti dal carico esterno, ma sono importanti perché fondamentali nelle funzioni motorie che richiedono piccole forze muscolari e producono un efficace contrasto alle piccole perturbazioni.

I risultati della ricerca ci assicurano che la stabilità della CV tende ad aumentare nelle manovre che attivano forze che comprimono le articolazioni, mentre diminuisce con la bassa attività muscolare.

Durante lo svolgimento delle normali attività giornaliere è evidente la costante cocontrazione dei muscoli antagonisti: infatti la cocontrazione muscolare aumenta notevolmente in tutti i casi in cui si prepara un'azione motoria per la quale è sconosciuta l'entità delle forze muscolari necessarie. L'esercizio della cocontrazione, però, aumenta anche il carico di compressione articolare negli EF e la quantità d'energia necessaria per sviluppare il momento attivo necessario; quindi la più plausibile spiegazione è che l'aumento della cocontrazione sia indispensabile per garantire una sufficiente sicurezza, in stabilità, alla presenza di un'azione prevista da effettuare in condizioni ambientali mal quantificabili. La stabilità minima si riscontra sempre in assenza di attivazione muscolare e in tale situazione la stabilità dipende solo dall'azione dei tessuti passivi delle articolazioni e quindi è molto influenzabile da laschi e rilassamenti. Con il carico portato sulle braccia tese anteriormente, la stabilità è sempre bassa (Fig. 8.1).

Un'altra fondamentale riflessione è che al variare del momento attivo o col mutare della postura la CV non è capace di mantenere un fattore di sicurezza costante nei confronti della stabilità. Il fattore di sicurezza decresce sempre col diminuire del grado di attivazione dei muscoli.

L'instabilità può essere efficacemente contrastata dall'incremento dell'attività di tutti i muscoli brevi che avvolgono la CV. Interessando solo qualche vertebra, essi costituiscono dei sistemi chiusi e in equilibrio locale capaci di aumentare la rigidità a livello di uno specifico EF ma senza trasferire forze e quindi compressione verso il bacino.

Bergmarck (1989: 1) integra la rigidità articolare degli EF con l'azione dei muscoli intrinseci considerando il tutto un unico sistema di stabilizzazione locale. Nei suoi lavori mostra che, prima

del verificarsi dell'instabilità rachidea, esiste un limite superiore sulla possibile attivazione dei grandi muscoli dorsali in funzione di un dato livello di attivazione del sistema stabilizzante locale.

Il pericolo del manifestarsi dell'instabilità diminuisce con il crescere del carico perché aumenta il margine di sicurezza prodotto, ma aumenta anche il pericolo di grave danno tessutale se ciò si verifica. Le analisi citate spiegano come si può produrre il danno tessutale anche nelle attività che richiedono un basso livello di attivazione muscolare come nel caso di una momentanea perdita di stabilità, che si traduce in cambiamento di postura recuperabile prontamente fatto che provoca irritazione dei nocicettori del connettivo o irritazione di radici nervose. L'azione repentina eseguita per riacquistare la stabilità può produrre uno spasmo muscolare e danni da eccesso di sforzo sui tessuti. Parallelamente vi sono anche pericoli di compressione articolare eccessiva o mal distribuita e conseguente danno tessutale. Il sistema di controllo motorio attiva i piccoli muscoli intrinseci che attraversano i giunti articolari rachidei particolarmente instabili, in modo da contrastare le grandi deformazioni; mentre i grandi muscoli dorsali interessano contemporaneamente numerosi EF e non possono essere utili per questo tipo d'intervento mirato e anzi tendono ad aumentare l'effetto di flessione e l'instabilità.

Cholewicki e McGill (1996: 1), con indagini al video fluoroscopio, hanno individuato fenomeni d'instabilità limitati a un singolo livello articolare lombare dovuti a non appropriate attivazioni muscolari.

Partendo da queste basi è lecito formulare una ipotesi sull'eziologia del BP in associazione a fenomeni dovuti a mancanza di stabilità rachidea ai carichi minimi.

La successione potrebbe essere la seguente:

- in seguito a un qualsiasi trauma iniziale che produce dei danni tessutali si manifesta una diminuzione della rigidità dell'EF che provoca un aumento della zona neutra nel controllo della CV;
- il sistema del controllo nervoso centrale può compensare fino a un certo punto con cocontrazioni addizionali dei muscoli intrinseci, ma questo produce fatica muscolare e disagio crescente nel tempo;
- la muscolatura può anche essere insufficiente a fornire la necessaria rigidità all'EF a causa della sua inadeguatezza, danni ai nervi, danni muscolari e fatica e così la stabilità non è raggiunta o non si mantiene nel tempo.

Un'altra possibilità è che il soggetto possieda un sistema motorio che ripete metodicamente gli stessi errori nelle ciclicità quotidiane anche dei piccoli movimenti a scarico così che concentri sforzi o danni nello stesso sito tessutale.

8.6 Stabilizzazione della CV sotto carico simmetrico di compressione ed effetti della variabilità delle curve

Shirazi-Adl e Parnianpour (1993: 147, 1996: 26) hanno affrontato il problema dello studio della stabilità sotto compressione simmetrica, seguendo un approccio squisitamente biomeccanico che ha consentito alcuni sostanziali chiarimenti della problematica. Il principio ispiratore consiste nel rinunciare ad attribuire a priori a un dato componente il merito dell'intervento stabilizzante sulla CV, concentrandosi invece sulla evoluzione della meccanica degli effetti e traendo da essa le conclusioni conseguenti. Hanno operato in simulazione impiegando modelli della CV in grado di riprodurre il comportamento elastico che descrive la relazione tra carichi applicati e deformazioni conseguenti, tenendo anche conto del contributo dato dalla globalità della gabbia toracica. Le Fig. 8.6 e 8.7 illustrano il confronto tra i modelli di due colonne diverse: la Fig. 8.6 corrisponde al normotipo fisiologico A, mentre la Fig. 8.7 presenta le curve sagittali più accentuate della norma, B, (dorso

curvo, iperlordosi lombare) e anche un modesto atteggiamento scoliotico, cioè una mancanza di rettilineità nella proiezione sul piano frontale.

Sono stati applicati carichi gravitari simili a uno zaino aderente al dorso, distribuiti linearmente lungo l'asse rachideo nel rapporto di quattro a uno, da T1 a L5. L'azione di stabilizzazione è ottenuta mediante una distribuzione ottimizzata di coppie o momenti flettenti puri, diffusa da T1 a L5 e operante sul piano sagittale che simula, di fatto, l'azione dei muscoli intrinseci.

Lo sviluppo dello studio si basa sul postulato che esista una distribuzione ottimale di questi momenti applicati negli EF lungo la CV capace di stabilizzare il rachide toraco-lombare con un minimo d'incremento della compressione lombare. In seguito a questa attivazione la CV assume la capacità di sopportare carichi gravitari molto superiori a quelli cui è sottoposta per ragioni fisiologiche e di fare questo con deformazioni minime in irrigidimento. I carichi

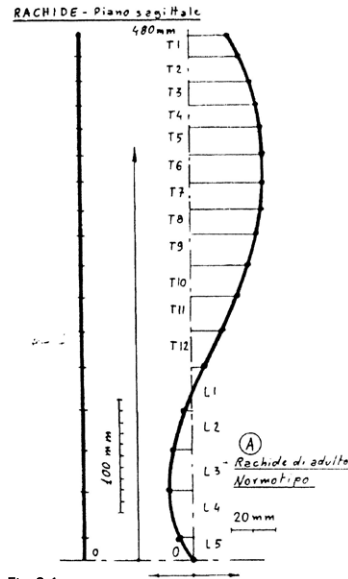


Fig. 8.6

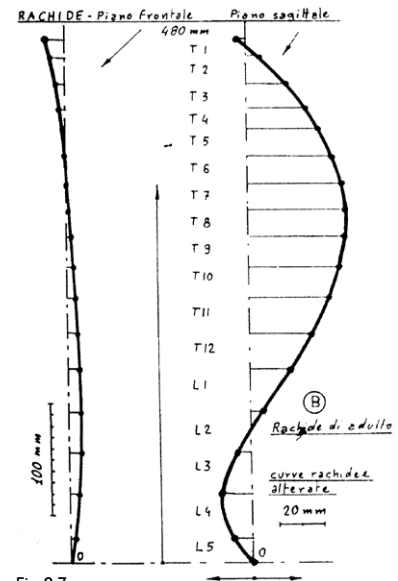


Fig. 8.7

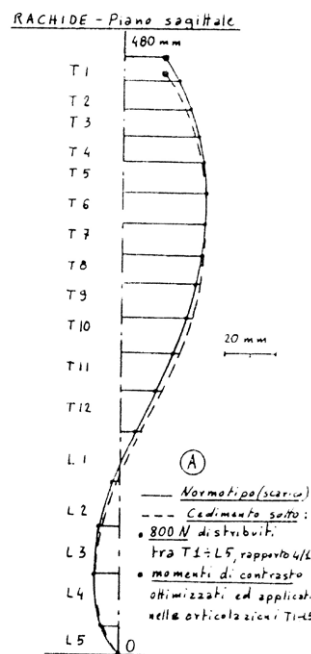


Fig. 8.8

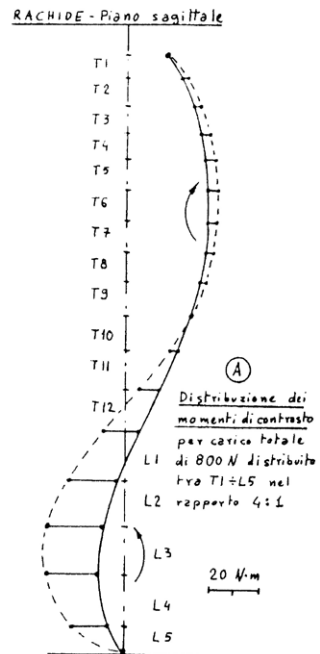


Fig. 8.9

applicati tra T1 e L5 producono non solo la compressione della CV ma, per la presenza della cifosi e della lordosi, anche dei momenti flettenti che promuovono la deformazione della CV sul piano sagittale. Questi momenti flettenti, di origine gravitaria, sono l'innescò dell'instabilità e devono essere contrastati dall'attivazione di opportuni momenti rachidei stabilizzanti ed eventualmente dalla rotazione pelvica. Le Fig. 8.8 e Fig. 8.9 illustrano una CV di tipo A con curve fisiologiche: nella Fig. 8.8 la CV di tipo A soggetta a carico di compressione di 800 N distribuito lungo il tratto T1-L5 nel rapporto decrescente di 4:1 subisce una modesta deformazione grazie all'attivazione ottimizzata di momenti di contrasto concentrati nelle sezioni articolari; nella Fig. 8.9 è illustrata la distribuzione nelle sezioni articolari dei momenti necessari all'irrigidimento della CV.

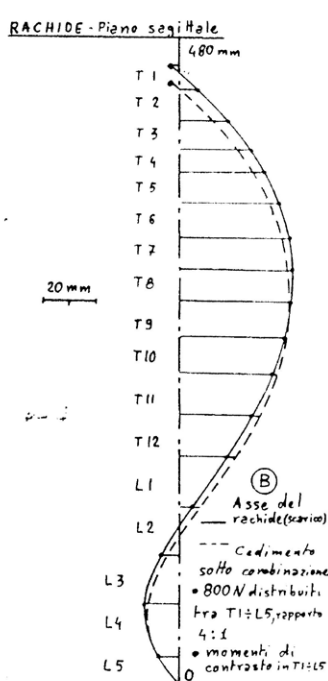


Fig. 8.10

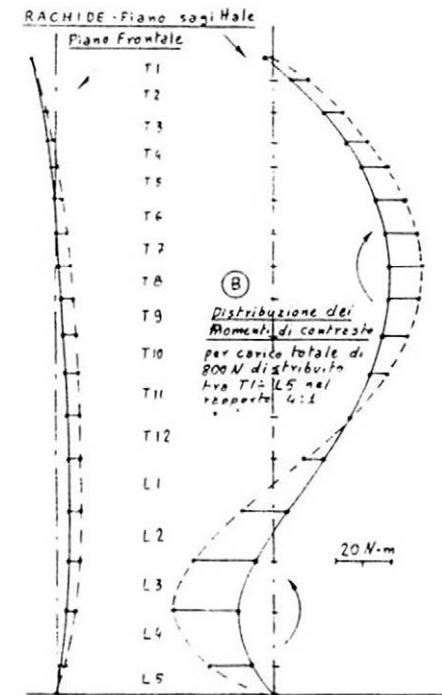


Fig. 8.11

Se immaginiamo di applicare il carico nei modelli di colonna A e B senza attivare alcun meccanismo stabilizzante, si manifesta una deformazione che evolve rapidamente in flessione anteriore. Nella Fig. 8.10 e Fig. 8.11 la CV di tipo B (con dorso curvo e iperlordosi lombare) è sottoposta a un carico di 60 N; nella Fig. 8.10 è illustrato l'andamento della CV di tipo B nella stessa condizione di carico contrastato del tipo A e si nota l'esistenza di un va-

lore critico prima che si attivi una deformata laterale, mentre nella Fig. 8.11 la distribuzione dell'intensità dei momenti di contrasto indica la necessità di valori superiori a quelli del caso del tipo A, specie nel tratto toracico del rachide si nota una relazione continua non lineare tra carichi e deformazioni a causa della piccola curvatura laterale esistente. Da questo si deduce che in presenza di curva scoliotica è necessaria anche un'attivazione sul piano frontale e, quindi, riducendo con un trattamento di riequilibrio posturale la componente sul piano frontale si favorisce in modo sostanziale la stabilità della CV sul piano frontale ma si deduce anche la pericolosità delle alterazioni posturali sul piano frontale per la stabilità della CV stessa.

Partendo dalla condizione di CV scarica e incrementando a poco a poco il carico compressivo agente lungo il rachide, si producono piccole deformazioni che possono essere annullate attivando progressivamente dei momenti flettenti puri, distribuiti lungo la colonna e agenti sul piano sagittale, a opera del complesso dei muscoli intrinseci del rachide. La correzione può essere aiutata dalla rotazione del bacino in retroversione che produce lo spostamento della CV sul piano sagittale con la conseguente riduzione dei momenti flettenti prodotti dal carico nelle sezioni articolari.

Con questo meccanismo d'intervento la rotazione pelvica svolge un compito molto importante ai fini stabilizzanti, anche se da sola è insufficiente (Gracovetsky 1988; Parnianpour, Shirazi-Adl, Hemami e Quesada 1994; Kroemer K., Kroemer H. e Kroemer-Elbert 1994: 291). In particolare Parnianpour e Shirazi-Adl hanno dimostrato che contrastare l'instabilità sul piano sagittale significa impedire l'aumento delle lordosi e della cifosi. In presenza di iperlordosi e ipercifosi, infatti, l'intensità dei momenti stabilizzanti che occorre attivare lungo la CV toracolumbare dipende da vari fattori: geometria del rachide, rigidità dei dischi e dei legamenti, spazi tra le faccette, intensità e modalità del carico, angolo del bacino, alterazioni patologiche o indotte chirurgicamente ecc. La rotazione pelvica controlla il posizionamento del centro di gravità della parte superiore del corpo e quindi l'entità dei momenti flettenti prodotti dal carico.

Ancora una volta è messa in luce l'importanza di una corretta strategia posturale rachidea quando ci si appresta a sostenere dei carichi o a sviluppare un movimento sotto sforzo. In

conclusione, si evidenzia che gli studi biomeccanici tendono a ridurre il peso del concetto di stabilità passiva del rachide e a esaltare l'importanza della funzione stabilizzante dei muscoli. Quindi se ne deduce che, attraverso piccole attivazioni muscolari locali, è possibile stabilizzare una colonna toraco-lombare verticalizzata e controbilanciare l'azione di un carico di compressione. Questo è uno degli insegnamenti basilari della Back School teorico-pratica del Metodo C.A.MO.[®] come illustrato nel prossimo Capitolo.

8.7 Stabilizzazione della CV sotto carico di compressione asimmetrico e in riferimento all'età

È sufficiente una piccola asimmetria posturale del tronco o trasportare un peso con una sola mano per sottoporre il rachide a carichi gravitari asimmetrici (Fig. 8.12).

Per rilevare l'importanza delle problematiche associate a tale situazione è sufficiente ricordare il dibattito relativo alle possibili conseguenze del trasporto su di una spalla di zaini scolastici, spesso di peso eccessivo se riferito alla massa corporea dei soggetti in età evolutiva. Nei bambini le strutture muscolari del tronco non sono ancora sufficientemente sviluppate per affrontare il contrasto diretto dei carichi asimmetrici, per cui si deve ricorrere alla strategia delle compensazioni posturali, attivando flessioni laterali della CV per ridurre il carico laterale squilibrante.

Per condurre una discussione didattica può essere sufficiente assumere il modello di Nemeth e Ohlsen (1986: 158) e di Bean, Chaffin e Schultz (1988: 59) che tiene conto dell'azione laterale di un unico carico verticale statico, come il sostegno di una valigia con una mano. Si baderà a contrastare il momento da questi generato a livello di L3 mediante l'attivazione di un numero assolutamente minimo di muscoli fondamentali, operanti nella sezione scelta del tronco.

Allo scopo di contrastare gli effetti dei carichi asimmetrici, una strategia comune è l'attivazione dei muscoli per la correzione posturale che consiste nel flettere lateralmente la CV in senso opposto all'azione dei carichi sostenuti. Si genera così un momento equilibratore attivato dal centro di massa del tronco che si sposta dalla mezzzeria. È un sistema passivo con bassissimo consumo di energia metabolica. Noone, Mazumdar, Ghista e Tansley (1993) hanno studiato in simulazione il problema nello specifico caso degli scolari molto giovani e, dopo aver verificato che tali soggetti presentano un'insufficiente capacità di contrazione muscolare, hanno individuato proprio nell'attivazione della flessione laterale l'unica azione di bilanciamento possibile per loro.

La flessione laterale da sola però non è in grado di contrastare completamente gli effetti dei carichi asimmetrici ma opera nel senso di ridurre parte dei momenti flettenti sbilanciati, limitando i bracci d'azione. In questo modo potrà diminuire l'intensità delle forze richieste ai muscoli: quindi la soluzione stabilizzante è una combinazione di contrazioni muscolari associata a una flessione laterale della colonna; quest'ultima è attivata da una rotazione del bacino sul piano frontale. In pratica si tratta di una inclinazione della CV unita a una flessione laterale.

L'aspetto interessante è che per mantenere verticale la testa, nel tratto cervicale si deve generare una coppia che riduce la flessione laterale della colonna senza però contribuire a incrementarne lo stato di compressione in L3. Questo è possibile perché l'intervento di correzione del capo è eseguito da muscoli intrinseci brevi che generano una coppia locale di momenti contrari priva di risultante esprimibile con una forza e quindi niente viene trasferito al bacino.

Sebbene si sia fatto riferimento a un modello semplice appare evidente che sono molti i fattori capaci di influire sulla conformazione geometrica della CV nella sua proiezione sul piano frontale. Il principale fattore condizionante consiste nel rapporto esistente tra carico di



Fig. 8.12

compressione e la rigidità flessionale del rachide, al quale segue il grado di inclinazione del bacino e infine il contributo dato per la verticalizzazione del capo.

La scelta del grado di ripartizione del bilanciamento tra l'azione dei muscoli e l'inclinazione della CV è una questione personale e di età. Infatti secondo Noone, Mazumdar, Ghista e Tansley (1993) i risultati forniti dal modello relativo alla struttura del rachide infantile indicano che soltanto per gli adulti è possibile esercitare una libera scelta posturale di ripartizione, mentre nei bambini la libera scelta d'inclinare lateralmente la CV è sempre condizionata; inoltre un adulto è in grado di sopportare un carico asimmetrico di 100 N senza ricorrere ad alcuna flessione laterale compensativa, mentre il bambino ha un'impossibilità oggettiva di realizzare il bilanciamento strutturale ricorrendo alla sola attivazione muscolare anche applicando un carico asimmetrico di soli 40 N. Nei bambini c'è necessità di sviluppare una compensazione posturale ottenuta flettendo la CV sul piano frontale; questo comporta un rischio per la salute del rachide in accrescimento perché una deformazione della colonna sul piano frontale implica rotazioni relative tra le vertebre associate a traslazioni laterali e a rotazioni vertebrali attorno al locale asse verticale e si viene a definire una deformata tridimensionale simile a quella indotta dal fenomeno scoliotico.

Sebbene l'analisi condotta suggerisca forti similitudini tra gli atteggiamenti di compensazione spontaneamente assunti dai giovanissimi e quelli tipici scoliotici, non ci sono sufficienti elementi per azzardare correlazioni di causa-effetto tra detti atteggiamenti. Infatti tutti i ragazzi sono interessati dal fenomeno compensativo descritto ma, all'inizio della pubertà, solo il 14% di loro presenta curve scoliotiche misurabili e solo una frazione di queste svilupperà nel futuro una evoluzione scoliotica significativa.

Oggi siamo in grado di spiegare questi fenomeni e di educare i bambini a prendere coscienza della propria postura, dei compensi che devono mettere in atto e di come contrastare il carico asimmetrico in modo da non subirlo passivamente; possiamo anche insegnare a ridurre il peso dello zainetto, a riempirlo in modo corretto, a sollevarlo da terra senza farsi male alla schiena e a capire i vantaggi di trasportarlo su tutte e due le spalle e non su una soltanto.

Per i ragazzi sotto i 10 anni di età è però sempre consigliabile non superare valori di qualche chilogrammo nel trasporto asimmetrico se non per brevissimi periodi e con frequenti sostituzioni dell'arto interessato al trasporto.

Anche carichi bilanciati sul piano frontale, tipo zaino o carico distribuito su due borse sostenute con maniglie, saranno però sempre sbilanciati sul piano sagittale e possono influenzare le curve di lordosi e cifosi anche se sono meno pericolosi perché, come risulta dall'analisi condotta, il rachide sul piano sagittale è di gran lunga meglio attrezzato per operare efficienti compensazioni.

In conclusione le considerazioni biomeccaniche individuano alcuni punti fermi:

- il piano sagittale è quello che presenta la principale instabilità della struttura osteolegamentosa rachidea in compressione;
- la strategia principale della compensazione dei carichi gravitari in postura verticale consiste nella creazione di una distribuzione di momenti sul profilo rachideo, prodotti da molteplici microattivazioni muscolari intrinseche;
- la stabilizzazione sul piano frontale, sotto carichi asimmetrici, richiede un'attivazione macroscopica delle fibre muscolari del tronco;
- tale meccanismo può, e nei soggetti molto giovani deve, essere integrato dalla flessione laterale della colonna con le conseguenze descritte;
- un qualsiasi carico asimmetrico, rispetto al piano sagittale cardinale, determina uno stato di sollecitazione 3D della CV, per cui sono sempre presenti le flessioni sui piani sagittale e frontale e la torsione attorno all'asse verticale.

Capitolo 9

Prevenzione del BP di origine meccanica

9.1 La scuola della schiena (Back School-BS)

Nel 1713, osservando i movimenti e la postura degli scrivani, il medico e scrittore Bernardino Ramazzini ipotizza quali possono essere le cause del sintomo doloroso allora denominato crampo degli scrivani e scrive: «[...] sono rischiosi certi movimenti violenti e irregolari o certe posizioni non naturali del corpo, a cagione dei quali la struttura naturale della macchina vitale è così compromessa che ne possono derivare gradualmente malattie rilevanti».

Oggi sappiamo che i fattori meccanici responsabili nella genesi del dolore rachideo sono da ricercare nelle posture statiche prolungate, nei sollevamenti e spostamenti di gravi, nei movimenti frequenti di flessione e torsione del busto e nelle vibrazioni meccaniche; a questi si aggiungono sesso, età, condizioni fisiche e psicosociali, caratteristiche antropometriche, fattori traumatici, infiammatori, metabolici.

Di seguito riportiamo i pareri di alcuni autorevoli esponenti nazionali e internazionali riguardo alla necessità della prevenzione del BP attraverso di un serio approccio che comprenda anche educazione, movimento, riconoscimento e modificazione delle situazioni di rischio.

The conceptual basis for formation of a Back School for low-back pain victims includes understanding the relationship of pain to increased mechanical stress. Existing research data were organized into four lessons to be given to back pain victims in the form of group education. Anatomy and physiology form the basis for practical applications in the conduct of physical activities» (Zachrisson Forssell 1981).

By measurements of intradiscal pressure in vitro, the hydrostatic properties of the nucleus pulposus of normal lumbar intervertebral disc were proven. The hydrodynamic properties seem to exist also in the somewhat degenerated disc, but not in the more severely deranged ones. Intravitaly-performed measurements of disc pressure over the last 20 years in more than 100 individuals have demonstrated how the load on the lumbar disc varies with the position of the subject's body and during the performance of various tasks, both in standing and in sitting. Compared with the pressure or load in the upright standing position, reclining reduces the pressure by 50-80%, while unsupported sitting increases the load by 40%, forward leaning and weight lifting by more than 100%, and the position of forward flexion and rotation by 400%. Large augmentations in pressure were also observed in subjects performing various commonly prescribed strengthening exercises (Nachemson A.L. 1981).

Ecco un'ulteriore conferma di quanto da tempo va affermando Nachemson e che di recente hanno confermato le linee guida per la lombalgia degli anglosassoni e degli svedesi. Non si tratta

tanto di fare qualcosa di specifico per la lombalgia, quanto di far fare qualcosa al lombalgico. In sostanza, lo studio conferma l'utilità di due dei tre punti fermi della presa in carico del lombalgico: la rassicurazione psicologica, ottenuta grazie al contatto esauriente e autorevole del sanitario e l'esercizio moderato, ma continuo e non sgradevole. È probabile che il terzo punto fermo, i consigli su una vita sana e sugli aspetti ergonomici elementari della gestione del rachide, vengano inseriti opportunamente nel corso dei ripetuti incontri. E rassicurazione psicologica, moderata attività fisica e saggia gestione della schiena sono i cardini dell'insegnamento delle Back School, che, nonostante le critiche e le difficoltà di gestione, mi ostino a considerare come il passo avanti più importante fatto nel campo del trattamento delle lombalgie negli ultimi cinquanta anni (Boccardi S. in GSS news, 2006, commento all'articolo *Efficacia di esercizi di rafforzamento dinamici eseguiti in un centro e di un allenamento a domicilio in donne con lombalgia cronica* di Bentsen, Lindgärde e Manthorpe 1997: 1494).

I risultati dell'intervento chirurgico a medio e lungo termine, come giustamente sottolinea l'autore, dipendono più dalle indicazioni che dalla tecnica chirurgica attuata. Tali risultati sono estremamente soddisfacenti a breve e medio termine (80%-95%), ma a lungo termine tendono a deteriorarsi, particolarmente per quanto riguarda la componente lombare del dolore. Tuttavia un analogo deterioramento sembra verificarsi anche per i pazienti trattati conservativamente. Ciò significa che nel futuro di un paziente con ernia discale vi è spesso una sintomatologia dolorosa lombare occasionale, ricorrente o continua, sia che venga operato sia che venga attuato un trattamento conservativo (Postacchini F. in GSS news, 2006, commento all'articolo *Macro e microdiscectomia per ernia del disco lombare* di McCulloch 1996).

Le patologie a genesi non infiammatoria, né neoplastica, né dismetabolica del rachidee e raggruppate in seno alla nosologia corrente con l'aggettivo 'degenerative', fanno registrare nelle statistiche di tutti i Paesi una diffusa e crescente prevalenza. Le maggiori carenze si riscontrano sul piano della prevenzione che, alla luce delle recenti acquisizioni scientifiche ed esperienze nel nostro settore e in altri Paesi, merita invece di essere considerata non solo concretamente possibile ma anche indiscutibilmente efficace. Tuttavia non deve esaurirsi in un torrente di parole tortuose o, quanto peggio, nei consueti inutili proclami, ma deve dominare ed orientare fin dall'inizio tutti gli atti e i comportamenti nei fatti. Essa si articola a tutto campo, dalla progettazione antropocentrica delle condizioni, degli strumenti e degli oggetti di vita e di lavoro, all'informazione sanitaria dei cittadini intesi anche come protagonisti dei processi produttivi e dei servizi, affinché sappiano, attraverso conoscenze corrette, gestire il proprio corpo verso obiettivi di salute. E quand'anche questi tipi di disturbi giungessero ad affliggerci, sono ancora molte le cose che possiamo fare per ridurre o fugare le sofferenze: purché si sappia, purché si voglia, in modo duraturo, purché si operi lungo percorsi corretti e solidamente sperimentati (Grieco A., presentazione del libro di E. Martinelli, 1993).

La BS nasce come programma educativo di prevenzione e cura del paziente lombalgico per ridurre l'uso di farmaci e le giornate di assenza dal lavoro. Si basa su analisi biomeccaniche ed ergonomiche delle posture, dei movimenti e gesti lavorativi che comportano un maggior impiego del rachide allo scopo di studiare, sulla base della postura abituale del soggetto, l'impegno muscolare, la valutazione dei carichi nelle diverse fasi di un movimento o nel mantenimento delle posture fisse prolungate. Questa fase preliminare e il successivo inquadramento diagnostico e terapeutico dovrebbero prevedere un approccio multidisciplinare con contributi di bioingegneri, fisiatristi, medici del lavoro, ortopedici, radiologi, epidemiologi, igienisti, industrial designers ecc. al fine di individuare le condizioni di rischio di BP e definire le adeguate indicazioni sulle strategie preventive e compensative per ridurre il danno che ne consegue.

La prima esperienza europea di BS è da attribuire alla svedese Mariane Zachrisson-Forssell (Zachrisson 1980) che organizzò i primi corsi a Stoccolma nel 1969. Il suo metodo venne adottato

rapidamente anche in USA, Gran Bretagna e Australia in sostituzione delle precedenti metodiche fisioterapiche nel trattamento del LBP. Il corso si basava su consigli ergonomici risultanti dagli studi condotti nello stesso periodo dalla scuola di Alf Nachemson, con lo scopo di educare il paziente-lavoratore ad aver cura della propria schiena, evitando posizioni dannose e imparando posizioni di scarico da attuare al termine di giornate lavorative particolarmente faticose.

Gli unici esercizi proposti erano rivolti all'irrobustimento addominale per lo sviluppo di un corsetto muscolare di sostegno utile alla produzione della PIA e quindi per ridurre il carico gravante sui dischi, lo sforzo dei muscoli dorsali e la spesa metabolica necessaria nel sollevamento di gravi.

Negli anni a venire le esperienze di BS si sono moltiplicate mantenendo per lungo tempo una tipologia ripetitiva con programmi soprattutto teorici e una parte pratica piuttosto limitata e l'attenzione rivolta soltanto al rachide lombosacrale.

In Italia la BS per il trattamento del BP viene adottata a partire dagli anni Ottanta da alcuni servizi pubblici di recupero e rieducazione. All'Università Sapienza di Roma la BS faceva riferimento a quella canadese di Hall (Hall 1980: 66) e si basava su un indirizzo educativo con 4 lezioni in 2 giorni consecutivi e l'alternanza di 4 docenti differenti (Postacchini 1984).

Altre esperienze sono state condotte a Torino, Bra, Senigallia, Trieste e il comune denominatore era la caratteristica organizzativa con un numero di sedute variabili da 8 a 11 e un massimo di 10 partecipanti; il 30% del corso era destinato alla teoria per la quale si utilizzavano audiovisivi come supporto didattico e il 70% alla pratica. Quasi tutte le scuole distribuirono opuscoli contenenti le nozioni illustrate durante il corso e immagini esplicative anche di BS straniera.

Nel giugno 1985 nasce l'Unità di Ricerca Ergonomia della Postura e del Movimento EPM (Unità di Ricerca EPM 1989) come un'unità di ricerca multidisciplinare rivolta allo studio ergonomico delle posture e del movimento, della fisiopatologia e della clinica delle malattie dell'apparato locomotore per la prevenzione dei rischi e dei danni connessi con condizioni di rischio lavorativo. A tal fine EPM ha svolto fin dall'inizio intensa attività di ricerca scientifica, formazione, informazione ed educazione sanitaria. Il fondatore Antonio Grieco chiamò a far parte dell'équipe anche la figura del professionista in Scienze Motorie, per le sue precipue caratteristiche di educatore e di esperto del movimento. Elena Martinelli fu collaboratrice per circa 10 anni. Le prime indicazioni generali per l'applicazione degli studi di EPM ai programmi analgesici delle Scienze Motorie e la metodica integrata di BS teorico-pratica, in seguito codificata nel metodo C.A.MO.[®], sono descritte nel libro *Come prevenire e curare il mal di schiena* a cui rimandiamo per la vasta gamma di esercizi, circa 180, da effettuare a domicilio (Martinelli 1993, 2011a).

Rispetto a quanto è avvenuto in altri Paesi le BS italiane presentano alcune caratteristiche peculiari nella strutturazione dei corsi: infatti è presente una parte pratica con indirizzo riabilitativo anche individualizzato, il protocollo prevede in media 10 incontri con un massimo di 10 partecipanti, è attuato un trattamento del rachide in toto ed è previsto l'utilizzo di mezzi audiovisivi e la distribuzione di opuscoli riassuntivi.

In tutto il mondo esistono oggi migliaia di programmi differenti di BS e una grande varietà di operatori che li interpretano in maniera del tutto personale. Verifiche di efficacia di alcune BS codificate sono presenti da alcuni anni nella bibliografia internazionale (Parodi e Martinelli 2008).

9.1.1 Ruolo dell'Ergonomia e suo contributo nei programmi di BS

Il termine «ergonomia» deriva dal greco *ergon*, lavoro, e *nomos*, legge. L'ergonomia oggi si identifica con Human Factor Engineering. Il termine è stato usato per la prima volta da Wojciech Jastrzębowski in un giornale polacco nel 1857 e ripreso nel 1949 in Gran Bretagna dallo psicologo H.F.H. Murrell che diede al termine il significato attuale. Egli propose un approccio progettuale che coinvolgeva studiosi di varie discipline (psicologi, fisiologi, ingegneri, medici e antropologi) al fine di tutelare la sicurezza e la salute e di promuovere il benessere delle

persone sul lavoro, oltre a linee guida nel design di prodotti, servizi o ambienti rispondenti alle necessità dell'utente; fondò la prima Società Nazionale di Ergonomia. Nel 1961 videro la luce la International Ergonomics Association (I.E.A.) e la Società Italiana di Ergonomia (S.I.E.), quest'ultima fondata dal Prof. Antonio Grieco, con sede a Milano presso la Clinica del Lavoro, la prima al mondo fondata nel 1906 da Luigi Devoto al quale è intitolata. A San Diego nel 2000 la I.E.A. ha approvato la seguente definizione di ergonomia:

Ergonomics (or Human Factors) is the scientific discipline concerned with the understanding of the interactions among human and other elements of a system, and the profession that applies theory, principles, data and methods to design in order to optimize human well-being and overall system performance.

Quindi l'ergonomia è quella scienza che si occupa dell'interazione tra gli elementi di un sistema, umani e d'altro tipo, e la funzione per cui vengono progettati; e studia la relazione tra due soggetti, il lavoratore e il suo lavoro, con l'obiettivo della salute per il primo e dell'efficienza per l'altro. L'ergonomia supporta l'azione progettuale per ottenere l'adattamento del lavoro alle necessità dell'uomo e l'adattamento dell'uomo alle richieste del proprio posto di lavoro, e i fruitori sono i lavoratori che a loro volta orientano i progettisti. L'ergonomia richiede dunque un approccio multidisciplinare e occorre interdisciplinarietà per affrontare l'obiettivo progettuale ergonomico (Unità di Ricerca EPM 1989). L'adattamento delle condizioni lavorative alle esigenze dell'uomo in rapporto alle sue caratteristiche e attività si ottiene attraverso l'analisi, la valutazione e la progettazione di sistemi semplici o complessi.

Si definisce ergonomia correttiva quando lo scopo è adattare meglio la persona al lavoro, e ergonomia progettuale quando lo scopo è adattare il lavoro e gli arredi all'uomo.

L'ergonomia si serve di principi scientifici medici, psicologici ecc. e ingegneristici (tecnologie, materiali, metodi di misura e analisi, modelli, simulazioni di sistemi ecc.) anche per migliorare la salute, l'efficienza e la qualità del movimento usato durante le mansioni lavorative.

L'ergonomia ha allargato il proprio campo di applicazione in funzione dei cambiamenti che sono sopravvenuti nella domanda di salute e di benessere. L'obiettivo attuale è quello di contribuire alla progettazione di oggetti, servizi, ambienti di vita e di lavoro che rispettino i limiti dell'uomo e ne potenzino le capacità operative. Gli studi effettuati dai ricercatori di varie discipline producono norme e linee guida, ovvero un insieme di indicazioni pratiche condivise, catalogate e organizzate che pongono indicazioni da rispettare in ogni luogo di lavoro e che sono una componente fondamentale dei protocolli di applicazione della BS.

9.1.2 Rachialgie e BS

Le affezioni da sovraccarico della CV e degli arti superiori sono di frequente riscontro presso molteplici collettività lavorative dell'industria, dell'agricoltura e del terziario; in termini di sofferenza e di costi economici e sociali indotti esse rappresentano uno dei principali problemi di salute e di adattamento nel mondo del lavoro. I trasferimenti manuali di gravi, l'esposizione a vibrazioni trasmesse a tutto il corpo, le posture erette o sedute fisse e prolungate, i movimenti ripetitivi con e senza uso di forza o attrezzi sono tra le principali condizioni di rischio lavorativo per l'apparato locomotore e si ritrovano nei più svariati contesti di lavoro, da quelli tradizionali a quelli tecnicamente avanzati.

L'incertezza sul beneficio apportato dalle diverse terapie e i costi crescenti per il trattamento del BP richiamano l'attenzione di governi e compagnie assicurative. Così avviene che l'ente committente affida il mandato a una commissione, che si occuperà dell'analisi della letteratura, della revisione dei risultati e della verifica dell'efficacia per procedere alla stesura della classi-

ficazione e dei protocolli operativi o linee guida che pongono indicazioni anche sull'utilità dei trattamenti delle rachialgie, in particolare nel LBP acuto e cronico.

Nel 1990 l'Unione Europea ha emanato una specifica direttiva, n. 269/90, che è stata recepita in Italia all'interno del Decreto Legislativo 626/94 Titolo V, poi sostituito dal D.Lgs. 81/08; le indicazioni di maggior applicazione riguardano gli elementi di rischio nel sollevamento manuale di un grave che sono dovuti a caratteristiche dei carichi, posizioni di sollevamento, sforzi fisici eccessivi; in base a ciò vengono fornite regole generali sulle modalità corrette di movimentazione di gravi in ambienti lavorativi e consigli per evitare danni alla schiena, così riassumibili:

- evitare di sollevare o appoggiare oggetti a terra o sopra l'altezza della testa;
- evitare il movimento di flessione del busto a gambe tese;
- evitare di torcere il tronco soprattutto in flessione e di tenere il carico lontano dal corpo.

Se si deve sollevare un oggetto pesante da terra bisogna: piegarsi a gambe divaricate e busto eretto (Fig. 9.1, Fig. 9.2), portare l'oggetto vicino al corpo, tenere un piede più avanti dell'altro per avere più equilibrio, appoggiare il carico sul ginocchio avanti, portarlo al petto e raddrizzarsi. In ogni caso bisogna contrarre l'addome soprattutto nella prima fase del sollevamento.

Tabella 9.1

Maschi

tutta la giornata: 18 kg
1 volta ogni 5 minuti: 15 kg
1 volta ogni minuto: 12 kg
2 volte al minuto: 6 kg

La Legge Italiana specifica i seguenti valori di riferimento per quanto riguarda il sollevamento occasionale di pesi:
kg. 30: maschi adulti
kg. 20: maschi adolescenti

Si raccomanda di non sollevare manualmente da soli pesi superiori ai valori limite.

Tabella 9.2

Femmine

tutta la giornata: 12 kg
1 volta ogni 5 minuti: 10 kg
1 volta ogni minuto: 8 kg
2 volte al minuto: 4 kg

La legge italiana specifica i seguenti valori di riferimento per quanto riguarda il sollevamento occasionale di pesi:
kg. 20: femmine adulte
kg. 15: femmine adolescenti

Si raccomanda di non sollevare manualmente da soli pesi superiori ai valori limite.

Se si devono spostare oggetti pesanti bisogna: avvicinare l'oggetto al corpo; spingere l'oggetto facendolo scivolare sul piano d'appoggio.

Per la movimentazione di un degente: far uso di adeguati ausili, imbragatura per pazienti non collaboranti e uso di carrozzina; non afferrare il paziente sotto le ascelle, non flettere la schiena tenendo gli arti inferiori dritti; non spostare il paziente da soli, meglio essere sempre in due o in quattro se il paziente è pesante.

Organizzare la movimentazione di gravi durante la giornata: non concentrare in brevi periodi tutte le attività di movimentazione ma diluire i periodi di lavoro di movimentazione manuale durante la giornata alternandoli con altri lavori leggeri, riducendo così la frequenza di sollevamento e creando periodi di recupero. Nella Tab. 9.1 e Tab. 9.2 si riporta il peso massimo sollevabile e le frequenze di sollevamento da EPM mod.

9.1.3 BS nei luoghi di lavoro: posture fisse prolungate

Baristi, camerieri, parrucchieri, impiegati, chirurghi, addetti alle catene di montaggio ecc. hanno una postura fissa in piedi o seduta, spesso mantenuta per lunghi periodi, a volte scorretta e con poche possibilità di cambiamento. Questi lavori sono spesso associati a movimenti

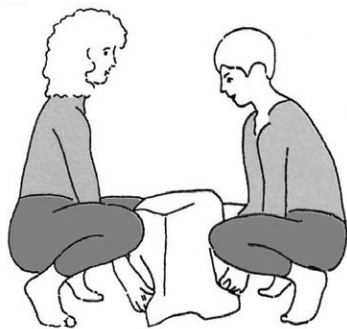


Fig. 9.1



Fig. 9.2



Fig. 9.3

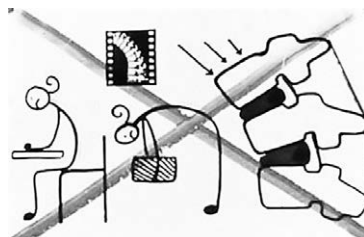


Fig. 9.4

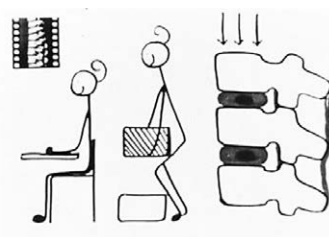


Fig. 9.5



Fig. 9.6

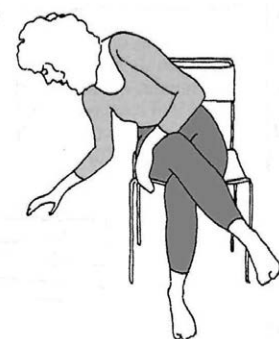


Fig. 9.7

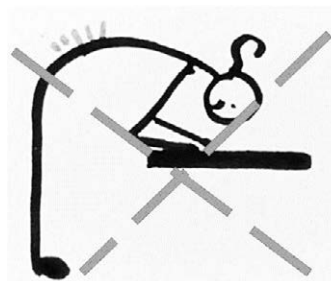


Fig. 9.8



Fig. 9.9



Fig. 9.10



Fig. 9.11



Fig. 9.12

ripetitivi degli arti superiori. I principali disturbi che possono comparire, noti come Sindromi Biomeccaniche Posturali, sono: formicolii alle mani, perdita di sensibilità, perdita di forza e dolore agli arti superiori; affaticamento, dolore, rigidità al collo, alle spalle e alla schiena, vertigini e nausea; affaticamento agli arti inferiori, gonfiore e ristagno venoso.

Alcune regole generali per evitare danni alla schiena sono riassunte nelle Fig. 9.3, Fig. 9.4, Fig. 9.5.

La sedia dovrebbe essere comoda e imbottita, regolabile in altezza in modo che gli angoli coscia-bacino e coscia-gamba risultino di 90°, essere provvista di schienale almeno fino all'altezza delle scapole (40-45 cm), con supporto lombare e inclinabile indietro non oltre i 110-120 gradi, girevole per evitare movimenti di torsione e torso-flessione del busto e con ruote per facilitare piccoli spostamenti; utili i braccioli perché appoggiando le braccia si scarica la CV (Fig. 9.6, Fig. 9.7).

Per i lavori da seduti, il piano di lavoro dovrebbe essere non troppo alto (Fig. 9.3), avere un'altezza che permetta di accavallare le gambe e di appoggiare gli avambracci senza cifotizzare troppo il dorso e una profondità che permetta di allungare le gambe e di avere una corretta distanza visiva dal computer. Il piano di lavoro deve essere capiente per utilizzare gli strumenti necessari al lavoro, documenti, telefono, mouse e, al bisogno, deve poter essere inclinato tipo leggio per evitare o ridurre il mantenimento del capo flesso. In generale bisogna evitare di rimanere seduti troppo a lungo e 50-60 minuti continuamente possono essere mal tollerati; è consigliabile cambiare posizione e alzarsi muovendo il collo, le spalle e la schiena e facendo alcuni movimenti di allungamento muscolare.

Per i lavori in piedi sono utili le seguenti raccomandazioni: il piano di lavoro non deve essere troppo basso o profondo per non dover mantenere il busto flesso o sbilanciare il busto avanti (Fig. 9.8); per i lavori in alto usare scale e panchetti per evitare di iperestendere la CV e tenere il busto eretto; utilizzare scale e panchetti e appoggiarvi alternativamente un piede per rilasciare il muscolo ileo psoas e impedire l'iperlordosi (Fig. 9.9, Fig. 9.10); per pulire il pavimento scegliere scope con manici lunghi (Fig. 9.11, Fig. 9.12) (Martinelli 1993-2011).

Per le lunghe permanenze in piedi i tacchi non dovrebbero superare i 4 cm ed è preferibile utilizzare calzature con suola comoda che accoglie agevolmente la pianta del piede; in ogni caso abituarsi a retrarre l'addome e contrarre leggermente i glutei per dare sostegno del rachide lombare. È sempre consigliabile una breve pausa ogni ora di lavoro, cambiare posizione ed effettuare alcuni movimenti di compenso ed esercizi di allungamento muscolare (Raimondi, Marcelli, Martinelli, Bizzarri e Prosperini 2005: 29).

9.1.4 BS nei luoghi di lavoro: esposizione professionale a vibrazioni

Le vibrazioni sono oscillazioni meccaniche generate da onde di pressione che si trasmettono attraverso corpi solidi. Le vibrazioni sono caratterizzate da altri 3 parametri strettamente connessi tra loro: ampiezza dello spostamento, velocità e accelerazione.

In base agli effetti fisiopatologici sull'uomo dovuti all'uso di mezzi meccanici tipo cingolati, ruspe, martelli pneumatici ecc., le vibrazioni vengono suddivise in tre principali bande di frequenza: bassa frequenza da 0 a 2 Hz, media frequenza da 2 a 20 Hz, alta frequenza oltre 20-30 Hz.

I fenomeni vibratorii in attività lavorative sono considerati un rischio di BP, come descritto nel Capitolo sesto, e il decreto legislativo del 19 agosto 2005 n. 187, art. 3 comma 1 e 2 definisce i valori limite di esposizione e valori di azione con la seguente suddivisione:

1. per vibrazioni trasmesse al sistema mano-braccio, il valore limite di esposizione giornaliero, normalizzato a un periodo di riferimento di 8 ore, è fissato a 5 m/s² (0.5 g);
2. per vibrazioni trasmesse al corpo intero, il valore limite di esposizione giornaliero, normalizzato a un periodo di riferimento di 8 ore, è fissato a 1,15 m/s² (0.115 g).

A riguardo citiamo il progetto europeo Vibrisks (2002-2008), coordinato per l'Italia dalla Scuola di Specializzazione in Medicina del Lavoro della Università degli Studi di Trieste alla

quale abbiamo partecipato per lo studio e la messa a punto di un protocollo di prevenzione primaria e secondaria.

Gli obiettivi primari del progetto erano di studiare i danni prodotti dalle vibrazioni al sistema mano-braccio (HTV) e al sistema corpo-intero (WBV), definire un modello predittivo del carico sul rachide derivante dalla combinazione della posizione del corpo e dell'esposizione a WBV, evidenziare le relazioni esistenti tra esposizione a WBV e comparsa di sintomatologia dolorosa e disturbi al rachide; gli obiettivi secondari erano di scoprire se la costante esposizione a WBV contribuisce alla comparsa di danni alla CV o all'incremento di sindromi dolorose e all'incremento di disturbi già esistenti, in particolare discopatie al fine di istituire procedure predittive per proteggere i lavoratori dei settori interessati e la messa a punto di protocolli preventivi e compensativi. Infine sono state definite le procedure comuni da adottare per la tutela della salute dei lavoratori esposti a quel rischio che fossero applicabili ovunque in Europa (prevenzione primaria), che comprendessero sia la riduzione dei rischi oggettivi sia la gestione dei soggetti già affetti da disturbi o danni alla CV tramite protocolli di prevenzione secondaria.

Lo studio ha accertato la relazione tra esposizione professionale a vibrazioni a tutto il corpo per uso di mezzi meccanici e presenza di danni al rachide, da qui la richiesta di valutare l'appropriatezza della direttiva europea 2002/44/CE che definisce i livelli di azione ($A(8) = 0,5 \text{ m/s}^2$) e i valori limite di esposizione giornaliera al rischio ($A(8) = 1,15 \text{ m/s}^2$) per le WBV.

I fattori di rischio nella posizione seduta sottoposta a vibrazioni del mezzo cingolato sono stati valutati con lo studio biomeccanico a partire dalle misure in condizioni operative.

Come corso di laurea in Scienze Motorie dell'Università degli Studi di Firenze abbiamo collaborato con il Dipartimento di Prevenzione della ASL 12 di Viareggio per lo studio sui lavoratori del settore estrazione del marmo nelle cave delle Alpi Apuane in Toscana, per i quali abbiamo poi organizzato interventi mirati e personalizzati di BS teorico-pratica metodo C.A.MO.[®] ottenendo ottimi risultati.

9.1.5 Back School nella vita extralavorativa

Di seguito alcune norme di educazione comportamentale da attuare in ambiente domestico e nelle normali attività della giornata (Martinelli 1993-2011).

A letto usare un materasso di lattice di caucciù o similari e con rigidzze variabili lungo lo sviluppo longitudinale per garantire l'assetto del rachide in posizione di decubito; utilizzare cuscini di piume per sostenere la testa soprattutto se si dorme sul fianco, ma anche da mettere sotto le ginocchia per scaricare il rachide in posizione supina o tra le gambe in posizione sul fianco; evitare le lunghe permanenze in posizione prona; per alzarsi dal letto mettersi sul fianco e con l'aiuto delle braccia sedersi e poi portarsi in piedi (Fig. 9.13, Fig. 9.14).

Non bisognerebbe rimanere troppo a lungo sprofondati in una poltrona troppo morbida e bassa, ma scegliere una seduta rigida e cercare di tenere la schiena bene appoggiata e al bisogno sistemare un cuscino dietro il collo e la zona lombare (Fig. 9.15). Quando si deve lavorare a maglia, cucire, leggere, scrivere, evitare di restare a lungo col capo flesso e utilizzare un leggio, appoggiarsi allo schienale e ai braccioli, modificare di frequente la posizione (Fig. 9.16).

Alla guida non inclinare troppo lo schienale, tenere gli arti superiori sul volante semi piegati e non tesi, cercare di appoggiare bene tutta la schiena regolando il supporto lombare o ricorrendo a un cuscino e al poggiatesta, effettuare ogni tanto qualche retropulsione del mento con spinta in basso delle spalle per allungare la muscolatura del collo e diminuire le compressioni assiali; durante i lunghi viaggi interrompere la guida almeno ogni ora per fare quattro passi e alcuni movimenti di allungamento muscolare. Evitare di portare un grosso peso solo con un braccio (Fig. 9.17) ma suddividerlo in due contenitori (Fig. 9.18) e non portare la borsa su una spalla ma a tracolla tipo postino (Fig. 9.19); utilizzare piccoli carrelli per la spesa e trolley in

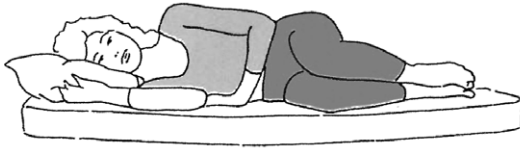


Fig. 9.13

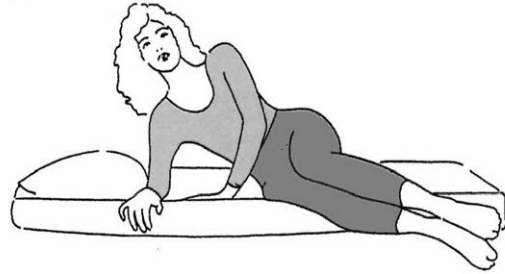


Fig. 9.14



Fig. 9.15



Fig. 9.16



Fig. 9.17



Fig. 9.18



Fig. 9.19



Fig. 9.20



Fig. 9.21

alternativa a valigie e zainetti scolastici (Fig. 9.20); posizionare il bambino a cavallo sul fianco evitando il trasporto anteriore (Fig. 9.21).

Nello scendere le scale appoggiare prima la punta e poi tutto il piede e controllare la discesa senza cadere pesantemente sul gradino inferiore. Quando si cammina fare passi lunghi

mantenendo un buon controllo del bacino e del capo; il piede che tocca il suolo deve possedere una modesta velocità verticale e rullare lasciando il terreno con le dita. Per approfondimenti si rimanda al libro *Rieducazione del piede. Problematiche biomeccaniche e posturali statiche e dinamiche* (Martinelli 2011b).

Per rifare il letto o altri lavori in basso piegarsi sulle gambe, inginocchiarsi o poggiare a terra almeno un ginocchio. Quando si lavano i denti, scaricare il peso del busto appoggiando una mano sul bordo del lavandino o piegando le gambe contraendo addominali e glutei.

Per approfondimenti sul LBP gravidico e la BS adattata in gravidanza e dopo il parto si rimanda al libro *Sviluppo del dolore rachideo in gravidanza. Mutamenti della biomeccanica rachidea, problematiche posturali, prevenzione e attività fisica* (Martinelli 2011d).

9.1.6 Problema dello zainetto scolastico: consigli per la prevenzione dei sovraccarichi

Per quanto riguarda gli studenti delle scuole elementari è importante contenere il carico applicato sul dorso al di sotto degli 8 kg; si ritiene conveniente ridurlo sostanzialmente per i soggetti con scarsa efficienza fisica o poco allenati. Anche per gli studenti delle scuole medie inferiori è importante contenere il carico e personalizzare la tipologia di zainetto e il suo peso in percentuale al peso corporeo.

La ricerca Italian Backpack Study (IBS) (1996-2001) del Ministero della Sanità ha dimostrato che i ragazzi portano mediamente uno zaino di 10 kg e che, per il 34% di loro, tale peso rappresenta oltre il 30% del peso corporeo. I dati ricavati dallo screening scolastico da noi effettuato nel 2000 in una popolazione di circa 500 studenti delle classi V elementare, I e II media evidenziano che nelle classi quinte elementari i 72 bambini presi in esame sopportavano in media un carico del 18% rispetto al proprio peso corporeo, gli allievi delle classi prima media (193 ragazzi) un carico medio del 22% e i 110 ragazzi delle classi seconde sopportavano un carico medio del 19% rispetto al proprio peso corporeo. Il dato, però, importante è stato che il 15% degli alunni sedentari accusava senso di affaticamento e dolorabilità al collo e alle spalle mentre il 25% degli studenti sportivi accusava LBP e su questo valore incidono anche il sovraccarico funzionale e i microtraumi ripetuti soprattutto in allenamento, indipendentemente dal tipo di sport praticato, come vedremo nel paragrafo seguente (Martinelli, Ciari e Ceci 2004: 1439).

Nella Tab. 9.3 i consigli utili per la scelta e l'utilizzo dello zainetto scolastico.

9.1.7 Prevalenza di BP in giovani sportivi: aspetti epidemiologici e strategie di prevenzione

Numerosi studi epidemiologici dimostrano che la popolazione giovanile che pratica sport a livello agonistico è esposta a rischi soggettivi e oggettivi di BP. La prevalenza di LBP negli atleti è compresa fra il 10% e il 65% a seconda dell'età, del tipo di sport praticato e degli anni di pratica sportiva (Martinelli, Ciari 2000).

Secondo Kujala, Taimela, Oksanen e Salminen (1997) nei lottatori la prevalenza è del 55%, nei ginnasti del 42% e nei nuotatori del 15,8%. Sward, Hellstrom e Jacobsson (1990: 1456) nel loro studio su un campione di 142 fra i migliori atleti svedesi hanno riferito che gli atleti della ginnastica, del calcio e del tennis presentavano al controllo radiografico il 36%-55% di alterazioni quali una ridotta altezza del disco, ernie di Schmorl e alterazioni morfologiche del corpo vertebrale. Per mezzo della RM hanno riscontrato una maggiore incidenza di degenerazione del disco nel 75% dei migliori ginnasti uomini in confronto al 31% dei non atleti.

I nostri studi sulle rachialgie in atleti adolescenti di 14-15-16 anni praticanti calcio, vela, equitazione, pallavolo e sci, iniziati in modo sistematico nel 1999 (Martinelli, Finotti e Ciari 1999: 17) e ancora in corso, evidenziano una prevalenza elevata di rachialgie su circa 600 atleti italiani in età evolutiva che praticano a livello agonistico da più di un anno, rispetto al gruppo di controllo.

Tabella 9.3

Consigli per gli insegnanti:

- organizzare l'orario scolastico in previsione del numero di libri da portare giornalmente.
- Consigli per i genitori:
- lo zainetto è come un vestito e la taglia va scelta a misura di bambino; inoltre uno zainetto grande verrà riempito di più;
- evitare quelli con una o più aperture a soffietto che sono più capienti e sbilanciano il bambino all'indietro;
- non farsi condizionare dalla moda ma sceglierne uno con cintura da allacciare all'addome e bretelle ben imbottite;
- quando è indossato non deve scendere al di sotto del bacino.

Consigli per i ragazzi:

- regolare lo zainetto in modo da sentire il peso distribuito ugualmente su tutte e due le spalle, portarlo con la cintura allacciata e non caricarlo di cose inutili.
- Come riempire lo zainetto:
- posizionarlo su un ripiano e riempirlo introducendo per primi i dizionari e i libri più pesanti che devono aderire allo schienale, poi i libri più leggeri e infine i quaderni o altro di dimensione, volume e peso minore;
- mettere nella tasca esterna solo materiale molto leggero.

Cosa mettere nello zainetto:

- solo i libri e il materiale strettamente necessario per quel giorno;
- se il vostro zainetto di dimensioni giuste per la vostra taglia non riesce a contenere tutto parlatene con i vostri insegnanti e cercate insieme una soluzione.

Come indossare lo zainetto:

- posizionarlo vuoto su un ripiano, riempirlo e chiuderlo, girarsi di spalle, piegare le gambe e indossarlo, quindi risollevarsi mantenendo lo zainetto contro la schiena; usare lo stesso meccanismo per liberarsene, senza fare acrobazie.

Cosa evitare durante il trasporto dello zainetto:

- non portarlo mai su una spalla sola, evitare di correre con lo zainetto indossato, non tirare un compagno per lo zainetto, non sollevare lo zainetto da terra bruscamente.

Alternative: un trolley o lasciare i libri pesanti a scuola negli armadietti.

L'analisi modale del rapporto situazione sportiva-dolore fornisce le seguenti indicazioni: un'importante condizione di rischio di BP è dovuta agli anni di pratica sportiva agonistica e alla tipologia di allenamento; la localizzazione del BP dipende dal tipo di sport; riguardo all'allenamento c'è relazione tra BP e particolari esercizi; la localizzazione privilegiata del dolore negli atleti è il tratto lombare, mentre il gruppo di controllo lamenta dolorabilità nel tratto cervicale, come riscontrato nello screening scolastico.

Negli atleti della pallavolo la prevalenza di BP è superiore a tutti gli altri: infatti ne soffre il 57,89% contro il 25% dei praticanti equitazione e il 22% del gruppo di controllo. I pallavolisti si allenano un maggior numero di ore settimanali e sono secondi solo ai calciatori nel numero di partite disputate annualmente. Questo dato confermerebbe l'ipotesi che i pallavolisti sono più esposti al rischio oggettivo dovuto al numero di allenamenti e competizioni disputate.

Gli esercizi che gli atleti considerano dannosi sono:

- per il calcio, scatti brevi, tiri, balzi, flessioni del busto e torsioni;
- per la pallavolo tutti i fondamentali: battuta, schiacciata, posizione di ricezione, tuffo e muro;
- nell'equitazione il trotto con e senza staffe;
- nella vela l'hiking alle cinghie e le posizioni rannicchiate tenute per lunghi periodi;
- per lo sci soltanto i balzi eseguiti in allenamento sembrano avere relazione con il BP.

I nostri studi confermano che gli errori in allenamento e le continue ripetizioni del gesto tecnico creano i presupposti per le patologie da sovraccarico sia in soggetti normali che, a maggior ragione, in soggetti che presentano squilibri posturali o patologie rachidee (Martinelli 2003c).

Suddividendo le condizioni di rischio di BP in soggettive (errori posturali, patologie) e oggettive (anni di pratica sportiva, agonismo precoce, errori in allenamento, attrezzature incongrue) possiamo intervenire su quelle modificabili e operare nell'ottica di un intervento preventivo a partire dalla prima visita di idoneità all'attività sportiva.

Riguardo alla tipologia degli esercizi svolti in allenamento siamo giunti alla conclusione che risulta assurdo sfruttare eccessivamente l'attivazione costante dei meccanismi dissipatori (dischi) che, per loro natura potenzialmente degenerativa, sarebbero da riservarsi per episodi sporadici non ripetitivi. Abbiamo proceduto all'analisi biomeccanica di alcuni degli esercizi segnalati (balzi, tiri, salti) spesso effettuati con calzature e su terreni inidonei e abbiamo evidenziato che reiterati urti su superfici rigide accelerano l'espulsione dei liquidi dai dischi vertebrali, per cui si compromette l'elasticità di tutta la CV diminuendo di conseguenza la capacità di attenuazione dinamica. In queste situazioni si viene a ridurre l'azione filtrante corporea, si producono grosse compressioni non uniformi sui dischi, si creano i presupposti per le patologie da sovraccarico; inoltre in tutte le componenti biologiche della parte posteriore della CV aumenta la spesa metabolica, si anticipa lo sviluppo della sensazione di fatica sotto sforzo e pervengono picchi di accelerazione sempre più elevati all'encefalo, riducendo la qualità del controllo posturale in condizioni dinamiche (Parodi, Martinelli 2006).

In Italia nei programmi di preparazione atletica non sono previsti interventi di prevenzione del BP né esercitazioni defaticanti e di compenso mentre, sulla base delle informazioni fornite dagli stessi atleti e intervenendo sulle condizioni di rischio soggettive e oggettive modificabili, abbiamo ottenuto buoni risultati e, come descritto in un precedente lavoro rivolto ai giovani calciatori, si riduce la sintomatologia dolorosa. Siamo giunti alla conclusione che in ogni sport è possibile attuare strategie di mantenimento della salute della CV e di prevenzione del BP correggendo la tecnica di esecuzione degli esercizi proposti in allenamento o sostituendoli con altri aventi la stessa finalità ma con modalità differenti. Indispensabile la collaborazione con l'allenatore nella scelta degli esercizi e nella tecnica di esecuzione e per inserire una serie di proposte teoriche, informazioni di BS e esercizi di compenso da eseguire anche a casa (Martinelli, Finotti e Ciari 1999: 17; Martinelli 2004). Anche se lo studio delle diverse fasi dell'allenamento non è cosa semplice perché ogni compagine usa una tipologia di allenamento differente e a ogni ruolo corrispondono esercizi mirati al rinforzo di determinate strutture corporee per ottimizzare il gesto tecnico, è possibile però individuare la tipologia degli esercizi ricorrenti che provocano BP durante o dopo la loro esecuzione e, sulla base di note ricerche biomeccaniche, apportare le necessarie modifiche riguardo alla tecnica di esecuzione e al numero di ripetizioni (Becchetti, Parodi et al. 1997). Questo tipo di intervento ha prodotto nei giovani atleti non solo una diminuzione degli episodi di BP ma anche maggiore consapevolezza di sé e corretta gestione del proprio disturbo.

Di seguito le nostre conclusioni:

- la relazione BP-sport giovanile è significativa e le maggiori carenze si riscontrano nell'ambito della prevenzione;
- in un ragazzo sano la prevenzione del danno si può attuare solo operando nell'ottica del cambiamento laddove si evidenzino modificabili fattori di rischio oggettivo e soggettivo predisponenti;
- si ottengono ottimi risultati modificando la tecnica esecutiva di alcuni esercizi oppure sostituendoli con altri aventi le stesse finalità ma con caratteristiche che procurano minor carico; oppure riducendo il numero di ripetizioni e inserendo esercizi specifici di compenso e decontratturanti;

- è molto efficace abbinare l'apprendimento di norme di BS affinché il giovane atleta acquisisca consapevolezza di sé ed è importante imparare la corretta gestione della CV e del proprio disturbo anche nelle normali attività della giornata.

La nostra proposta operativa per giovani atleti prevede di:

- a. promuovere strategie di prevenzione primaria: accurata visita medica di idoneità alla pratica sportiva e riduzione delle condizioni di rischio oggettive;
- b. dare informazioni sul disturbo e sulla corretta gestione del rachide e inserire esercitazioni di compenso (prevenzione secondaria) nella riatletizzazione dopo uno o più episodi di BP;
- c. effettuare una accurata revisione critica e mirata dei programmi di allenamento.

Ci auguriamo che le Federazioni Sportive decidano di inserire queste strategie nei programmi dei preparatori atletici federali. I valori significativi che abbiamo riscontrato e gli errori nelle sedute di allenamento ci inducono a pensare che il fenomeno BP nei giovani sportivi meriti di essere ulteriormente approfondito (Parodi e Martinelli 2008).

9.2 BS teorico pratica metodo C.A.MO.®

Riguardo al BP di origine meccanica gli interventi multidisciplinari non sono di routine nella sanità pubblica italiana e anche nel privato è molto difficile coinvolgere varie figure professionali in un programma condiviso di prevenzione primaria e secondaria e nel suo trattamento. A questo si aggiunge il fatto che il ruolo e l'importante contributo delle Scienze Motorie in questo settore sono misconosciuti. Nonostante queste difficoltà il metodo C.A.MO.® si è affermato in realtà territoriali particolarmente sensibili a questo nuovo tipo di approccio al problema e al trattamento e questo grazie agli ottimi risultati conseguiti in 35 anni di esperienza.

La finalità di questo tipo di intervento è che attraverso conoscenze corrette il soggetto impara a gestire in modo autonomo il proprio corpo e il proprio disturbo e l'originalità che lo caratterizza è dovuta principalmente al rigore applicativo delle esercitazioni che, partendo dal riequilibrio posturale, stimolano l'attenzione del soggetto in età evolutiva, adulta e anziana verso obiettivi di salute. Si dimostra efficace quando è tempestivo, le sedute sono condotte da professionisti in Scienze Motorie e il trattamento teorico-pratico è personalizzato.

La BS teorico pratica metodo C.A.MO.® si basa sulla conoscenza e l'approfondimento degli studi biomeccanici, la comprensione della patomeccanica rachidea e delle sue risposte tessutali che sono fattori indispensabili per orientare opportunamente le scelte strategiche di trattamento preventivo e conservativo; l'aspetto educativo che ne consegue trascende il periodo riabilitativo iniziale e permette al soggetto di mantenere nel tempo i risultati ottenuti. Tiene conto inoltre dell'aspetto bio-psico-sociale del BP, quindi dei fattori psicologici e sociali che influiscono molto sulla percezione e il mantenimento del dolore, sulla sua cronicizzazione e le disabilità conseguenti. In questa ottica le proposte operative hanno anche caratteristiche cognitivo/comportamentali.

Il protocollo generale prevede:

- incontro preliminare con raccolta dati anamnestici, visualizzazione esami diagnostici, esame morfofunzionale e posturale, test specifici, questionari, studio delle condizioni di rischio soggettive e oggettive;
- BS adattata al lavoro e alle normali attività della giornata;
- scelta delle posture antalgiche e di relax;
- scelta delle posizioni di partenza e adattamento degli esercizi di riequilibrio posturale;
- perfezionamento della tecnica di esecuzione degli esercizi di riequilibrio posturale;
- esercizi antalgici specifici.

Gli strumenti e i test specifici sono illustrati nei paragrafi seguenti, mentre per l'esame morfofunzionale statico e dinamico classico si rimanda al libro *Rieducazione posturale. Fondamenti per la progettazione della postura, vademecum teorico/pratico per la valutazione posturale ed esercitazioni di riequilibrio con l'esercizio fisico in età evolutiva, adulta e anziana* (Martinelli 2011c).

9.3 Strumenti per la valutazione del dolore

Il dolore è un sintomo complesso e la sua intensità e l'invalidità conseguente sono difficili da dimostrare e quantificare in maniera soddisfacente (Dixon 1986). Anche il modo in cui viene riferito è influenzato da molteplici fattori tra cui il livello culturale, le aspettative, lo stato d'animo, la soglia personale di dolore. La valutazione è necessaria perché fornisce indicazioni per impostare il trattamento, per valutare i risultati e rileva il grado di compromissione o invalidità per ragioni curative o legali. Allo scopo si utilizzano vari tipi di questionari e alcuni strumenti.

La somministrazione dei questionari richiede tempo per comprensione e compilazione e il successo dipende dalla collaborazione da parte del soggetto.

9.3.1 Misurazioni soggettive e obiettive del dolore: diari, mappe, scale e questionari

Alcuni studi hanno dimostrato una buona corrispondenza tra le valutazioni attraverso diari auto compilati, le caratteristiche della malattia e le valutazioni dei medici e dei terapisti circa la capacità funzionale e l'obiettiva performance personale (Deyo e Alt. 1987: 264; Jerrett e Evans 1986). Nel diario personale il soggetto annota l'intensità del dolore in relazione a particolari situazioni e comportamenti come durante il sonno oppure nelle attività consuete come sedersi, alzarsi e distendersi oppure effettuando compiti specifici, posture lavorative, nelle attività domestiche, nelle attività ricreative e sport e nell'attività sessuale. La misurazione obiettiva del comportamento associato al dolore può dar luogo a errori dovuti a numerose variabili, tra cui l'influenza dell'esaminatore sul comportamento del paziente, le questioni assicurative e legali, il ruolo del coniuge o di altre persone vicine al paziente. Il valore dell'autodescrizione può essere influenzato da un'aspettativa di indennizzo, dall'uso di farmaci, dal fatto che i pazienti si sentono osservati, dal protagonismo e dalle loro speranze di trattamento. I questionari di autovalutazione sono economici ed efficienti e permettono di conoscere una vasta gamma di comportamenti, di sindromi e di funzioni sociali e mentali, aiutano a definire il tipo di intervento terapeutico e a verificare i risultati del lavoro svolto.

La mappa del dolore è il disegno di una figura dove il soggetto segna le parti del corpo dove avverte il dolore ed è utile anche per valutare le variazioni del dolore in risposta alla cura; può essere utilizzata da personale non specializzato e offre un elevato grado di ripetibilità nel tempo (Dixon 1986; Jerrett e Evans 1986). Forme adattate di mappe del dolore sono utilizzate in pediatria in bambini dagli 8 anni in poi mentre nei bambini più piccoli assumono rilevanza le tecniche non verbali o di osservazione del comportamento e le scale con disegni raffiguranti diverse espressioni facciali che rappresentano le variazioni di gravità del dolore. Il bambino è chiamato a valutare il suo dolore scegliendo il disegno che rappresenta il livello della propria esperienza dolorosa (Dixon 1986; Jerrett e Evans 1986; Gracely e Dubner 1987).

I limiti delle mappe del dolore e delle scale delle espressioni facciali sono dovuti al fatto che non misurano la reale intensità del dolore e che sono strumenti inadeguati in alcune sindromi come ad esempio nelle cefalee.

Per questo è necessario integrare i diari e le mappe con scale e questionari che sono strumenti formulati per indagare e valutare anche fattori psicologici, disabilità conseguenti o fattori di confondimento.

La Scala Visiva Analogica VAS, o della percezione soggettiva del dolore, è una linea lunga 10 cm con una tacca per centimetro, delimitata da due estremità che corrispondono a nessun dolore e a massimo possibile di cui si ha avuto esperienza; una variante della VAS è la scala di sollievo del dolore, dove i due estremi definiscono il grado di sollievo. La VAS è una scala unidimensionale, cioè quantifica la sensazione soggettiva del dolore oppure del sollievo senza evidenziare altre componenti; è ampiamente utilizzata perché è indipendente dal linguaggio, viene ben compresa dalla maggior parte dei pazienti e anche nei bambini oltre i 7 anni (Herr, Mobily, Kohout e Wagennar 1998). Fornisce risultati più attendibili quando è limitata all'esperienza del dolore in corso piuttosto che al ricordo di un'esperienza precedente. Si usa durante l'esame morfofunzionale e nella valutazione dell'efficacia del trattamento effettuato.

Nessun dolore /---/---/---/---/---/---/---/---/---/---/ Massimo dolore
Nessun sollievo /---/---/---/---/---/---/---/---/---/---/ Sollievo completo

- La scala numerica verbale VNS è lineare e molto simile alla VAS ed è il soggetto che deve scegliere un numero fra 0 e 10 per rappresentare il proprio livello di dolore. Anche per la VNS c'è la variante della scala di sollievo del dolore.

Nessun dolore --- 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 --- Il peggiore dolore immaginabile
Nessun sollievo --- 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 --- Sollievo completo

- La scala di valutazione verbale VRS definisce l'intensità del dolore con una serie di aggettivi (Fig. 9.22). Molte persone la trovano più semplice rispetto alle scale precedenti. I risultati sono soddisfacenti quando vi sono almeno sei livelli di intensità e la domanda è riferita a un preciso lasso di tempo, ad esempio: quanto dolore ha provato nell'ultima settimana? Quanto dolore ha provato nelle ultime 2 settimane? Quanto è il dolore che sta provando in questo momento?

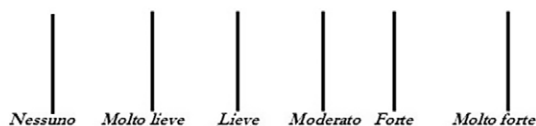


Fig. 9.22

- Il Brief Pain Inventory BPI di Cleeland C.S. 1983 è una scala multimediale variante della VAS e permette di valutare contemporaneamente anche la dimensione affettiva, comportamentale e reattiva. È un test basato su una scala da 0 a 10 e valuta l'intensità e l'interferenza del dolore con le abituali attività e aree di attività psicosociali e fisiche.
- Il McGill Pain Questionnaire MPQ è un questionario che prende in considerazione: la sede del dolore, indicata su di una figura rappresentante il corpo umano; il tipo di dolore, definito tramite un aggettivo scelto da un elenco preformato; il rapporto del dolore con il tempo, continuo o intermittente; l'intensità del dolore e i fattori che lo influenzano, fattori aggravanti/attenuanti; le componenti affettive del dolore. Il soggetto sceglie la sede e gli aggettivi che maggiormente descrivono la sua sensazione dolorosa (Melzack 1975). Il MPQ è uno strumento potente per ottenere elementi di valutazione sia sulla qualità che sulla quantità del dolore (Chapman, Casey, Dubner e Foley 1985). È basato sull'uso di 78 descrittori verbali del dolore suddivisi in 3 classi maggiori utili per valutare le dimensioni sensoriale, affettiva e valutativa dell'esperienza dolore e 20 sottoclassi, ciascuna contenente da 2 a 6 aggettivi, in ordine crescente di intensità; alla dimensione sensoriale appartengono 13 sottoclassi, a quella affettiva 5 e a quella valutativa 2. In

base alla scelta effettuata viene assegnato un punteggio, Pain Rating Index. Spesso viene indagata contemporaneamente l'intensità del dolore attuale con una VNS o VRS.

- Il Roland-Morris Questionnaire o Roland Morris Disability Questionnaire RMDQ è un questionario specifico autosomministrato che indaga quanto e come il BP influenza la vita quotidiana del paziente. Il questionario propone 24 quesiti corrispondenti ad altrettanti aspetti di vita quotidiana e il soggetto deve scegliere quali tra questi sono più rappresentativi della sua condizione. Ai quesiti selezionati è assegnato un punteggio di 1. Il punteggio finale è dato dalla somma complessiva che potrà pertanto variare da 0 = nessuna disabilità a 24 = severa disabilità (Roland e Morris 1983). Del Roland-Morris Questionnaire esiste la versione validata in italiano (Padua R., Padua L., Ceccarelli, Romanini, Zanolì, Bondi e Campi 2002).
- L'Oswestry Low Back Pain o The Oswestry Disability Index ODI è citato nella maggior parte dei grandi manuali ed è riferito a disturbi spinali. Quattro versioni dell'ODI sono disponibili in inglese e nove nelle altre lingue (Fairbank, Davies, Mboat e O'Brien 1980).
- Il Backill è un questionario autosomministrato che misura lo star male nelle sindromi di dolore lombosciatico (Back Pain Illness) realizzato con analisi statistica di Rasch. È composto da undici voci che esplorano l'esperienza unitaria di dolore e le disabilità proprie di queste sindromi. Ciascuna voce è graduabile su quattro o sei livelli e produce un punteggio cumulativo fra nove e quarantaquattro, tanto maggiore quanto migliore è la condizione clinica complessiva. Lo strumento ha dimostrato buone caratteristiche di validità e riproducibilità e marcata sensibilità al cambiamento indotto dal trattamento terapeutico (Tesio, Granger e Fiedler 1997).
- Il Functional Independence Measure FIM è uno dei questionari più utilizzati in Italia; misura la gravità della disabilità in termini di quantità di assistenza necessaria. Comprende tredici attività motorie di base della vita quotidiana e cinque attività di comunicazione e di capacità relazionali quantificabili su una scala di punteggio a sette livelli. È utile per la valutazione oggettiva dei risultati di una terapia che deve essere documentata mediante l'uso di indici di valutazione funzionale (Tesio e Battaglia 1998: 9).

Concludiamo dicendo che la nostra sintesi non può essere esaustiva ma intende indicare le finalità che sono alla base degli strumenti che oggi vengono ritenuti utili per la valutazione del dolore e degli aspetti comportamentali associati e interagenti e che riassumiamo nella Tab. 9.4.

Tabella 9.4

SCALE E QUESTIONARI DI VALUTAZIONE DEL DOLORE
Scale di valutazione comportamentale (PDI, Scala di Oswestry)
Scale di valutazione propriamente algologica (VAS, Roland-Morris Disability Questionnaire)
Scale miste (Mc Gill Pain Questionnaire)
Strumenti di valutazione comportamentale
• Il Pain Disability Index (PDI) consente di indagare il ruolo svolto dal dolore nel modificare la vita quotidiana. Gli aspetti che vengono valutati sono il rapporto con la famiglia e la propria casa, il tempo libero, il lavoro, le attività sociali, l'attività sessuale, la cura personale, le attività quotidiane essenziali.
• La scala di Oswestry indaga la componente psicologica del dolore; prevede otto sezioni per intensità del dolore, igiene personale, sollevare pesi, camminare, stare seduto, stare in piedi, dormire, attività sessuale. In ogni sezione sono previste sei voci e il paziente deve scegliere quella che più si addice alla sua situazione.
Strumenti di valutazione propriamente algologica
• La Visual Analogue Scale VAS, la Scala numerica verbale VNS e la Scala di valutazione verbale VRS servono per valutare l'intensità della sintomatologia dolorosa.
• Il Roland-Morris Disability Questionnaire è un questionario specifico per la valutazione del BPE delle disabilità correlate.
• Scale miste
• Il Mc Gill Pain Questionnaire permette la valutazione delle componenti soggettive del dolore

Capitolo 10

Postura, movimento e BP

Tiziano Balloni, Nicola Palestini

La postura è il risultato dell'interazione funzionale tra le componenti biomeccaniche, neurofisiologiche, psicologiche e psicomotorie dell'individuo, che si evidenzia con gli atteggiamenti statici e dinamici dei segmenti corporei, variabili in relazione agli obiettivi da perseguire e agli stimoli dell'ambiente (Martinelli e Parodi 2008).

Il movimento è uno stato di variazione della posizione del corpo o di una sua parte rispetto a riferimenti invariati corporei o ambientali, quindi la postura ne fa parte e ne costituisce il termine di paragone. La stretta connessione tra postura e movimento è evidenziata dal fatto che esiste movimento soltanto in presenza di una postura di base cui il movimento possa riferirsi istante dopo istante nella sua evoluzione e che esiste postura soltanto alla presenza di movimenti, continui e spesso non percepibili, che la mantengono. Qualsiasi movimento apporta una destabilizzazione dell'equilibrio posturale del soggetto; in tempo reale e spesso anticipato si producono movimenti associati e dinamicamente opposti al primo per la salvaguardia del miglior equilibrio. Tutto ciò avviene attraverso una fitta rete di autocontrollo in retroazione che coinvolge la sensibilità propriocettiva ed esteroceettiva. La posizione del corpo nello spazio ambiente può contare anche su specifiche afferenze ed efferenze vestibolo cerebellari e oculari.

Quindi, lo studio del movimento è necessariamente anche studio della postura, poiché la postura è movimento. Il mantenimento della postura corretta necessita di un sufficiente sviluppo dei muscoli antigravitari, di un corretto equilibrio dei muscoli antagonisti e di una soddisfacente mobilità articolare e questo percorso crea un corpo disponibile, primo obiettivo per modificare stabilmente la postura a livello del SNC.

Una postura fisiologica è positiva per l'omeostasi e previene il BP da sovraccarico.

10.1 Metodo C.A.MO.®

Il protocollo generale del metodo C.A.MO.® si basa sul riequilibrio posturale. Il percorso educativo che porta al riequilibrio posturale inizia con la scelta delle P.P. e delle P.R. utili per impostare le esercitazioni personalizzate. L'attenzione rivolta al proprio corpo, il rigore nell'applicazione delle norme di BS e la correttezza nella tecnica di esecuzione dei movimenti rendono il metodo molto efficace in tempi brevi. Durante il percorso di riequilibrio posturale il soggetto acquisisce consapevolezza di sé e il suo corpo diventa disponibile al cambiamento necessario per ospitare le manovre antalgiche specifiche. Per la scelta delle P.P. l'esame morfofunzionale e posturale di routine viene arricchito con test per la mobilità articolare del rachide, dei cingoli scapolo omerale e coxo femorale, per la forza e l'allungamento muscolare.

Questa procedura garantisce per tutti la riduzione del pericolo di danni tessutali ed è finalizzata alla prevenzione primaria del BP nei soggetti sani e alla prevenzione secondaria dopo uno o più episodi dolorosi, nei casi cronici di BP e nelle ricadute.

10.2 Esame morfofunzionale: test specifici

L'esame morfofunzionale statico e dinamico classico iniziale prevede l'osservazione e somministrazione di test per l'accertamento di disarmonie posturali, disequilibri, asimmetrie e rigidità descritti ampiamente nel testo *Rieducazione posturale fondamentali per la progettazione della postura, vademecum teorico/pratico per la valutazione posturale ed esercitazioni di riequilibrio con l'esercizio fisico in età evolutiva, adulta e anziana* (Martinelli 2011c); seguono la somministrazione di questionari per la valutazione del dolore descritti nel capitolo precedente e test specifici di mobilità, di forza ed evocativi del dolore.

10.2.1 Test per il rachide cervicale

Nell'atteggiamento posturale abituale con capo proteso avanti e dorso curvo il soggetto presenta generalmente muscoli posteriori del collo contratti e rachide cervicale rigido.

Test di mobilità del rachide cervicale

La verifica della mobilità su tutti i piani avviene nelle P.P. seduto e supino.

P.P.: seduto l'esaminatore osserva il comportamento del collo e le variazioni di range articolare durante l'esecuzione dei movimenti di flessione-estensione, rotazione e inclinazione laterale e considera il comportamento adattativo del rachide dorsale, delle spalle ed eventuali compensi quali retrazioni muscolari e sopraelevazioni dei monconi delle spalle.

La P.P. più indicata in caso di nausea e vertigini è con il dorso e la nuca in appoggio su un piano inclinato.

Esecuzione: guidare un blando allungamento assiale del rachide cervicale con il mento mantenuto in retropulsione e spalle basse; se non compare dolore o nausea questa è la P.P. di elezione per eseguire esercizi delle spalle, di extrarotazione dell'omero, di mobilizzazione e di irrobustimento.

Test di forza dei flessori anteriori del collo

P.P.: supino con gomiti piegati e mani al di sopra della testa appoggiate sul tavolo.

Esecuzione: sollevare la testa flettendo la colonna cervicale (Fig.10.1).

Pressione: contro la fronte in direzione posteriore.

Valutazione: un grading modesto è dovuto a rigidità e alla postura scorretta abituale sopra descritta.

Nota: i muscoli addominali devono fornire la fissazione anteriore del torace sul bacino prima che la testa sia sollevata.

Test della funzionalità di sternocleidomastoideo e scaleni

P.P.: supino con i gomiti piegati e mani al di sopra della testa appoggiate sul tavolo.

Esecuzione: flessione antero-laterale del collo (Fig. 10.2).

Pressione: contro la regione temporale della testa in direzione posteriore e obliqua.

Valutazione: la contrattura dello sternocleidomastoideo provoca torcicollo sul lato omolaterale.

- Con contrattura dx si produce torcicollo sul lato dx, faccia voltata verso sx e testa inclinata a dx.
- Con contrattura sx si produce torcicollo sul lato sx, faccia voltata verso dx e testa inclinata a sx.

Nota: come per il test precedente i muscoli addominali devono fornire la fissazione del torace sul bacino.

Test della funzionalità di splenio della testa e del collo, semispinale della testa e del collo e sacro spinale cervicale

P.P.: prono con le mani al di sopra della testa appoggiate sul tavolo.

Esecuzione: estensione postero-laterale del collo con il volto girato verso il lato in esame (Fig.10.3).

Pressione: contro il lato postero-laterale della testa in direzione antero-laterale

Valutazione: nel torcicollo sx lo splenio dx della testa, il trapezio superiore sx e lo sternocleidomastoideo sono corti.

10.2.2 Test per il cingolo scapolare

Test di lunghezza del piccolo pettorale

P.P.: supino, braccia lungo i fianchi e i palmi rivolti verso l'alto in extrarotazione dell'omero.

Esecuzione: l'esaminatore osserva il cingolo scapolare.

Valutazione: l'eventuale accorciamento del muscolo costringe la spalla a sollevarsi dal piano d'appoggio e si valuta il livello di resistenza alla pressione verso il basso esercitata sulla spalla (Fig. 10.4).

Nota: l'accorciamento può essere classificato come lieve, moderato o marcato ma la classificazione è arbitraria e dipende dall'esperienza dell'esaminatore.

Test di lunghezza del grande pettorale

P.P.: supino.

Esecuzione: per valutare la parte inferiore sternale, posizionare il braccio in abduzione a circa 135° in linea con le fibre inferiori del muscolo, gomito disteso e palmo verso l'alto; in questo modo la spalla compirà una rotazione laterale (Fig. 10.5). Normalità: il braccio scende sul piano d'appoggio senza inarcare la schiena.

Per valutare la parte superiore clavicolare, posizionare il braccio teso ed extraruotato in abduzione orizzontale. Normalità: il braccio cade sul piano d'appoggio senza rotazione del tronco (Fig. 10.6).

Eventuali casi di brevità muscolare possono essere valutati misurando la distanza in centimetri tra l'epicondilo laterale e il lettino.

Test di lunghezza del grande rotondo, del grande dorsale e dei romboidi

P.P.: supino con braccia tese lungo i fianchi.

Esecuzione: portare le braccia fino a toccare il lettino, la regione lombare è aderente al piano d'appoggio (Fig. 10.7).

Normalità: capacità di mantenere le braccia sul piano e vicino alla testa.

Valutazione: nei casi di brevità muscolare è possibile dare una valutazione del grado di limitazione misurando la distanza in centimetri tra il lettino e l'epicondilo laterale.



Fig. 10.1



Fig. 10.2

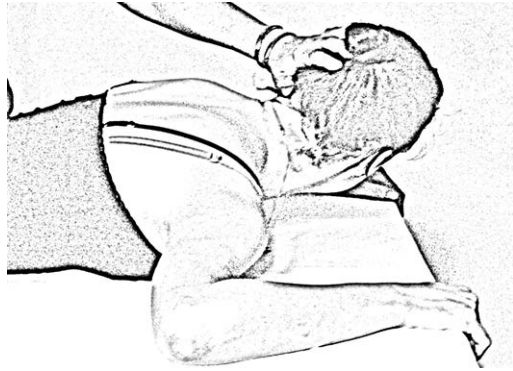


Fig. 10.3

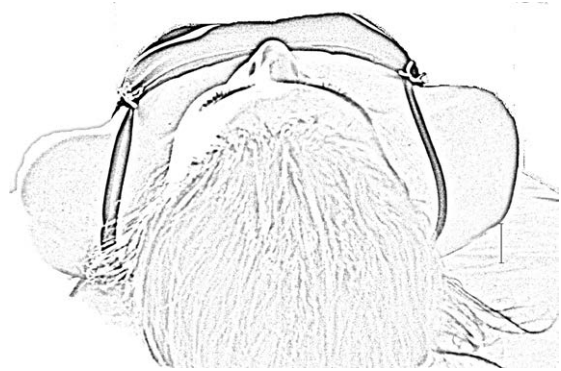


Fig. 10.4

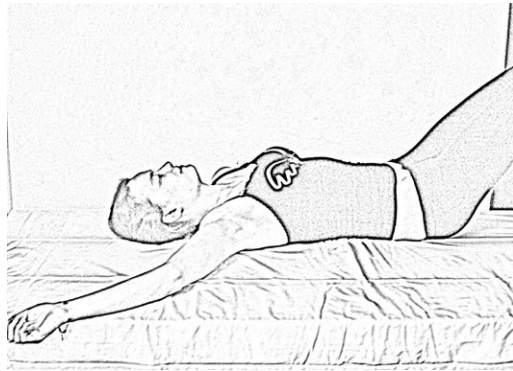


Fig. 10.5

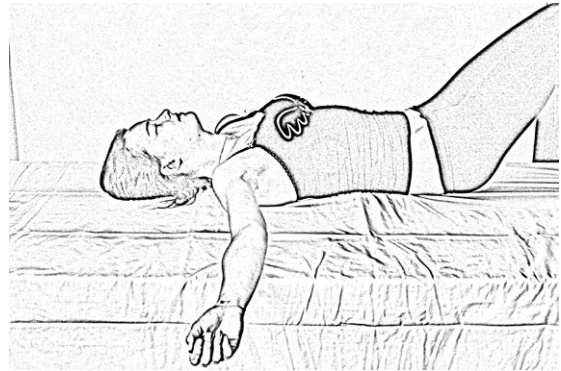


Fig. 10.6

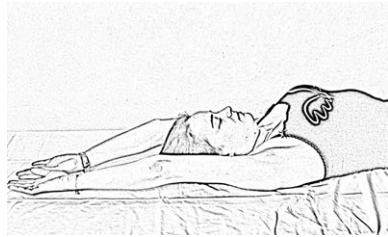


Fig. 10.7

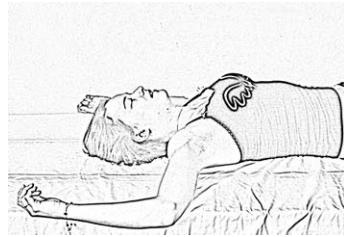


Fig. 10.8



Fig. 10.9

Test di lunghezza dei rotatori della spalla

1. Rotatori mediali o intrarotatori dell'omero: grande pettorale, grande dorsale, grande rotondo e sottoscapolare. Il range completo di movimento nella rotazione laterale si ottiene quando gli intrarotatori sono di lunghezza normale.

P.P.: supino con braccia abdotte all'altezza delle spalle, gomito flesso a 90° e avambracci perpendicolari al lettino, bacino stabilizzato.

Esecuzione: portare gli avambracci in extrarotazione verso il piano del lettino (Fig. 10.8).

Valutazione: range normale di movimento 90°.

2. Rotatori laterali o extrarotatori dell'omero: piccolo rotondo, infraspinato e deltoide posteriore. Il range completo di movimento nella rotazione mediale si ottiene quando gli extrarotatori sono di lunghezza normale.

P.P.: supino con il braccio abdutto, gomito flesso a 90° e avambracci perpendicolari al lettino, bacino stabilizzato.

Esecuzione: portare gli avambracci in basso verso il piano del lettino mentre l'esaminatore abbassa la spalla per evitare la compensazione da parte del cingolo scapolare (Fig. 10.9).

Valutazione: range normale di movimento 70°.

10.2.3 Test di forza dei muscoli addominali*Test di forza dei muscoli addominali*

1. Valutazione della forza dei muscoli addominali con fissazione dell'inserzione distale.

P.P.: supino gambe distese.

Esecuzione: fase iniziale, sollevare il capo e flettere la CV; senza interrompere il movimento, procedere poi con la flessione delle anche fino alla posizione seduta, sit-up.

N.B. Nei casi di NP e LBP si consiglia di limitare il test alla sola fase iniziale (Fig. 10.10).

Valutazione: grading sufficiente se la posizione viene mantenuta con flessione di 20°.

2. Valutazione della forza dei muscoli addominali con fissazione dell'inserzione distale

P.P.: supino con gambe tese in verticale a 90°.

Esecuzione: effettuare e mantenere la retroversione del bacino contraendo i retti addominali mentre si abbassano lentamente le gambe, senza alzare testa o spalle (Fig. 10.11).

N.B. Il test è sconsigliato nel LBP.

Valutazione: il grading della forza si basa sulla capacità del soggetto di mantenere aderente al suolo la parte lombare mentre abbassa le gambe. L'angolo tra le gambe e il piano si misura nel momento in cui la parte inferiore della schiena comincia ad incurvarsi.

Variazione del grading:

- grading sufficiente: il soggetto è in grado di mantenere la regione lombare aderente a terra fino a raggiungere un angolo di 60° tra gambe e suolo;
- grading buono 8: il soggetto è in grado di mantenere la regione lombare aderente a terra fino a raggiungere un angolo di 30° tra gambe e suolo;
- grading normale 10: il soggetto è in grado di mantenere regione lombare aderente a terra mentre abbassa le gambe fino a raggiungere il suolo.

Note: il test mira a determinare la capacità dei muscoli addominali di bloccare il bacino contro la resistenza imposta dall'abbassamento delle gambe e indica quale angolo utilizzare per la P.P. degli esercizi di flesso-estensione degli arti inferiori sul busto. La retrazione degli ischio crurali crea difficoltà di esecuzione perciò bisogna proporre l'esercizio previo allungamento segmentario.

10.2.4 Test per il cingolo pelvico

Test di lunghezza dei flessori dell'anca monoarticolari e biarticolari

P.P.: supino con le cosce che sporgono dal bordo del lettino per oltre metà della loro lunghezza. Esecuzione: il soggetto afferra una coscia portando il ginocchio al petto in modo da far aderire la regione lombosacrale al lettino. Considerando il ginocchio dx flesso (Fig. 10.12) il movimento di avvicinamento del ginocchio dx al petto permette alla coscia sx di scendere verso il piano mentre il ginocchio omolaterale pende oltre il bordo.

Valutazione: se la lunghezza dei flessori dell'anca è normale, la regione lombosacrale e la superficie posteriore della coscia sono aderenti al lettino e il ginocchio si flette passivamente di circa 80°; se i flessori dell'anca mono e bi articolari sono brevi, la regione lombosacrale è aderente al lettino mentre la superficie posteriore della coscia no e il ginocchio si estende; se la lunghezza dei flessori dell'anca monoarticolari è normale e i flessori dell'anca biarticolari sono brevi, la regione lombosacrale aderisce al lettino, la superficie posteriore della coscia tocca il lettino e il ginocchio è in estensione; se i flessori dell'anca monoarticolari sono brevi e i muscoli biarticolari sono nella norma, la superficie posteriore della coscia non poggia sul lettino, il ginocchio può essere piegato fino a oltre 80°; se i flessori dell'anca monoarticolari sono di lunghezza eccessiva la coscia scende al di sotto del livello del lettino.

Test di lunghezza degli ischio crurali

P.P.: supino, arti inferiori stesi.

Esecuzione: mantenendo la regione lombosacrale aderente al lettino per tutta la durata del test, sollevare un arto teso con piede rilassato (Fig. 10.13).

Valutazione: normalità quando l'angolo tra gamba e lettino è di 80°-90°; per angoli superiori si parla di lunghezza eccessiva, per angoli inferiori si parla di brevità.

10.2.5 Test di funzionalità e forza dei muscoli dell'anca

Test di funzionalità degli estensori dell'anca

P.P.: prono, gambe tese con piedi al di fuori del lettino e testa ruotata dalla parte opposta alla gamba che effettua il test.

Esecuzione: estendere l'anca dell'arto da valutare cercando di mantenere il bacino stabilizzato (Fig. 10.14).

Valutazione: normale se l'arto si solleva di 10° con bacino stabilizzato.

N.B. possono essere associati movimenti di compenso come l'iperlordosi lombare da antiverisione del bacino e la cifotizzazione lombare dovuta a scarsa forza degli estensori.

Test di funzionalità degli adduttori dell'anca

P.P.: disteso di fianco sul lato da esaminare, arti inferiori tesi.

Esecuzione: adduzione dell'arto sottostante che si solleva dal piano.

Pressione: contro la faccia mediale dell'estremità distale della coscia in direzione dell'abduzione.

Valutazione: il soggetto deve essere in grado di sollevare la gamba dal piano di appoggio (Fig. 10.15).

Nota: l'esaminatore deve sostenere la gamba superiore in abduzione con la mano sopra il ginocchio per evitare la tensione del legamento collaterale e il paziente deve aggrapparsi al bordo del lettino per stabilizzarsi.

Test di Trendelenburg per la valutazione della funzionalità e forza del muscolo gluteo medio

P.P.: ortostatismo in appoggio monopodalico.

Esecuzione: flettere un'anca e sollevare il ginocchio più alto possibile.

Valutazione: il test è negativo quando il gluteo dell'arto in appoggio ha forza sufficiente per mantenere il bacino livellato. Il test è positivo quando l'anca si abbassa dalla parte dell'arto sollevato (Fig. 10.16), in questo caso si verifica la caratteristica zoppia di Trendelenburg per controbilanciare lo squilibrio causato dall'abbassamento dell'anca.

Nota: la riduzione di forza del muscolo o una lussazione congenita dell'anca determinano una deambulazione anomala nella fase dell'appoggio monopodalico; se è presente un danno vestibolare il movimento avviene dopo molti tentativi e determina una tendenza alla caduta o una deviazione del tronco sempre dallo stesso lato, qualunque ginocchio si sollevi.

10.2.6 Test evocativi del Low Back Pain (LBP)

Le somiglianze dei sintomi in LBP di origine nettamente differente sono conseguenza della complessità di tutto il sistema sensorio che provvede all'innervazione, oltre che della CV, di tutta la zona lombare. Nei soggetti giovani il LBP ha prevalentemente origine da un disordine del disco, con modificazione chimica del nucleo stesso, che si palesa attraverso il cambiamento della meccanica. A causa di uno stress o di uno sforzo più o meno forte, il nucleo polposo può fuoriuscire dal suo alloggiamento e comprimere e irritare le radici nervose. Questo può provocare parestesie che si diffondono al gluteo, alla coscia e fino al piede poiché a livello dei forami vertebrali lombari si ha l'uscita dei nervi crurale e sciatico che irradiano gli arti inferiori.

Manovra di Lasègue

P.P.: soggetto supino gambe tese.

Esecuzione: flettere una coscia sul bacino a 90° (Fig. 10.17) e poi estendere la gamba e portarla in linea con la coscia (Fig. 10.18).

Valutazione: il test è positivo se compare dolore o impossibilità a eseguire il movimento e dipende per la sofferenza di una radice nervosa L4 o L5 o S1; se il dolore irradia lungo il decorso del nervo sciatico contro laterale si può ipotizzare un'ernia discale centrale.

N.B. La presenza, l'intensità del dolore e l'angolo fino al quale si riesce ad alzare l'arto teso sono utili anche come parametro per successive valutazioni. Spesso la manovra di Lasègue è confusa con lo Straight Leg Raising SLR, un test più semplice con flessione dell'anca a gamba tesa.

Manovra di Wasserman

P.P.: soggetto prono.

Esecuzione: l'operatore flette il ginocchio (Fig. 10.19).

Valutazione: il test è positivo se compare cruralgia e dolore in zona inguinale ed evidenzia una compressione radicolare L2 o L3 o L4. L'estensione contemporanea dell'anca accentua il valore del test.

Test di Patrik o segno F-AB-R-E (Flessione-ABduzione-Rotazione esterna-Estensione)

P.P.: soggetto supino gambe tese.

Esecuzione: flettere un ginocchio e portare il tallone sul ginocchio controlaterale (Fig. 10.20). L'esaminatore blocca l'anca controlaterale con la mano e preme sul ginocchio flesso lateralmente e in basso finché è possibile per ottenere la massima abduzione e rotazione esterna.

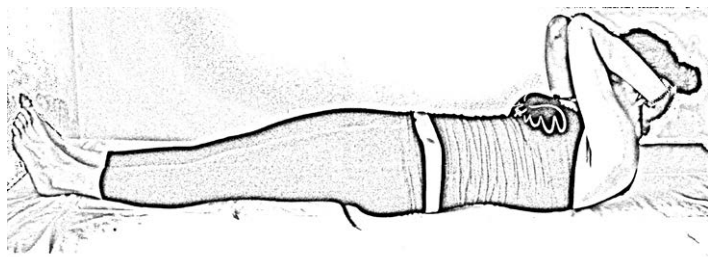


Fig. 10.10

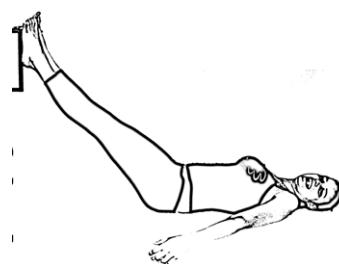


Fig. 10.11



Fig. 10.12



Fig. 10.13

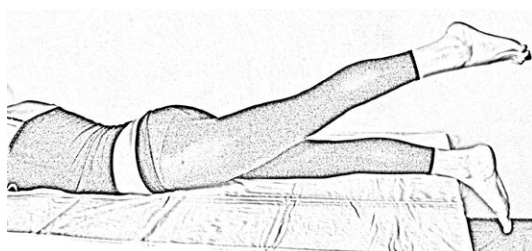


Fig. 10.14

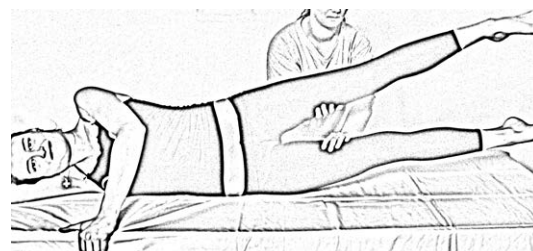


Fig. 10.15



Fig. 10.16

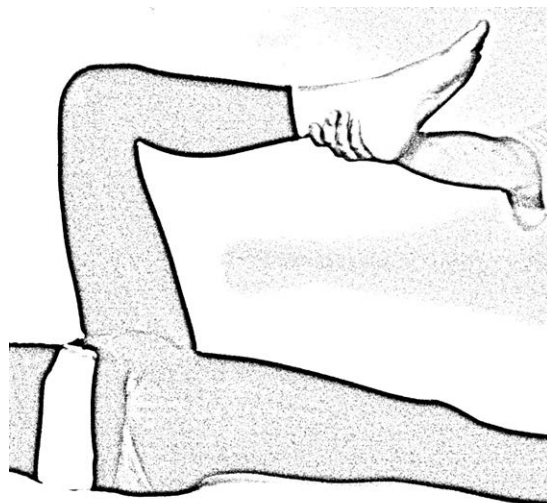


Fig. 10.17

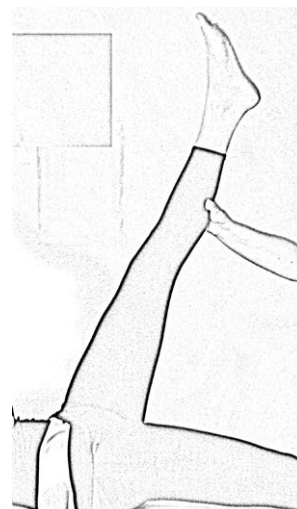


Fig. 10.18

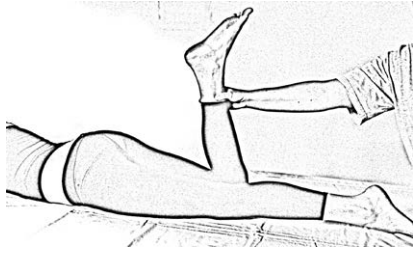


Fig. 10.19

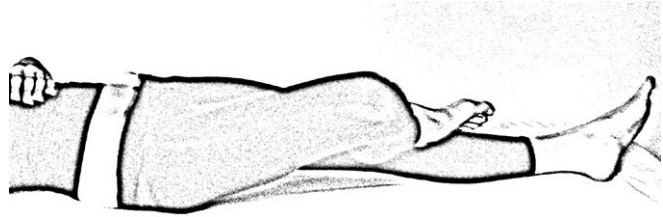


Fig. 10.20



Fig. 10.21



Fig. 10.22



Fig. 10.23

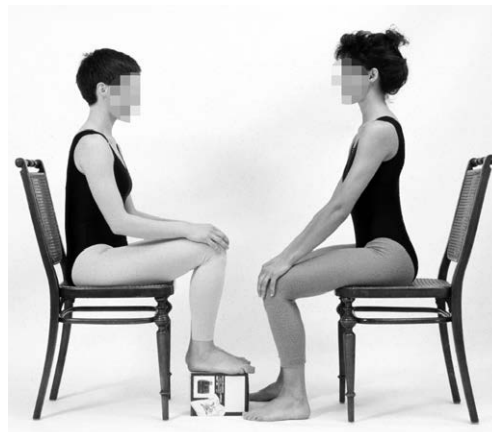


Fig. 10.24

Valutazione: il test è positivo quando durante l'esecuzione della manovra compare dolore all'anca e indica un problema relativa alla sola anca escludendo la patologia sciatica.

N.B. L'utilizzo del test escludere che il dolore riferito all'anca dipenda dal rachide lombare.

10.3 Posizioni di partenza (P.P.)

Si è detto del ruolo fondamentale della postura sulla produzione di carichi mal distribuiti e che il riequilibrio posturale è alla base del metodo C.A.MO.[®] anche nei programmi di prevenzione primaria e secondaria del BP di origine meccanica. Di seguito indichiamo come procedere.

Sulla base di quanto emerge dall'esame morfofunzionale e dai test avviene la scelta delle P.P.:

- posizioni in carico: eretta e seduta;
- posizioni in parziale carico: quadrupedia;
- posizioni in scarico: decubito prono, supino, sul fianco.

Da esse sono ricavate le P.R.

Le P.P. devono essere personalizzate in base alle caratteristiche del soggetto, alla sintomatologia dolorosa e alla finalità principale dell'esercitazione; per evitare errori di localizzazione dell'azione e di esecuzione in ogni P.P. bisogna adattare accuratamente gli atteggiamenti del capo, delle spalle, degli arti superiori, del bacino e degli arti inferiori.

Le P.P. sono messe a punto nei minimi particolari e insegnate con cura; il soggetto, assumendo consapevolmente e memorizzando le P.P., si esercita nel controllo del proprio corpo, il primo esercizio di riequilibrio posturale.

P.P. eretta (Fig.10.21, Fig. 10.22): in piedi davanti a uno specchio e senza appoggio alla parete, prendere coscienza delle curve fisiologiche sul piano sagittale, delle asimmetrie e dei dislivelli sul piano frontale. Da questa P.P. si apprende il controllo del capo e del bacino e le ripercussioni sulle lordosi cervicale e lombare. Se da questa P.P. si eseguono esercizi per il cingolo scapolo omerale e per il dorso è utile piegare le ginocchia, tenere glutei leggermente contratti, addome retratto, mento in retropulsione e spalle basse.

P.P. seduta (Fig. 10.23, Fig. 10.24): la seduta deve essere di altezza tale da permettere un angolo al massimo di 90° tra coscia e bacino; una seduta alta provoca iperlordosi lombare, una seduta bassa provoca la cifotizzazione del rachide lombare. Quindi se la seduta è alta e l'esercizio richiede che il rachide lombare venga stabilizzato, oltre al controllo volontario della parete addominale è utile predisporre un supporto sotto i piedi. Durante l'esecuzione mantenere busto eretto, mento retratto e spalle basse.

P.P. quadrupedia (Fig. 10.25): la posizione base prevede gli angoli gamba-coscia, coscia-busto e busto-arti superiori di circa 90°, addome retratto, testa in linea con il busto, sguardo al pavimento e caviglie rilassate; in caso di rigidità delle ginocchia o delle caviglie predisporre un cuscino tra gamba e coscia e sotto il dorso dei piedi. È preferibile che il bacino rimanga sempre arretrato rispetto alla verticale piuttosto che sbilanciato in avanti.

A ogni variazione di altezza del bacino corrisponde una differente localizzazione sul rachide lombare:

- seduti sui talloni, l'angolo coscia-bacino chiuso produce cifotizzazione lombare (Fig. 10.26);
- bacino a 45°, l'angolo coscia-bacino più aperto rende il rachide lombare più mobile (Fig. 10.27);
- bacino a 90°, con angolo coscia-bacino aperto il rachide lombare è lordotizzato e molto mobile (Fig.10.28).

P.P. decubito supino, prono, sul fianco: bisogna predisporre tappetini e cuscini di varie altezze (Fig. 10.29).per supportare la testa e il rachide cervicale e lombare.

La maggior parte degli esercizi in scarico avvengono in *decubito supino* dove la posizione degli arti inferiori determina importanti mutamenti nell'assetto del rachide:

- nel decubito supino con gambe tese, i muscoli ileo-psoas sono allungati e si accentua la lordosi lombare (Fig. 10.30);



Fig. 10.25



Fig. 10.26



Fig. 10.27



Fig. 10.28



Fig. 10.29



Fig. 10.30



Fig. 10.31



Fig. 10.32



Fig. 10.33



Fig. 10.34



Fig. 10.35

- con gambe piegate l'angolo coscia-bacino è ridotto e si riduce la lordosi lombare (Fig. 10.31);
- con gambe flesse si riduce ulteriormente l'angolo coscia-bacino e appoggiando le gambe su un rialzo si riduce il carico su L3; è chiamata posizione psoas ed è la posizione meno gravosa e favorisce l'idratazione dei dischi (Fig. 10.32); quando è gradita è un'ottima P.R.

La chiusura dell'angolo coscia-bacino si ottiene anche dalla P.P. seduta in appoggio su un piano inclinato e determina una riduzione della lordosi lombare e la stabilizzazione del bacino (Fig. 10.33).

Per la P.P. decubito prono conviene utilizzare una superficie morbida e un cuscino sotto l'addome (Fig. 10.34). È la P.P. degli esercizi in lordosi e degli esercizi per l'irrobustimento dei glutei e dei muscoli dorsali da preferire nei casi di cifosi dorso lombare. Non è sempre gradita nel LBP. Nel decubito sul fianco appoggiare il capo su cuscini e al bisogno posizionarli anche sotto il fianco e tra le ginocchia (Fig. 10.34, Fig. 10.35). Se gradite sono ottime P.R.

Imparare ad assumere e mantenere senza errori le P.P. e il controllo di sé dall'inizio alla fine di ogni esercizio: rappresenta l'esercizio nell'esercizio che permette di amplificarne la valenza e di arricchirlo di finalità accessorie molto utili al raggiungimento della modificazione dello schema posturale.

10.4 Posizioni di relax (P.R.)

Ogni P.P. può divenire una P.R. e quindi una posizione antalgica ideale per le esercitazioni di rilassamento psicofisico. Le P.R. sono una evoluzione delle P.P. già descritte, devono risultare indolori e comode e sono valide finché il soggetto ne sentirà il beneficio. Per ogni persona bisogna provare varie posizioni fino a quando si trovano quelle gradite; si utilizzano palle, palline, cuscini, sostegni, supporti di vario tipo e di diverse angolature delle leve arti superiori e arti inferiori.

Raccomandiamo la massima cautela nella fase di ricerca delle P.R. e, successivamente, anche durante il loro mantenimento prolungato perché, indipendentemente dalla bontà della posizione, non sempre la persona è nelle migliori condizioni per utilizzarla, oppure commette errori nel posizionamento. In questi casi la posizione deve essere abbandonata e sostituita con un'altra.

Le P.R. devono essere assunte al bisogno all'inizio, durante o alla fine per il rilassamento generale nelle sedute in palestra ma anche in qualsiasi momento della giornata se ne senta il bisogno. Le immagini che seguono illustrano P.R. semplici o complesse (Fig. 10.36, Fig. 10.37, Fig. 10.38, Fig. 10.39, Fig. 10.40, Fig. 10.41, Fig. 10.42, Fig. 10.43, Fig. 10.44, Fig. 10.45).



Fig. 10.36



Fig. 10.37



Fig. 10.38



Fig. 10.39



Fig. 10.40



Fig. 10.41



Fig. 10.42



Fig. 10.43



Fig. 10.44



Fig. 10.45

Capitolo 11

Orientamenti per la scelta delle esercitazioni

11.1 Aspetti fondamentali

Per prendere coscienza e interiorizzare gli apprendimenti attraverso l'esercizio fisico è necessario che sia condotto un lavoro di tipo analitico. Tuttavia all'interno del nostro organismo le varie funzioni neurologiche, motorie, cardiocircolatorie, endocrine e respiratorie interagiscono e il movimento risente di questi complessi sistemi di relazione. Pertanto le esercitazioni proposte non rappresentano un modello capace di condurre a una soluzione assoluta del problema, ma hanno lo scopo di rendere maggiormente comprensibili i concetti teorici illustrati nei capitoli precedenti, evidenziando le possibilità di applicazioni pratiche.

Gli esercizi sono gli strumenti delle Scienze Motorie; il segreto è avere le conoscenze necessarie per saperli scegliere e adattare opportunamente alla persona.

Questi i fondamenti principali del metodo C.A.MO.[®] per la scelta delle esercitazioni.

- Riequilibrare la postura scorretta perché l'alterazione del profilo fisiologico della CV aumenta i bracci di leva con cui agiscono i carichi gravitari, riduce gli spazi tra le faccette articolari, cuneizza i dischi e incrementa la richiesta di attivazione muscolare producendo carichi che portano alla depressurizzazione dei dischi.
- Mantenere l'integrità delle strutture rachidee perché il pericolo di danneggiamento dipende dall'altezza del disco e dagli spazi tra le faccette.
- Evitare quei movimenti della CV che, attivati in associazione al movimento voluto, possono provocare fenomeni algici indiretti e sviluppare l'educazione, la mobilità, la propriocezione e il controllo.
- Limitare le torsioni del tronco e localizzarle più nel tratto toracico che in quello lombare così il contrasto passivo al movimento si produce per graduale accumulo di energia elastica nella deformazione della cassa toracica e si evita il contatto brusco tra le faccette articolari lombari e l'attivazione dei nocicettori ivi situati.
- Limitare le flessotorsioni perché la rigidità del disco cresce esponenzialmente con la deformata e anche se modeste producono grandi alterazioni all'interno della geometria discale, predisponendo al danno l'anello fibroso.
- Limitare le flessioni laterali che, a parità di rotazione, massimizzano le deformazioni delle fibre più esterne dell'anello.
- Evitare i movimenti e le posture in iperestensione soprattutto in stazione eretta perché possono danneggiare i legamenti capsulari e interspinosi per schiacciamento tra i processi articolari.

- Eseguire i movimenti di estensione e torsione sotto un continuo e coordinato controllo muscolare e posturale in modo che il contatto tra le faccette non provochi eccessivi danni al disco ma sia efficacemente supportato da legamenti, disco e muscoli.
- Correggere l'aumento della cifosi dorsale perché indebolisce i muscoli dorsali e sollecita i legamenti e le fibre posteriori dell'anello oltre a provocare cuneizzazione dei dischi e un dannoso aumento delle lordosi cervicale e lombare di compenso.
- Correggere l'aumento delle lordosi cervicale e lombare che provocano un restringimento dei forami intervertebrali e del canale midollare, nonché azioni meccaniche sulle radici nervose e il trasferimento di carichi sulla parte posteriore dell'anello; questi fenomeni sono causa, a loro volta, di asimmetrie negli sforzi tessutali, alterazioni metaboliche del disco e aumento della compressione sulle cartilagini articolari e possono attivare direttamente varie tipologie di reazioni algiche e di degrado tessutale.
- Riservare un'attenzione particolare alle alterazioni posturali in età anziana perché la produzione di sforzi tessutali associati alle variazioni posturali cresce con la riduzione dell'altezza del disco.
- Riservare un'attenzione particolare alle alterazioni posturali in età evolutiva perché determinano irrigidimenti muscolo legamentosi e influenzano la crescita ossea.
- Studiare protocolli di esercizi vari e stimolanti perché il raggiungimento di una buona postura non può prescindere dall'acquisizione di un certo grado di coordinazione anche nel controllo neuromuscolare dei riflessi posturali; un buon livello di coordinazione rappresenta un miglioramento generale e produce notevoli vantaggi fisiologici nei soggetti che possiedono o acquisiscono sotto educazione una consapevolezza della postura e del movimento tridimensionale e riescono a percepire chiaramente il livello di attivazione impresso ai fasci muscolari trasferendo i vantaggi dal semplice assetto posturale all'equilibrio dinamico.

Una volta definite le strategie motorie, le P.P. e gli esercizi inizia il lavoro in palestra di controllo sulla correttezza dell'esecuzione.

11.2 Finalità principali degli esercizi

La strutturazione di nuovi schemi posturali e motori si ottiene quando il soggetto è consapevole e il suo corpo è diventato disponibile al cambiamento; il percorso prevede esercizi mirati e personalizzati di presa di coscienza, propriocettivi, di educazione respiratoria, di rilassamento, di incremento della forza, di mobilità articolare e di educazione all'utilizzo degli arti inferiori e superiori per risparmiare carichi sulla CV. Gli esercizi devono armonizzarsi con i consigli della BS così il soggetto memorizza più facilmente sia gli uni che gli altri. Riguardo ad altre indicazioni si ricorda che tra le varie attività motorie proponibili nel trattamento del BP, la corsa alimenta solo la parte periferica del disco perché gli impulsi dinamici trasmessi hanno una durata troppo breve e sono da preferire la camminata e movimenti lenti e progressivi che influiscono positivamente sul metabolismo della parte più interna del disco.

11.2.1 La percezione, la presa di coscienza del proprio corpo e della CV

La percezione è il punto di partenza di ogni attività umana motoria e intellettuale, ambedue collegate all'aspetto percettivo e influenzate dalla quantità e dalla qualità delle percezioni che stimolano il cervello. Le informazioni sensoriali, i sistemi di controllo motorio e i rapporti tra gli stessi hanno da sempre attirato l'attenzione degli studiosi fin dai tempi di Cartesio e di Aristotele al quale si deve l'enumerazione dei 5 organi di senso vista, udito, tatto, olfatto, gusto.

Sir Charles Sherrington nel secolo passato scrisse che la stazione eretta è una risposta posturale estesa e composita che si attua con la contrazione dei muscoli antigravitari i quali controbilanciano il peso del corpo che altrimenti, flettendo le articolazioni, provocherebbe la caduta a terra; nel 1906 introdusse il concetto di sensibilità propriocettiva per indicare l'insieme dei segnali nervosi che si originano durante il movimento. Secondo questa teoria gli stimoli adeguati sono applicati dall'organismo stesso, da qui il termine proprio, riferito a recettori specifici che si trovano all'interno degli organi di movimento.

La componente propriocettiva è costituita dai fusi neuromuscolari e dagli organi muscolo tendinei del Golgi ed entrambi fanno parte della categoria dei recettori da stiramento perché sono sensibili alle modificazioni fisiche indotte nel muscolo da uno stiramento. Tuttavia, a causa della loro diversa disposizione anatomica nel tessuto muscolare, i primi inviano al SNC informazioni concernenti la lunghezza del muscolo, mentre i secondi segnalano il grado di tensione sviluppata dal muscolo. Alla sensibilità propriocettiva partecipano altre terminazioni sensitive, gli esterocettori, situati all'interno e in prossimità delle articolazioni che comprendono i corpuscoli di Pacini, presenti anche nei muscoli, i corpuscoli di Ruffini, terminazioni nervose libere, individuate da Beswick nel 1955, e i tenso pressocettori viscerali, ipotizzati da Miller e Waud nel 1925 e Moody e Van Nuys nel 1940, attivati dallo spostamento delle strutture mesenteriche e retroperitoneali in seguito ai cambiamenti di posizione. Nella sensibilità propriocettiva dagli studi di D. Burke del 1974 verrebbero inclusi anche gli stimoli provenienti dai recettori cutanei in grado di evocare risposte posturali nonostante la loro natura prevalentemente fasica perché la loro localizzazione strategica e la tonicità della loro scarica fa pensare che influenzino la postura (Burke, Gandevia e Macefield 1988). L'equilibrio mantenuto nella postura eretta è un tipico e importante esempio di come tutti i meccanismi propriocettivi siano coinvolti producendo un dispositivo effettore in grado di generare una prestazione perdurante nel tempo senza apprezzabile perdita di potenza e perfettamente compatibile con la funzione di sostegno posturale antigravitario.

La biomeccanica dedicata alla motricità e al controllo della postura fa continuamente riferimento agli organi di senso, e in particolare: alla vista per individuare le posizioni spaziali, gli spostamenti relativi e le velocità; all'orecchio nella sua funzione di accelerometro, per gli effetti inerziali conseguenti alla variazione dello stato di moto, per le indicazioni di variazioni dell'energia cinetica posseduta e la percezione degli impulsi dinamici; al tatto nella sua funzione di dinamometro delegato alla valutazione delle forze dinamiche e statiche nei contatti.

Oggi conosciamo la natura del sistema operante in retroazione che caratterizza il sistema motorio umano e possiamo affermare non solo che le informazioni sensoriali sono necessarie alla motricità e al suo controllo ma anche che il collegamento tra percezione e movimento non si esplica a senso unico bensì a doppio senso: agisco perché percepisco e percepisco perché agisco.

La percezione è dunque inscindibilmente legata al controllo del movimento in corso di esecuzione.

La percezione di sé implica la capacità di attenzione sul proprio corpo e sulle sue modalità di funzionamento. Controllare i movimenti, essere coscienti e ascoltare la moltitudine d'informazioni che il corpo invia durante il mantenimento di posizioni o l'esecuzione dei movimenti è una pratica fondamentale ed essenziale che porta alla graduale presa di coscienza del proprio corpo. Nel corso dell'apprendimento è di estrema importanza fissare l'attenzione sulle azioni e sulle reazioni del corpo per facilitare la correzione e la memorizzazione del gesto eseguito.

Gli esercizi propriocettivi stimolano in maniera crescente i sistemi propriocettivi e i centri nervosi dai quali dipende la regolazione dell'equilibrio posturale. Poiché l'equilibrio non è rappresentato da una situazione definita ma deriva da un continuo adattamento tonico posturale coordinativo, l'allenamento deve essere basato su esercitazioni che inducano la muscolatura a reagire utilizzando il pieno funzionamento di tutte le aree di informazione e a

fornire una corrispondente e appropriata risposta motoria alla nuova situazione posturale. Quando invece questo controllo è carente o le risposte sono tardive e inesatte si determina un errore nel gesto da eseguire o una caduta; per questo esercitare la propriocettività aiuta a prevenire le cadute nell'anziano.

Grande importanza riveste l'appoggio plantare in grado di fornire il maggior numero di informazioni propriocettive derivanti dai recettori situati nella parte anteriore del tallone, sotto la testa dei metatarsi, sotto l'alluce e nei muscoli lombricali. Tali messaggi ci consentono di percepire continui cambiamenti di pressione in diversi punti della pianta del piede accompagnati da oscillazioni dell'arto in appoggio e di tutto il resto del corpo. Queste oscillazioni sono determinate inconsciamente dalla contrazione e dal rilassamento muscolare che mettono in movimento le masse corporee affinché la proiezione del baricentro cada sempre nell'ombra d'appoggio della pianta del piede medesimo. Per approfondimenti si rimanda al libro *Rieducazione del piede problematiche biomeccaniche e posturali statiche e dinamiche* (Martinelli 2011b). Dunque lo scopo degli esercizi propriocettivi è il mantenimento della posizione voluta unito a un'elevata capacità di correzione degli sbilanciamenti; e con la ripetizione degli esercizi si acquisisce sicurezza, rapidità e precisione.

Si utilizzano le P.P. precedentemente scelte e gli esercizi sono di facile esecuzione per favorire un approccio positivo, i movimenti vengono eseguiti lentamente, l'attenzione rivolta alle parti del corpo coinvolte mentre il resto del corpo rimane rilassato e il ritmo di esecuzione è scandito dagli atti respiratori. Indi si procede ad attivare le funzioni necessarie.

Per attivare la funzione di percezione si parte da una esecuzione globale con poche indicazioni per arrivare a cogliere particolari sempre più precisi e fini; la percezione dei dati esterni avviene attraverso gli organi di senso e in particolare tatto, vista e udito.

La funzione di interiorizzazione è la capacità di orientare l'attenzione sul proprio corpo e viene stimolata con la concentrazione durante gli atti respiratori e l'esecuzione dei movimenti.

La funzione di aggiustamento entra in gioco in situazioni che richiedono risposte motorie adeguate a particolari stimoli e i risultati si evidenziano quando gli esercizi sono stati ben interiorizzati.

Per facilitare la presa di coscienza della CV bisogna tener conto che il rachide ha una scarsa rappresentazione mentale a livello del SNC, quindi il soggetto sarà stimolato visivamente davanti allo specchio e con contatti al suolo e alla parete a prendere coscienza delle proprie asimmetrie e rigidità; gli esercizi saranno inizialmente segmentari, con alternanza di contrazioni e decontrazioni muscolari, eseguiti anche in condizione di equilibrio instabile (Fig. 11.1, Fig. 11.2, Fig. 11.3, Fig. 11.4 Fig. 11.5, Fig. 11.6).

Nell'assumere la P.P. e durante l'esecuzione degli esercizi l'attenzione deve essere rivolta alle curve rachidee, se sono accentuate oppure ridotte, se rigide oppure mobili, se la muscolatura è contratta o no, alla posizione del capo, delle spalle, del bacino e degli arti inferiori.

Per il rachide lombare bisogna fare le seguenti considerazioni.

- Subisce gli effetti dei carichi provenienti dall'alto, delle posture incongrue e dei carichi impulsivi provenienti dal basso durante l'impatto del piede al suolo.
- L'iperlordosi lombare è un atteggiamento negativo perché comprime le fibre posteriori del disco compromettendone l'attività metabolica, riduce le dimensioni del canale spinale e dei forami, aumenta il carico sulle faccette articolari, quindi causa una serie di modificazioni geometriche e distribuzione di carichi tutti potenzialmente algici.
- Nell'attività dinamica, nel trasporto e sollevamento di gravi, nei casi di vibrazioni continue e di impulsi d'urto, un aumento anche modesto della lordosi rende lassi i legamenti lombari posteriori e fa lavorare solo i muscoli, più adatti per dissipare energia meccanica ed asportarla sotto forma di energia termica.

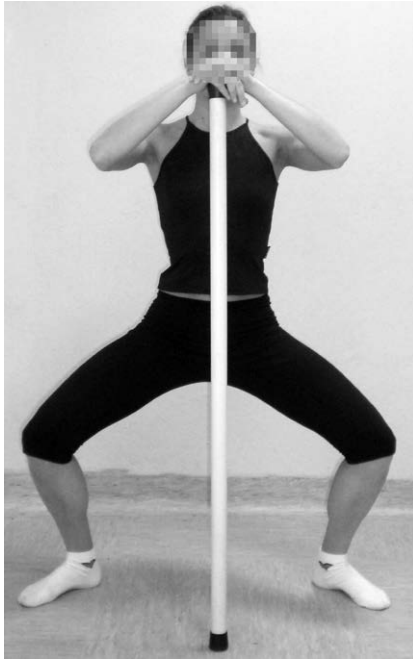


Fig. 11.1



Fig. 11.2



Fig. 11.3



Fig. 11.4



Fig. 11.5



Fig. 11.6

- Esercizi lenti e controllati con modeste flessioni favoriscono il metabolismo discale, riducono la compressione sulle faccette, aprono i forami e ridistribuiscono meglio i carichi sui piatti vertebrali.
- Le iperflessioni invece danneggiano i legamenti interspinoso, sopraspinoso, i legamenti capsulari e le fibre posteriori del disco.
- L'indicazione generale è ricercare l'assetto posturale che orizzontalizza il disco L3-L4 limitando il basculamento del bacino in retroversione e attivando volontariamente la contrazione stabilizzatrice del trasverso dell'addome.

Per il rachide dorsale bisogna fare le seguenti considerazioni.

- È la regione rigida della CV e per prenderne coscienza è importante utilizzare lo specchio e il contatto con una superficie; durante l'esecuzione degli esercizi bisogna mantenere la correttezza della P.P. per evitare compensi cervicale e lombare.

Per il rachide cervicale bisogna fare le seguenti considerazioni.

- È una regione mobile e molto sollecitata; gli esercizi di presa di coscienza sono indispensabile per apprendere il controllo e la stabilizzazione.

11.2.2 Educazione respiratoria

Respirare è una azione automatica regolata dal SNC e la maggior parte delle persone utilizza soltanto un terzo delle reali capacità del nostro apparato respiratorio. L'ossigeno è introdotto in modo regolare con gli atti respiratori inspirazione ed espirazione ma non può essere immagazzinato, per questo dobbiamo imparare a respirare bene con esercizi specifici (Fig. 11.7, Fig. 11.8, Fig. 11.9). Partendo dalla presa di coscienza del nostro modo di respirare si effettuano esercizi specifici.

Esecuzione: P.P. supini gambe piegate o in posizione psoas, una mano sull'addome e l'altra sul torace (Martinelli 1993).

1. Prendere coscienza del proprio modo di respirare.
2. Inspirare lentamente dal naso pensando di portare l'aria fino sotto l'ombelico in modo da utilizzare anche la parte inferiore dei polmoni e gonfiare l'addome.
3. Senza interrompere l'inspirazione continuare a espandere l'addome e la cassa toracica.
4. Infine gonfiare anche la parte superiore dei polmoni, sollevando ulteriormente il torace.
5. La fase inspiratoria dura circa 5 sec., arrivati al limite attendere 2 sec. a polmoni pieni, quindi:
6. espirare più a lungo possibile seguendo il percorso inverso e mantenendo l'addome retratto;
7. reprimere per un attimo l'impulso istintivo di inspirare e poi procedere a inspirare di nuovo.

L'espirazione dovrebbe durare almeno 10-15 sec.; in questa fase il muscolo diaframma si mantiene nella posizione a cupola, stimolando le sue fibre in allungamento.

La tecnica respiratoria proposta viene abbinata a tutti gli esercizi del metodo C.A.MO.[®] prestando molta attenzione a effettuare la retrazione dell'addome e non la retroversione del bacino (Martinelli 1993).



Fig. 11.7



Fig. 11.8



Fig. 11.9

11.2.3 Il rilassamento psicofisico

Tra le molte tecniche di rilassamento prediligiamo il rilassamento muscolare progressivo, una psicoterapia cognitivo comportamentale che si basa sull'alternanza contrazione-rilasciamento muscolare. La metodica fu ideata dal medico statunitense Edmund Jacobson (*Progressive Relaxation*, 1929; *How to relax and Have your baby*, 1959) allo scopo di sciogliere rapidamente gli stati di tensione, ansia o stress e le contratture muscolari antalgiche molto comuni nei casi di BP. Secondo Jacobson le contratture muscolari involontarie avvengono in particolare negli stati di stress psicologici, di allerta, di attenzione, nel mantenimento dell'equilibrio e nella stabilizzazione del rachide; nel caso specifico dei muscoli del collo con inserzioni dirette nel periostio vertebrale, una sensazione algica può derivare dalla continua tensione muscolare. Le contratture muscolari portano all'ischemia del muscolo e nella CV inibiscono il ricambio osmotico del disco, perciò è necessario esercitarsi al rilassamento preventivo e compensativo e acquisire atteggiamenti posturali corretti.

Il metodo C.A.MO.[®] utilizza le esercitazioni di rilassamento muscolare progressivo anche per favorire la presa di coscienza e la tecnica respiratoria.

Inizialmente il soggetto assume la P.R. preferita per poi passare alla P.P. supina, arti inferiori distesi ed extra ruotati, braccia lungo il corpo.

Esecuzione: estendere le dita dei piedi spingendole verso il corpo (flessione dorsale), mantenere la posizione e poi rilassare quindi eseguire il movimento contrario (flessione plantare); contrarre i muscoli di un arto inferiore con il piede in flessione dorsale, mantenere la posizione poi rilassare ed eseguire con l'altro; contrarre i glutei e muovere il bacino in leggera retroversione, sentire il rachide lombare aderire al pavimento, mantenere la posizione e poi rilasciare; retrarre l'addome, mantenere la contrazione e rilassare; alzare le spalle e incassarvi la testa poi allungare il collo spingendo le spalle in basso, mento in retropulsione e sguardo rivolto avanti, poi rilasciare.

N.B. In ogni esercizio mantenere la contrazione 4-6 sec. fino a 8 sec. e rilassare la muscolatura per 10 secondi prima di ripetere. Ogni esercizio viene svolto 3-5 volte. Alla fine rimanere sdraiati per qualche minuto cercando di percepire lo stato di profondo rilassamento. Abbinare una respirazione addominale lenta e profonda. Se durante l'esecuzione si avverte dolore cambiare la P.P. e ridurre l'intensità delle contrazioni (Jacobson 2011). Le esercitazioni proposte devono essere eseguite giornalmente anche a domicilio. (Martinelli E. 1993).

11.2.4 Importanza del potenziamento muscolare

L'attività fisica produce modificazioni e rimodellamenti adattativi nei tessuti disponibili come i muscoli, le ossa, i legamenti spinali e le cartilagini articolari; per il disco si hanno dubbi sulla reale possibilità di una modificazione adattativa ma l'attività fisica è comunque consigliabile perché contribuisce a favorirne il metabolismo e a ritardare il degrado. Tutti i danni del disco derivano ed evolvono a causa di una riduzione metabolica iniziale di varia eziologia.

Una scarsa forza muscolare contribuisce ad aumentare l'instabilità della CV esponendola a rischi di BP; per combatterla occorre trovare un equilibrio aumentando l'intensità dei momenti che si contrappongono nella specifica sezione articolare. Tali momenti vengono prodotti preferibilmente agendo con bracci di leva grandi che minimizzano le compressioni discali, quindi privilegiando l'azione dei muscoli rispetto ad altri contributi stabilizzanti, come i legamenti, ma meno convenienti perché non consentono di controllare le deformate.

I grandi muscoli dorsali però non sono adatti al controllo della instabilità in un EF perché coinvolgono ampi tratti del rachide, quindi la loro attivazione produce una flessione generalizzata e accentua l'instabilità; contro di essa è invece molto efficace la tonicità dei muscoli brevi

intrinseci della CV che collegano soltanto una o due articolazioni e vengono reclutati proprio attraverso specifiche P.P. e con la tecnica di esecuzione degli esercizi che proponiamo.

Le sinergie muscolari equilibratrici anteriori e posteriori per la stabilizzazione del rachide si ottengono reclutando la muscolatura di dorso, glutei, psoas e quella addominale perché oltre a stabilizzare il bacino è attiva nella produzione della PIA indispensabile per scaricare il tratto toracico e quello lombare dalle sollecitazioni in flessione compressione e contrastare le iperestensioni senza comprimere le cartilagini delle faccette articolari.

11.2.5 Ruolo della muscolatura rachidea nel controllo posturale, delle instabilità articolari e sull'adattamento tessutale

Incrementare la forza dei muscoli della CV è indispensabile perché:

devono essere in grado di limitare la reazione dei legamenti e dell'anello fibroso, quando questi vengono sottoposti ai sovraccarichi;

- hanno bracci di leva maggiori rispetto alle fibre del disco e ai legamenti per cui sono in grado di produrre i momenti desiderati con forze minori e minime compressioni sui i dischi;
- sono gli unici elementi della CV capaci di fornire una forza in modo indipendente dalla deformazione che subiscono, perciò solo loro possono progettare la postura e tarare la stabilità rachidea;
- devono essere in grado di contrastare una forza inerziale improvvisa che altrimenti sarebbe a carico solo dei legamenti e dei dischi e, in caso di lassità legamentosa, l'offesa colpirebbe direttamente le fibre dell'anello del disco;
- devono agire per limitare la flessione anteriore e per ridurre il conseguente rischio di prollasso discale posteriore mentre i legamenti, avendo bracci più corti, comprimono maggiormente il disco e sono essi stessi a rischio di danni;
- stabilizzano le articolazioni rachidee quando la depressurizzazione giornaliera del disco e la sua riduzione di spessore rilassa i legamenti;
- aumentano la resistenza all'affaticamento con riduzione del rischio di trasferimento di eccessivi sforzi ai legamenti e alle fibre del disco;
- con l'invecchiamento il disco e l'osteoporosi provocano una cattiva distribuzione degli sforzi sul sistema anello-piatto e un indebolimento delle vertebre; la riduzione dei picchi può essere fatta solo mediante la correzione posturale unita all'attivazione muscolare, così da garantire la minima sollecitazione sul sistema indebolito.

11.2.6 Ruolo della muscolatura addominale nella produzione della PIA

Gli studi condotti negli ultimi anni descrivono il ruolo importante della PIA nella riduzione dei carichi pressori sul rachide lombare e il suo efficiente meccanismo di produzione. Bartelink (1957: 718) e Cresswell, Grundström e Thorstensson (1992: 409) con rilievi EMG nelle operazioni di sollevamento del busto o di un peso hanno dimostrato l'assenza di attività nel retto dell'addome, una attività assai modesta nell'obliquo esterno e in quello interno e una intensa attivazione nel trasverso dell'addome. In base a questi risultati Daggfeldt e Thorstensson (1997: 1149) hanno riesaminato globalmente il problema biomeccanico in questione ricorrendo a una serie di modelli capaci di esprimere le differenti tipologie in cui si può presentare il sistema unito costituito da cavità addominale + cassa toracica nella produzione della PIA. Anche se molto dipende dalla morfologia anatomica del soggetto, dallo stato fisico, dalla tonicità muscolare e dall'età (Becchetti e Parodi 1997: 66), le registrazioni EMG condotte sui muscoli addominali

durante manovre di estensione del tronco sotto carico indicano una marcata attivazione delle fibre muscolari ad andamento trasverso contrapposta a una modesta attività di quelle longitudinali, confermando la scarsa attivazione delle fibre muscolari addominali a orientamento verticale. Quindi riteniamo utile irrobustire la parete addominale nel suo insieme ma con un maggior coinvolgimento del muscolo trasverso.

La nostra scelta è appropriata anche nei casi di LBP in base a queste considerazioni:

- la contrazione del retto addominale avvicina il pube alle coste dunque porta il bacino in retroversione con forte riduzione della lordosi lombare e allungamento della muscolatura spinale; tale basculamento è da proporre con molta cautela nei casi di LBP e mai all'inizio del trattamento o a muscolatura fredda;
- la contrazione del muscolo trasverso produce la retrazione dell'addome e la spinta dei visceri in dentro, senza basculamento del bacino; si tratta di un movimento che rispetta la lordosi fisiologica, non ha controindicazioni ed è efficace anche nel trattamento del LBP.

In ogni caso utilizzare consapevolmente la muscolatura addominale riduce i carichi e stabilizza il rachide lombare (core stability), mentre quando l'intervento della muscolatura addominale è inadeguato anche alcune posture e movimenti abituali costituiscono pericolose condizioni di rischio di BP come l'iperlordosi lombare, i movimenti di flesso-torsione del busto in carico, la flessione del busto mantenuta per un tempo prolungato o nel sollevamento di carichi, le iperestensioni del busto.

Il controllo della parete addominale si deve attuare anche nella deambulazione, negli esercizi in quadrupedia, in decubito supino e sul fianco, che prevedono movimenti degli arti inferiori, negli esercizi consistenti in movimenti del busto e degli arti superiori, nelle flessioni del busto dalla stazione eretta, nelle azioni di sollevamento di pesi, negli esercizi di mobilizzazione e di irrobustimento per il rachide dorsale e cervicale che implicano un controllo della regione lombare.

Tra gli esercizi di irrobustimento della parete addominale compaiono anche le flessioni estensioni degli arti inferiori sul busto, quindi esercizi potenzialmente dannosi per il rachide lombare e il LBP in quanto lo psoas, flessore dell'anca, si inserisce sulle 5 vertebre lombari e durante la sua azione determina sovraccarico e iperlordosi lombare. Ma in virtù della tecnica di esecuzione questi esercizi diventano allenanti per la muscolatura addominale e non dannosi; infatti il movimento degli arti inferiori deve essere preceduto dalla retrazione dell'addome che stabilizza il bacino e impedisce il suo basculamento, in questo modo si controbilancia il carico degli arti inferiori. Perché l'esercizio sia efficace e non dannoso la retrazione addominale deve essere mantenuta durante tutto il movimento degli arti inferiori, flessione e, a maggior ragione nell'estensione; in questo modo il soggetto impedisce volontariamente l'azione lordotizzante degli psoas e irrobustisce gli addominali.

Di seguito alcuni esercizi esplicativi a prevalente azione di irrobustimento della muscolatura addominale.

Esercizio specifico di irrobustimento del trasverso (Fig. 11.10)

Esecuzione: P.P. quadrupedia; le ginocchia vengono sollevate da terra 4-5 centimetri e la posizione mantenuta per circa 8 sec.

Altri esercizi a prevalente azione di irrobustimento della muscolatura addominale e di core stability sono illustrati nelle Fig. 11.11, Fig. 11.12, Fig. 11.13, Fig. 11.14, Fig. 11.15.

N.B. in tutti gli esercizi si raccomanda di stabilizzare il rachide cervicale e lombare, di non anteriorizzare e sollevare il moncone della spalla; si inspira da fermi e la durata della contrazione dipende dalla durata della espirazione.

Sbilanciando il busto indietro sottoponiamo il retto addominale ad un lavoro eccentrico.



Fig. 11.10



Fig. 11.11



Fig. 11.12



Fig. 11.13



Fig. 11.14



Fig. 11.15

11.2.7 Ruolo degli arti superiori

La buona funzionalità dell'articolazione scapolo-omerale è spesso compromessa da stati infiammatori, da sindromi cervico brachialgiche, da ipomobilità, traumi e difetti posturali. La posizione della spalla influenza l'atteggiamento del rachide e il dorso curvo si accompagna all'anteriorizzazione delle spalle. Il mantenimento o ripristino della salute dell'articolazione scapolo-omerale e l'irrobustimento della muscolatura del dorso e degli arti superiori sono fondamentali per risparmiare la schiena e scaricare il peso del busto sugli arti superiori è uno degli insegnamenti fondamentali della BS. Alcuni esercizi a prevalente azione di mobilizzazione dell'articolazione scapolo omerale e del rachide dorsale sono illustrati nelle Fig. 11.16, Fig. 11.17, Fig. 11.18.

I movimenti del cingolo scapolo omerale e degli arti superiori coinvolgono l'articolazione stessa e il rachide dorsale sui piani frontale e sagittale:

1. P.P. seduta, sollevando le braccia e le spalle alternativamente si mobilizza il rachide dorsale sul piano frontale;
2. P.P. seduta, eseguendo l'extrarotazione dell'omero con braccia a diversa altezza si produce una riduzione della cifosi con differenti localizzazioni (Pivetta S., Pivetta M. 2002a), (Fig. 11.19, Fig. 11.20, Fig. 11.21):
 - con le braccia tese lungo i fianchi si localizza nella regione dorsale alta;
 - con i gomiti flessi a 90° (posizione ventaglio) si localizza nella regione dorsale media;
 - con le braccia in linea con le spalle e gli avambracci flessi a 90° (posizione candelieri) l'azione si localizza nella regione dorsale bassa.

Negli esercizi da seduti bisogna mantenere la retropulsione del mento, le spalle basse e il controllo addominale eventualmente coadiuvato dalla chiusura dell'angolo coscia bacino.

3. P.P. seduta eseguire movimenti per la mobilizzazione sui tre piani (Fig. 11.22, Fig. 11.23);
4. P.P. decubito supino è indicata per chi ha scarso controllo posturale, rigidità del cingolo o BP e non riesce a eseguire correttamente gli esercizi dalle altre P.P. e necessita di mantenere la CV in scarico (Fig.11.24).
5. P.P. quadrupedia, eseguire movimenti con le leve arti superiori che producono effetti sul rachide sul piano frontale, quando lavorano singolarmente, mentre se agiscono insieme agiscono sul piano sagittale; in ogni caso si aggiunge l'effetto allungamento dei muscoli pettorali e per la localizzazione sulla CV vale l'angolo coscia bacino e l'altezza dell'appoggio delle mani (Fig. 11.25, Fig. 11.26, Fig. 11.27).

Gli esercizi di mobilizzazione del dorso producono l'allungamento dei muscoli pettorali.

In ogni P.P. mantenere la stabilità delle regioni cervicale e lombare.

Gli esercizi a prevalente azione di irrobustimento degli arti superiori e della muscolatura del dorso sono illustrati nelle Fig. 11.28, Fig. 11.29, Fig. 11.30, Fig. 11.31. Gli esercizi di irrobustimento isotonici e di tipo isometrico vengono inseriti una volta raggiunta una discreta mobilità e il controllo posturale; si utilizzano le braccia come leve da varie P.P., piccoli attrezzi e pesi. Durante l'esecuzione degli esercizi bisogna mantenere il controllo del rachide cervicale e lombare.

11.2.8 Ruolo degli arti inferiori

Il mantenimento dell'equilibrio in posizione eretta e le reazioni posturali automatiche messe in atto in caso di improvvise perturbazioni dipendono da azioni coordinate del busto e degli arti inferiori e le continue regolazioni sono basate su strategie posturali stereotipate, attivate per effetto delle oscillazioni antero posteriori. Secondo Horak e Nashner le reazioni posturali automatiche si attuano attraverso tre strategie che utilizzano la caviglia, l'anca e il passo e tra queste scegliamo la risposta più efficace per quella determinata sfida posturale, attivando la muscolatura necessaria per riportare il centro di massa corporea in uno stato di equilibrio.

Strategia della caviglia: il gastrocnemio contrasta l'oscillazione anteriore del corpo, mentre il tibiale anteriore contrasta quella posteriore; se però la perturbazione supera le capacità di riequilibrio insite nella strategia della caviglia, si attiveranno anche le altre due.

Strategia dell'anca: è impiegata in caso di disturbo posturale su superfici strette o in movimento, ad esempio su un tram che accelera.

Strategia del passo: è utilizzata in caso di forze improvvise che spostano il centro di massa oltre le possibilità di controllo, ad esempio quando si inciampa in un ostacolo.

I muscoli fondamentali per il controllo del centro di gravità in posizione eretta sono: ante-



Fig. 11.16



Fig. 11.17



Fig. 11.18



Fig. 11.19



Fig. 11.20



Fig. 11.21



Fig. 11.22



Fig. 11.23



Fig. 11.24

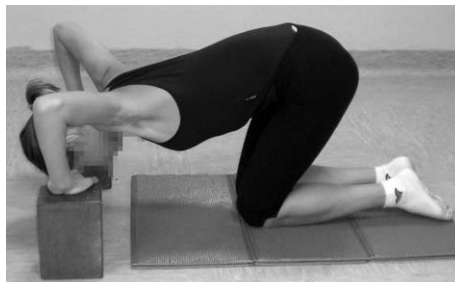


Fig. 11.25



Fig. 11.26



Fig. 11.27



Fig. 11.28



Fig. 11.29



Fig. 11.30

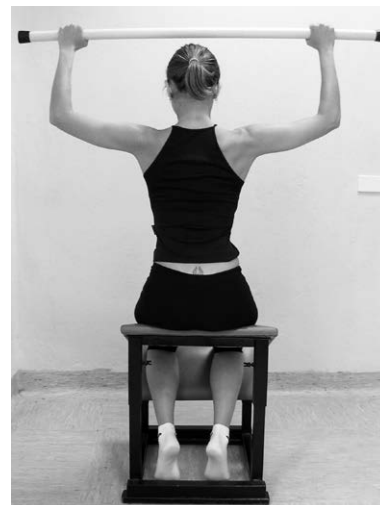


Fig. 11.31



Fig. 11.32



Fig. 11.33



Fig. 11.34



Fig. 11.35



Fig. 11.36



Fig. 11.37

riormente, addominali, quadricipite e tibiale anteriore; posteriormente, paravertebrali, glutei, ischio-crurali e gastrocnemio. In caso di debolezza della muscolatura degli arti inferiori, il sistema di controllo posturale riceve informazioni falsate e anche gli schemi di movimento ne risultano compromessi. Inoltre l'ipotonia muscolare limita il reclutamento della strategia dell'anca e del passo con conseguente pericolo di cadute, soprattutto se associata a rigidità articolare, a ridotti stimoli propriocettivi podalici e oculari, a sindromi dolorose o a disassamento del centro di gravità. Incrementare la forza muscolare, la mobilità articolare degli arti inferiori e l'equilibrio è importante anche per risparmiare la schiena come indicato nei fondamentali della BS.

Il controllo posturale e il mantenimento dell'equilibrio sono possibili soltanto con l'integrità di tutte le componenti dal piede al bacino. Nell'esecuzione degli esercizi in carico bisogna rispettare i rapporti fisiologici angolari di caviglia, ginocchio, anca. Mantenere sempre il controllo di tutto il rachide e del bacino e non tralasciare di allungare gli psoas, spesso contratti nel LBP.

Gli esercizi a prevalente azione di allungamento muscolare e di mobilizzazione articolare dell'articolazione coxo-femorale e dell'arto inferiore sono illustrati nelle Fig. 11.32, Fig. 11.33, Fig. 11.34, Fig. 11.35, Fig. 11.36, Fig. 11.37.

Gli esercizi a prevalente azione di irrobustimento muscolare degli arti inferiori e dei glutei, di equilibrio e di controllo posturale su piani instabili sono illustrati nelle Fig. 11.38, Fig. 11.39, Fig. 11.40, Fig. 11.41.

Fanno parte di questo gruppo gli esercizi di equilibrio da seduti, oppure in appoggio bi e monopodalico, su superfici instabili e gli affondi (Fig. 11.42, Fig. 11.43, Fig. 11.44). La scelta delle P.P. deve essere funzionale non tanto alla finalità principale dell'esercizio quanto alle reali capacità della persona che deve aver acquisito il necessario controllo posturale segmentario del rachide e del bacino.

Nei casi di LBP per gli esercizi di irrobustimento dei glutei prediligere la P.P. supina e sul fianco oppure prona ma con il ventre in appoggio su un panchetto.

11.3 La ripetizione

Il metodo C.A.MO.[®] prevede di effettuare gli stessi esercizi durante il primo mese di trattamento. In genere si tratta di 10-12 esercizi differenti, 3-4 per ogni P.P.: vengono ripetuti 10-15 volte ciascuno e il ritmo di esecuzione deve rispettare la durata degli atti respiratori.

La ripetizione degli esercizi permette al soggetto di apprendervi consapevolmente, di effettuare tutti gli aggiustamenti necessari, di perfezionarne l'esecuzione e di memorizzarli, crea condizionamenti posturali e attitudinali e aiuta nella conoscenza del proprio corpo attraverso



Fig. 11.38

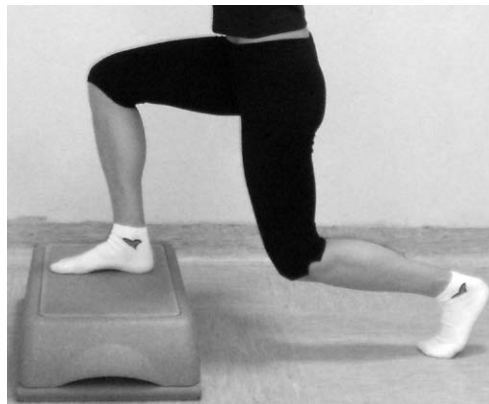


Fig. 11.39



Fig. 11.40



Fig. 11.41



Fig. 11.42

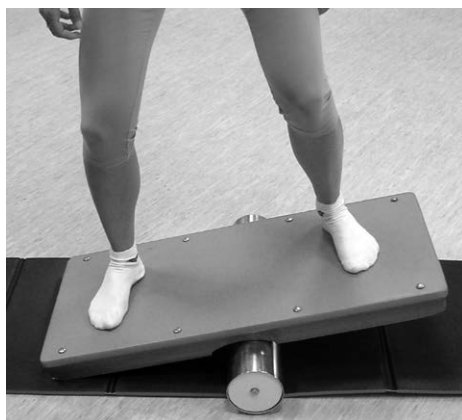


Fig. 11.43



Fig. 11.44

le sensazioni cinestesiche. Con questa procedura il soggetto diviene man mano capace di eseguirli sempre più correttamente, anche grazie all'acquisizione di livelli maggiori di mobilità, di forza e di controllo sul movimento, ne è gratificato e si sente motivato a proseguire e a ripeterli al proprio domicilio, amplificandone i risultati. Con la ripetizione si arricchiscono e si ottimizzano le strategie motorie, che permettono di immagazzinare esperienze della stessa classe, si consolidano le rappresentazioni mentali per merito dei dati sensoriali e si attiva il meccanismo di predizione con risposte posturali anticipatorie.

Gli esercizi sono apparentemente sempre gli stessi perché cambiano a ogni seduta al mutare delle condizioni del soggetto in virtù delle modificazioni indotte dalle ripetizioni e dall'allenamento (Martinelli 2011a).

Capitolo 12

Riequilibrio posturale ed esercizi antalgici

12.1 BP di origine meccanica in età adulta e anziana, problematiche legate all'invecchiamento e trattamento con l'esercizio fisico

L'attività motoria praticata con costanza mantiene il benessere generale e produce effetti positivi sul mantenimento della salute. Anche nelle persone in discreta salute generale col tempo si assiste a modificazioni fisiche e degli stili di vita sempre più ingravescenti: incremento della sedentarietà, diminuzione dei picchi di attività fisica e tendenza alla ripetitività dei movimenti e a uniformare la tipologia degli sforzi, mantenimento di posture incongrue, incremento delle disabilità fisiche e motorie, incremento di periodi depressivi, diminuzione della massa muscolare e ossea, diminuzione dell'autostima e della fiducia nelle proprie possibilità di movimento, diminuzione dell'interesse a intraprendere attività nuove e impegnative, incremento del senso di affaticamento psicofisico, incremento del disagio sociale e tendenza all'isolamento. Man mano si configura una vera e propria forma di disabilità con limitazione dell'attività sociale, riduzione di equilibrio, forza e mobilità.

Mantenere le curve rachidee in un range fisiologico mette a riparo dal BP in ogni età ma questo avviene al massimo nel 10% delle persone perché nel corso della vita gli eventi attitudinali, patologici e traumatici possono indurre ad assumere vizi posturali, ai quali si vanno ad aggiungere le modificazioni indotte dall'invecchiamento.

Una delle maggiori condizioni di rischio posturale è l'ipercifosi dorsale con iperlordosi cervicale e lombare di compenso (Fig. 12.1, 12.2 e 12.3), che determina condizioni di sovraccarico ancora più pericolose nei casi di BP in rachide osteoporotico.

La nostra scelta di esercizi antalgici e di riequilibrio posturale, impostata su basi ergonomiche e biomeccaniche, deve però anche tener conto delle condizioni generali del soggetto, della ridotta mobilità generale e distrettuale, dei deficit propriocettivi, di equilibrio e di forza muscolare e delle modificazioni indotte dall'invecchiamento.

12.1.1 Meccanismi di trasformazione della vertebra legati all'invecchiamento

La vertebra è l'elemento rigido del sistema ma tale rigidità è assai relativa e la deformabilità della vertebra è tutt'altro che trascurabile. Il corpo vertebrale è soggetto a compressione, le apofisi trasferiscono le sollecitazioni di flessione e di taglio derivanti dalla interconnessione con legamenti e fibre muscolari e pertanto una certa parte del loro materiale osseo può essere sollecitato a trazione.



Fig. 12.1



Fig. 12.2



Fig. 12.3

Il corpo vertebrale è costituito da un guscio periferico di osso compatto molto sottile che avvolge l'osso spongioso dalla caratteristica struttura trabecolare. L'architettura dello spongioso è organizzata per trasmettere i carichi pressori in senso verticale, da piatto a piatto, e armonizzare gli inserimenti delle apofisi. L'osso è sottoposto a una continua azione di rimodellamento che ne modifica la geometria, ubbidisce a segnali di natura specifica ancora dubbia ma correlabili all'intensità e alla direzione delle tensioni agenti in modo che la geometria si adegui alla situazione operativa prevalente. Patologie, farmaci, regimi di vita e alimentari, razza, condizioni di lavoro, errori posturali risultano altamente condizionanti nei confronti delle proprietà biomeccaniche dell'osso. Inoltre l'osso vecchio risente dell'eredità storica delle differenti condizioni di rimodellamento a cui è stato sottoposto e che condizionano le differenze qualitative e quantitative di minerale e collagene a livello strutturale. L'elemento dominante della fase d'invecchiamento dell'osso è il continuo incremento di mineralizzazione. Esiste un degrado senile delle proprietà del collagene ma è nel raggiungimento dell'ipermineralizzazione che si nascondono i meccanismi di degrado della resistenza all'urto e, nelle regioni ipermineralizzate, la frattura è facilitata dalla presenza di microcricche. La creazione di zone ad alta densità è meglio collegabile all'accumulo dei traumatismi piuttosto che al valore assoluto del grado di mineralizzazione. Per questo motivo il fenomeno del degrado delle proprietà meccaniche dell'osso sotto urto può apparire meglio correlabile con l'età che con altri parametri. Evitare i microtraumatismi non significa condurre una vita statica e sedentaria, ma semplicemente imparare fin da giovani un controllo posturale corretto e una motricità intelligente finalizzata all'uso del corpo senza commettere abusi.

12.1.2 Effetti biomeccanici dell'osteoporosi

La patologia più comune collegabile all'invecchiamento dell'osso spongioso è l'OP. Si evidenzia generalmente nella terza età ma affonda le sue radici nell'età evolutiva; una insufficiente saturazione del tessuto osseo nei primi 20 anni condiziona l'evoluzione della patologia nella vecchiaia. È quattro volte più frequente nelle donne ed è legata al periodo menopausale e senile. In Italia circa il 50% della popolazione femminile attuale si trova in fase pre e postmenopausale.

Dato che l'osso spongioso vertebrale ha tempi di rinnovamento estremamente rapidi con velocità circa 10 volte superiore a quella del corticale delle ossa lunghe, i mutamenti osteoporosi

tizzanti stravolgono precocemente la sua struttura che diviene sede di elezione per il riconoscimento della patologia in atto. L'immobilizzazione dell'anziano e le posture fisse cifotiche sono situazioni ad altissimo rischio che devono essere scongiurate in ogni modo.

L'OP consiste nel fatto che la cavità di riassorbimento viene riempita con una quantità insufficiente di osso neoformato; se nell'unità si ha un riassorbimento superiore alla neoformazione, e questa azione si esplica su trabecole più sottili della norma, si ha il taglio e la perdita di continuità della trabecola stessa. Dal punto di vista biomeccanico la trabecola così lesionata, pur garantendo un congruo contributo a rilievo sensitometrico con la MOC, in effetti perde la sua funzione strutturale intesa come riduzione della rigidità e della resistenza dell'osso. Successivi processi riparativi risulteranno pressoché inutili in quanto depositeranno nuovo osso sui lembi delle interruzioni, ma raramente saranno in grado di ripristinare la continuità delle trabecole e con questa la vera integrità strutturale. Si può, al limite, recuperare del tutto la densità ossea iniziale pur avendo ormai compromessa gravemente la funzione strutturale. Questa visione concorda con l'osservazione del prodursi di fratture OP nell'osso spongioso pur in presenza di valori di densità ossea non sospetti.

In conclusione si può affermare che nell'anziano sono da attendersi notevoli decrementi di resistenza meccanica del corpo vertebrale in concomitanza di modeste riduzioni di densità ossea. I farmaci disponibili per lo stimolo della neoformazione sono di efficacia dubbia nei riguardi del miglioramento delle caratteristiche meccaniche dell'osso spongioso e ancora una volta si evidenzia la convenienza della prevenzione, preferendo il ricorso agli inibitori del riassorbimento osseo che svolgono una funzione di profilassi sul meccanismo di sconnessione trabecolare.

L'osso spongioso del corpo vertebrale sano può sorreggere fino al 90% del carico pressorio totale, ma in situazioni di degrado si moltiplica il rischio di nuove fratture e questa situazione può rivelarsi estremamente pericolosa nei soggetti anziani sottoposti per molte ore a carichi aggravati da posture scorrette o a giacenze su sedie a rotelle. Attività ripetitive con carichi rachidei elevati e persistenti nel tempo possono giocare un ruolo importante nella progressione delle fratture vertebrali nell'anziano perché le rotture delle trabecole tendono a manifestarsi in adiacenza a precedenti fratture in zone espanse di danneggiamento. E poiché la ridotta forza muscolare e la ripetitività degli schemi comportamentali si traducono in costanza di sollecitazioni statiche e in un accumulo di danni da fatica localizzati, è sufficiente una modesta percentuale di rotture trabecolari per provocare forti riduzioni della rigidità dello spongioso.

12.1.3 Modificazioni del disco intervertebrale con l'invecchiamento

Il disco è formato da un nucleo polposo fluido cerchiato da un anello fibroso costituito da numerosi strati di fibre, a inclinazioni variabili e invertibili a ogni strato, fissate con gli estremi alla zona periferica dei piatti vertebrali. Con l'invecchiamento il volume del nucleo diminuisce e la sua matrice si modifica assumendo un aspetto fibroso e solido simile a quello dell'anello. Tale trasformazione, anche se fisiologicamente correlata all'invecchiamento, viene notevolmente accelerata da abitudini di vita che sottopongono i dischi a frequenti sovraccarichi. Le fibre dell'anello sono mediamente inclinate di 30-35° nel giovane ed evolvono verso l'orizzontalizzazione con il progredire dell'età come conseguenza di un abbassamento generalizzato del disco, attivando un meccanismo di strappi e sfilacciature a partire dagli strati più interni. In oltre il 50% degli anziani si riscontrano anelli con fibre degenerate ed estese calcificazioni nelle fessurazioni. La depressurizzazione del disco e il consolidamento del nucleo polposo hanno come conseguenza lo spostamento della zona pressoria dal centro del piatto vertebrale verso la periferia della vertebra. Ne risulta una riduzione dello stato tensionale dell'osso spongioso del corpo vertebrale e un trasferimento dei carichi sulle sottili corticali

del contorno. La rigidità di tale guscio, se sommata a una cattiva distribuzione del carico in conseguenza dell'irrigidimento dell'anello, amplifica i rischi di fratture vertebrali sotto carichi statici e dinamici. Un disco sano e pressurizzato ha un comportamento da liquido favorendo la distribuzione uniforme della pressione sulla superficie vertebrale anche in presenza di un certo grado di inclinazione e di carico eccentrico. Nel rachide anziano il comportamento dei dischi è da sistema solido, con possibilità di forti concentrazioni di pressioni locali e conseguente elevato rischio di fratture a parità di carico globale applicato. Il fenomeno del cambiamento di distribuzione delle pressioni sul piatto condiziona anche nella tipologia il meccanismo della frattura vertebrale:

- nel giovane, a nucleo liquido, la frattura si manifesta centralmente con lo sfondamento del piatto vertebrale con fratture trabecolari e assenza di erniazione nello spongioso;
- nell'anziano, a disco solido, la frattura avviene a cuneo coinvolgendo la corticale vertebrale anteriore o anterolaterale.

12.1.4 Modificazioni delle faccette articolari nel rachide anziano

L'artrosi delle faccette articolari si manifesta con fenomeni più o meno marcati di danno irreversibile del tessuto cartilagineo e osseo. Nei giovani, con rachide eumorfico, prevalgono i fenomeni di semplice usura cartilaginea, mentre con l'avanzare dell'età prevalgono i fenomeni di adattamento reattivi dell'osso sub condrale. La senilità è quindi accompagnata da modificazioni della morfologia delle faccette con profondi mutamenti funzionali dell'articolazione.

La degenerazione artrosica sulle faccette è stata correlata alla presenza di vizi di postura, alterazioni delle forme vertebrali, mutamenti nella cinematica del rachide, degenerazioni discali, anche se si riscontrano gravi artrosi diffuse su faccette di CV prive di alterazioni macroscopiche.

12.1.5 Modificazioni della muscolatura negli anziani

Diminuisce la massa muscolare con riduzione dell'area della fibra e una perdita del numero totale di fibre muscolari. Si riduce il numero di unità motorie funzionanti, il contenuto di fosfogeno e di glicogeno muscolare e il volume mitocondriale. Il contributo dei vari livelli di attivazione delle differenti fibre muscolari del torso è fondamentale e condiziona la deformabilità del sistema rachideo garantendone, per quanto possibile, l'integrità. L'ipotonìa della muscolatura di sostegno erettoria del rachide presente nell'anziano non allenato è responsabile anche del senso di affaticamento che si accompagna al raddrizzamento del rachide dall'atteggiamento cifotico e che lo scoraggia nelle manovre iniziali autocorrettive, configurandosi come un grave ostacolo al recupero della mobilità residua e di una postura fisiologica.

12.1.6 Il rachide anziano sottoposto a vibrazioni

Nelle eccitazioni di vibrazione o d'urto che arrivano sul bacino attraverso le articolazioni degli arti inferiori o sui glutei nella posizione seduta, l'energia meccanica si trasmette lungo il rachide verso il cranio. La somma dei fenomeni degenerativi connessi normalmente con l'aumento dell'età porta il sistema CV verso un irrigidimento generale. Questo significa che una sempre maggiore quantità di energia, avente origine da eventi dinamici, viene convogliata senza attenuazione verso la parte superiore del corpo e il pericolo di offese meccaniche aumenta. Anche situazioni non estreme come la semplice deambulazione o il trasporto da seduto possono divenire per l'anziano fonti invalidanti se si ripercuotono in modo offensivo sulla parte superiore del corpo. È interessante notare che alcuni mutamenti adottati dall'anziano nella sua strategia

deambulatoria normale, quali riduzione della velocità e aumento della base d'appoggio, non sono strettamente dipendenti da impossibilità fisiche, ma mirati alla riduzione dell'entità dei picchi dinamici prodotti che egli percepisce come eccessivi a livello propriocettivo articolare toraco-lombare e negli arti inferiori.

12.2 Riequilibrio posturale e attività motoria adattata agli anziani

La riduzione di resistenza di tutte le strutture integrate nella CV, già di per sé pericolosa, viene aggravata dagli atteggiamenti posturali scorretti. Quindi l'atteggiamento posturale, la situazione di carico esterna e le strategie di attivazione muscolare, confrontandosi con le proprietà dei tessuti localmente coinvolti, costituiscono un rischio meccanico per l'intero sistema.

Se la riduzione dell'attività fisica provoca diminuzione della massa ossea, quali le reali possibilità di recupero attraverso l'esercizio fisico? Quando iniziare? Quali le tecniche migliori? Quali le modalità di allenamento? Con quali intensità, frequenza, durata? E, in concreto, cosa bisogna fare?

Allo stato attuale non è possibile condurre una analisi comparativa dei risultati dei molti studi nazionali e internazionali condotti dagli anni Settanta a oggi a causa della diversità dei protocolli e dei criteri di inclusione utilizzati e, anche se il livello di attività fisica utile a questi scopi viene oggi valutato con questionari e con l'applicazione di sensori meccanici e misuratori di frequenza e intensità, i risultati sono ancora contraddittori e difficilmente generalizzabili e resta difficoltoso dare indicazioni precise circa le metodiche e i dosaggi.

Con il metodo C.A.MO.[®] il riequilibrio posturale in soggetti rachialgici in età adulta e anziana è ottenibile, pur con le dovute differenziazioni, con lo stesso protocollo adottato per l'età evolutiva: esame morfofunzionale, test di mobilità e di forza, test evocativi del dolore, scelta delle P.P. e delle P.R., esercitazioni di presa di coscienza della postura e, a seguire, le esercitazioni illustrate nel capitolo precedente. L'adattamento consiste nel lavorare in maniera attiva e passiva sulla mobilità residua del rachide e di tutte le articolazioni, sul ripristino della forza e delle sinergie muscolari, sull'equilibrio e la coordinazione in modo da impedire il degrado e recuperare un corpo disponibile.

La massa ossea è una qualità fisica propria dell'apparato locomotore ed è quindi allenabile e l'attività fisica è indispensabile in fase preventiva e come supporto terapeutico; inoltre l'esercizio fisico offre dei vantaggi che nessun'altra terapia finalizzata al mantenimento della massa ossea può vantare: conserva la salute e il benessere psicofisico, incrementa l'elasticità e la forza muscolare, migliora la consapevolezza e la conoscenza di sé e delle proprie potenzialità, permette di conservare o ristabilire l'equilibrio e la coordinazione, condizione essenziale per prevenire le cadute.

L'osteoporosi è la causa più frequente di BP nelle donne in età postmenopausale; poiché la riduzione del movimento provoca diminuzione della massa ossea, l'attività fisica acquista un ruolo fondamentale sia in fase preventiva che compensativa adattandosi opportunamente per riuscire a far fronte alle due importanti problematiche e a conciliare il programma antalgico in una persona osteoporotica. Come indicazione generale il programma di allenamento deve rispettare gli aspetti biomeccanici sia locali che generali, bisogna adattare il tipo di attività fisica alle esigenze funzionali del soggetto, tenendo conto del BP e delle concomitanti patologie degenerative dell'apparato osteoarticolare perché se il carico di lavoro è troppo blando l'esercizio sarà insufficiente per conservare la massa ossea (Tab 12.1, 12.2, 12.3).

Nel BP la sintomatologia dolorosa guida la scelta delle P.P. per gli esercizi e per le trazioni assiali. La scomparsa o riduzione del dolore segna l'inizio dell'inserimento di esercizi per l'allenamento specifico e con carichi distrettuali per l'OP.

*Tabella 12.1***CARATTERISTICHE PRINCIPALI DELL'ATTIVITÀ MOTORIA ADATTATA AGLI ANZIANI**

- Impegno graduale e costantemente incrementato
- Proposte varie e stimolanti
- Personalizzazione degli esercizi
- Educazione permanente al movimento regolare, costante, fattibile

*Tabella 12.2***OBIETTIVI PRIMARI: INCREMENTO DELLA MASSA OSSEA**

- Stimolazione meccanica diretta
- Utilizzo di carichi distrettuali
- Allenamento della capacità aerobica
- Irrobustimento muscolare
- Utilizzo della forza di gravità con esercizi in carico

*Tabella 12.3***OBIETTIVI SECONDARI: PREVENZIONE DELLE FRATTURE**

- Educazione posturale ed ergonomica
- Allenamento della coordinazione dinamica generale, del controllo e dell'equilibrio
- Incremento della forza
- Incremento delle possibilità di movimento

Protocollo base:

BS teorico pratica, riequilibrio posturale ed esercizi personalizzati antalgici e tecniche decontratturanti; mantenimento-incremento delle potenzialità neuromuscolari (equilibrio, destrezza, agilità); mantenimento-incremento della mobilità articolare generale; allenamento della forza muscolare generale e distrettuale con contrazioni di tipo isometrico anche contro resistenza e utilizzo di pesi (Fig. 12.4, Fig. 12.5, Fig. 12.6, Fig. 12.7, Fig. 12.8, Fig. 12.9, Fig. 12.10, Fig. 12.11, Fig. 12.12, Fig. 12.13, Fig. 12.14, Fig. 12.15, Fig. 12.16, Fig. 12.17, Fig. 12.18, Fig. 12.19, Fig. 12.20, Fig. 12.21, Fig. 12.22).

È importante mantenere la compliance del soggetto attraverso proposte variate, stimolanti e fattibili e incrementare la capacità aerobica: infatti l'esercizio aerobico protratto nel tempo garantisce uno stimolo generale sull'osso e ciò si nota in particolare in persone più anziane. Sembra che la massa ossea possa essere incrementata sia dall'allenamento aerobico strenuo che da un allenamento alla forza, per cui riteniamo che un regime di allenamento combinato sia il più efficace.

Affinchè l'attività fisica sia efficace e non dannosa, bisogna che i protocolli di lavoro siano chiari negli obiettivi e che le metodiche scelte siano adeguate per cui è indispensabile affidarsi al professionista laureato in Scienze Motorie.

Sarebbe auspicabile una costante interazione con il medico e monitorare i risultati ottenuti.

12.3 Metodo C.A.MO.[®] nel trattamento del BP di origine meccanica

Sono circa 100 i metodi ufficiali per il trattamento del BP con l'esercizio fisico e moltissimi quelli non ufficiali. Il metodo C.A.MO.[®] adatta il movimento alle necessità della persona e traduce in protocolli di esercizi le attuali conoscenze neurofisiologiche e biomeccaniche. Si basa sul riequilibrio posturale, educa il soggetto a prendersi cura di sé e gli insegna a gestire il proprio corpo e i propri disturbi verso obiettivi di salute.

I programmi di prevenzione primaria e secondaria del BP di origine meccanica comprendono l'informazione e l'educazione comportamentale, secondo la BS teorico pratica descritta, il riequilibrio posturale e la creazione di un corpo disponibile e infine una serie variabile di esercizi antalgici personalizzati di facile esecuzione e memorizzazione.

Partendo dal presupposto che il sintomo dolore è spesso un fenomeno molto complesso dal punto di vista psicologico, la scelta del trattamento tiene conto anche dei fattori ambientali, familiari, lavorativi e affettivi, nonché del modo con cui il soggetto affronta il sintomo dolore, quanto esso condiziona la sua vita di relazione, le motivazioni che lo spingono a intraprendere un percorso motorio cognitivo comportamentale e infine se è effettivamente disponibile al cambiamento.



Fig. 12.4

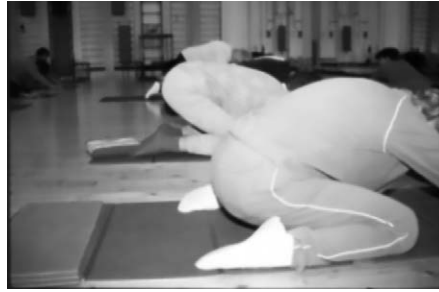


Fig. 12.5



Fig. 12.6



Fig. 12.7



Fig. 12.8



Fig. 12.9



Fig. 12.10



Fig. 12.11



Fig. 12.12



Fig. 12.13



Fig. 12.14



Fig. 12.15



Fig. 12.16



Fig. 12.17



Fig. 12.18



Fig. 12.19



Fig. 12.20



Fig. 12.21



Fig. 12.22

In effetti nel nostro organismo le funzioni motorie, neurologiche e psicologiche si influenzano a vicenda, sono correlate e interagiscono: da qui l'esigenza di alimentare la compliance, modulare i programmi e verificare insieme i risultati.

In sintesi il protocollo operativo prevede: osservazione del soggetto durante il colloquio e lettura della certificazione medica; raccolta di dati anamnestici e informazioni riguardo al dolore e agli stili di vita; studio delle situazioni di rischio, definizione della BS adattata; esame morfofunzionale e posturale statico, dinamico, definizione delle P.P.; prove funzionali, test e manovre evocatrici del dolore, definizione delle P.R.; somministrazione questionario; proposta del piano di lavoro, programmazione, obiettivi a breve, medio e lungo termine.

Nella prevenzione primaria del BP gli apprendimenti fondamentali si acquisiscono con circa 10 sedute in un mese attraverso programmi personalizzati di esercizi mirati al mantenimento della salute e allo sviluppo fisiologico di un soggetto sano.

Educazione comportamentale:

- presa di coscienza del proprio corpo e della postura abituale;
- esercitazioni posturali e di armonizzazione;
- controllo volontario del proprio corpo e degli atteggiamenti statici e dinamici;
- attività motorie varie e stimolanti per perfezionare gli schemi motori di base.

Per la prevenzione secondaria del BP il primo mese di trattamento è dedicato alla BS teorico pratica e al riequilibrio posturale:

- presa di coscienza del proprio corpo, delle contratture, delle rigidità e della postura abituale;
- riequilibrio degli atteggiamenti posturali scorretti e creazione di aggiustamenti posturali e schemi motori virtuosi;
- esercizi per strutturare il nuovo schema posturale corretto;
- inserimento graduale di esercitazioni antalgiche specifiche.

Gli esercizi antalgici sono illustrati nelle figure che seguono e sono suddivisi per regione principale, ma il protocollo di lavoro prevede sempre il trattamento di tutta la CV e della persona in toto indipendentemente dalla localizzazione del dolore. La suddivisione analitica è importante perché il lavoro segmentario permette di localizzare meglio l'azione dell'esercizio, sfruttare le potenzialità delle P.P. e prendere dimestichezza sul gioco di leve determinato dagli arti superiori e inferiori. La tecnica di esecuzione e la didattica degli esercizi fondamentali è stata descritta nei capitoli precedenti e viene sempre abbinata alla respirazione diaframmatica. La precisione nell'esecuzione determina il successo del trattamento.

12.3.1 Esercizi a prevalente azione di presa di coscienza e di allungamento assiale del rachide cervicale

Si consiglia di non raggiungere il massimo R.O.M. articolare (Range of Motion) e di mantenere le spalle basse durante l'esecuzione degli esercizi. Per l'irrobustimento della muscolatura del collo effettuare contrazioni di tipo isometrico contro resistenza (Fig. 12.23, Fig. 12.24, Fig. 12.25, Fig. 12.26, Fig. 12.27).

12.3.2 Esercizi a prevalente azione sull'articolazione scapolo omerale, di allungamento dei pettorali e di mobilizzazione della regione dorsale

Inizialmente si utilizzano le P.P. decubito (Fig. 12.28, Fig. 12.29) e seduti in appoggio a un piano inclinato. La P.P. quadrupedia è molto efficace (Fig. 12.30) ma è da evitare nelle cervicalgie se non con il collare indossato.



Fig. 12.23



Fig. 12.24



Fig. 12.25



Fig. 12.26



Fig. 12.27



Fig. 12.28



Fig. 12.29



Fig. 12.30



Fig. 12.31

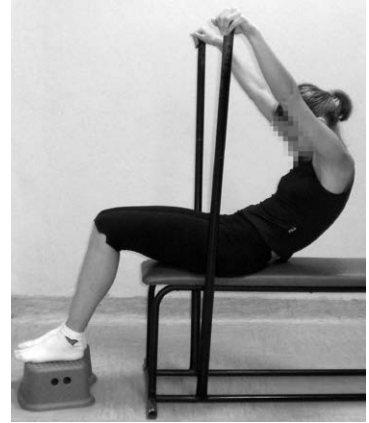


Fig. 12.32



Fig. 12.33



Fig. 12.34

12.3.3 Esercizi a prevalente azione sul rachide dorsale

Negli esercizi a prevalente azione sul rachide dorsale, la P.P. scelta deve tener conto della capacità del soggetto di controllare la stabilità cervicale e lombare. La mobilizzazione si effettua sui tre piani dello spazio; negli esercizi di irrobustimento mantenere l'extrarotazione dell'omero (Fig. 12.31, Fig. 12.32, Fig. 12.33, Fig. 12.34, Fig. 12.35, Fig. 12.36, Fig. 12.37, Fig. 12.38, Fig. 12.39, Fig. 12.40, Fig. 12.41, Fig. 12.42, Fig. 12.43, Fig. 12.44, Fig. 12.45, Fig. 12.46).

12.3.4 Esercizi a prevalente azione sul rachide lombare

Si utilizzano varie P.R. e P.P.; l'angolo coscia bacino determina l'effetto cifotizzante oppure il mantenimento della lordosi fisiologica. Bisogna considerare che ogni esercizio, pur essendo stato scelto con attenzione e già testato, potrebbe non essere gradito in quel momento; il motivo può essere dovuto a errori di esecuzione ma dipendere anche dalle condizioni fisiche e sintomatologiche del soggetto. In questi casi si consiglia di abbandonare l'esercizio, sostituirlo con un altro avente le stesse finalità oppure cambiare la P.P. e riproporlo in una seduta successiva (Fig. 12.47, Fig. 12.48, Fig. 12.49, Fig. 12.50, Fig. 12.51, Fig. 12.52, Fig. 12.53, Fig. 12.54, Fig. 12.55, Fig. 12.56, Fig. 12.57, Fig. 12.58, Fig. 12.59, Fig. 12.60, Fig. 12.61, Fig. 12.62, Fig. 12.63, Fig. 12.64).

12.3.5 Riposo, corsetti, collari e trazioni

Nel 60-85% dei casi al primo episodio di BP ne seguono altri e le ricadute sono più frequenti in chi non modifica il proprio stile di vita e non è avviato a un percorso di BS e di esercizi antalgici rimanendo, quindi, esposto alle stesse condizioni di rischio. Se con il BP coesistono problematiche psicologiche, affettive e sociali, le persone tendono a enfatizzare il dolore e le disabilità derivanti, diventano rinunciatricie e sedentarie rischiando la cronicizzazione del disturbo.

Anche in fase acuta il riposo a letto non deve essere protratto ed è preferibile, pur con le dovute cautele e supporto di BS, mantenere o riprendere al più presto le normali attività quotidiane e lavorative con attenzione a un uso corretto del rachide ed esercitandosi costantemente in modo che ogni occasione della giornata diventi un esercizio utile e allenante (Martinelli 1993).

I collari e i corsetti sono tutori funzionali per il sostegno cervicale e lombare allo scopo di limitare microtraumi e sovraccarichi e devono essere regolamentati nei tempi e nei modi. Il rischio infatti è che il soggetto li accolga passivamente e li tenga più a lungo del previsto perdendo, di conseguenza, la capacità di controllo cosciente di sé, del movimento e la forza muscolare; deve invece imparare a sfruttare il tutore come strumento di feedback reagendo al contatto con contrazioni di tipo isometrico per amplificarne l'effetto. Collari e corsetti si indossano saltuariamente anche in palestra in caso di stanchezza o dolore nei cambi di posizione e dopo la trazione. Il tutore verrà rimosso gradualmente.

Il metodo C.A.MO.[®] prevede l'introduzione di blande trazioni assiali dalle P.P. eretta in deambulazione, seduta e in decubito supino, in lordosi e in cifosi. Per le trazioni cervicali bisogna considerare che i carichi fissi mantenuti a lungo stimolano reazioni di irrigidimento di difesa della muscolatura del collo e contrazioni di compenso del trapezio mentre risultano confortevoli ed efficaci le trazioni cervicali con mentoniera sostenuta da elastici o carrucole che permettono al soggetto di interagire con la trazione stessa. Raccomandiamo di inserire le trazioni all'interno della seduta di esercizi attivi, che la durata non superi i 10 minuti per regione rachidea e che il soggetto mantenga uno stato di rilassamento. Al termine delle trazioni aspettare alcuni minuti in P.R. (Fig. 12.65, Fig. 12.66, Fig. 12.67, Fig. 12.68, Fig. 12.69, Fig. 12.70, Fig. 12.71, Fig. 12.72, Fig. 12.73, Fig. 12.74, Fig. 12.75, Fig. 12.76, Fig. 12.77, Fig. 12.78, Fig. 12.79, Fig. 12.80).



Fig. 12.35



Fig. 12.36



Fig. 12.37



Fig. 12.38



Fig. 12.39



Fig. 12.40



Fig. 12.41



Fig. 12.42



Fig. 12.43



Fig. 12.44



Fig. 12.45



Fig. 12.46



Fig. 12.47



Fig. 12.48



Fig. 12.49



Fig. 12.50



Fig. 12.51

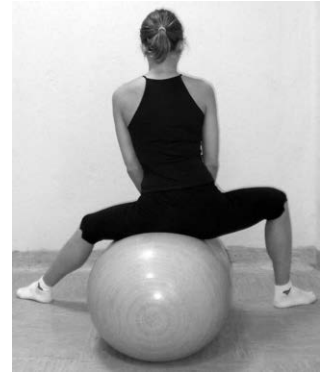


Fig. 12.52



Fig. 12.53



Fig. 12.54



Fig. 12.55



Fig. 12.56



Fig. 12.57



Fig. 12.58



Fig. 12.59



Fig. 12.60



Fig. 12.61



Fig. 12.62

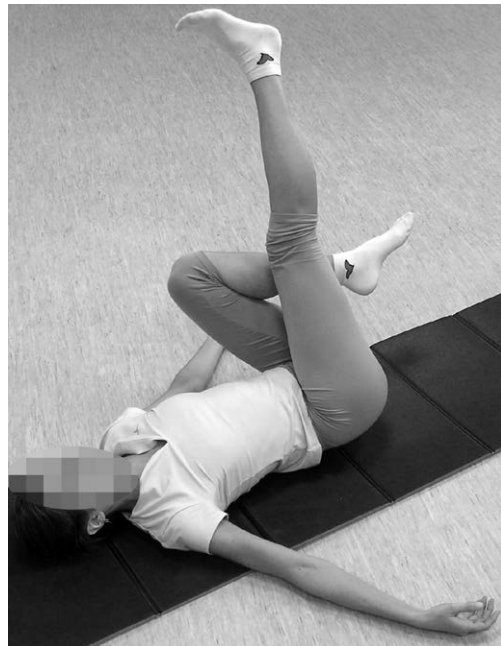


Fig. 12.63



Fig. 12.64



Fig. 12.65



Fig. 12.66



Fig. 12.67



Fig. 12.68



Fig. 12.69



Fig. 12.70



Fig. 12.71



Fig. 12.72



Fig. 12.73



Fig. 12.74



Fig. 12.75



Fig. 12.76



Fig. 12.77



Fig. 12.80



Fig. 12.78



Fig. 12.79

Conclusioni

Il BP altera il controllo della postura, riduce la mobilità articolare e la forza muscolare, modifica gli schemi motori, l'equilibrio e le capacità propriocettive, mettendo a repentaglio la salute della persona e può cronicizzare instaurando un circolo vizioso caratterizzato da dolore-contrattura muscolare-riduzione o impotenza funzionale-perdita di forza muscolare-nuovo dolore. Questa situazione condiziona il soggetto nelle scelte di vita e lo rende pauroso e sedentario.

La mancanza di informazione nei riguardi dei vantaggi soggettivi e oggettivi ottenibili con un programma di BS teorico-pratica e l'enorme offerta di metodi sul mercato sono alla base della confusione che ancora oggi regna. Nel nostro Paese le maggiori carenze si riscontrano nell'educazione e nella cultura del movimento che sono invece condizioni essenziali per operare nell'ottica del cambiamento degli stili di vita e quindi della prevenzione.

Sarebbe invece auspicabile che i MMG e gli specialisti informassero il paziente sul ruolo che il professionista in Scienze Motorie riveste nella prevenzione primaria del BP di origine meccanica e nella prevenzione secondaria all'interno di un protocollo terapeutico e post riabilitativo.

Purtroppo queste peculiarità sono misconosciute e il movimento spesso viene giudicato con sospetto, addirittura non viene richiesto o dichiarato controindicato.

I pazienti riferiscono consigli medici del tipo: si muova, ma lentamente; la ginnastica deve essere dolce; vada in piscina; stia a riposo; cammini piano; stia attento ecc.; oppure vengono consigliate le metodiche più reclamizzate senza averne provato la validità.

I medici dovrebbero invece indicare di rivolgersi al professionista in Scienze Motorie con il quale hanno precedentemente instaurato un dialogo e di cui si fidano e dovrebbero di regola valutare a posteriori i risultati ottenuti in termini di cambiamento degli stili di vita, di miglioramento della gestione del disturbo e dello stato di benessere e di riduzione del dolore.

Il nostro percorso educativo personalizzato secondo il metodo C.A.MO.[®] fornisce gli strumenti per imparare a conoscersi e a gestire il proprio corpo e i propri disturbi riducendo disabilità e recidive.

Il programma motorio non si sostituisce ad altri interventi terapeutici ma anzi ne amplifica e stabilizza i risultati; è controindicato soltanto nelle fasi acute. Per essere efficace deve essere appropriato, ben condotto, tempestivo e protratto e fornire al soggetto le informazioni necessarie di BS adattata alle sue esigenze.

Bibliografia

- Abrahms V.C. (1987), *The physiology of neck muscles: their role in head movement and maintenance of posture*, «Canadian Journal of Physiology and Pharmacology», 55 p. 332.
- Adams M.A., Dolan P. (1995), *Recent advances in lumbar mechanics and their clinical significance*, «Clin. Biomechanics», vol. 10, n. 1.
- Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C. (1987), *Diurnal variation in the stresses on the lumbar spine*, «Spine», 12.
- Adams M.A., Dolan P., Hutton W.C. (1988), *The lumbar spine in backward bending*, «Spine», 13(9), p. 1019.
- Adams M.A., Hutton W.C. (1980), *The effect of posture on the role of the apophysal joints in resisting intervertebral compressive forces*, «J. Bone Jt Surg.», 62.
- Adams M.A., Hutton W.C. (1982), *Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury*, «Spine», 7.
- Adams M.A., Hutton W.C. (1983), *The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs*, «Spine», 8.
- Adams M.A., Hutton W.C. (1985), *Gradual disc prolapse*, «Spine», 10.
- Adams M.A., Freeman B.J. et al. (2000), *Mechanical initiation of invertebral disc degeneration*, «Spine», 25, p. 1625.
- Aerts P., De Clercq D. (1993), *Deformation characteristics of the heel region of the shod foot during a simulated heel strike: the effect of varying midsole hardness*, «J. Sports Sci.», 11.
- Aerts P., Ker R.F., De Clercq D., Ilesley D.W., Alexander R., Mc N. (1995), *The mechanical properties of the human heel pad: a paradox resolved*, «J. Biomechanics», 28.
- Alexander R. (1984), *Elastic energy stores in running vertebrates*, «Am. Zool.», 24.
- Andersson G.B.J. (1981), *Epidemiologic aspects of low back pain in industry*, «Spine», 6, pp. 53- 60.
- Aspden R.M. (1987), *Intra-abdominal pressure and its role in spinal mechanics*, «Clinical Biomechanics», 2.
- Balagué F., Skovron M.L., Nordin M., Dutoit G., Waldburger M. (1995), *Low Back Pain in school-children. A study of familial and psychological factors*, «Spine», 20, p. 1265.
- Balagué F., Troussier B., Salminen J.J. (1999), *Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors*, «Eur Spine J», 8, p. 426.
- Balboni G.C. (1991), *Ginnastica controllata*, Edizioni V. Morelli, Firenze.
- Barbangelo A., Parodi V., Becchetti S., Aulisa L. (1995), *Analisi della frattura di aste metalliche per impianti ortopedici*, Atti 2ª Giornata di Studio Biomateriali e loro applicazione nella pratica chirurgica Area della ricerca C.N.R..
- Bartelink D.L. (1957), *The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs*, «J. of Bone and Joint Surgery», 39.

- Bean J.C., Chaffin D.B., Schultz A.B. (1988), *Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method*, «J. Biomech.», vol. 21.
- Becchetti S., Parodi V. et al. (1997), *Biomeccanica del piede piatto*, «The Italian Journal of Pediatric Orthopaedics», vol. XIII, suppl. n. 1.
- Becchetti S., Stringa G. (1992), *Approccio strumentale allo studio del movimento deambulatorio*, Ed. Piero Manni, Lecce.
- Bennett M.R., Ker R.F. (1990), *The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression*, «J. Anat.», 171.
- Bentsen H., Lindgarde F., Manthorpe R. (1997), *The effect of dynamic strength back exercises and/or a home training program in 57 year old women with chronic low back pain*, «Spine», 22(13).
- Bergmark A. (1989), *Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering*, «Acta Orthop. Scand.» vol. 60 (suppl. 230).
- Bignardi C., Garro A. (1995), *Metodi e sistemi di calcolo*, «Biomeccanica ortopedica e traumatologica», UTET, Torino, p. 26.
- Bobbert M.F., Yeadon M.R., Nigg B.M. (1992), *Mechanical analysis of the landing phase in heel- toe running*, «J. Biomechanics», 25.
- Bradford D.S., Tay B.K.B., Hu S.S. (1999), *Adult scoliosis: surgical indications, operative management, complications, and outcomes*, «Spine», 24 (24), p. 2617.
- Bramanti L., Angotzi G., Martinelli E., Palestini N. (2009), *Poster Effectiveness of specific back school for natural stone industry employees with low back pain (Efficacia di una back school adattata per il mal di schiena nei lavoratori del settore lapideo)*, 72° Congresso Nazionale SIMLII, Firenze.
- Bricot B. (1996), *Riprogrammazione posturale globale*, Marrapese Editore, Roma.
- Brinckmann P., Pope M.H. (1996), *Effetti dei carichi ripetuti e delle vibrazioni*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 170.
- Bunel W.P. (1993), *Outcome of spinal screening*, «Spine», 18 (12), p. 1572.
- Burke D., Gandevia S.C., Macefield G. (1988), *Responses to passive movement of receptors in joint, skin and muscle of the human hand*, «J Physiol.», 402, pp. 347-361.
- Burrows H.J. (1956), *Fatigue infraction of the middle of tibia in ballet dancers*, «J. Bone Jt Surg.», 38 B.
- Busquet L. (2001), *Le catene muscolari*, vol. II, Editore Marrapese, Roma.
- Caillet R. (1977a), *Il dolore cervico-brachiale*, Lombardo Editore, Roma.
- Caillet R. (1977b), *Il dolore scapolo-omerale*, Lombardo Editore, Roma.
- Caillet R. (1992), *Il dolore lombosacrale*, Ghedini Editore, Milano.
- Calderale P.M., Del Prete C. (1995), *Analisi delle sollecitazioni dell'apparato muscolo-scheletrico*, «Biomeccanica Ortopedica e Traumatologica» UTET.
- Calderale P.M., Gola M.M. (1977), *Problemi, scopi, metodologie della biomeccanica*, Atti Convegno di Biomeccanica, Politecnico di Torino, p. 7.
- Cavanagh P.R., Valiant G.A., Mizevich K.W. (1984), *Biological aspects of modeling shoe/foot interaction during running*, in *Sport shoes and playing surfaces*, Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.
- Chapman C.R., Casey K.L., Dubner R., Foley K.M. et al. (1985), *Pain measurement: an overview*, «Pain».
- Cholewicki J., Mc Gill S.M. (1996), *Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain*, «Clin. Biomech.», v. 11, n. 1.
- Cholewicki J., Mc Gill S.M., Norman R.W. (1995), *Comparison of muscle force an joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach*, «J. Biomech.», vol. 28, p. 321.
- Ciari E., Raimondi P., Paternostro F., Martinelli E. (2010), *Predominance of back pain in some sport*, «Chinesiologia» Anno XXVIII, n. 2, pp. 28-33.
- Closkey R.F. et al. (1992), *A model for studies of the deformable rib cage*, «J. Biomech.», vol. 25, p. 529.
- Corno C. (2001), *Mal di schiena*, I manuali del Fitness, Alea Edizioni, Milano.

- Corno C. (2003), *Il dolore cervicale*, I manuali del Fitness, Alea Edizioni, Milano.
- Cresswell A.G., Grundström H., Thorstensson A. (1992), *Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intramuscular activity in man*, «Acta Physiologica Scandinavica», 144.
- Crichton N. (2001), *Visual Analogue Scale (VAS)*, «J Clin Nurs», 10, p. 706.
- Crisco J.J., Panjabi M.M. (1991), *The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine: a biomechanical model comparing lateral stabilizing potential*, «Spine», vol. 16.
- Crisco J.J., Panjabi M.M. (1992), *Euler stability of the human ligamentous lumbar spine: Part I theory*, «Clin. Biomech.», 7, p. 19.
- Cristofanilli M.A. (1981), *La riflessologia vestibolare ed il controllo posturale riflesso nel trattamento delle scoliosi idiopatiche*, «La Ginnastica Medica», n. 5-6.
- Cyrom B.M., Hutton W.C., Troup J.D.G. (1976), *Spondylolytic fractures*, «J. Bone Joint Surg.», 58-B.
- Daggfeldt K., Thorstensson A. (1997), *The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading*, «J. Biomechanics», 30.
- Davis K.G., Marras W.S. (2000), *The effects of motion on trunk biomechanics*, «Clin. Biomechanics», 15, p. 703.
- De Giorgi G., Gentile A., Martucci G. (1997), *Biomeccanica della colonna vertebrale*, «Biomeccanica», UTET, Torino, p. 154.
- De Nicola A. (2005), *Lombalgia I e II Parte*, <http://www.salus.it/dol/lombalgie2.html>.
- Deyo R.A., Alt. (1987), *Descriptive epidemiology of low back pain and its related care in the United States*, «Spine», 12,.
- Di Prampero P.E., Veicsteinas A. (2005), *Fisiologia dell'uomo*, Edi-Ermes, Milano.
- Dickinson J.A., Cook S.D., Leinhardt T.M. (1985), *The measurement of shock waves following heel strike during running*, «J. Biomech.», 18.
- Dietrich M., Kedzior K., Zagrajck T. (1991), *A biomechanical model of the human spinal system*, «Proc. Instn. Mech. Engrs.», 205.
- Dimeglio A., Hérisson C.H., Simon L. (1995), *Les cyphoses: de l'enfant à l'adult*, Masson Ed., Paris-Milan-Barcelone.
- Dixon J.S. (1986), *Agreement between horizontal and vertical visual analogue scales*, «Br J Rheumatol».
- Dolan P., Adams M.A. (2001), *Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling*, «Clin. Biomechanics», 16, suppl. n. 1.
- Donchin M., Woolf O., Kaplan L., Floman Y. (1990), *Secondary Prevention of Low-Back-Pain – A Clinical-Trial*, «Spine», 15, pp. 1317-1320.
- Duval-Beaupere G., Lespargot A., Brossiord A. (1985), *Flexibility of scoliosis: What does it mean?*, «Spine», 10, p. 428.
- Dyment P.G. (1991), *Low back pain in adolescents*, «Paediatric Ann».
- Dysart M.J., Woldstad J.C. (1996), *Posture prediction for static sagittal-plane lifting*, «J. Biomechanics», vol. 29, 10, p. 1393.
- Fairbank G.C.T., Davies J.B., Mboat J.C., O'Brien J.P. (1980), *Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire*, «Physiotherapy», 66, pp. 271-273.
- Fairbank J.C.T. (2000), *Pyntsent PB. The Oswestry Disability Index*, «Spine», 25, pp. 2940-2952.
- Farfan H.F., Huberdau R.M., Dubow H.I. (1972), *Lumbar intervertebral disc degeneration*, «J. Bone Joint Surg.», 54A,.
- Ferguson S.A., Marras W.S. (1997), *A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors*, «Clin. Biomech.», vol. 12, n. 4, p. 211.
- Ferraro C., Fabris D., Ortolani M. (1990), *Le deformità somatovertebrali nella malattia di Scheuermann. Studio radiologico e considerazioni biomeccaniche*, «Progr. Pat. Vert.», 11, Aulo Gaggi Ed., Bologna, p. 23.

- Forssell M.Z. (1980), *The Swedish Back School*, «Physiotherapy», 66, pp. 112-121.
- Forssell M.Z. (1981), *The Back School*, «Spine», 6, pp. 104-106.
- Franceschi P.L., Martinelli E. (1995), *Nuovi orientamenti terapeutici nelle sindromi algiche vertebrali*, «Periodico Ordine Medici di Lucca», Maggio-Agosto.
- Frymoyer J.W. et al. (1992), *Predicting disability from low back pain*, «Clin. Orthop», 279.
- Frimoyer J.W., Pope M.H. (1980), *Risk factors in low back pain*, «J Bone Joint Surg».
- Gagey P.M., Weber B. (2000), *Posturologia*, Marrapese Editore, Roma.
- Gardner-Morse M.G., Stokes I.A.F. (2004), *Structural behaviour of human spinal motion segments*, «J. Biomechanics», 37, p. 205.
- Giladi M., Milgron C., Kashtan H., Stein M., Chisin R., Dizian R. (1986), *Recurrent stress fracture in military recruits. One-year-follow-up of 66 recruits*, «J. Bone Jt Surg.», 68 B.
- Glomsrod B., Lonn J.H., Soukup M.G., Bo K., Larsen S. (2002), *La Active Back School come trattamento profilattico per il mal di schiena: follow up di 3 anni di uno studio randomizzato*, «GSS», fasc. 3.
- Gracely R.G., Dubner R. (1987), Reliability and validity of verbal descriptor scales of painfulness, Pain.
- Gracovetsky S. (1988), *The spinal engine*, Springer-Verlag, New York.
- Granata K.P., Marras W.S. (1993), *An EMG-assisted model of load on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions*, «J. Biomech.», vol. 26, p. 1429.
- Gu M., Schultz A.B., Shepard N.T., Alexander N.B. (1996), *Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics*, «J. Biomechanics», vol. 29, n. 3, p. 319.
- Gullotta D., Gambaretto S. (2003), *Il colpo di frusta cervicale*, www.FisiOnLine.org.
- Hagen K.B., Hilde G., Jamtvedt G., Winnem M.F. (2000), *The Cochrane Review of Bed Rest for Acute Low Back Pain and Sciatica*, «Spine», Nov. 15, 25(22), p. 2932.
- Hall H. (1980), *The Canadian back education units*, «Physiotherapy».
- Hall H. (1987), *Basta col mal di schiena*, Sperling & Kupfer Editori, Milano.
- Hansson T.H., Keller T.S., Panjabi M.M. (1987), *A study of the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae: effects of tissue characteristics*, «Spine», 12, p. 56.
- Haywood K.L., Garratt A.M., Jordan K., Dziedzic K., Dawes P.T. (2004), *Spinal mobility in ankylosing spondylitis: reliability, validity and responsiveness*, «Rheumatology», 43, pp. 750-757.
- Helliwell P.S., Smeathers J.E., Wright V. (1989), *Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis*, «IME-H», 203.
- Herr K.A., Mobily P.R., Kohout F.J., Wagennar D. (1998), *Evaluation of the faces pain scales for use with the elderly*, «Clin J. Pain».
- Heymans M.W., van Tulder M.W., Esmail R., Bombardier C., Koes B.W. (2006), *Back schools for nonspecific low back pain*, Cochrane Database Syst Rev, The Cochrane Library.
- Hindle R.J., Percy M.J., Gill J.M., Johnson R.G. (1989), *Twisting of the human back in forward flexion*, «I. mech. E.», vol. 203,.
- Hodselmans A.P., Jaegers S.M., Goeken L.N. (2001), *Short-term outcomes of a back school program for chronic low back pain*, «Arch Phys Med Rehabil», 82, pp. 1099-1105.
- Hollister S.J., Brennan J.M. e Kikuchi N. (1994), *A homogenization sampling procedure for calculating trabecular bone effective stiffness and tissue level stress*, «J. Biomech.», 27, p. 433.
- Holm S.H. (1996), *Nutrizione del disco intervertebrale*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 243.
- Hughes R.E., Bean J.C., Chaffin D.B. (1995), *Evaluating the effect of co-contraction in optimization models*, «J. Biomechanics», 28.
- Hurri H. (1989), *The Swedish Back School in Chronic Low-Back Pain.1. Benefits*, «Scand J Rehabil Med», 21, pp. 33-40.
- Iatridis J.C., Gwynn I. (2004), *Mechanism for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus*, «Journal of Biomechanics», 37, p. 1165.

- Iatridis J.C., MacLean J.J., Ryan D.A. (2005), *Mechanical damage to the intervertebral disc annulus fibrosus subjected to tensile loading*, «Journal of Biomechanics», 38, p. 557.
- Ippolito E., Ponseti I.V. (1981), *Juvenile Kyphosis*, «J. Bone and Joint Surg.», 63A, p. 175.
- Jacobson E. (2011), *The ABC's of Restful Sleep for the Average Person*, Gutenberg Publishers.
- Jayson M.I.V. (2006), *Mal di schiena*, Alpha test, Milano.
- Jerrett M., Evans K. (1986), *Children's pain vocabulary*, «J Adv Nurs».
- Jørgensen U.M.D., Bojsen-Møller F.M.D. (1989), *Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction with special focus on role of heel pad*, «Foot Ankle», 9.
- Kaelin A. (1999), *Back Pain in Pediatric Orthopedics*, in Troussier B., Phélip X. (a cura di), *Le dos de l'enfant et de l'adolescent et la prévention des lombalgies*, Masson, Paris.
- Kaigle A.M., Holm S.H., Hansson T.H. (1997), *Kinematic behaviour of the porcine lumbar spine: a chronic lesion model*, «Spine», 22, p. 2796.
- Kapandji I.A. (2002), *Fisiologia articolare*, Monduzzi Editore, Maloine.
- Kelsey J., White AA. (1980), *Epidemiology and impact of low back pain*, «Spine», 5, pp. 133-142.
- Kelsey J.L., Hardy R.J. (1975), *Driving of motor vehicles as a risk factor for acute herniated lumbar intervertebral disc*, «Amer. J. Epidemiol.», 102.
- Kendall F.P., Kendall E., Provance P.G. (1997), *I muscoli, funzione*, Verduci Editore, Roma.
- Ker R.F., Bennett M.B., Alexander R. McN., Kester R.C. (1989), *Foot strike and the properties of the human heel pad*, «Proc. Instn Mech. Engrs», H203.
- Kerney R.E., Hunter I.W. (1982), *Dynamics of human ankle stiffness: Variation with displacement amplitude*, «J. Biomechan.». ».
- Khoo B.C.C., Goh J.C.H., Bose K. (1995), *A biomechanical model to determine lumbosacral loads during single stance phase in normal gait*, «Med. Eng. Phys», vol. 17, p. 27.
- Kinoshita H., Ogawa T., Arimoto K., Kuzuhara K., Ikuta K. (1991), *Shock absorbing characteristics of human heel properties*, Proc. Int. Cong (1991) Of Biomechanics, Perth.
- Kroemer K., Kroemer H., Kroemer-Elbert K. (1994), *Ergonomics*, a cura di W.J. Fabrychy, J.H. Mize.
- Kujala U., Taimela S., Oksanen A., Salminen J. (1997), *Lumbar mobility and low back pain during adolescence*, «Am J Sports Med».
- Kulkarni G.S. (1999), *Conservative care of Back pain and Backschool therapy. Text Book of Orthopedics and Trauma*, 1(3), pp. 2770-2785.
- Ladin Z., Neff K.M. (1992), *Testing of a biomechanical model of the lumbar muscle force distribution using quasi-static loading exercises*, «J. of Biomech. Eng.», ASME, vol. 114, p. 442.
- Lafortune M.A., Cavanagh P.R., Sommer H.J., Kalenak A. (1992), *3D kinematics of the human knee during walking*, «J. Biomechanics», 12, pp. 412-420.
- Lafortune M.A., Lake M.J., Hennig E.M. (1996), *Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture*, «J. Biomechanics», 29.
- Lankhorst G.J., Van de Stadt R.J., Vogelaar T.W., Vanderkorst J.K., Prevo A.J.H. (1983), *The Effect of the Swedish Back School in Chronic Idiopathic Low-Back-Pain – A Prospective Controlled-Study*, «Scand J Rehabil Med», 15, pp. 141-145.
- Lapierre A. (1974), *La rieducazione fisica*, vol. I, Sperling & Kupfer Editori, Milano.
- Le Boulches J. (1979), *Educare col movimento*, Armando, Roma.
- Lee Z., Zong H.P., Lu C. (2006), *A three-dimensional human head finite element model and power flow in a human head subject to impact loading*, «Journal of Biomechanics», vol. 39, fasc. 2.
- Lipson S.J. (1996), *Invecchiamento e degenerazione del disco intervertebrale*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 260.
- Lonn J.H., Glomsrod B., Soukup M.G., Bo K., Larsen S. (1999), *Active back school: Prophylactic management for low back pain – A randomized, controlled, 1-year follow-up study*, «Spine», 24, pp. 865-871.

- Lucas D.B., Bresler B. (1961), *Stability of the ligamentous spine*, «Tech. Rep.», n. 40, Biomechanics Laboratory, S. Francisco.
- Martinelli E. (1987), *Metodi di analisi e valutazione delle posture proposti dalla unità di ricerca E.P.M.*, «La Ginnastica Medica», vol. XXXV.
- Martinelli E. (1993), *Come prevenire e curare il mal di schiena*, 1° ed., Manuali Sonzogno, Milano.
- Martinelli E. (1997), *Videoscreening nel Portamento nell'Anziano*, «La Ginnastica Medica», vol. XLV, fasc. 5/6, p. 37.
- Martinelli E. (1998), *L'utilizzo della telecamera nell'esame del portamento*, «La Ginnastica Medica», vol. XLVI, fasc. 3/4.
- Martinelli E. (1999), *Educazione Comportamentale nelle Cervicalgie Posturali*, «La Ginnastica Medica», vol. XLVII, fasc. 1/2.
- Martinelli E. (2003a), *Abitudini di vita e sport: i rischi di sovraccarico sulla colonna vertebrale nell'età evolutiva*, Percorso Sanità ASL 12 Versilia, anno 4, n. 9, p. 8.
- Martinelli E. (2003b), *Osteoporosi: Attività motoria preventiva e compensativa*, «La Ginnastica Medica», vol. LI, fasc. 1, p. 9.
- Martinelli E. (2003c), *Back pains in athletes*, «European Spinal Résonances», S.I.R.E.R., Lyon, n. 34, p. 1332.
- Martinelli E. (2004), *L'attività motoria preventiva e compensativa nel calciatore adolescente rachialgico*, «La Ginnastica Medica», vol. LII, fasc. 2/3.
- Martinelli E. (2009), *Mal di schiena d'origine meccanica*, «Résonances Européennes du Rachis» (ISSN 1265-1176), SIRER, vol. 50, pp. 2103-2109.
- Martinelli E. (2011a), *Come prevenire e curare il mal di schiena*, 5° ed., Fratelli Fabbri Editori, Milano.
- Martinelli E. (2011b), *Rieducazione del piede. Problematiche biomeccaniche e posturali statiche e dinamiche*, Firenze University Press, Firenze.
- Martinelli E. (2011c), *Riequilibrio Posturale. Fondamenti per la progettazione della postura*, Firenze University Press, Firenze.
- Martinelli E. (2011d), *Sviluppo del dolore rachideo in gravidanza. Mutamenti della biomeccanica rachidea, problematiche posturali, prevenzione e attività fisica*, Firenze University Press, Firenze.
- Martinelli E., Banducci V., Del Gaudio E., Prosperini V. (2010), *Core stability e sport*, «Chinesiologia» Anno XXVIII, n. 2, pp. 24-27.
- Martinelli E., Ciari E. (2000), *Spondilosi, Spondilolistesi e Sport; dati bibliografici internazionali*, «La Ginnastica Medica», vol. XLVIII, fasc. 4/5, p. 29.
- Martinelli E., Ciari E., Ceci F. (2003), *Asimmetrie, rigidità, difetti del portamento: risultati di uno screening scolastico*, «La Ginnastica Medica», vol. LI, fasc. 5/6.
- Martinelli E., Ciari E., Ceci F. (2004), *Lo screening scolastico come mezzo per la valutazione delle alterazioni posturali e dei sovraccarichi in età evolutiva*, «European Spinal Résonances», SIRER, Lyon, n. 37,.
- Martinelli E., Ciari E., Cerri B., Salvatori F. (2005), *Strategie e metodi rieducativi nelle scoliosi algiche e non algiche dell'adulto*, «La Ginnastica Medica», vol. LIII, fasc. 3.
- Martinelli E., Finotti S., Ciari E. (1999), *Microtraumatismi e Sport: proposta metodologica per lo studio del rischio e del danno su grosse popolazioni di Sportivi*, «La Ginnastica Medica», vol. XLVII, fasc 3-4.
- Martinelli E., Parodi V. (2005), *L'adulto scoliotico: salute e qualità della vita. Ruolo delle attività motorie adattate*, «La Ginnastica Medica», vol. LIII, fasc. 3, p. 37.
- Martinelli E., Parodi V. (2010), *Deformazione cifotica, invecchiamento e danni biomeccanici*, «Chinesiologia», n. 1, 6, pp. 36-50.
- Martinelli E., Parodi V., Ciari E., Cerri B., Raimondi P. (2006), *Postura cifotica senile e danni biomeccanici*, «La Ginnastica Medica», vol. LIV, fasc. 1.
- Martinelli E., Raimondi P., Parodi V. (2006), *Biomeccanica della postura nelle lombalgie*, «Chinesiologia», XXIV, n. 2.

- Martinelli E., Tozzi G.F., Ciari E. (1999), *Aspetti biomeccanici e psicocomportamentali nel trattamento globale delle cervicalgie*, Marrapese Editore, Roma.
- Matheson G.O., Clement D.B., Mc Kenzie D.C., Taunton J.E., Lloyd-Smith D.R., Mac Intyre J.G. (1987), *Stress fracture in athletes: study of 320 cases*, «Am. J. Sports Med.», 15.
- Matmiller (1980), *The California Back-School*, «Physiotherapy», p. 66.
- Matthews P.B.S., SteinThe (1969), *Sensitivity of muscle spindle afferents to small sinusoidal changes in length*, «J. Physiol.», 200,.
- Mc Elhaney J.H. (1966), *Dynamic response of bone and muscle tissue*, «J. Appl. Physiol.», 21 (4).
- Mc Gill S.M. (1992), *A myoelectrically based dynamic 3D model to predict loads on lumbar spine tissues during lateral bending*, «J. Biomech.», vol. 25.
- Mc Gill S.M. (1996), *A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts*, «J. Biomech.», vol. 29, p. 973.
- Mc Gill S.M. (1997), *The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic*, «J. Biomechanics», vol. 30, n. 5, p. 465.
- Mc Gill S.M., Norman R.W. (1986), *Partitioning of the L4-L5 dynamic moment in disc, ligamentous and muscular components during lifting*, «Spine», vol. 11, p. 666.
- Mc Gill S.M., Norman R.W. (1987), *Reassessment of the role of intraabdominal pressure in spinal compression*, «Ergonomics», vol. 30, p. 1565.
- Mc Gill S.M., Norman R.W. (1988), *The potential of lumbo dorsal fascia forces to generate back extension moments during squat lifts*, «J. Biomed. Eng.», vol. 10, p. 312.
- Mc Nally D.S., Adams M.A., Goodship A.E. (1993), *Can intervertebral disc prolapse be predicted from disc mechanics*, «Spine», 18.
- Meakin J.R., Hukins D.W.L. (2000), *Effect of removing the nucleus pulposus on the deformation of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc*, «J. Biomechanics», 33, p. 575.
- Melzack R. (1975), *The McGill Pain Questionnaire*, «Pain», 1, pp. 277-299.
- Menoni O., De Marco F., Colombini D., Occhipinti E., Foà M., Bonaiuti D., Boccardi S., Grieco A. (1994), *La Back School per un efficace trattamento delle rachialgie*, Unità di Ricerca EPM Grafica Comense srl, Tavernerio.
- Michalski R., Grobelny J., Karwowski W. (2006), *The effects of graphical interface design characteristics on human-computer interaction task efficiency*, «International Journal of Industrial Ergonomics», 36, pp. 959-977.
- Milliron M.J., Cavanagh P.R. (1999), *Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running*, «Biomechanics of Distance Running».
- Moffett J.A.K., Chase S.M., Portek I., Ennis J.R. (1986), *A Controlled, Prospective-Study to Evaluate the Effectiveness of a Back School in the Relief of Chronic Low-Back-Pain*, «Spine», 11, pp. 120-122.
- Mohseni-Bandpei M.A. et al. (1998), *Spinal Manipulation in the treatment of low back pain: a review of the literature with particular emphasis on randomized controlled trials*, «Phys. Ther. Rev.», 3, p. 185.
- Morris J.M., Lucas D.R., Bresler B. (1961), *Role of the trunk in stability of the spine*, «J. of Bone Joint Surgery», 43A.
- Mosekilde Li, Mosekilde Le, Danielsen C.C. (1987), *Biomechanical competente of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals*, «Bone», 8, p. 79.
- Nachemson A. (1999), *Back pain: delimiting the problem in the next millennium*, «Int J Law Psychiatry», 22, pp. 473-490.
- Nachemson A., Adersson G.B. (1982), *Classification of low-back pain*, «J Work Environ Health», 8, pp. 134-136.
- Nachemson A.L. (1976), *The lumbar spine an orthopedic challenge*, «Spine», 1, p. 59.
- Nachemson A.L. (1981), *Disc pressure measurement*, «Spine», vol. 6, n. 1.
- Nachemson A.L., Morris J. M. (1964), *In vivo measurements of intradiskal pressure*, «J. Bone Joint Surg.», vol. 46A.

- Negrini S. (1995), *La cinesiterapia nel trattamento delle lombalgie: metodi a confronto*, Monografie di aggiornamento GSS, vol. II.
- Nemeth G., Ohlsen H. (1986), *Moment arm lengths of trunk muscles to the lumbo sacral joint obtained in vivo with computed tomography*, «Spine», vol. 11.
- Niosi C.A., Oxland T.R. (2004), *Degenerative mechanics of the lumbar spine*, «The Spine Journal», 4, p. 202.
- Noe D.A., Voto S.J. (1993), *Role of the calcaneal heel pad and polymeric shock absorbers in attenuation of the heel strike impact*, «J. Biomed. Engng.», 15.
- Noone G., Mazumdar J., Ghista D.N., Tansley G.D. (1993), *Asymmetrical loads and lateral bending of the human spine*, «Med. & Biol. Eng. Comput.», vol. 31, Kyoto Word Congress Suppl., S 131.
- Nusbaum L., Natour J., Ferraz MB. (2001), *Goldenberg J. Translation, adaptation and validation of the Roland- Morris questionnaire – Brazil Roland-Morris*, «Braz J Med Biol Res», 34, pp. 203-210.
- Occhipinti E., Colombini D., Molteni G., Menoni O., Boccardi S., Greco A. (1988), *Messa a punto e validazione di un questionario per lo studio delle alterazioni del rachide in collettività lavorative (development and validation of a questionnaire for the study of spinal alteration in working populations)*, «Med. Lav.», 79, 5, pp. 390-402.
- Olsen T.L., Anderson R.L., Dearwater S.R. et al. (1992), *The epidemiology of low-back pain in an adolescent population*, «AM J Public Health».
- Osvolder A.L., Newman P. et al. (1990), *Ultimate strength of the lumbar spine in flexio-an in vitro study*, «J. Biomech.», vol. 23.
- Palastanga N., Field D., Soamers R. (2004), *Anatomia e movimento*, Casa Editrice Ambrosiana, Milano.
- Panjabi M.M. (1996), *Degenerazione, lesione traumatica ed instabilità spinale*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 187.
- Panjabi M.M., Andersson G.B.J., Jorneus L., Hult E., Mattsson L. (1986), *In vivo measurements of spinal column vibrations*, «J. Bone Jt Surg.», 68A, p. 695.
- Panjabi M.M., Goel V.K., Takata K. (1982), *Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments*, «Spine», vol. 7.
- Parnianpour M., Aaron A., Li S. (1992), *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.
- Parnianpour M., Shirazi-Adl A., Hemami H., Quesada P. (1994), *The effect of compressive load on the local and global postural stability*, North American Spine Society, 29° Congress, Mavi, Hawaii.
- Parodi V. (2003), *Cosa intendo per Biomeccanica*, Chinesiologia, vol. XXI, n. 1, p. 14.
- Parodi V., Becchetti S. (1996), *La biomeccanica delle strutture corporee sottoposte a carichi dinamici*, «Chinesiologia», XIV, n. 2/3, p. 9.
- Parodi V., Becchetti S. (1998), *Considerazioni sui contributi dati dai muscoli addominali alla riduzione della compressione agente nel rachide lombare*, «Chinesiologia», vol. XVI, n. 2/3.
- Parodi V., Becchetti S., Monti M. (1996), *La biomeccanica della funzione strutturale rachidea considerando le curve fisiologiche*, «Chinesiologia», XIV, n. 4, p. 15.
- Parodi V., Becchetti S., Monti M. (1997a), *Analisi biomeccanica del comportamento del rachide sotto eccitazione dinamica verticale*, «Chinesiologia», XV, n. 2/3, p. 11.
- Parodi V., Becchetti S., Monti M. (1997b), *La biomeccanica delle funzioni rachidee come sintesi dell'organizzazione muscolare e legamentosa vertebrale*, «Chinesiologia», XV, n. 1, p. 11.
- Parodi V., Flacco B., Ciari E., Palestini N., Flacco L., Martinelli E. (2009), *Ripercussioni delle sollecitazioni dinamiche sul sistema muscolo-scheletrico: rischi e strategie di prevenzione*, Atti XXV Congresso Nazionale Associazione Nazionale Specialisti in medicina dello sport dell'Università G. d'Annunzio – Attività Fisico-Sportiva: riflessioni all'inizio del terzo millennio, Chieti 19-21 giugno 2009, pp. 246-255.

- Parodi V., Martinelli E. (2006), *Trattamento chinesiológico del LBP: patomeccanica dei costituenti rachidei*, «Chinesiologia», Anno XXIV, n. 3.
- Parodi V., Martinelli E. (2008), *Back Pain di origine meccanica*, Editrice Veneta, Vicenza.
- Parodi V., Parodi G., Becchetti S. (1998a), *Biomeccanica fisiologica e patologica dell'elemento di mobilità rachidea lombare*, «Chinesiologia», vol. XVI, n. 1, p. 12.
- Parodi V., Parodi G., Becchetti S. (1998b), *Invecchiamento vertebrale e discale, viscoelasticità, fatica, cedimenti e dinamica rachidea dell'anziano*, «Chinesiologia», vol. XVI, n. 1, p. 1.
- Parodi V., Parodi G., Berloffo G. (2003a), *Biomeccanica del movimento rachideo*, «Chinesiologia», vol. XXI, n. 3, p. 24.
- Parodi V., Parodi G., Berloffo G. (2003b), *La generazione e la propagazione dell'urto dai piedi al capo*, «Chinesiologia», vol. XXI, n. 2, p. 18.
- Pedotti A., Frigo C., Santambrogio G.C. (1987), *Sistemi di acquisizione di grandezze cinematiche e dinamiche*, in *Bioingegneria della riabilitazione*, Patron Editore, Bologna.
- Peretti G., Albisetti W., Peretti G.M. (1996), *Le lombalgie del bambino*, in *Il trattamento della lombalgia*, Edi-Ermes, Milano,.
- Piaget J. (1973), *La costruzione del reale nel bambino*, La Nuova Italia, Firenze.
- Pinelli G., Becchetti S., Senes F.M., Stringa G. (1988), *Valutazione strumentale mediante D.O.A. delle indicazioni al trattamento cruento ed incruento in patologia ortopedica infantile*, Atti Genova Pediatria 88, Nuovi Orientamenti in Pediatria.
- Pintar F.A. et al. (1992), *Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments*, «J. Biomech.», vol. 25.
- Pipino F., De Giorgi G., Gentile A., Martucci G. (1995), *Biomeccanica della colonna vertebrale*, «Biomeccanica», UTET, Torino.
- Pivetta S., Boschetti G.F., Pirola V. (1989), *Il Dolore vertebrale*, Sperling & Kupfer, Milano.
- Pivetta S., Pivetta M. (2002a), *Tecnica della ginnastica medica*, V° edizione, Edi-Ermes, Milano.
- Pivetta S., Pivetta M. (2002b), *Tecnica delle Ginnastica Medica – Scoliosi*, Edi-Ermes, Milano.
- Piziali R.L., Nagel D.A. (1976), *Modeling of the human leg in ski injuries*, «Orthopedic Clinics of North America», W.B. Saunders, Co., Philadelphia, p. 127.
- Pope M.H., Kaigle A.M., Magnusson M., Broman H., Hansson T. (1991), *Intervertebral motion during vibration*, «Proc. Instrn. Mech. Engrs.», Part. H.
- Pope M.H., Novotny J.E. (1993), *Spinal biomechanics*, «Journal of Biomechanical Engineering», ASME, vol. 115, p. 569.
- Postacchini F. (1984), *Educazione sanitaria nei pazienti lombalgici*, Atti convegno SIOT, Bari, «Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia», vol X, n. 2.
- Potvin J.R., Norman R.W., Mc Gill S.M. (1996), *Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting*, «E. J. Appl. Physiology and Occ. Phys.», 74.
- Pozzo T., Berthoz A., Lefort L. (1989), *Head kinematics during various motor tasks in humans*, «Progress in brain research», 80.
- Pozzo T., Berthoz A., Lefort L. (1990), *Head stabilization during various locomotor tasks in humans I normal subjects*, «Experimental Brain Research», 82.
- Prentice W.E. (2002), *Tecniche di riabilitazione in medicina dello sport – Protocolli di Trattamento*, Utet, Torino.
- Price D.D. (1983), *The Validation of visual analogue scale as ratio scale measures for chronic and experimental pain*, «Pain».
- Quagliarella L. (1994), *Sviluppo e applicazioni di una nuovissima disciplina antica: la bioingegneria*, «Continuità», n. 1, p. 95.
- Quinn T.P., Mote C.D. Jr (1992), *Prediction of the loading along the leg during snow skiing*, «J. Biomechanics», 25(6), p. 609.

- Rack P.M.H., Westbury D.R. (1974), *The short range stiffness of active mammalian muscle and its effects on mechanical properties*, «J. Physiol.», 240.
- Radin E.L., Orr R., Kelman J.L. Paul I.L., Rose R.M. (1982), *Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep*, «J. Biomech.», 15, p. 487.
- Radin E.L., Paul I.L., Rose R.M. (1972), *Role of Mechanical Factors in Pathogenesis of Primary Osteoarthritis*, The Lancet, Mar., p. 519.
- Raimondi P., Hendel M., Martinelli E., Sastre S., Prosperini V. (2006), *Dolore nel rachide cervicale in categorie a rischio: studio trasversale*, «Chinesiologia», Anno XXIV, n. 2, p. 39.
- Raimondi P., Marcelli M., Martinelli E., Bizzarri F., Prosperini V. (2005), *Indagine sulla morfologia podalica e sulle variazioni della statica normale verticale come conseguenza della calzatura con tacco alto*, «La Ginnastica Medica», vol. LIII, fasc. 6.
- Raimondi P., Prosperino V., Circi E., Tomassoni M., Sastre S., Martinelli E. (2006), *Confronto tra attività motoria generica e attività motoria di facilitazione neuromuscolare propriocettiva in soggetti affetti da cervicgia comune*, «Chinesiologia», Anno XXIV, n. 1, p. 22.
- Raimondi P., Vincenzini O. e coll., Prosperini V., Cecchini E., Faraldo P., Martinelli E. (2003), *Teoria metodologia e didattica del movimento compensativo rieducativo preventivo*, cap. n. 26, *Indicazioni e limiti delle attività motorie adattate nel trattamento degli atteggiamenti scoliotici e delle scoliosi*, Margiacchi – Galeno Editrice, Perugia, p. 589.
- Rainville J., Hartigan C. et al. (2004), *Exercise as a treatment for chronic low back pain*, «The Spine Journal», 4, p. 106.
- Raschke U., Martin B.J., Chaffin D.B. (1996), *Distributed moment histogram: a neurophysiology based method of agonist and antagonist trunk muscle activity prediction*, «J. Biomechanics», 28.
- Riches P.E., Dhillon N., Lotz J., Woods A.W., McNally D.S. (2002), *The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading*, «Journal of Biomechanics», 35, p. 1263.
- Roaf R. (1978), *Analysis of a mechanical model of the spine*, Orthopaedics mechanics, Academic Press, London.
- Roland M., Morris R. (1983), *A Study of the Natural-History of Back Pain.1. Development of a Reliable and Sensitive Measure of Disability in Low-Back-Pain*, «Spine», 8, pp. 141-144.
- Romano M., Trevisan C., Negrini S. (2003), *La riabilitazione del rachide dorsale dell'anziano, in L'ipercifosi e le patologie del rachide dorsale*, Monografie di aggiornamento GSS 2003, p. 47.
- Rosegger R., Rosegger S. (1960), *Health effects of tractor driving*, «Agric. Engineer. Res.», 5.
- Rozen D. (2001), *Discogenic low BP*, «Pain Practice», vol. 1, 3, p. 278.
- Rydevik B.L. (1996), *Eziologia della sciatica*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 129.
- Saba S., Lake R.S. (1977), *The effects of soft tissue wave propagation tests for determining in vivo properties of bone*, «J. Biomechanics», 10, p. 393.
- Sachs B., Bradford D.S., Winter R.B. et al. (1987), *Scheuermann Kyphosis*, «J. Bone and Joint Surg.», 69A, p. 50.
- Salminen J.J., Erkintalo T.M., Laine M., Pentti J. (1995), *Low-back pain in the young. A prospective three year follow-up study of subjects with and without low-back pain*, «Spine».
- Salti R., Stagi S. (2004), *Il bambino nelle scienze a motore*, Aracne Editore, Roma.
- Sandover J. (1988), *Behavior of the spine under shock and vibration: a review*, «Clin. Biomechanics», 3.
- Sasaki N., Nakayama Y., Yoskikawa M., Enyo A. (1993), *Stress relaxation function of bone and bone collagen*, «J. Biomechanics», vol. 26, p. 1369.
- Schendel M.J., Wood K.B. et al. (1993), *Experimental measurement of ligament force, facet force, and segment motion in the human lumbar spine*, «J. Biomech.», vol. 26.
- Schultz A.B. (1987), *Biomechanics of the human spine and trunk*, in *Manual of biomechanics*, cap. 41.
- Schultz A.B. (1996), *Analisi biomeccanica dei carichi sul rachide lombare*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 159.
- Schultz A.B., Andersson G.B.J., Ortengren R., Haderspeck K., Nachemson A. (1982), *Loads on the lumbar spine*, «J. Bone Joint Surg.», vol. 64A.

- Scoppa F. (1998), *Lombalgie e apparato locomotore*, Edi-Ermes, Milano.
- Scoppa F. (2003), *Posturologia: dalla dinamica non lineare alla transdisciplinarietà*, «Otoneurologia».
- Shirado S., Ito K., Kikumoto T., Takena N., Minami A., Strax T.E. (2006), *Una nuova Back School che utilizza un approccio multidisciplinare in team per i pazienti affetti da lombalgia cronica*, «GSS», fasc. 3.
- Shirazi-Adl A. (1994), *Analysis of role of bone compliance on mechanics of a lumbar motion segment*, «Trans. ASME J. Biomech. Eng.», vol. 116, p. 408.
- Shirazi-Adl A., Parnianpour M. (1993), *Non linear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression: on mechanisms affecting the postural stability*, «Spine», vol. 18.
- Shirazi-Adl A., Parnianpour M. (1996), *Stabilizing role of moments and pelvic rotation on the human spine in compression*, «Trans. Of the ASME», vol. 118.
- Sibilla P., Pinochi G., Carabalona R., Negrini S. (1998), *Effect of sporting activities on muscular performance and onset of back pain in schoolchildren*, International Society for the Study of the Lumbar Spine, 25th annual meeting, Brussels.
- Sinaki M., Grubbs N.C. (1989), *Back strengthening exercises: quantitative evaluation of their efficacy for women aged 40 to 65 years*, «Arch Phys. Med. Rehabil», p. 70.
- Sizer P.S.Jr., Phelps V., Matthijs O. (2001), *Pain generators of the lumbar spine*, «Pain Practice», vol. 1.
- Smeathers J.E. (1989), *Transient vibration caused by heel strike*, «Proc. Instn. Mech. Engrs.», part. H, vol. 203, p. 181.
- Sohier R., Sohier J. (1997), *Cinesiterapia analitica: concetto Sohier. Basi fondamentali*, Marrapese, Roma.
- Souchard P.A. (1994), *Basi del metodo di Rieducazione Posturale Globale: il Campo Chiuso*, Marrapese, Roma.
- Spengler D.M., Bigos S.J., Martin N.A., Zeh J., Fisher L., Nachemson A. (1986), *Back Injuries in Industry – A Retrospective Study*, 1, Overview and Cost-Analysis, «Spine», 11, pp. 241- 245.
- Stagnara P. (1985), *Les déformations du rachis*, Masson, Parigi.
- Steffen T. et al. (1998), *Lumbar intradiscal pressure measured in the anterior and postero-lateral annular region during asymmetrical loading*, «Clin. Biomech.», 13.
- Steidel R.F.Jr. (1971), *An Introduction to Mechanical Vibrations*, John Wiley & Sons.
- Stokes I.A.F., Gardner-Morse M. (1995), *Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffness*, «J. Biomech.», vol. 28, p. 173.
- Sward L., Hellstrom M., Jacobsson B. (1990), *Back pain and radiologic changes in the thoracolumbar spine in athletes*, «Spine», 18.
- Sward L., Hellstrom M., Jacobsson B. (1991), *Disc degeneration and associated abnormalities of the spine in elite gymnasts: a magnetic resonance imaging study*, «Spine», 18, p. 1456.
- Tai C., Robinson C. (1999), *Knee elasticity influenced by joint angle and perturbation intensity*, «IEEE Trans. Rehabilitation Engineering», 7.
- Tall R.L., De Vault W. (1993), *Spinal injury in sport: epidemiologic considerations*, «Clin. Sport Med».
- Tanchev P.T., Dzherov A.D., Parushev A.D., Dikov D.M., Todorov M.T. (2000), *Scoliosis in Rhythmic Gymnasts*, «Spine», 25(11), p. 1367.
- Tesh K.M., Dunn J.S., Evans J.H. (1987), *The abdominal muscles and vertebral stability*, «Spine», 12, p. 501.
- Tesio L., Battaglia M.A. (1998), *Home rehabilitation in Multiple Sclerosis: measuring appropriateness through the FIM*, Proceedings Measuring progress across the Rehabilitation continuum, July 1998, Centre for Functional Assessment Research, Dept. Rehab. Medicine, State Univ. Of New York, Buffalo, New York.

- Thomson K.D. (1988), *On the bending moment capability of the pressurised abdominal cavity during human lifting activity*, «Ergonomics», 31.
- Thomson K.D. (1997), *Estimation of loads and stresses in abdominal muscles during slow lifts*, «Proc. Instn. Mech. Engrs.», 211.
- Toso B. (1994), *Mal di schiena – Prevenzione e terapia delle algie vertebrali*, Edi-Ermes, Milano.
- Tribastone F., Tribastone P. (2004), *Compendio di educazione motoria preventiva e compensativa*, Società Stampa Sportiva, Roma.
- Unità di Ricerca EPM (1989), *Atti del Seminario Nazionale Lavoro e Patologia del Rachide*, CIBA-GEIGY spa, Milano.
- Unità di Ricerca EPM (1991), *I primi sei anni di attività*, Grafica Comense srl, Tavernerio (CO).
- Valenti M., Prosperini V., Falzano P., Hendel M., Raimondi P. (2004), *Vibrazioni, dolore rachideo e attività motoria in categorie professionali a rischio: studio trasversale*, «Ital Med Lav Erg».
- Valiant G.A., Mc Mahon T.A., Frederick E.C. (1987), *A new test to evaluate the cushioning properties of athletic shoes*, «Biomechanics X-B, Human Kinetics».
- Van Deursen D.L., Snijders C.J. et al. (2004), *The effect of passive vertebral rotation on pressure in the nucleus pulposus*, «J. Biomechanics», 34, p. 405.
- Van Tulder M., Malmivaara A., Esmail R., Koes B. (2000), *Netherlands, Finland, Canada Exercise Therapy for Low Back Pain: A Systematic Review Within the Framework of the Cochrane Collaboration Back Review Group*, «Spine», Nov 1, 25(21), p. 2784.
- Vayer P. (1973), *Educazione psicomotoria nell'età prescolastica*, Armando, Roma.
- Vincenzini O. (2000), *Aspetti preventivi e rieducativi della ginnastica correttiva*, Margiacchi – Galeno Editrice, Perugia.
- Waddell G., Main C.J. (1984), *Assesment of Severity in low back pain desordes*, «Spine».
- Wang C.J., Walker P.S. (1973), *The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee*, «J. Biomechan.», 6.
- Weinstein J.N., Wiesel S.W. (1996), *La colonna lombare*, Verduci Editore, Roma.
- Weiss P.L. Kearney R.E., Hunter I. W. (1986), *Position dependence of ankle joint dynamics – II: Active mechanism*, «J. Biomechan.», 19.
- White A.H. (1996), *Back school: stato dell'arte*, «La colonna lombare», Verduci Editore, Roma, p. 749.
- Wilder D.G., Woodworth B.B., Frymoyer J.W., Pope M.H. (1982), *Vibration and the human spine*, 7.
- Williams K.R. (1993), *Biomechanics of distance running*, «Current Issues in Biomechanics».
- Wollacott M.H., Shumway-Cook A., Nashner L.M. (1986), *Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination*, «Int. J. Aging Human Devel.», 23, p. 97.
- Zachrisson Forssell M. (1980), *The Swedish back school*, «Physiotherapy», 66, pp. 112-114.
- Zamberlan N., Adami S., Rossini M., Gatti P., Girardello S., Bertoldo F., Braga V. (1992), *Osteoporosi: dell'epidemiologia e dalla fisiopatologia i principi di terapia*, in *Il punto sul rimodellamento osseo*, OIC Medical Press, Firenze.

MANUALI

BIOMEDICA

- Branchi R., *Le impronte nel paziente totalmente edentulo*
Branchi R., *Riabilitazione protesica del paziente oncologico testa-collo*
Martinelli E., *Rieducazione del piede. Problematrice biomeccaniche e posturali statiche e dinamiche*
Martinelli E., *Sviluppo del dolore rachideo in gravidanza. Mutamenti della biomeccanica rachidea, problematiche posturali, prevenzione e attività fisica adattata pre e post parto*
Martinelli E., *Rieducazione posturale. Fondamenti per la progettazione della postura*
Martinelli E., *Prevenzione del mal di schiena di origine meccanica con attività motoria e comportamentale. Approfondimenti di patomeccanica e biomeccanica rachidea*
Rossetti R., *Manuale di batteriologia clinica. Dalla teoria alla pratica in laboratorio*
Rucci L., *Testo Atlante di embriologia clinica della Laringe. La chirurgia conservativa compartimentale della regione glottica*
Rucci L., *Clinical Embryology of Human Larynx for Conservative Compartmental Surgery. A Text and Atlas*

SCIENZE

- Bart J.C.J., *Polymer Additive Analytics. Industrial Practice and Case Studies*
Caramelli D., *Antropologia molecolare. Manuale di base*
Lo Nostro P., Peruzzi N., *Spontaneamente. Esercizi Risolti di Chimica Fisica*
Scialpi A., Mengoni A. (a cura di), *La PCR e le sue varianti. Quaderno di laboratorio*
Simonetta M.A., *Short history of Biology from the Origins to the 20th Century*
Spinicci R., *Elementi di chimica* (nuova edizione)

SCIENZE SOCIALI

- Ciampi F., *Fondamenti di economia e gestione delle imprese*
Giovannini P. (a cura di), *Teorie sociologiche alla prova*
Maggino F., *L'analisi dei dati nell'indagine statistica. Volume 1. La realizzazione dell'indagine e l'analisi preliminare dei dati*
Maggino F., *L'analisi dei dati nell'indagine statistica. Volume 2. L'esplorazione dei dati e la validazione dei risultati*
Magliulo A., *Elementi di economia del turismo*
Visentini L., Bertoldi, M., *Conoscere le organizzazioni. Una guida alle prospettive analitiche e alle pratiche gestionali*

SCIENZE TECNOLOGICHE

- Borri C., Pastò S., *Lezioni di ingegneria del vento*
Borri C., Betti M., Marino E., *Lectures on Solid Mechanics*
Cidronali A., Paolo Colantonio P. e Lucci L., *Antenne Integrate Attive: Quaderni del Dottorato di Ricerca in Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Firenze*
Gulli R., *Struttura e costruzione / Structure and Construction*
Policicchio F., *Lineamenti di infrastrutture ferroviarie*

UMANISTICA

- Bertini F., *Risorse, conflitti, continenti e nazioni. Dalla rivoluzione industriale alle guerre irachene, dal Risorgimento alla conferma della Costituzione repubblicana*
Bombi A.S., Pinto G., Cannoni E., *Pictorial Assessment of Interpersonal Relationships (PAIR). An analytic system for understanding children's drawings*
Borello E., Mannori S., *Teoria e tecnica delle comunicazioni di massa*
Brandi L., Salvadori B., *Dal suono alla parola. Percezione e produzione del linguaggio tra neurolinguistica e psicolinguistica*
Congiglione F., Lenoci M., Mari G., Polizzi G. (a cura di), *Manuale di base di Storia della filosofia*
Marcialis N., *Introduzione alla lingua paleoslava*

Michelazzo F., *Nuovi itinerari alla scoperta del greco antico. Le strutture fondamentali della lingua greca: fonetica, morfologia, sintassi, semantica, pragmatica*
Peruzzi A., *Il significato inesistente. Lezioni sulla semantica*
Peruzzi A., *Modelli della spiegazione scientifica*
Sandrini M.G., *Filosofia dei metodi induttivi e logica della ricerca*
Trisciuzzi L., Zappaterra T., Bichi L., *Tenersi per mano. Disabilità e formazione del sé nell'autobiografia*

