



**Università degli studi di Genova**

**Facoltà di medicina e chirurgia**

Master in riabilitazione dei disordini muscolo scheletrici  
in collaborazione con libera Università di Bruxelles

**“LA BIOMECCANICA DEL DISCO  
INTERVERTEBRALE LOMBARE:  
EFFICACIA E LIMITI DEL  
CONCETTO MCKENZIE.”**

Referente:  
**Davide Albertoni**

Tesi:  
**Minacci Marco**  
**2005/2006**

## **Indice**

- **Abstract.**
- **Introduzione.**
- **Cambiamenti della pressione intradiscale in relazione a specifiche posizioni ed esercizi.**
- **Gli spostamenti del nucleo polposo durante la flessione-estensione del rachide lombare.**
- **Conclusioni.**
- **Bibliografia.**

## **Abstract**

L'obiettivo di questo lavoro è di indagare il comportamento del nucleo polposo durante i movimenti di flessione ed estensione del rachide, al fine di verificare la validità del concetto biomeccanico proposto da McKenzie per il quale il nucleo si sposterebbe anteriormente durante l'estensione e viceversa durante la flessione.

Come data base per questa ricerca è stato utilizzato medline introducendo le seguenti parole chiave: biomechanics lumbar intervertebral disc, biomechanics herniated lumbar disc, herniated lumbar disc and flexion extension, innervation intervertebral lumbar disc, centralization, intradiscal pressure..

Tra i vari risultati ottenuti sono stati selezionati gli articoli in lingua inglese pubblicati tra il 1960 ed il 2006, che fossero rct o revisioni sistemiche.

La maggior parte degli studi afferma che nei dischi sani il nucleo polposo tende a spostarsi anteriormente durante l'estensione e posteriormente durante la flessione. Un simile stereotipo non sarebbe adatto a descrivere la tendenza del nucleo dei dischi degenerati, il cui comportamento appare difficilmente prevedibile.

## Introduzione

Le tecniche elaborate da McKenzie (1980) vengono ancora oggi ampiamente utilizzate nel trattamento e nella riabilitazione di pazienti affetti da lombalgia di origine meccanica muscolo-scheletrica (28); nonostante la letteratura sia concorde riguardo all'efficacia di tali procedure terapeutiche, non è ancora chiaro quale meccanismo ne giustifichi il successo clinico (2-15-20).

La scelta delle tecniche più appropriate per un dato paziente passa attraverso l'accurato esame clinico messo a punto dall'autore e costituito da un'attenta anamnesi, da un'esame obiettivo e dall'esecuzione da parte del paziente dei così detti movimenti test: lo scopo della valutazione è indicarci se il paziente soffre di una sindrome posturale, da disfunzione o da derangement (28). Con quest'ultimo termine McKenzie descrive una situazione in cui la normale posizione di riposo dei piatti vertebrali di due vertebre adiacenti è disturbata a causa di un cambiamento di posizione del nucleo fluido tra queste superfici; l'alterata posizione del nucleo può influenzare il materiale dell'anulus (28).

In definitiva il termine derangement sta ad indicare un quadro clinico di tipo discogenico e proprio il disco sarà oggetto di analisi approfondita in questo lavoro.

L'opinione dell'autore, supportata da studi dell'epoca di Farfan, Armstrong e Shah, è che il nucleo polposi cambi posizione durante i movimenti della colonna ed in particolare tenderebbe a spostarsi anteriormente durante l'estensione e posteriormente durante la flessione (28). Tale presupposto biomeccanico costituisce il punto di partenza del trattamento dei derangement ed a questo punto è intuitivo pensare che la tecnica preveda l'applicazione dell'estensione per un derangement posteriore e l'applicazione della flessione per un derangement anteriore (28).

D'altra parte McKenzie ci avverte che il meccanismo idrostatico del disco potrebbe essere danneggiato in casi particolari come la protusione franca, rendendo così impossibile il cambiamento della posizione del nucleo attraverso terapia meccanica (28). A questo proposito l'autore raccomanda un monitoraggio continuo delle risposte del paziente durante l'applicazione dei movimenti test in modo tale che l'indicazione all'applicazione di una determinata tecnica non sia fornita soltanto da un modello biomeccanico non sempre applicabile ma sia sostenuta e guidata da un'attenta osservazione che tenga conto di aspetti strettamente clinici.

Data la scarsità delle prove fornite dall'autore, questo lavoro si propone di indagare in maniera più approfondita le reali proprietà biomeccaniche del disco durante i movimenti della colonna lombare.

## **Cambiamenti della pressione intradiscale in relazione a specifiche posizioni ed esercizi.**

Il disco intervertebrale risulta essere costituito da due distinte regioni rappresentate dal nucleo polposo situato al centro e dall'anulus fibroso posizionato all'esterno (4). La prima consiste in un reticolato tridimensionale di fibre collagene mischiate ad un gel mucoproteico molto ricco di acqua e dotato di proprietà elastiche e viscoelastiche (4) che la rendono adatta a sopportare carichi compressivi (27). La seconda è formata principalmente da fibrocartilagine ad alto contenuto di proteoglicani (4-40) ed appare come una struttura a forma di anello costituita da una serie di lamelle concentriche, unità fondamentali di questa regione (16), le quali si mostrano capaci nel sopportare le forze tensili, che si producono a livello del disco durante i movimenti di rotazione, flessione-estensione e lateroflessione della colonna (27-40).

L'anulus fibroso sembra dunque interpretare due ruoli molto importanti: come un legamento guida il movimento intervertebrale e come le pareti di un recipiente contiene il materiale nucleare (40) che come già accennato in precedenza riesce ad assorbire buona parte dei carichi compressivi grazie al suo alto contenuto di materiale fluido.

Il carico assiale solitamente determina una perdita dell'altezza del disco (18) ed a questo proposito Riches et al. (32) notarono come appena questo viene compresso, la deformazione maggiore si osservi nelle regioni più esterne e proprio a partire da queste regioni si ha un'iniziale perdita del contenuto fluido; l'esatto contrario avverrebbe al momento in cui si toglie la forza compressiva. Secondo l'autore nei primi dieci secondi di deformazione si osserverebbe uno spostamento in senso laterale sia del materiale solido che del materiale fluido; successivamente la direzione dello spostamento diverrebbe verticale. Lo studio mostra inoltre come sette ore di riposo a letto determinino un aumento

dell'altezza del disco maggiore della perdita di quest'ultima osservabile in otto ore di attività quotidiane; questo risultato suggerisce che la velocità di idratazione del disco sarebbe maggiore di quella di disidratazione (32).

Le proprietà biomeccaniche dell'anulus appaiono essere nettamente influenzate dall'età (16) e dallo stato di degenerazione (17) : in uno studio di Iencean et al. si mostrò come nei dischi lombari degenerati la pressione intradiscale necessaria a causare una rottura dell'anulus con fuoriuscita di materiale discale sia minore rispetto a quella che serve a produrre lo stesso effetto in dischi sani (17). Nel capitolo successivo si parlerà ampiamente di come durante la flessione-estensione del rachide lombare il nucleo polposo dei dischi degenerati si comporta in maniera differente rispetto a quello dei dischi sani (4-6-10-11).

Per quanto riguarda la degenerazione del disco lombare, molti sono i fattori che sembrano intervenire nel determinarla: anomalie del piatto vertebrale responsabili di una minor efficacia del meccanismo di nutrizione discale, anomalie del collagene e dei proteoglicani, riduzione della perfusione sanguigna, movimenti torsionali ripetuti, forze compressive ecc... (14-24). Qualunque sia la causa che la determina, la degenerazione discale dà luogo ad una perdita dell'altezza del segmento di movimento e ad una diminuzione della capacità del disco di distribuire i carichi con conseguenti alterazioni della biomeccanica intervertebrale (8-24-42).

Fortunatamente l'azione del disco lombare risulta essere coadiuvata dall'azione strutture posteriori che in parte riescono a proteggerlo dalle innumerevoli sollecitazioni meccaniche a cui è sottoposto: faccette articolari, lamine, peduncoli e legamenti riescono a farsi carico di una discreta percentuale dei carichi compressivi soprattutto nella posizione di estensione ( lordosi ) (13-21-27) ed a limitare l'escursione del movimento discale soprattutto durante la flessione (1).

Avere informazioni precise riguardo alla quantità di carico esercitato sulla colonna durante le attività quotidiane risulta molto difficile poichè la geometria e la biomeccanica della spina appaiono veramente complesse .

Nachemson (1963) (1966) (26) (1981), Nachemson e Morris (1964) (25) , Anderson et al. (1974) (1977) ed altri misurarono la pressione all'interno del disco lombare in relazione ad alcune attività. La pressione intradiscale rappresenta però una misura del carico esercitato nel solo comparto anteriore della colonna inoltre studi più recenti hanno dato origine a risultati contraddittori. Per esempio, in questi ultimi risultò che la pressione intradiscale fosse maggiore in piedi piuttosto che da seduti, contrariamente a quanto era stato affermato in precedenza (Althoff et al. 1992) (3).

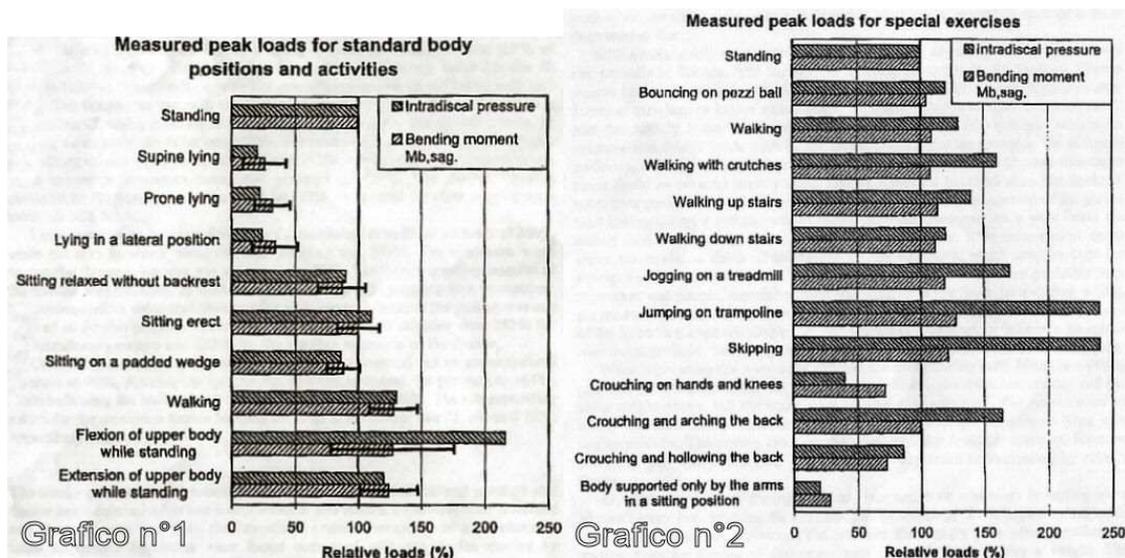
Nel 1999 Wilke (41) utilizzò trasduttori di pressione flessibili al posto di aghi rigidi. Con questa nuova metodica l'autore confermò molti dei dati suggeriti dagli studi precedenti ma di nuovo riscontrò valori diversi per le posizioni seduto e sdraiato su un fianco.

Un differente approccio per ottenere informazioni sul carico sopportato dalla colonna durante le attività fù introdotto da Rholmann et al. (30) che nel 1994 cominciarono ad utilizzare un fissatore interno dotato di un sensore flessibile e sensibile alla pressione.

Da un suo lavoro del 2001 (31) in cui confrontò il suo stesso esperimento del 1994 con quello di Wilke del 1999 risultò che nella posizione supina si ha la minor pressione intradiscale (20%) ed il minor "momento di flessione" all'interno del fissatore; quest'ultimo parametro fù utilizzato come indicatore principale del carico totale sulla spina. Valori altrettanto bassi furono riscontrati per la posizione prono (22%) e sdraiato sul fianco (24%); si ricorda che gli autori normalizzarono i valori in percentuale in relazione alla posizione in piedi i cui valori di pressione intradiscale e di momento di flessione

furono considerati per convenzione come il 100% (30). La maggior parte dei dischi esaminati appartenevano al tratto lombare.

I grafici 1-2 descrivono i valori medi riscontrati nelle varie posizioni, attività quotidiane ed esercizi presi in esame:



Secondo gli autori il massimo valore di pressione intradiscale è osservabile quando dalla posizione in piedi flettiamo il busto per raccogliere un carico con le mani lontane dal corpo; tale valore, non riportato sul grafico, corrisponde al 460%.

È possibile notare come lo studio di Rholmann et al. non fa alcun riferimento alla posizione di iperestensione raggiunta da prono, procedura ampiamente utilizzata da McKenzie nel trattamento della lombalgia.

A questo proposito è interessante citare due lavori di Magnusson et al del 1995 (22) e del 1996 (21) in cui fu studiata la possibilità di ridurre il carico compressivo a livello discale proprio attraverso la posizione di iperestensione.

I soggetti che parteciparono ai due esperimenti furono inizialmente fatti sedere in uno stadiometro grazie al quale si poté applicare un carico compressivo a livello delle spalle in

modo tale da ottenere una perdita dell'altezza del disco. Dopo questo trattamento furono testate le posizioni prono ed iperesteso con diverse combinazioni di gradi angolari e tempi di applicazione. Alla fine della prima prova risultò che l'iperestensione raggiunta e mantenuta passivamente per 20 minuti produce un aumento di altezza del disco maggiore se paragonata alla posizione prono (22).

Il secondo studio fornì informazioni aggiuntive indicando che se i 20 minuti di iperestensione passiva vengono mantenuti a 20° si ottiene la maggiore reidratazione discale possibile; il fattore tempo risulterebbe comunque più importante rispetto alla variabile gradi angolari (21).

Due studi (23-28) relativamente recenti confrontano la posizione seduta rilassata con la posizione seduta in cui la presenza di un supporto lombare aiuta i soggetti a mantenere la fisiologica lordosi; nella seconda situazione si può osservare un aumento dell'altezza del disco lombare (23).

Il supporto sembra inoltre determinare una riduzione della tensione sui legamenti ileo-lombari i quali sembrano contribuire alla genesi della lombalgia se sottoposti a stress meccanici inadeguati come accade quando stiamo seduti con atteggiamento rilassato (38).

## **Gli spostamenti del nucleo polposo durante la flessione-estensione del rachide lombare.**

Il concetto di dolore discogenico, soprattutto a livello del rachide lombare, trova numerosi consensi in letteratura anche se non è ancora del tutto chiaro il meccanismo attraverso il quale si produce (2); l'utilizzo di sostanze immunoreattive ha permesso di definire in maniera più accurata la distribuzione dei nocicettori all'interno dell'anulus fibroso ed ha mostrato come l'estensione dell'innervazione aumenti nei dischi degenerati (2-9-33).

L'associazione tra struttura del disco e dolore costituisce il punto di partenza di varie tecniche di trattamento delle lombalgie di origine muscolo-scheletrica ( Bogduk & Jull 1983; Cyriax 1993; McKenzie 1980) che prevedono l'utilizzo di manovre manuali ed esercizi rivolti ad influenzare la morfologia e la struttura interna del disco. In particolare McKenzie utilizza esercizi in estensione per il trattamento dei derangement posteriori sostenendo che tale procedura sposta il nucleo polposo anteriormente, riducendo lo stress sui nocicettori situati nella parte posteriore dell'anulus.

Farfan, Shah et al., Krag e Seroussi (19-37), condussero tra gli anni settanta e gli anni ottanta degli studi su cadaveri e su modelli meccanici che dimostravano la tendenza del nucleo polposo a migrare anteriormente durante l'estensione e posteriormente durante la flessione. Schnebel et al. (35) confermarono i risultati attraverso uno studio in cui utilizzarono la discografia per studiare il comportamento del nucleo polposo ma la validità degli studi sopracitati fu in seguito messa in discussione a causa delle condizioni artificiali degli studi su cadaveri e su modelli meccanici ed a causa dei cambiamenti di pressione all'interno del disco indotti dalla discografia che ne avrebbero modificato le proprietà biomeccaniche (4-6-10).

Studi più recenti sono stati condotti con l'utilizzo delle immagini della risonanza magnetica (RM), metodologia che permette di condurre esperimenti in vivo offrendo inoltre maggiori vantaggi nell'ambito della valutazione del disco lombare se paragonata ad altre tecniche radiologiche quali per esempio la T.A.C. (5-7).

Edmondston et al. (10), si avvalsero di sezioni sagittali pesate in T2 per studiare il nucleo polposo di 10 soggetti asintomatici (6 donne e 4 uomini con età media 30 anni) che dichiaravano di non avere mai avuto episodi di lombalgia tali da richiedere cure mediche o da determinare limitazioni nelle attività occupazionali e ricreative.

Per ogni soggetto gli autori ottennero sequenze di immagini in posizione supina in cui la flessione del rachide lombare veniva mantenuta attraverso l'utilizzo di cuscini che determinavano la flessione di anche e ginocchia e il massimo tilt posteriore del sacro; l'estensione era assicurata da un asciugamano arrotolato che posizionava la regione L1-S1 nella massima lordosi tollerata.

Le immagini elaborate attraverso l'utilizzo degli angoli di Cobb e dell'intensità dei pixel, dimostrarono un significativo spostamento anteriore del nucleo polposo nella maggior parte dei dischi durante il passaggio tra la flessione e l'estensione.

Questo trend, evidente soprattutto nei livelli L1-2, L2-3, L5-S1 ma meno significativo nei livelli L3-L4, L4-L5, non era presente in ogni segmento esaminato infatti in 15 dischi si osservò uno spostamento posteriore del nucleo quando il soggetto passava dalla posizione flessa a quella estesa. Inoltre l'autore fornì i seguenti dati riguardo i 13 dischi che presentavano un grado II di degenerazione: migrazione anteriore del nucleo in estensione in 6 di questi dischi, posteriore in 5 e nessun cambiamento nei restanti 2 (10).

In uno studio precedente a quello di Edmonston et al. condotto su 1 maschio di 18 anni e due femmine di 25, Fennel (11) poté osservare che il nucleo non si sposta sempre anteriormente durante l'estensione o sempre posteriormente durante la flessione.

In 2 delle 24 misurazioni effettuate ottenne infatti il risultato opposto cioè spostamenti posteriori del nucleo durante l'estensione ed anteriori durante la flessione; secondo l'autore le eccezioni riscontrate potevano essere il risultato di un certo stato di degenerazione del disco (11).

Fennel fece inoltre notare come gli individui potessero utilizzare strategie differenti per flettersi ed estendersi all'interno di uno spazio così piccolo come quello della RM: in questo modo la distribuzione di flesso-estensione nei segmenti intervertebrali poteva essere differente per un dato valore di flesso-estensione dell'intera regione (11).

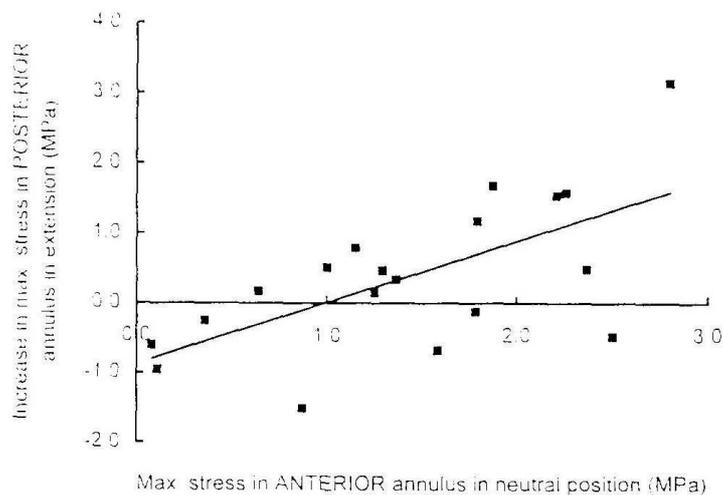
Brault et al. (6) condussero uno studio con caratteristiche simili allo studio sopracitato di Edmondston e al: 10 soggetti maschi asintomatici con età compresa tra 21 e 38 anni e senza storie di lombalgia furono esaminati in posizione supina all'interno della (RM) con un cuscino che manteneva l'estensione del rachide lombare. L'autore confrontò i risultati con quelli ottenuti da Beattie et al. (4) in un lavoro precedente ed in entrambe le prove si poté notare la tendenza del nucleo polposo dei dischi sani a spostarsi anteriormente durante l'estensione e posteriormente durante la flessione. Brault sottolineò che lo spostamento sarebbe più evidente nei livelli L1-2, L2-3 inoltre tutti e due gli autori suggerirono la variabilità e l'imprevedibilità del comportamento dei dischi degenerati senza però riportare valori statistici che ne descrivessero la tendenza.

Uno studio più approfondito sugli effetti della flesso-estensione nei dischi degenerati fu condotto da Adams et al. (2) su un campione di dieci colonne lombari ottenute da cadaveri freschi di persone con età compresa fra 19 e 61 anni.

In questo esperimento ogni segmento di movimento venne sottoposto ad un ciclo di carico compressivo al fine di ottenere una degenerazione dei dischi simile a quella osservabile in vivo: alla fine del trattamento si ottenne una riduzione dell'altezza del segmento di movimento di  $0.55 \pm 0.28$  mm, ed una perdita del 10-20% del contenuto acquoso del disco.

Una volta raggiunto lo stato di degenerazione desiderato venne misurata la distribuzione dello stress all'interno del disco in relazione a determinate posizioni: in 12 dei 19 segmenti di movimento esaminati ci fu un aumento dello stress nella parte posteriore dell'anulus quando si passava dalla posizione neutra a  $2^\circ$  di estensione mentre nei restanti segmenti si osservò l'effetto contrario.

Grafico n°3 Loading of the posterior annulus in extension



The y-axis shows the increase (+ve) or decrease (-) in the maximum stress measured in the posterior annulus of each disc when the pressure profiles for  $2^\circ$  of extension were compared with profiles for the neutral position ( $0^\circ$ ). The x-axis shows the maximum stress in the anterior annulus when the disc was loaded in the neutral position. The quantities are closely related to each other ( $P = 0.003$ ), indicating that stress protection by the neural arch (as indicated by low intradiscal stresses in the neutral position) is predictive of a reduction in stress in the posterior annulus in extension.

Il grafico 3 mostra come la riduzione dello stress nella parte posteriore dell'anulus nel passaggio dalla posizione flessa a quella estesa non sia osservabile in tutti i dischi ma solo in quelli che mostrano il minor stress da compressione nel nucleo e nella parte anteriore dell'anulus in posizione neutra (2).

Questo risultato indica perciò che l'estensione può ridurre lo stress nella parte posteriore dell'anulus dei dischi degenerati nel caso in cui quest'ultimi siano protetti dalle strutture posteriori in modo relativamente più efficace (ovvero quando faccette lamine e peduncoli riescono a vicariare adeguatamente parte del carico compressivo) e che la pressione sopportata dal nucleo quando il disco è in posizione neutra è predittiva in modo significativo dei cambiamenti dello stress nella parete posteriore dell'anulus durante l'estensione.

Inoltre Adams conclude affermando che i risultati da lui ottenuti costituirebbero un modello interpretativo che potrebbe spiegare come mai gli esercizi di estensione non sono efficaci in tutti i pazienti (2). Infatti ipotizzando che il dolore discogenico sarebbe prodotto dalla stimolazione dei nocicettori situati nella parte posteriore dell'anulus, l'esercizio in estensione sarebbe efficace soltanto in quei casi in cui riuscirebbe a ridurre lo stress in questa regione e come si è precedentemente affermato questo effetto non è sempre osservabile quando si ha a che fare con dischi degenerati (2).

Un ulteriore punto di vista ci è fornito da un esperimento di Fredericson et al. (12) nel quale, sempre grazie all'utilizzo della RM, fu studiato il cambiamento della protusione discale in relazione ai movimenti di flessione ed estensione del rachide lombare. I tre soggetti che parteciparono allo studio furono fatti sedere su una speciale sedia posta all'interno dell'apparecchio e furono dapprima esaminati in posizione neutra ottenuta attraverso l'utilizzo di un supporto lombare.

Dopo la registrazione dell'immagine in questa posizione venne loro chiesto prima di flettersi e alla fine di estendersi il più possibile; vennero così registrate le immagini nelle posizioni flessa-seduta ed estesa-seduta che i soggetti erano in grado di raggiungere attivamente.

Le misurazioni effettuate al mattino, dopo 6 ore di attività quotidiane e dopo 4 ore addizionali di attività pesanti, sono riassunte nelle seguenti tabelle 4-5:

Tabella n°4

Changes of posterior bulging of the disc with flexion of the spine at three different axial loading status in L4-5 and L5-S1 intervertebral discs of three subjects

|              | No axial loading |         | After 6 hours of normal activity |         | After additional 4 hours of activity |         |
|--------------|------------------|---------|----------------------------------|---------|--------------------------------------|---------|
|              | Neutral          | Flexion | Neutral                          | Flexion | Neutral                              | Flexion |
| <b>L4-L5</b> |                  |         |                                  |         |                                      |         |
| Subject 1    | 0.9              | 1.8     | 1.1                              | 1.1     | 1.2                                  | 2.8     |
| Subject 2    | 1.3              | 2.2     | 1.2                              | 3.3     | 1.6                                  | 2.1     |
| Subject 3    | 1.3              | 1.4     | 1.8                              | 2.2     | 2.3                                  | 2.4     |
| <b>L5-S1</b> |                  |         |                                  |         |                                      |         |
| Subject 1    | 1.7              | 1.8     | 1.1                              | 1.9     | 1.3                                  | 1.6     |
| Subject 2    | 1.8              | 1.9     | 2.1                              | 2.1     | 2.6                                  | 2.5     |
| Subject 3    | 1.3              | 2.4     | 2.3                              | 2.3     | 1.5                                  | 1.7     |

At L4-5 level, all except one event showed increase in disc bulging. At L5-S1 level, seven of nine events showed increase. Values are posterior disc bulging in millimeters.

Tabella n°5

Changes of posterior bulging of the disc with extension of the spine at three different axial loading status in L4-5 and L5-S1 intervertebral discs of three subjects

|              | No axial loading |           | After 6 hours of normal activity |           | After additional 4 hours of activity |           |
|--------------|------------------|-----------|----------------------------------|-----------|--------------------------------------|-----------|
|              | Neutral          | Extension | Neutral                          | Extension | Neutral                              | Extension |
| <b>L4-L5</b> |                  |           |                                  |           |                                      |           |
| Subject 1    | 0.9              | 0.8       | 1.1                              | 0.8       | 1.2                                  | 1.1       |
| Subject 2    | 1.3              | 0.9       | 1.2                              | 1.1       | 1.6                                  | 1.2       |
| Subject 3    | 1.3              | 1.0       | 1.8                              | 2.1       | 2.3                                  | 2.1       |
| <b>L5-S1</b> |                  |           |                                  |           |                                      |           |
| Subject 1    | 1.7              | 0.8       | 1.1                              | 1.2       | 1.3                                  | 1.1       |
| Subject 2    | 1.8              | 1.1       | 2.1                              | 0.9       | 2.6                                  | 1.8       |
| Subject 3    | 1.3              | 0.8       | 2.3                              | 0.5       | 1.5                                  | 0.4       |

At L4-5 level, all except one event showed decrease in disc bulging. At L5-S1 level, all events showed decrease in posterior disc bulging. Values are posterior disc bulging in millimeters.

Per entrambe i segmenti, L4-5, L5-S1, si può osservare come nella maggior parte dei casi la protusione posteriore del disco si riduca durante l'estensione ed aumenti durante la flessione (12).

In uno studio relativamente datato, Schnebel (34) studiò la possibilità di diminuire la tensione sulla radice nervosa L5 prodotta dall'erniazione del disco L4-5 attraverso l'applicazione della posizione di estensione.

L'esperimento, condotto su 6 modelli estratti da cadaveri freschi, suggerì che la flessione aumenta la tensione sul nervo mentre l'estensione la riduce (34).

Sembra utile sottolineare che gli ultimi tre lavori citati, piuttosto che descrivere gli spostamenti del nucleo polposo, ci mostrano differenti effetti prodotti dai movimenti di flessione ed estensione a livello di altre strutture dei segmenti lombari.

## Conclusioni

La letteratura sembra essere concorde riguardo l'efficacia della terapia McKenzie (15-20) che risulta migliore di altre terapie quali NSAID, mobilizzazioni vertebrali, massaggi ecc... nel ridurre il dolore e le disabilità soprattutto nei pazienti affetti da lombalgia acuta; per quanto riguarda il suo utilizzo nella lombalgia cronica esistono attualmente evidenze limitate (15-20).

Il meccanismo attraverso il quale si può ottenere la riduzione del dolore costituisce ancora oggi argomento di dibattito; prove piuttosto recenti hanno dimostrato che la stimolazione meccanica dei recettori situati nella parte posteriore dell'anulus fibroso del disco lombare è causa di sintomi paragonabili a quelli lamentati da pazienti affetti da lombalgia cronica (2-36). L'ipotesi più probabile risulta dunque essere quella secondo la quale gli esercizi McKenzie determinino una riduzione dello stress meccanico a livello della parte posteriore del disco e di conseguenza dei recettori situati in questa zona.

Tale riduzione sarebbe causata o da un cambiamento di posizione del materiale nucleare o da un trasferimento di forze compressive dal complesso disco-corpo vertebrale alle articolazioni zigoapofisarie ed ai peduncoli nel passaggio dalla flessione all'estensione (2); probabilmente sempre per quest'ultimo effetto la posizione di estensione, soprattutto se raggiunta passivamente da sdraiati e mantenuta per 20 minuti a 20°, determina un notevole aumento del contenuto acquoso all'interno del disco lombare (21-22).

L'estensione sarebbe inoltre in grado di ridurre il bulge discale soprattutto a livello L4-5, L5-S1 (12), ridurre lo stress nella parte posteriore dell'anulus di quei dischi che sono protetti dal carico compressivo in maniera più efficace dalle strutture posteriori (2), ridurre la tensione sulla radice nervosa L5 prodotta dall'erniazione del disco L4-5 (34) . La

flessione aumenterebbe il bulge discale ed aumenterebbe la tensione sulla radice nervosa L5.

Praticamente tutti gli studi presi in esame (4-6-10-11) affermano che nei dischi sani il nucleo polposo tende a spostarsi anteriormente durante l'estensione e posteriormente durante la flessione mentre nei dischi degenerati il comportamento del materiale nucleare appare vario e difficilmente prevedibile.

In definitiva, risulta molto difficile controllare o stabilire preventivamente i vari effetti prodotti dalla flessione-estensione a livello dei segmenti di movimento del rachide lombare, struttura molto complessa e soggetta a carichi e deformazioni maggiori se paragonata ad altre regioni della colonna (11-27-29-39-42).

Considerata l'imprevedibilità del comportamento dei dischi degenerati (4-6-10-11) e considerato che nella maggior parte dei casi nell'ambito della nostra pratica clinica abbiamo scarse informazioni riguardo allo stato di salute dei dischi dei nostri pazienti (10) sembra improponibile pensare di scegliere una determinata tecnica terapeutica basandoci su un modello biomeccanico stereotipato che risulterebbe valido solo nell'ambito dei dischi sani (4-6-10-11). Inoltre anche se fosse vero che il nucleo si sposta sempre anteriormente durante l'estensione e sempre posteriormente durante la flessione non potremmo attribuire con certezza a questo effetto il successo delle tecniche terapeutiche proposte da McKenzie. Questi presupposti rinforzano il concetto clinico secondo il quale le decisioni vanno prese in relazione alle risposte del paziente e non in base ad uno stereotipo biomeccanico (10).

## Bibliografia

- 1) Adams MA, Green TP, Dolan P. The strength in anterior bending of lumbar intervertebral discs. Spine. 1994 Oct 1;19(19):2197-203.
- 2) Adams MA, May S, Freeman BJ, Morrison HP, Dolan P. Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs. Relevance to physical therapy treatments for low back pain. Spine. 2000 Feb 15;25(4):431-7; discussion 438.
- 3) Athoffm I, Brinckmann P., Frobin W., Sandover J. And Burton K. An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Spine 17 1992: 683-693
- 4) Beattie PF, Brooks WM, Rothstein JM, Sibbitt WL Jr, Robergs RA, MacLean T, Hart BL. Effect of lordosis on the position of the nucleus pulposus in supine subjects. A study using magnetic resonance imaging. Spine. 1994 Sep 15;19(18):2096-102.
- 5) Botwin KP, Skene G, Tourres-Ramos FM, Gruber RD, Bouchlas CG, Shah CP. Role of weight-bearing flexion and extension myelography in evaluating the intervertebral disc. Am J Phys Med Rehabil. 2001 Apr;80(4):289-95.
- 6) Brault JS, Driscoll DM, Laakso LL, Kappler RE, Allin EF, Glonek T. Quantification of lumbar intradiscal deformation during flexion and extension, by mathematical analysis of magnetic resonance imaging pixel intensity profiles. Spine. 1997 Sep 15;22(18):2066-72.
- 7) Chiu EJ, Newitt DC, Segal MR, Hu SS, Lotz JC, Majumdar S. Magnetic resonance imaging measurement of relaxation and water diffusion in the human lumbar intervertebral disc under compression in vitro. Spine. 2001 Oct 1;26(19):E437-44.
- 8) Colloca CJ, Keller TS, Peterson TK, Seltzer DE. Comparison of dynamic posteroanterior spinal stiffness to plain film. J Manipulative Physiol Ther. 2003 May;26(4):233-41
- 9) Coppes MH, Marani E, Thomeer RT, Groen GJ. Innervation of "painful" lumbar discs. Spine. 1997 Oct 15;22(20):2342-9; discussion 2349-50.
- 10) Edmondston SJ, Song S, Bricknell RV, Davies PA, Fersum K, Humphries P, Wickenden D, Singer KP. MRI evaluation of lumbar spine flexion and extension in asymptomatic individuals. Man Ther. 2000 Aug;5(3):158-64.
- 11) Fennel AJ, Jones AP, Hukins DW. Migration of nucleus pulposus within the intervertebral disc during flexion and extension of the spine. Spine 1996 Dec 1;21(23):2753-7.
- 12) Fredericson M, Lee SU, Welsh J, Butts K, Norbash A, Carragee EJ. Changes in posterior disc bulging and intervertebral foraminal size associated with flexion-extension movement: a comparison between L4-5 and L5-S1 levels in normal subjects. Spine J. 2001 Jan-Feb;1(1):10-7.

- 13) Gardner-Morse MG, Stokes IA. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *J Biomech* 2004 Feb;37(2):205-12.
- 14) Haberl H, Crompton PA, Orr TE, Beutler T, Frei H, Lanksch WR, Nolte LP. Kinematic response of lumbar functional spinal units to axial torsion with and without superimposed compression and flexion/extension. *Eur Spine J.* 2004 Oct;13(6):560-6. Epub 2004 May 7.
- 15) Helen A Clare, Roger Adams, Christopher Maher. A systematic review of McKenzie therapy for spinal pain. *Australian journal of Physiotherapy.* 2004. vol 50
- 16) Holzappel GA, Schulze-Bauer CA, Feigl G, Regitnig P. Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus. *Biomech Model Mechanobiol.* 2005 Mar;3(3):125-40. Epub 2004 Oct 8.
- 17) Iencean SM. Lumbar intervertebral disc herniation following experimental intradiscal pressure increase. *Acta Neurochir (Wien).* 2000;142(6):669-76.
- 18) Kimura S, Steinbach GC, Watenpaugh DE, Hargens AR. Lumbar spine disc height and curvature responses to an axial load generated by a compression device compatible with magnetic resonance imaging. *Spine.* 2001 Dec 1;26(23):2596-600.
- 19) Krag Mh, Seroussi RM, Wilder DG, Pope MH Internal displacement distribution from in vitro loading of human thoracic and lumbar motion segments: experimental results and theoretical predictions. *Spine* 12 1987: 1001-1007.
- 20) Luciana Andrade Carneiro Machado, Marcelo von Sperling de Souza, Paulo Henrique Ferreira, Manuela Loureiro Ferreira. The McKenzie Method for Low Back Pain: A Systematic Review of the Literature With a Meta-Analysis Approach. *Spine.* 2006 Apr 20;31(9).
- 21) Magnusson ML, Aleksiev AR, Spratt KF, Lakes RS, Pope MH. Hyperextension and spine height changes. *Spine.* 1996 Nov 15;21(22):2670-5.
- 22) Magnusson ML, Pope MH, Hansson T. Does hyperextension have an unloading effect on the intervertebral disc? *Scand J Rehabil Med.* 1995 Mar;27(1):5-9.
- 23) Makhsous M, Lin F, Hendrix RW, Hepler M, Zhang LQ. Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes. *Spine.* 2003 Jun 1;28(11):1113-21; discussion 1121-2.
- 24) Martin MD, Boxell CM, Malone DG Pathophysiology of lumbar disc degeneration: a review of the literature. *Neurosurgery focus* 2002 Aug 15;13(2): E1
- 25) Nachemson A. The load of lumbar disc in different position of the body. *Clinical Orthopaedics and related research* 45 1966: 107-122.
- 26) Nachemson A. And Morris J.M. In vivo measurement of intradiscal pressure. *Journal of Bone and Joint surgery* 46A 1964: 1077-1092.
- 27) Najarian S, Dargahi J, Heidari B. Biomechanical effect of posterior elements and ligamentous tissues of lumbar spine on load sharing. *Biomed Mater Eng.* 2005;15(3):145-58.

- 28)** R.A. McKenzie La colonna lombare. Spinal publications Italia 1998. Pag 17-23-25-49-111-156.
- 29)** R.Izzo,A.A.Diano,M.Muto Biomechanics of the spine\_ Rivista di neuroradiologia 2002
- 30)** Rholmann A, Claes LE, Bergmann G, Graichen F, Neef P, Wilke HJ Comparison of intradiscal pressures and spinal fixator loads for different body positions and exercises. Ergonomics. 2001 Jun20;44(8):781-94.
- 31)** Rholmann A., Bergmann G. And Graichen F. A spinal fixation device for in vivo load measurement. Journal of biomechanics 27 1994: 961-967
- 32)** Riches PE, Dhillon N, Lotz J, Woods AW, McNally DS. The internal mechanics of the intervertebral disc under cyclic loading. J Biomech. 2002 Sep;35(9):1263-71.
- 33)** Roberts S, Eisenstein SM, Menage J, Evans EH, Ashton IK. Mechanoreceptors in intervertebral discs. Morphology, distribution, and neuropeptides. Spine. 1995 Dec 15;20(24):2645-51.
- 34)** Schnebel B.E, Watkins R.G.,Dillin W. The role of spinal flexion and extension in changing nerve root compression in disc herniation. Spine. 1989 Aug; 14(8):835-7.
- 35)** Schnebel BE, Simmons JW, Chowling J, Davison R A degitising technique for the study of movement of intradiscal dye in response to flexion and extension of the lumbar spine. Spine 13 1988: 309-312.
- 36)** Schwarzer AC, Aprill CN, Derby R, Fortin J, Kine G, Bogdug N The prevalence and clinical features of internal disc disruption in patients with cronic low back pain. Spine 1995;20:1878-83.
- 37)** Seroussi RE, Krag MH, Muller DL, Pope Mh Internal deformation of intact and denucleated human lumbar discs subjected to compression, flexion and extension load. Journal of Orthopaedic research 7 1989: 122-131.
- 38)** Snijders CJ, Hermans PF, Niesing R, Spoor CW, Stoeckart R. The influence of slouching and lumbar support on iliolumbar ligaments, intervertebral discs and sacroiliac joints Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004 May;19(4):323-9.
- 39)** Tadano S, Katagiri K, Umehara S Ukai T. A constitutive modeling of the human lumbar intervertebral disc and forward-backward bending simulation. Biomed Mater Eng. 1997;7(3):179-91
- 40)** Wagner DR, Lotz JC. Theoretical model and experimental results for the nonlinear elastic behavior of human annulus fibrosus. J Orthop Res. 2004 Jul;22(4):901-9.
- 41)** Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine. 1999 Apr 15;24(8):755-62.
- 42)** Wong KW, Leong JC, Chan MK, Luk KD, Lu WW. The flexion-extension profile of lumbar spine in 100 healthy volunteers. Spine. 2004 Aug 1;29(15):1636-41.

