



Università degli Studi di Genova
Facoltà di Medicina e Chirurgia
Master I livello in
“Riabilitazione dei disordini muscolo scheletrici”
in collaborazione con libera Università di Bruxelles
anno accademico 2007-2008

**EFFETTI DELLA TERAPIA MANUALE SUL TESSUTO
CONNETTIVO, LA LETTERATURA BASATA SULLE
PROVE DI EFFICACIA A SUPPORTO DELLE
TECNICHE DI TENSIONAMENTO DEI LEGAMENTI
E COMPRESSIONE DELLA CARTILAGINE**

Relatore: Lorenzo Spairani

Candidato: Ugo Donati

INDICE

• ABSTRACT.....	PAG. 3
• OBIETTIVI, MATERIALI E METODI.....	PAG. 3
• GENERALITA' SUL TESSUTO CONNETTIVO.....	PAG. 4
• IL T.C. DENSO: STRUTTURA E CARATTERISTICHE MECCANICHE.....	PAG. 6
• LA CARTILAGINE ARTICOLARE: NUTRIMENTO, STRUTTURA E CARATTERISCTICHE MECCANICHE.....	PAG. 8
• RISPOSTA DEL T.C. AL CARICO E MOVIMENTO.....	PAG.10
 <i>Tessuto connettivo denso:</i>	
- effetti della riduzione del carico funzionale.....	PAG.12
- effetti dell'aumento del carico funzionale.....	PAG. 13
- effetti dello stretching sul tessuto legamentoso in fase di riparazione.....	PAG.14
 <i>Cartilagine articolare:</i>	
- effetti della riduzione del carico.....	PAG. 15
- effetti dell'aumento del carico.....	PAG. 17
- effetti delle forze compressive sulla cartilagine in riparazione.....	PAG. 18
• APPLICAZIONI IN TERAPIA MANUALE.....	PAG. 20
 <i>Tecniche di stretching sulle strutture capsulo-legamentose.....</i>	
<i>Tecniche di compressione sulla cartilagine.....</i>	
• CONCLUSIONI.....	PAG. 24
• BIBLIOGRAFIA.....	PAG. 25

ABSTRACT

Si utilizzano frequentemente tecniche di terapia manuale per stimolare i legamenti in fase di riparazione e le cartilagini sofferenti, ma non sono state verificate in letteratura con RCT.

Scopo di questa tesi è identificare studi che documentino l'efficacia di queste pratiche o ne supportino almeno i principi fisiologici.

A tale scopo ho eseguito una ricerca su Pubmed e Pedro selezionando solo articoli in lingua inglese e utilizzando le seguenti parole chiave: manual therapy, physiotherapy, connective tissues, healing ligaments, healing cartilage, compressing cartilage, stretching ligaments.

A dispetto dell'abbondanza di studi in vitro la letteratura si è mostrata carente nel produrre evidenze scientifiche sul trattamento manuale dei tessuti connettivi e non ho rilevato nessun randomized controlled trial sulle specifiche tecniche in questione.

Le acquisizioni tratte dagli esperimenti in vitro e su animali descritte nei prossimi capitoli possono solo supportare i principi fisiologici alla base dell'applicazione delle tecniche di terapia manuale atte a stimolare i legamenti in fase di riparazione e le cartilagini sofferenti.

Esistono RCT che dimostrano l'importanza della mobilizzazione articolare precoce per favorire una più rapida guarigione dei tessuti legamentosi. Tuttavia non ci sono studi che indichino la giusta entità e tempistica di applicazione delle stimolazioni indotte dalle sollecitazioni meccaniche.

Anche per la cartilagine articolare sofferente è documentato il beneficio dell'azione del carico intermittente per favorirne un migliore nutrimento, ciononostante non esistono in letteratura RCT che documentino l'efficacia di tecniche manuali di compressione, anche se i buoni risultati ottenuti attraverso uno studio osservazionale indicano la necessità di ulteriori approfondimenti.

OBIETTIVI, MATERIALI E METODI

Il primo obiettivo di questo studio è stato di verificare la presunta carenza di RCT riguardo all'impiego delle suddette tecniche di terapia manuale nel trattamento dei tessuti connettivi.

A tale scopo ho scelto di allargare al massimo il campo di ricerca

ponendo come unico criterio di esclusione articoli che non fossero in lingua inglese.

Ho utilizzato i database di Pedro e Pubmed inserendo le seguenti parole chiave: manual therapy, manipulation, connective tissues, healing ligaments, healing cartilage, compressing cartilage, stretching ligaments.

Come risultato è emerso un solo studio sperimentale sulle tecniche di mobilizzazione in aggiunta di compressione sulla cartilagine.

Il secondo obiettivo è stato indagare sull'esistenza di trials e reviews che considerassero il trattamento riabilitativo delle lesioni cartilaginee e legamentose, credendo che verificare il beneficio delle sollecitazioni meccaniche prodotte dall'esercizio riabilitativo possa giustificare l'utilizzo di analoghe sollecitazioni indotte da tecniche manuali.

In fine ho rivolto la ricerca al reperimento di studi in vitro e su animali usando Pubmed.

Ho incluso articoli (full text o abstract) pubblicati dal '95 ad oggi usando come parole chiave: chondrocytes, fibroblasts, mechanical stimuli, loading, compression, stretching.

GENERALITA' SUL TESSUTO CONNETTIVO

Il tessuto connettivo come ogni altro tessuto è costituito da cellule e matrice o sostanza fondamentale. Esso costituisce circa il 60-70% della massa totale del corpo e svolge funzioni trofiche e meccaniche. Sono costituiti da tessuto connettivo le ossa, periostio, tendini, capsula articolare, membrana sinoviale, legamenti e cartilagine articolare.(22)

Le cellule si distinguono in cellule residenti come i blasti, macrofagi e mastociti e cellule mobili che compaiono solo in caso di lesione o infezione (linfociti, cellule plasmatiche, granulociti, leucociti).(23)

La matrice, sintetizzata dai blasti, è composta da tre macromolecole fondamentali: fibre, proteoglicani e glicoproteine. Le proprietà dei diversi TC dipendono più che dagli elementi cellulari, dall'ammontare e dal tipo di organizzazione dell'abbondante matrice extracellulare.

Le due più importanti proteine sintetizzate dai blasti sono le fibre collagene e le fibre elastiche. La peculiare caratteristica del collagene è quella di resistere ai carichi tensili, per questo è molto rappresentata nei tendini e nei legamenti dove consente una elongazione massima inferiore al 10%. Il collagene è una proteina di breve durata e che si modifica costantemente in funzione dell'ambiente. Differentemente l'elastina è una

proteina di lunga durata che può subire allungamenti del 150% per poi ritornare alla sua lunghezza originaria; è molto rappresentata nel tessuto connettivo lasso. Esiste poi un terzo tipo di fibre, le fibre reticolari, molto abbondanti nelle zone di transizione: giunzioni miotendinee e tenoperiostali. Nella fase proliferativa del processo di guarigione costituiscono la componente principale del tessuto neoformato.(22,23)

La seconda componente più importante della matrice è costituita dai proteoglicani, un diverso gruppo di macromolecole solubili che hanno sia un ruolo metabolico che strutturale. Essi occupano insieme al collagene gli spazi interstiziali tra le cellule e si legano alle superfici cellulari dove agiscono come recettori. Importanti funzioni dei PG includono l'idratazione della matrice, stabilizzazione della rete collagene e la capacità di resistere a forze compressive, ben dimostrato dai PG della cartilagine articolare. L'acido ialuronico che tecnicamente non è un PG perché manca di un asse proteico centrale è particolarmente importante perché trasporta grandi quantità di acqua ed è abbondante in quei tessuti sottoposti ad attriti ripetuti (tendini e borse) o a forze compressive (cartilagine articolare).

Il terzo gruppo di macromolecole contenuto nella matrice è costituito dalle glicoproteine, che hanno come i PG sia funzione metabolica che strutturale garantendo plasticità e resistenza alla compressione; forniscono ponti tra i componenti della matrice e tra le cellule e i componenti della matrice. La più importante è la fibronectina che caratterizza i processi cicatriziali.

Le proprietà meccaniche del TC come la capacità di resistere a tensioni, compressioni, torsioni sono in funzione della differente combinazione dei componenti della matrice, la quale a sua volta dipende dalla natura e dal grado di carico che il tessuto deve sopportare. Generalmente tessuti con un alto contenuto di fibre collagene e un basso contenuto di PG resistono a forze tensili (tendini e legamenti) mentre i tessuti con un alto contenuto di PG organizzati in una rete collagene sono più adatti a resistere a forze compressive (cartilagine articolare)(24) Traumi e patologie possono influire sui normali movimenti quotidiani e comportare cambiamenti sugli stress meccanici applicati al TC. Ciò a sua volta produce adattamenti della matrice e cambiamenti dell'espressione genica.

IL TESSUTO CONNETTIVO DENSO: STRUTTURA E CARATTERISTICHE MECCANICHE

Tendini e legamenti sono strutturalmente molto simili: le cellule, per lo più fibroblasti, sono responsabili della sintesi della matrice, di cui un particolare tipo di fibre collagene (il tipo I) ne è la componente predominante. Le fibre si raggruppano in fasci grossolanamente paralleli gli uni agli altri.(22,24)

Tuttavia in condizioni di riposo, i fasci, pur essendo paralleli, non hanno un andamento rettilineo ma presentano un tipico andamento ondulatorio. Il loro conseguente raddrizzamento nel momento in cui vengono messi in tensione costituisce quella sorta di gioco meccanico che viene definito “slack”(22). Questa prima deformazione del tessuto connettivo è completamente a carico della viscosità della matrice interposta fra un fascio di fibre e l'altro.(23) Solo quando il carico avrà completamente esaurito la capacità di assorbimento dalla matrice, raddrizzando completamente i fasci, essi potranno realmente iniziare ad allungarsi. La variabilità del grado di ondulazione dei fasci e il loro diverso allineamento rispetto alle linee di forza applicate hanno come risultato una struttura costituita da subunità che vengono sollecitate in modo asincrono. I fasci che sono meglio allineati con la direzione di carico e quelli che hanno una minore frequenza ondulatoria saranno i primi a sopportare il carico tensile. I fasci a causa della asincronia con cui vengono sollecitati, devono essere liberi di scivolare gli uni sugli altri al fine di far sì che il carico possa essere distribuito su tutta la struttura. Se ciò non avvenisse tutto il carico verrebbe a concentrarsi solo su quei fasci che sono stati sollecitati per primi (22).

il tessuto connettivo fornisce la maggior resistenza allo stress quando questo è somministrato parallelamente all'orientamento delle fibre. per questa ragione il collagene nel CT in vivo appare orientato lungo l'asse di forza che più frequentemente viene prodotto dal carico fisiologico(25).

Una caratteristica dei legamenti è che possono contenere al loro interno diversi segmenti ognuno con un orientamento dei fasci collagene coincidente con quello di una determinata forza tensile.

Per esempio nel LCA sono contenuti segmenti che si oppongono alla traslazione anteriore della tibia a ginocchio flessa che hanno un orientamento diverso dai segmenti che si oppongono alla traslazione a ginocchio esteso.

Il collagene di tipo I non è l'unico presente nei legamenti; durante i

processi iniziali di riparazione una precoce resistenza meccanica viene fornita dal collagene di tipo III. Queste fibre hanno un diametro inferiore rispetto alle fibre di tipo I e una minore resistenza tensile, per questo quando il tessuto in guarigione acquista una maggiore forza esse sono rimpiazzate da collagene di tipo I(22,23).

Le caratteristiche di deformazione meccanica del tessuto legamentoso così come di qualsiasi altro tessuto possono essere rappresentate graficamente dalla curva stress-strain dove il carico è indicato sull'asse y e la deformazione sull'asse x. Il diverso grado di pendenza della curva indica la resistenza della struttura alla deformazione. La scarsa resistenza mostrata precedentemente quando la maggioranza dei fasci ha ancora un andamento ondulatorio viene definita toe region. Un carico relativamente piccolo infatti produce una deformazione relativamente grande (tra l'1.5 al 4%)(23) La forma della curva nella toe region è variabile e dipende dall'organizzazione strutturale del tessuto: più i fasci sono rettilinizzati nella loro condizione di partenza a riposo, più sarà piccola la toe region. (22)

Nella pratica clinica le tecniche artrocinematiche rivolte a ridurre il dolore senza elongare i tessuti si suppone agiscano all'interno della toe region (tecniche di grado I secondo Maitland).

La zona due o linear region è quella che generalmente registra i carichi fisiologici: la deformazione elastica, che può raggiungere il 5% della lunghezza di partenza, consente un recupero completo della condizione originaria al cessare della forza tensile. La deformazione ha un andamento lineare rispetto al carico ed è in relazione alla durata dallo stimolo.

In terapia manuale all'interno di questa zona può essere percepito l'end feel(23)

Aumentando ulteriormente i carichi si entra nella microfailure region dove le fibre iniziano a perdere i cross-link e ad indebolirsi. Si parla quindi di deformazione plastica perché una volta rilasciata la forza le fibre microdanneggiate non recupereranno più la loro condizione originaria (22,23)

Questo genere di parziale cedimento strutturale viene ricercato attraverso tecniche manuali quando si intende produrre degli allungamenti permanenti dei tessuti.

La deformazione plastica si distingue dal fenomeno creep che si verifica quando un carico applicato per un tempo prolungato a un tessuto viscoelastico come capsula e legamenti ne determina una progressiva e temporanea deformazione conseguenza della ridistribuzione dell'acqua dal tessuto connettivo agli spazi anatomici che lo circondano.

Una caratteristica meccanica tipica del tessuto connettivo è dunque la viscoelasticità: una proprietà per cui la deformazione conseguente ad un carico varia in funzione della velocità con cui il carico viene somministrato.

Un tessuto connettivo sottoposto ad un carico brusco si deforma meno che se lo stesso carico viene raggiunto lentamente, per la stessa ragione la struttura sopporta un carico tensile maggiore se questo viene erogato velocemente piuttosto che lentamente.(22,25)

Il cedimento strutturale completo si verifica nella load region dove le fibre perdono completamente la loro integrità.

Il danno tessutale conseguente a trauma produce rottura della struttura cellulare con conseguente formazione di edema e rottura dei vasi con formazione di ematoma.

Nei primi minuti dopo il trauma e fino a circa 5 giorni da esso, si innesca la reazione infiammatoria che produce risposte cellulari, vascolari, neurali e neurologiche. le cellule danneggiate rilasciano enzimi digestivi, con lo scopo di eliminare il tessuto lesionato o necrotico. In questa fase la ferita viene tenuta insieme dall'azione collante esercitata della fibrina che ha una bassa forza di coesione. I fibroblasti migrano nella zona della lesione e stimolati da fattori chimici e di crescita danno inizio alla fase proliferativa che dura fino a circa venti giorni dal trauma. In questa fase aumenta l'angiogenesi, la sintesi di matrice, e collagene, inizialmente di tipo III, adatto ad incrementare in breve tempo la forza tensiva della ferita. La presenza di un particolare tipo di fibroblasti, i miofibroblasti che contengono bande contrattili di actina, permette di diminuire le dimensioni della ferita di oltre il 50% (wound contraction).

La fase di rimodellamento che può durare da qualche mese ad anni è la fase in cui il tessuto definitivo, la sua struttura, organizzazione e caratteristiche meccaniche vengono recuperati (sostituzione del collagene di tipo III con quello tipico del tessuto)(23).

LA CARTILAGINE ARTICOLARE: STRUTTURA, NUTRIMENTO E CARATTERISTICHE MECCANICHE

La cartilagine articolare è un tessuto connettivo viscoelastico che ha funzione di protezione e assorbimento degli stress meccanici sull'osso subcondrale, la sua superficie levigata consente inoltre di minimizzare gli attriti fra i segmenti articolari in movimento. La cartilagine articolare dell'adulto non è innervata, non è vascolarizzata e non riceve afferenze

linfatiche, il suo nutrimento è quindi garantito principalmente dal liquido sinoviale per diffusione (26).

Non essendoci barriere anatomiche tra la il liquido sinoviale e la cartilagine essa può assorbirne sostanze nutritive e ossigeno come una spugna. L'alternanza dell'azione di carico-scarico fa sì che durante la compressione il liquido sinoviale passi dalla matrice allo spazio intraarticolare; appena il carico viene rimosso la matrice ritorna al suo volume originario creando una pressione negativa che permette così al liquido di rientrare.(29, 30)

La compressione intermittente e il movimento prodotto dalle normali attività quotidiane costituiscono quindi il più importante meccanismo per il mantenimento dell'omeostasi

Lo spessore della cartilagine può variare da 0.5 millimetri a 6 millimetri a seconda delle diverse sollecitazioni a cui è tenuta a rispondere (varia in relazione alle differenti aree di contatto di una stessa articolazione, a seconda se si tratta di una articolazione di carico o meno, ecc.)

La cartilagine articolare può essere distinta in tre differenti strati: in profondità le fibre sono disposte perpendicolarmente alla superficie articolare per poi orientarsi obliquamente formando degli archi gotici nella zona intermedia e disporsi parallelamente alla superficie articolare nella zona superficiale.(12)

Le cellule dette condrociti sintetizzano e regolano il turnover dei componenti della matrice extracellulare che è composta soprattutto da proteoglicani e glicoproteine disposti attraverso una rete di fibre collagene (prevalentemente di tipo II).(22)

I proteoglicani che compongono il 25% della matrice solida sono macromolecole a cui sono unite una o più catene di glicosamminoglicani, la cui carica negativa consente di assorbire grandi quantità di acqua (24) Grazie alla ridotta permeabilità della cartilagine il liquido interstiziale incontra una grossa resistenza a filtrare attraverso la matrice, il carico induce quindi una compressione sui liquidi responsabile dell'assorbimento della maggior parte delle sollecitazioni. Così la resistenza dinamica può essere 10 volte maggiore rispetto alle possibilità intrinseche del tessuto (31)

Sia in situazioni di carico che in assenza di carico il retinacolo di fibre collagene mantiene il suo stato di tensione grazie ad una interazione elettrostatica tra i proteoglicani e gli elettroliti del liquido interstiziale che creano una forza elettromeccanica (swelling pressure)(30)

In particolari situazioni la cartilagine può venire a soffrire per una carente fornitura di ossigeno ed elementi nutritivi. Ciò si può verificare

dopo un trauma dove l'alta concentrazione di globuli bianchi e rossi sottrae nutrienti alla cartilagine. Oppure dopo immobilizzazione, poiché si riduce l'effetto pompa descritto precedentemente che permette il circolo del liquido sinoviale nel tessuto.(27)

Come conseguenza della riduzione di ossigeno i condrociti cominciano a lavorare in anaerobiosi con accumulo di acido lattico. L'acido lattico a carica negativa si combina con i radicali positivi delle fibre collagene provocandone la desaturazione e il conseguente distacco dalla matrice. Ciò altera la normale conformazione ad arco delle fibre con conseguente riduzione delle proprietà meccaniche che può dare inizio ai primi segni di degenerazione cartilaginea.

Un'altra conseguenza dell'accumulo di acido lattico è la precipitazione delle proteine con conseguente deposito di fibrina sulla superficie cartilaginea. Le proteine depositate rendono ancora più difficili gli scambi tra il liquido sinoviale e la cartilagine. (27)

RISPOSTA DEI TESSUTI CONNETTIVI AL CARICO E AL MOVIMENTO

La maggior parte degli studi sugli effetti del movimento e del carico ripetuto si sono focalizzati su specifici tessuti e sulle cellule, tuttavia l'attività ha anche un effetto sistemico inducendo modificazioni cardiovascolari, di perfusione dei tessuti, metaboliche e ormonali.

L'influenza di questi adattamenti sistemici sulla risposta locale dei tessuti al carico ripetuto non è stata studiata in modo approfondito. Tuttavia analizzare il comportamento dei tessuti in vitro per trarre conclusioni sulla risposta dei tessuti nel loro contesto organico è un procedimento che richiede le dovute cautele (32).

Ciononostante gli studi in vitro forniscono un utile punto di partenza per comprendere il meccanismo di risposta di un tessuto alle sollecitazioni meccaniche.

Questi hanno mostrato come il carico ciclico applicato a diverse intensità e con diversa modalità influisce sulla forma delle cellule, sulla sintesi cellulare e sull'attività proliferativa.(1,2,3,5,6,7,11)

Inoltre dimostrano come il carico condiziona l'allineamento delle macromolecole della matrice, come la matrice informi le cellule del carico ricevuto, e come esse controllino il riallineamento delle componenti fibrose in funzione del suddetto carico(9).

Gli adattamenti del CT agli stress meccanici variano da tessuto a tessuto e in funzione dell'età dell'individuo infatti la massima adattabilità

agli incrementi di carico si riscontra nello scheletro immaturo.

Il meccanismo con cui tendini legamenti ossa e cartilagine rispondono agli stress ricevuti consiste nella loro registrazione da parte delle cellule che immediatamente si attivano per indirizzare modificazioni nella matrice rispondenti alle richieste funzionali. Studi sperimentali indicano che le cellule misurano il grado di sollecitazione sia direttamente attraverso l'entità della propria deformazione sia indirettamente attraverso quella della matrice.

Le cellule mesenchimali sottoposte a carico ripetuto allineano le fibre in direzione dell'asse di tensione ricevuto, modificano la propria forma e alterano la sintesi di DNA, delle molecole della matrice e delle prostaglandine. Le deformazioni della matrice possono cambiare l'organizzazione delle sue componenti macromolecolari, influiscono sul movimento dei liquidi, gradienti di pressione e campi elettrici. Tutte queste modificazioni della matrice influenzano a loro volta la funzione cellulare (25,34)

Il carico tissutale può influire anche sulla perfusione vascolare e la diffusione attraverso la matrice di elementi nutritivi e metaboliti.

Gli studi su specifici tessuti concludono che il mantenimento della normale struttura ossea, muscolare, del connettivo denso e della cartilagine richiedono un livello minimo di attività.

Questo livello minimo varia tra tessuti e tra individui, ma un'attività al di sotto di un minimo standard può determinare danni anche irreversibili. L'intensità e la frequenza dell'attività superiore al livello minimo necessaria per causare una risposta adattativa strutturale varia anch'essa tra tessuti e individui. I tessuti degli individui giovani risultano essere più reattivi rispetto a quelli degli anziani. L'osso e il tessuto muscolare hanno una risposta adattativa più marcata all'incremento o riduzione del carico funzionale rispetto alla cartilagine o al tessuto connettivo denso.

L'attività funzionale influisce anche sui processi di riparazione dei tessuti danneggiati anche se questi effetti hanno una variabilità maggiore e rimangono ancora meno conosciuti di quelli sui tessuti sani (33)

TESSUTO CONNETTIVO DENSO:

- Effetti della riduzione del carico funzionale

La riduzione del carico funzionale sul tessuto connettivo denso (capsula, legamenti e tendini) altera il normale turnover della matrice così che nel tempo il livello di degradazione della matrice eccede quello di

produzione, la matrice sintetizzata è meno organizzata e si riduce la resistenza e forza del tessuto.

L'immobilizzazione prolungata riduce il contenuto di glicosamminoglicani e di acqua e il grado di orientamento delle fibre collagene, mentre può aumentare il numero di cross link.(30)

La durata dell'immobilizzazione necessaria a produrre cambiamenti significativi è variabile ma molti studi riportano marcate modificazioni dopo sei settimane. In uno studio condotto sul tendine rotuleo di coniglio una soppressione del carico per tre settimane ha indotto una diminuzione della forza tensile del 9%.

anche l'entità di riduzione del carico necessaria per produrre cambiamenti del tessuto rimane poco chiara; il mantenimento del movimento attivo nei cani pur eliminando l'azione del carico corporeo ha ridotto la densità ossea dopo 8 settimane ma non ha indebolito la forza dei legamenti. Ciò suggerisce che lo stimolo meccanico prodotto dal movimento attivo in assenza di carico corporeo può essere sufficiente a mantenere le proprietà meccaniche dei legamenti almeno per due mesi (34)

Analoghe conclusioni sono state tratte in uno studio in cui si riduceva del 70% il carico sul tendine rotuleo nei conigli. Ciò diminuiva in modo insignificante la forza tensile; tuttavia una riduzione del 100% del carico induceva una perdita importante e molto rapida.(10)

Un decremento del carico altera anche le caratteristiche di tendini e legamenti nel loro punto di inserzione sull'osso.

Il grado di alterazione in questo specifico punto dipende dal tipo di inserzione.

Nelle cosiddette inserzioni dirette la maggior parte delle fibre raggiunge direttamente la matrice ossea attraversando la zona fibrocartilaginea, quella calcifica e in fine l'osso. In un altro tipo di inserzioni chiamate indirette o periostali la maggior parte delle fibre si congiungono al periostio e solo alcune raggiungono la matrice ossea.

Il LCA fornisce un esempio di inserzione diretta mentre l'inserzione tibiale del collaterale mediale è tipicamente indiretta.

La riduzione di carico prodotta da immobilizzazione produce generalmente modificazioni maggiori nelle inserzioni periostali. In questo tipo di inserzioni gli osteoclasti subperiostali riassorbono la maggior parte dell'inserzione ossea del legamento lasciandolo ancorato principalmente al periostio.

Nell'inserzione diretta si verifica un riassorbimento intorno all'area di inserzione ma solo un minimo riassorbimento nel punto di inserzione.

I legamenti crociati e collaterali del ginocchio offrono una dimostrazione della differente risposta nel caso di immobilizzazione.

Essa causa un riassorbimento osseo intorno al punto di attacco del LCA ma solo un limitato riassorbimento sotto la zona di inserzione e sulla fibrocartilagine mineralizzata. Differentemente nel legamento collaterale mediale l'immobilizzazione produce un diffuso riassorbimento dell'inserzione ossea tibiale. Queste modificazioni specialmente quelle dell'inserzione periostale indeboliscono la giunzione osso-legamento nell'arco di sei, otto settimane.

Nel successivo ritorno al normale utilizzo dell'articolazione, le cellule nel sito di inserzione iniziano a formare nuovo tessuto osseo e recuperare la struttura e le proprietà meccaniche normali, ma il completo ripristino strutturale e funzionale dell'inserzione successivo a 6-8 settimane di immobilizzazione richiede un periodo di attività molto più lungo.

Sei-otto settimane di attività successiva a immobilizzazione delle ginocchia dei cani lasciano le inserzioni legamentose significativamente più deboli del normale, e le evidenze disponibili suggeriscono che un completo recupero può richiedere fino a 12 mesi di attività.(32)

- Effetti dell'aumento del carico funzionale.

L'esercizio ripetuto può aumentare la forza, le dimensioni, l'organizzazione della matrice e il contenuto di collagene di tendini e legamenti e della loro inserzione sull'osso. Studi in vitro dimostrano che l'applicazione di tensioni ai fibroblasti aumenta la sintesi di proteine e stimola i geni responsabili della proliferazione cellulare e differenziazione (1,5.6.7.11) mentre studi in vivo dimostrano che l'aumento del carico da solo può causare adattamenti del tessuto connettivo.

L'età diminuisce la forza tensile dei legamenti e la capacità di adattamento a carichi ripetuti.

In uno studio l'effetto di un programma di allenamento a vita non ha migliorato le proprietà meccaniche del legamento collaterale mediale canino o dei tendini flessori e nemmeno ha prevenuto il deterioramento delle qualità meccaniche del tessuto (34)

Il tessuto connettivo denso risponde non solo a cambiamenti dell'intensità e frequenza del carico ma anche nel tipo di carico. Come è già stato accennato le regioni tendinee soggette a tensioni differiscono da quelle soggette anche a compressioni in termini di struttura tessutale, composizione della matrice e attività di sintesi cellulare.

Le regioni tendinee soggette principalmente a tensioni consistono in allineamenti lineari di fibre collagene, cellule di forma allungata e hanno un basso contenuto di proteoglicani, mentre quelle che devono sopportare anche carichi compressivi presentano cellule più rotondeggianti e

sintetizzano maggiori quantità di proteoglicani (32)

Ugualmente ai tendini anche i legamenti variano in spessore, componenti della matrice e contenuto di acqua a seconda del tipo di carico imposto, il quale può cambiare da legamento a legamento o anche tra diversi segmenti dello stesso legamento.

- *Effetti dello stretching sul tessuto legamentoso in fase di riparazione.*

Il carico e il movimento possono influenzare il processo riparativo di capsula e legamenti in ogni sua fase anche se i loro effetti sono generalmente meno conosciuti rispetto a quelli esercitati sul tessuto sano.

Esperimenti in vitro (5,6,7,10,11,32) indicano che il carico controllato applicato con la giusta tempistica durante la riparazione e rimodellamento del tessuto connettivo fibroso ne favorisce la guarigione inducendo le cellule e le fibre collagene ad allinearsi parallelamente all'asse di applicazione delle forze e modificando l'espressione genica responsabile della produzione di collagene e proteoglicani.

Il carico può anche influire sulla velocità di riparazione dei tessuti.

A tre settimane da intervento chirurgico riparativo del tessuto tendineo canino, quello trattato con mobilizzazione precoce ha sviluppato una forza doppia di quello trattato con immobilizzazione. A distanza di 12 settimane la forza dei tendini mobilizzati fin dall'inizio si manteneva superiore di quelli che sono stati mobilizzati a partire dalla 3° settimana (34)

La mobilizzazione controllata precoce risulta accelerare il processo riparativo anche nei legamenti.

Esperimenti clinici condotti sui ratti hanno dimostrato che la riparazione del legamento collaterale mediale è accelerata dalla somministrazione fin da subito di forze meccaniche. Ciò si è potuto dedurre da un aumento del peso secco e liquido del legamento, migliore organizzazione della matrice, più rapido ritorno del normale contenuto del DNA, della sintesi di collagene e della forza tensile.

In un altro esperimento condotto sempre su legamenti collaterali mediali di ratti danneggiati si è osservato che aumentando la tensione del legamento inserendo uno spillo d'acciaio sotto il tessuto si stimolava il recupero della forza tensile e conseguentemente la stabilità dell'articolazione (33)

Per contro un eccessivo o incontrollato carico applicato sul tessuto danneggiato ne disturba la riparazione, può causare ulteriori danni e

ritardare la guarigione (10)

In uno studio su legamenti collaterali mediali lesionati di ratti, l'esercizio fisico aumentava la forza e la riparazione dei legamenti nelle ginocchia che mostravano di conservare una buona stabilità articolare (capsula mediale e LCA intatti). In condizioni di instabilità articolare (capsula mediale e LCA compromessi) invece, l'esercizio fisico non accelerava il recupero della forza tensile del legamento lesionato, bensì aumentava l'instabilità del ginocchio (4).

Per quantificare il carico necessario ad accelerare il processo di guarigione senza causare danni al tessuto in riparazione è stato fatto uno studio dove si è sottoposto ad allungamento del 5% fibroblasti di tendini sani per 15 e 60 minuti a 1 Hz. Il dato più significativo è stato l'aumento di secrezione di interleucina da parte dei fibroblasti, suggerendo che sia questa una delle cause della reazione infiammatoria che spesso si riscontra dopo il trattamento fisioterapico. L'interleucina produce una esagerata proliferazione di fibroblasti e cellule sinoviali come si osserva nell'artrite reumatoide e nell'artrofibrosi. La concentrazione di interleucina nel liquido sinoviale può essere un importante indicatore per monitorare e migliorare le strategie di trattamento nelle lesioni di tendini e legamenti (8).

In un altro studio l'area di sezione trasversale del tendine rotuleo di conigli è stata ridotta al 75% e al 50% rispetto all'area originaria. Nel primo caso le normali richieste funzionali hanno prodotto sulla residua porzione di tendine un'ipersollecitazione aggiuntiva del 33%. Il tendine ha dimostrato di recuperare la normale forza tensile attraverso un processo di ipertrofizzazione. Nel secondo caso l'ipersollecitazione aggiuntiva sulla residua porzione di tendine saliva al 100%. Ciò ha prodotto un recupero parziale della forza tensile in alcuni casi ma addirittura un decremento in altri. Questo studio sottolinea la capacità di tendini e legamenti danneggiati di recuperare le proprietà originarie se sottoposti a stimoli meccanici, a patto che questi ultimi si mantengano entro determinati limiti (10).

CARTILAGINE ARTICOLARE:

-Effetti della riduzione del carico.

La riduzione del carico e del movimento in una articolazione sinoviale causa cambiamenti della cartilagine parallelamente a quelli osservati sul tessuto connettivo denso: i condrociti riducono la loro attività di sintesi; diminuiscono la concentrazione di proteoglicani,

l'organizzazione della matrice e le proprietà meccaniche.

Benché lo stimolo meccanico prodotto dalla contrazione muscolare su un'articolazione immobilizzata può aiutare a preservare la cartilagine, il mantenimento della normale struttura di un'articolazione sinoviale richiede sia il carico che il movimento.

Alterazioni cartilaginee si manifestano repentinamente in seguito a riduzione di attività articolare.

40 giorni dopo frattura di tibia indotta su cani la cartilagine mostrava una significativa riduzione di glicosamminoglicani presumibilmente in conseguenza della riduzione di carico dovuta alla frattura (34)

Un altro studio condotto su animali ha confermato che l'immobilizzazione diminuisce la sintesi di proteoglicani, oltre ad assottigliare e rammollire il tessuto. Lo spessore della cartilagine dopo 11 settimane di immobilizzazione si è ridotto dell' 11% e il grado di deformabilità al carico è aumentato del 42% (15).

Uno studio ha confrontato gli effetti dell'immobilizzazione per sei settimane del ginocchio nei cani usando un gesso con gli effetti della parziale immobilizzazione usando un tutore minimamente articolato.

Il contenuto di glicosamminoglicani nel gruppo con il gesso è diminuito del 28% e del 23% nel gruppo con il tutore. Il gesso ha prodotto anche una più severa riduzione nella sintesi di proteoglicani. Dopo una settimana di rimobilizzazione le articolazioni trattate con tutore recuperarono quasi completamente il contenuto di glicosamminoglicani mentre quelle trattate con struttura rigida mostrarono un piccolo o assente recupero di glicosamminoglicani. (34)

L'immobilizzazione articolare prolungata può causare danni irreversibili: oltre all'accorciamento di strutture periarticolari muscolari e legamentose comporta perdita di cartilagine articolare e obliterazione della cavità articolare con tessuto fibrotico.(32) Una volta che il tessuto fibrotico riempie l'articolazione, il tentativo di recuperare la mobilità può lacerare il tessuto intraarticolare con avulsione di frammenti della cartilagine residua.

La durata dell'immobilizzazione necessaria a produrre danni irreversibili in un'articolazione sinoviale varia tra articolazione e specie animale.

La maggior parte degli studi animali suggeriscono che la rimobilizzazione controllata può annullare gli effetti causati da un mese o più di immobilizzazione.

In articolazioni di ratto la rimobilizzazione annullava i cambiamenti indotti tra 30 giorni di immobilizzazione , ma 60 giorni causavano danni irreversibili.

Due settimane di immobilizzazione del ginocchio di ratto non causavano alcun cambiamento permanente rilevabile ma dopo sei settimane alcune articolazioni hanno sviluppato contratture.

Nel ginocchio di cane 6 giorni di immobilizzazione hanno ridotto la sintesi di proteoglicani del 41% e tre settimane di immobilizzazione hanno causato la perdita dell'aggregazione di proteoglicani. Dopo due settimane di attività il livello di proteoglicani è tornato alla normalità.

Un altro studio sui cani dimostra che 15 giorni di rimobilizzazione migliorano ma non recuperano completamente le proprietà meccaniche della cartilagine articolare dopo 11 settimane di immobilizzazione.(34)

- *Effetti dell'aumento del carico*

L'aumento dell'attività e del carico entro determinati limiti, può aumentare la sintesi di matrice nello scheletro immaturo di animali.

Nello scheletro maturo l'aumento degli stress meccanici sulla cartilagine induce modificazioni che dipendono dal tipo ed entità di sollecitazione e dalle condizioni della cartilagine che le subisce (20)

I condrociti coltivati in vitro per esempio hanno mostrato una diversa risposta sintetica se sottoposti a carico statico o a carico dinamico.

La diminuita idratazione prodotta dalla compressione statica induce un aumento della carica fissa e aumento della pressione osmotica. Questo provocherebbe una ridotta sintesi delle macromolecole di matrice. Al contrario la compressione dinamica migliora il movimento dei fluidi e con esso il trasporto di soluti, aumenta il rilascio del fattore di crescita e di enzimi che stimolano l'attività di biosintesi (29).

Uno studio condotto su animali ha confermato che l'applicazione di carico ciclico determina l'aumento di sintesi di matrice mentre il carico statico la riduce. Inoltre una troppo intensa attività fisica conduce ad un deterioramento della cartilagine riconducibile ad osteoartrosi(17)

In una serie di studi, gli effetti della corsa sui cani dipendevano dalla distanza percorsa.

Una corsa moderata (4 km al giorno per 5 giorni alla settimana per 40 settimane) induceva un aumento nello spessore della cartilagine, nel contenuto di proteoglicani e aumentava la stiffness.

Una corsa più intensa (20 km al giorno per cinque giorni alla settimana per 15 settimane) riduceva lo spessore della cartilagine e il contenuto di proteoglicani.

Una corsa intensa ma applicata più a lungo termine (40 km al giorno per un anno) diminuiva la concentrazione di proteoglicani ma stimolava il rimodellamento dell'osso subcondrale, inoltre contrariamente a

quello evidenziato nello studio precedentemente citato (17) questi animali non sviluppavano malattie articolari degenerative (22)

Sono stati condotti anche studi dove si sottoponeva la cartilagine a stress da taglio. Ne è risultato che, l'abilità della cartilagine di resistere allo stress da taglio, è primariamente dovuto alle proprietà dei cross-linked nelle fibre collagene di tipo II. Essi studiarono anche l'influenza dello stress da taglio sulla modifica del metabolismo dei condrociti, comparandolo con quello compressivo. Si è visto che, applicando una pressione da taglio, si ha una diminuzione dell'espressione delle proteine presenti nella matrice extracellulare e un aumento della produzione di acido nitrico. Questo ultimo è associato ad un incremento della necrosi cellulare (21,32)

- Effetti delle forze compressive sulla cartilagine in riparazione

La cartilagine, in seguito a evento traumatico, non essendo vascolarizzata, non sviluppa un processo infiammatorio ben riconoscibile, ma attiva comunque una risposta cellulare.(33)

Gli effetti del carico e della mobilitazione precoce sulla cartilagine danneggiata variano a seconda che il danno rientri in una delle tre tipologie qui descritte:

1. perdita o alterazione delle macromolecole della matrice senza compromissione del tessuto
2. compromissione della cartilagine senza interessamento dell'osso subcondrale
3. compromissione della cartilagine e dell'osso subcondrale (32)

1. I condrociti possono rimpiazzare la perdita di proteoglicani se la matrice collagene rimane intatta e se un numero sufficiente di condrociti rimane in vita. ma non possono riparare distruzioni del tessuto come fratture condrali o lacerazioni cartilaginee.

Le evidenze attualmente disponibili indicano che la stimolazione meccanica controllata previene la degenerazione cartilaginea conseguente a danno articolare e può facilitare la guarigione della cartilagine limitatamente alla perdita di proteoglicani

Inoltre si è sperimentato che la mobilitazione attiva e passiva successiva a riduzione indotta del contenuto di proteoglicani ne stimolava la produzione (22,32) ma non è stato dimostrato che la mobilitazione

della cartilagine danneggiata senza interessamento subcondrale ne favorisca la riparazione.

In un RCT si è valutato l'effetto dell'esercizio moderato sul contenuto di GAG nella cartilagine di ginocchio di 45 soggetti a rischio di osteoartrosi. Un gruppo ha ricevuto un programma di esercizio fisico supervisionato per 4 mesi tre volte a settimana, mentre il gruppo di controllo non ha ricevuto alcun trattamento.

I risultati hanno confermato l'aumento di GAG nella cartilagine del gruppo di studio e un miglioramento del livello di capacità motoria (18).

2. Quando il danno cartilagineo ha intaccato l'integrità del tessuto i condrociti incrementano la loro attività di sintesi e proliferativa ma non migrano sul sito di lesione e non producono nuove cellule e matrice per rimpiazzare il difetto tissutale.(32,34)

In uno studio su animali sottoposti a trauma cartilagineo acuto un gruppo ha eseguito un programma di esercizio su treadmill mentre il gruppo di controllo non ha ricevuto alcun trattamento. L'esercizio ha prodotto un maggior rammollimento della cartilagine rispetto al gruppo di controllo ma quest'ultimo mostrava una minore integrità della superficie cartilaginea, più ossificazione/calificazione e più erosione rispetto al gruppo di studio (14). Diversamente in uno studio condotto su ginocchia di suini, la cartilagine sottoposta a danno chimico sviluppava fibrillazioni dopo tre settimane di attività intensa, mentre l'immobilizzazione per lo stesso periodo ne preveniva la formazione

A dispetto della necessità di carico e movimento per il ripristino delle proprietà cartilaginee, uno stress funzionale eccessivo o prematuro può ritardare o disturbare il processo di guarigione. (13)

Abbiamo già visto per esempio come forze di taglio possono essere dannose per la cartilagine sofferente.

La riabilitazione successiva a intervento chirurgico sul ginocchio deve includere esercizi per il recupero del ROM e della funzione muscolare minimizzando le forze di taglio e rispettando comunque una adeguata progressione nella concessione del carico corporeo (19).

Anche il carico compressivo può causare ulteriori danni alla cartilagine se i condrociti non hanno ancora restaurato il normale contenuto di proteoglicani.

Nelle lesioni a tutto spessore della cartilagine articolare la non concessione del carico corporeo facilita la formazione di tessuto riparativo fibrocartilagineo come dimostra uno studio in vivo condotto sui ratti (16).

3. La lesione dell'osso subcondrale causa emorragia e le cellule trasportate dal torrente circolatorio danno avvio ad un processo infiammatorio e riparativo. Cellule mesenchimali migrano nel coagulo e

producono tessuto riparatorio che generalmente rimpiazza il danno osseo e la maggior parte del danno condrale. Le cellule nella zona condrale danneggiata producono un tessuto riparatorio che possiede una matrice con composizione intermedia tra la fibrocartilagine e la cartilagine articolare.

La mobilizzazione precoce durante la fase di riparazione e rimodellamento in seguito a lesione osteocondrale può ridurre o prevenire la formazione di aderenze e il deterioramento post immobilità delle zone cartilaginee intatte, studi sugli effetti del movimento passivo precoce su lesioni osteocondrali indicano che questo migliora la qualità del tessuto neoformato.(32)

Il carico e il movimento prematuro comunque possono interferire anche nel processo riparativo successivo a lesioni osteocondrali.

Esaminando gli effetti dell'abrasione della testa femorale di cani si osserva che la protezione della superficie dal carico per 4 settimane riduceva l'effetto infiammatorio e consentiva la formazione di tessuto cartilagineo riparativo mentre le aree soggette immediatamente a carichi mostravano scarsa o nessuna riparazione.(14)

APPLICAZIONI IN TERAPIA MANUALE

Tecniche di stretching sui legamenti.

Le acquisizioni tratte dagli studi in vitro e su animali visti nei precedenti capitoli supportano i principi fisiologici alla base dell'applicazione delle sollecitazioni meccaniche sulle strutture legamentose indotte dalle tecniche di terapia manuale. Esse possono essere applicate sia per favorire la guarigione in seguito a danno strutturale sia per ripristinare la normale lunghezza in caso di accorciamento adattativo. La conoscenza delle proprietà meccaniche dei tessuti connettivi permette di guidare le tecniche al fine di recuperare la funzione originaria del tessuto.

Uno degli obiettivi fondamentali della fisioterapia dopo un evento traumatico sarà quello di limitare al minimo la sintesi e deposizione di tessuto cicatriziale fibroso, le cui caratteristiche differiscono da quello originario(23).

A questo riguardo esistono anche studi su pazienti che confermano quelli in vitro e su animali.

Il beneficio della mobilizzazione passiva continua nelle fasi iniziali della riabilitazione di un'articolazione sinoviale è ampiamente

documentato.

Un RCT dimostra un più rapido recupero funzionale dopo mobilizzazione precoce in seguito a distorsione di caviglia rispetto all'immobilizzazione (40).

Un altro studio ha confrontato l'effetto dell'immobilizzazione per sei settimane dopo ricostruzione legamentosa chirurgica di caviglia con l'effetto dell'esercizio precoce. Anche in questo caso l'esercizio articolare ha prodotto migliori risultati in termini di stabilità, ritorno all'attività lavorativa e sportiva. (41,42)

Non esistono però in letteratura studi che permettano di quantificare con precisione la giusta entità delle forze applicate nel trattamento e il corrispondente allungamento indotto su capsula e legamenti, quindi il terapeuta dovrà basarsi sulla sua capacità di riconoscere la fase riparativa in cui si trova il paziente e relazionarsi con il suo grado di reattività (carico/capacità di carico).

È prassi comune nella fase infiammatoria rispettare la diminuita forza tensile della lesione consigliando il riposo, tuttavia piccoli movimenti attivi e passivi (all'interno della toe region) possono stimolare il metabolismo, il ripristino del joint play e l'attivazione del gate control.(23)

L'MTP molto utilizzato nella pratica clinica, non ha evidenza scientifica in letteratura (36,38,39)

Nella fase proliferativa è importante favorire l'afflusso sanguigno nell'area danneggiata, la sintesi e il giusto orientamento delle fibre collagene attraverso mobilizzazioni, soprattutto attive, esercizi in catena cinetica chiusa e allenamento propriocettivo.

In questa fase possono essere impiegate tecniche di II e III grado inserendo via via più componenti di movimento (traslazioni + movimenti angolari + rotazioni).

È importante ricordare che il rimodellamento della lesione può durare parecchi mesi o anche un anno, spesso cioè oltre il periodo sintomatologico, per questo sarà necessario continuare a stimolare la guarigione con un programma di allenamento fino a quando la fisiologica capacità di carico sarà raggiunta.(23)

Lo stretching capsulo legamentoso sembra poter avere una buona indicazione anche nel recupero del ROM in caso di accorciamento strutturale indotto dall'immobilità o da patologie degenerative. Nella capsulite adesiva infatti un programma comprendente MTP e mobilizzazione Cyriax ha prodotto risultati significativamente migliori in termini di recupero articolare rispetto ad impacchi caldi e terapia con diatermia (35).

L'efficacia dello stretching nell'aumentare l'estensibilità dei

legamenti è emersa da un altro RCT condotto per studiare la risposta del trattamento “hot and stretch” che consiste nell'associare l'effetto termico degli ultrasuoni con l'allungamento. Ne è risultato che il miglioramento dell'estensibilità dei legamenti dopo questo trattamento non era superiore a quello prodotto dall'applicazione del solo stretching senza ultrasuoni (37).

Le tecniche manuali impiegate per il recupero del ROM comprendono due possibili modalità di erogazione delle forze: la dynamic plastic deformation e la static plastic deformation.

Nel primo caso si supera con ripetute manovre la sensazione di fine corsa pur rimanendo entro i limiti di rottura, questa tecnica permette un guadagno del 3, 4% della lunghezza originaria ma presenta elevati rischi di danno strutturale.

La static plastic deformation è una tecnica meno rischiosa perché raggiunta la sensazione di fine corsa la si mantiene per 20” 30” ripetendo l'operazione fino a 10 15 volte. In questo modo non si oltrepassa mai il limite di fine corsa, rimanendo ben lontani dal rischio di rottura.(23)

Tecniche di compressione sulla cartilagine articolare

Per favorire un migliore reidratazione della cartilagine del ginocchio sono spesso utilizzate tecniche di compressione femoro-rotulea. Esse consistono nel mantenere per alcuni secondi una pressione antero-posteriore sulla rotula, alternata con delle decompressioni di durata doppia.

Secondo i principi anatomo fisiologici descritti precedentemente ciò dovrebbe favorire quello scambio di elementi nutritivi tra cartilagine e liquido sinoviale che è alla base del processo di omeostasi.

I benefici dell'azione continua del carico/scarico corporeo durante l'alternanza del passo o durante la contrazione muscolare sono stati documentati tuttavia in letteratura non si trovano RCT sugli effetti delle tecniche di compressione manuale nel trattamento della cartilagine.

In un RCT condotto sul trattamento del ginocchio artrosico,(28) si mette a confronto l'effetto di un ciclo di terapia manuale in aggiunta ad esercizi supervisionati ed esercizi domiciliari con quello di un programma di soli esercizi domiciliari.

I migliori risultati ottenuti nel gruppo di studio non permettono però di giungere a conclusioni circa l'efficacia delle tecniche di compressione, in primo luogo perché il gruppo che ha ricevuto tecniche di terapia manuale ha beneficiato anche degli esercizi supervisionati, in secondo luogo perché non è stato specificato quali tecniche manuali sono state impiegate né tanto meno se sono state usate compressioni.

Un altro RCT sul ginocchio artrosico, (43) confronta l'effetto di un

ciclo di terapia manuale comprendente anche un programma di esercizi specifici, con l'applicazione di ultrasuoni ad intensità non terapeutica. I migliori risultati nel gruppo di studio non ci forniscono indicazioni utili al nostro scopo per le stesse ragioni dello studio precedente.

L'unico RCT che mette a confronto gli effetti della terapia manuale da sola con un programma di esercizi terapeutici è stato condotto su un gruppo di pazienti affetti da osteoartrite d'anca.(44)

Il gruppo di studio ha ricevuto tecniche di terapia manuale comprendenti manipolazioni in trazione e mobilizzazioni di stretching, l'altro gruppo ha eseguito un programma di esercizi attivi per il miglioramento della funzione muscolare e dell'articolazione. I pazienti trattati con la terapia manuale hanno avuto risultati migliori in termini di dolore, funzionalità e recupero articolare.

Anche questo RCT però non ci fornisce alcun indizio circa l'efficacia delle tecniche compressive.

L'unico studio che valuta l'efficacia di specifiche tecniche compressive è uno studio osservazionale condotto su 30 pazienti reduci da intervento di ricostruzione del LCA eseguito con la stessa tecnica dallo stesso chirurgo. (45) Tutti i pazienti hanno ricevuto un programma riabilitativo standard fornito da tre fisioterapisti durante la degenza ospedaliera, ma nel gruppo sperimentale un fisioterapista esterno ha aggiunto sessioni di mobilizzazioni con compressione. La tecnica eseguita in posizione prona ha consistito nel flettere il ginocchio fino al limite di movimento attuale ed aggiungere progressivamente una compressione lungo l'asse maggiore della tibia per poi riportare il ginocchio verso l'estensione mantenendo la compressione. Ogni sessione ha previsto 4 serie da venti mobilizzazioni. Il gruppo sperimentale ha ottenuto un significativo aumento della flessione nelle prime due sedute rispetto al gruppo di controllo e ha raggiunto una flessione di 130 gradi mediamente nel giro di 6 sedute anziché 11.

Personalmente considerando che la misura di outcome utilizzata in questo studio è stata la flessione e che la tecnica di compressione veniva eseguita partendo dalla flessione massima raggiungibile è difficile stabilire se i miglioramenti ottenuti siano imputabili alla forza di compressione o semplicemente alla continua sollecitazione della flessione.

Secondo gli autori visto che la differenza nei risultati dei due trattamenti è stata riscontrata prevalentemente nelle prime due sedute questa potrebbe essere il risultato non tanto di complessi fenomeni metabolici ma piuttosto di cambiamenti reologici del liquido sinoviale, aumento dello scambio di ioni e molecole tra matrice cartilaginea e liquido sinoviale, aumento turnover sinoviale, ecc. Considerata l'alta potenzialità

di bias in questo studio gli autori non possono al momento raccomandare l'utilizzo di queste tecniche compressive ma evidenziano la necessità di RCT per ulteriori approfondimenti.

CONCLUSIONI

Gli studi in vitro condotti su fibroblasti sani indicano che l'applicazione di forze tensili induce una serie di risposte cellulari che si riassumono nell' aumento dell'attività di sintesi delle componenti della matrice, aumento dell'espressione genica e dell'attività proliferativa. Inoltre il carico stimola l'orientamento delle fibre collagene parallelamente all'asse di applicazione delle forze.

Il carico e il movimento possono influenzare anche il processo riparativo di capsula e legamenti danneggiati tuttavia i loro effetti sono generalmente meno conosciuti rispetto a quelli sui tessuti sani. Esperimenti su animali dimostrano che la riparazione e il recupero della forza dei legamenti è accelerata dalla somministrazione precoce ma controllata di forze meccaniche.

I trials condotti su pazienti confermano l'importanza della mobilizzazione articolare per favorire una più rapida guarigione dei tessuti lesionati, ciononostante non ci sono studi che indichino la giusta entità e tempistica di applicazione degli stimoli meccanici, per cui il terapeuta dovrà basarsi sulla sua capacità di riconoscere la fase riparativa in cui si trova il paziente e relazionarsi con il suo grado di reattività.

I condrociti coltivati in vitro e sottoposti a compressione hanno una risposta adattativa funzionale analoga a quella dei fibroblasti, dove l'aumentata sintesi di proteoglicani e la conseguente maggiore concentrazione di acqua costituiscono l'aspetto più significativo. Le capacità di riparazione della cartilagine, non essendo vascularizzata sono piuttosto scarse e variabili a seconda dell'entità del danno. Le evidenze attualmente disponibili indicano che la migliore risposta riparativa, limitatamente al ripristino di proteoglicani, è stimolata da forze compressive, intermittenti e non di taglio purché queste forze non superino le capacità di carico del tessuto.

L'azione ciclica di carico/scarico durante il passo e la contrazione muscolare producono un continuo scambio di nutrienti che è documentato in letteratura tuttavia non esistono RCT che provino l'efficacia delle tecniche manuali di compressione.

I buoni risultati ottenuti attraverso uno studio osservazionale

sull'applicazione di mobilizzazioni in aggiunta di compressioni sulla cartilagine nel trattamento post chirurgico del ginocchio indicano la necessità di ulteriori approfondimenti.

BIBLIOGRAFIA

1. Biological responses of ligament fibroblasts and gene expression on micropatterned silicone substrates subjected to mechanical stimuli.
J Biosci Bioeng. 2006 Nov; 102(5):402-12 PMID: 17189167
2. Controlling cell responses to cyclic mechanical stretching.
Ann Biomed Eng. 2005 Mar; 33(3): 337-42. PMID: 15868724
3. Fibroblast responses to cyclic mechanical stretching depend on cell orientation to the stretching direction
J Biomech. 2004 Apr; 37(4) PMID: 14996570
4. The effect of enforced exercise on the healing of ligament injuries
Am J Sports Med 1990 Jul-Aug;18(4): 376-8. PMID:2403185
5. Mechanical stimulation increases collagen type I and collagen type III gene expression of stem cell-collagen sponge constructs for patellar tendon repair.
Tissue Eng 2007 Jun;13(6):1219-26 PMID: 17518715
6. Proliferation and collagen production of human patellar tendon fibroblasts in response to cyclic uniaxial stretching in serum-free conditions.
Biomech, 2004 Oct;37(10):1543-50 PMID:15336929
7. Cyclic mechanical stretching modulates secretion pattern of growth factor in human tendon fibroblasts.
Eur J Appl Physiol. 2001 Nov; 86(1):48-52 PMID: 118203228
8. Cyclic mechanical stretching enhances secretion of Interleukin 6 in human tendon fibroblasts. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.
2001 Sep; 9(5):322-6 PMID: 116853669

9. Canine ACL fibroblast integrin expression and cell alignment in response to cyclic tensile strain in three-dimensional collagen gels.
J Orthop Res. 2006 Mar; 24(3):481-90.
10. Biomechanical studies of the remodeling of knee joint tendons and ligaments.
J Biomech. 1996 Jun; 29(6): 707-16 PMID: 9147967
11. Cyclic mechanical stretching modulates secretion pattern of growth factors in human tendon fibroblasts.
Eur J Appl Physiol. 2001 Nov; 86(1):48-52. PMID:11820322
12. Biomechanical properties (compressive strength and compressive pressure at break) of hyaline cartilage under axial load
Zentralbl Chir. 2003 Jan; 128(1):78-82. PMID:12594619
13. Effect of early full weight-bearing after joint injury on inflammation and cartilage degradation.
J Bone Joint Surg Am. 2006 Oct; 88(10):2201-9. PMID:17015597
14. Enforced exercise after blunt trauma significantly affects biomechanical and histological changes in rabbit retro-patellar cartilage.
J Biomech. 2005 May; 38(5):1177-83 PMID: 15797598
15. The effects of immobilization on the characteristics of articular cartilage: current concepts and future directions.
Osteoarthritis Cartilage 2002 May; 10(5): 408-19 PMID:12027542
16. Effects of function and weight-bearing on the healing of full-thickness cartilage defects in rats. Scand J Med Sci Sports. 1995 Oct;5(5):297-301
PMID: 8581573
17. Cartilage: from biomechanical to physical therapy
Ann Readapt Med Phys. 2001;44(5):259-69. PMID:11587668
18. Positive effects of moderate exercise on glycosaminoglycan content in knee cartilage: a four-month, randomized controlled trial in patients at risk of osteoarthritis, Arthritis Rheum. 2005 Nov;52(11):3507-14
PMID: 16258919
19. Rehabilitation following surgical procedures to address articular

- cartilage lesions in the knee.
J Orthop Sports Phys Ther: 1998 Oct; 28(4):232-40 PMID:9785258
20. Continuous passive motion applied to whole joints stimulates chondrocyte of PRG4.
Osteoarthritis Cartilage. 2007 May; 15(5): 566-74 PMID:17157538
21. Pressure and shear differentially alter human articular chondrocyte metabolism: a review.
Clin Orthop Relat Res. 2004 Oct; (427 Suppl): PMID:15480081
22. The effects of manual therapy on connective tissue.
Phys Ther. 1992 ; 72(12) 893-902. PMID: 1454865
23. Lezione da “Master in riabilitazione dei disordini muscolo-scheletrici” Fisiopatologia del tessuto connettivo, criteri per la terapia manuale. Dr. Lorenzo Spairani; Savona 17-21 Febbraio 2007
24. Connective tissue: matrix composition and its relevance to physical therapy. Phys Ther. 1999 Mar;79(3):308-19. PMID: 10078774
25. How controlled stress affects healing tissues
J Hand Ther. 1998 Apr-Jun; 11(2):125-30. PMID:9602969
26. Role of physical therapy in management of knee osteoarthritis.
Curr Opin Rheumatol, 2004 Mar; 16(2): 143-7 PMID:14770101
27. Normal and pathological adaptation of articular cartilage to joint loading.
2000 Aug; 10(4): 186-98 PMID: 10898262
28. Physical therapy effectiveness for osteoarthritis of the knee: a randomized comparison of supervised clinical exercise and manual therapy procedure versus a home exercise program.
Phys Ther 2005; 1301-1317
29. Movement of interstitial water through loaded articular cartilage.
J Biomech 1983; 16(3).
30. Solute diffusivity correlates with mechanical properties and matrix density of compressed articular cartilage.
Arch Biochem Biophys. 2005 oct 442 (1).

31. Influence of cyclic loading on the nutrition of articular cartilage
Ann Rheum Dis 1990 49(7)
32. Activity vs. rest in the treatment of bone, soft tissue and joint injuries
Iowa Orthop J. 1995; 15:29-42 PMID: 7634042
33. Loading of Healing Bone, Fibrous Tissue, and Muscle: Implications for Orthopaedic Practice
J Am Acad Orthop Surg 1999; 7:291-299.
34. Effect of early motion on healing of musculoskeletal tissues.
Hand Clinics Feb 1996; 12(1)
35. Comparison of the early response to two methods of rehabilitation in adhesive capsulitis. Swiss Med Wkly. 2004 Jun 12; 134(23-24)
PMID:15318285
36. Deep transverse friction massage for treating tendinitis.
Cochrane Database Syst Rev. 2002; (4):CD003528 PMID:12519601
37. Effect of ultrasound and stretch on knee ligament extensibility
J Orthop Sports Phys Ther. 2000 Nov;30(6) PMID: 10871146
38. Comparison of effect of Cyriax physiotherapy, a supervised exercise programme and polarized polychromatic non-coherent light (Biopton light) for the treatment of lateral epicondylitis.
Clin Rehabil. 2006 Jan; 20(1) PMID: 16502745
39. Cyriax physiotherapy for tennis elbow\lateral epicondylitis.
Br J Sports Med 2004 Dec; 38(6) PMID:15562158
40. Early mobilizing treatment for grade III ankle ligament injuries.
Foot Ankle 1991 oct; 12(2) PMID:1773997.
41. Early functional treatment for acute ligament injuries of the ankle joint.
Scand J Med Sci Sports 1996 Dec; 6(6) PMID:9046544
42. Early mobilization versus immobilization after ankle ligament stabilization.
Scand J Med Sci Sports 1999 Oct; 9(5) PMID: 10512212

43. Effectiveness of manual physical Therapy and exercise in osteoarthritis of the knee: a randomized, controlled trial.
Annal of Internal Medicine 2000 Feb 1;132
44. Comparison of manual therapy nd exercise Therapy in osteoarthritis of the hip: a randomized clinical trial
Arthritis and Rheumatism 2004 Oct 15; 51(5)
45. Adding compression to mobilization in a rehabilitation program after knee surgery. A preliminary clinical observational study. ManTher. 2000