



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI MILANO

DOTTORATO DI RICERCA SCIENZE MORFOLOGICHE
XXVII CICLO

**VALUTAZIONE ELETTROMIOGRAFICA
IN UN GRUPPO DI BALLERINE
CON GONALGIA ANTERIORE:
CONSIDERAZIONI E INDICAZIONI RIABILITATIVE,
STUDIO PRELIMINARE**

Tesi di Dottorato: Dott. Biffi Marco
Matricola R09658

Relatore: Chiar.mo Prof. Virgilio Ferruccio Ferrario

*Un sentito ricordo
al Prof. Walter Albisetti*

Indice

Introduzione	pag. 3
Richiami anatomici	pag. 5
<i>Il ginocchio</i>	pag. 5
<i>La rotula</i>	pag. 6
<i>Il muscolo quadricipite femorale</i>	pag. 9
Biomeccanica articolare	pag. 11
<i>Flessione</i>	pag. 11
<i>Estensione</i>	pag. 12
<i>Rotazione</i>	pag. 12
<i>Angolo Q</i>	pag. 13
Biomeccanica femoro-rotulea	pag. 14
<i>Forze di stabilizzazione</i>	pag. 16
<i>Forza di reazione femoro-rotulea</i>	pag. 17
Sindrome femoro-rotulea	pag. 19
<i>Sindrome femoro-rotulee con instabilità</i>	pag. 19
<i>Sindrome femoro-rotulee dolorose</i>	pag. 20
<i>Patogenesi</i>	pag. 20
<i>Fattori intrinseci</i>	pag. 20
<i>Fattori estrinseci</i>	pag. 22
<i>Quadro clinico</i>	pag. 24
<i>Anamnesi</i>	pag. 24
<i>Diagnosi strumentale</i>	pag. 25
<i>Trattamento conservativo</i>	pag. 26
<i>Fase di protezione</i>	pag. 26
<i>Fase in movimento controllato e ritorno alla funzione</i>	pag. 27
Tecnica elettromiografica	pag. 29
<i>Il segnale elettromiografico</i>	pag. 29
<i>Gli elettrodi</i>	pag. 30
Materiali e metodi	pag. 33
Risultati	pag. 41
Analisi statistica	pag. 43
Conclusioni	pag. 59
Commenti	pag. 60
Bibliografia	pag. 63

INTRODUZIONE

La sindrome femoro-rotulea rappresenta una delle patologie più frequenti che interessano l'articolazione del ginocchio. Si manifesta principalmente con dolore localizzato nella parte anteriore del ginocchio e colpisce soprattutto persone giovani e sportive, prevalentemente di sesso femminile.

Sebbene siano diversi i fattori che concorrono allo sviluppo di disfunzioni femoro-rotulee, l'ipotesi più accreditata è che, nella maggior parte dei casi, alla base di questo disturbo vi sia un maltracking rotuleo durante il movimento di flessione-estensione del ginocchio, conseguente alla mancata coordinazione tra le forze medial e laterali esercitate rispettivamente dai muscoli vasto mediale obliquo e vasto laterale.

La sindrome femoro-rotulea, come entità clinica, ha pochi riscontri diagnostici poiché le manifestazioni cliniche dolorose si caratterizzano dall'assenza di evidenti alterazioni a livello radiologico e diagnostico con una risultante difficoltà nella classificazione e nell'indicazione terapeutica della stessa; si parla di sindrome femoro-rotulea come diagnosi di esclusione.

In letteratura, escluse le cause di origine traumatica e di tipo costituzionale, sono sempre più numerosi gli studi che ne analizzano l'origine attraverso l'indagine sEMG.

Risultati discordanti sembrano dimostrare che esista una correlazione tra sindrome femoro-rotulea ed alterazione di reclutamento a carico della componente del VMO e del VL del quadricipite; in molti studi è stata evidenziata una latenza di attivazione della componente obliqua del VM rispetto al VL con conseguente maltracking rotuleo.

Gli studi non sono spesso concordi nel definire questa reale latenza e anche le metodiche di valutazione ed indagine discordano molto tra loro in quanto a modalità e caratteristica di misurazione: in alcuni studi viene indagata l'attivazione volontaria in altri quella riflessa.

Non esiste inoltre una concordanza nel valutare il reale momento di attivazione muscolare delle due componenti quadricipitali, valutazione spesso effettuata con riscontri visivi del tracciato EMG (valutazione in base al ciclo del passo), markers del cammino e in altri casi con riscontri matematici, con limiti di valutazione legati alla definizione matematica dell'istante di attivazione (percentuale del ciclo del passo, riferimenti legati alla media del segnale e alla DS).

Poche sono le considerazioni riguardanti quanto avviene al segnale EMG delle 2 componenti nell'arto affetto e nel controlaterale, pochi o addirittura nessuno

studio ha messo in correlazione il segnale EMG e le sue variazioni dopo ciclo di cure riabilitative e in nessun caso è stata effettuata una contemporanea valutazione del segnale ottenuto con il reclutamento volontario e con il reclutamento riflesso.

Obiettivo del nostro studio è valutare tale disturbo in una popolazione in particolare, quella delle ballerine non professioniste.

Nella categoria delle ballerine non professioniste si è empiricamente osservata un'elevata incidenza di disfunzioni femoro-rotulee, non riscontrata invece in quelle che praticano questa disciplina a livello agonistico ¹. La nostra ipotesi è che ciò sia dovuto a una non accurata e completa preparazione tecnica prevista per la categoria di ballerine non professioniste che determina un lavoro muscolare asimmetrico per le due componenti in esame, portando così lo sviluppo di tale patologia.

La prima parte di questo studio ha quindi come obiettivo la conferma della relazione tra sindrome femoro-rotulea e ritardo di attivazione del vasto mediale obliquo rispetto al vasto laterale.

Nella seconda parte si è voluto osservare se con sequenze di esercizi specifici eseguiti in modo costante, appartenenti alla preparazione tecnica prevista nella danza, si riscontra un miglioramento della sintomatologia associata a sindrome femoro-rotulea e una variazione dei parametri di attivazione muscolare.

Per studiare il timing di attivazione muscolare dei capi vasto laterale e vasto mediale obliquo si è scelta la tecnica dell'elettromiografia di superficie, rivelatasi molto utile per lo studio del comportamento muscolare in condizioni dinamiche con tempi e costi contenuti.

I risultati ottenuti, nelle nostre intenzioni, potranno portare allo sviluppo di programmi riabilitativi più accurati e potranno inoltre fornire strumenti utili per migliorare la preparazione tecnica di quegli atleti più a rischio per questa patologia.

RICHIAMI ANATOMICI

Il ginocchio

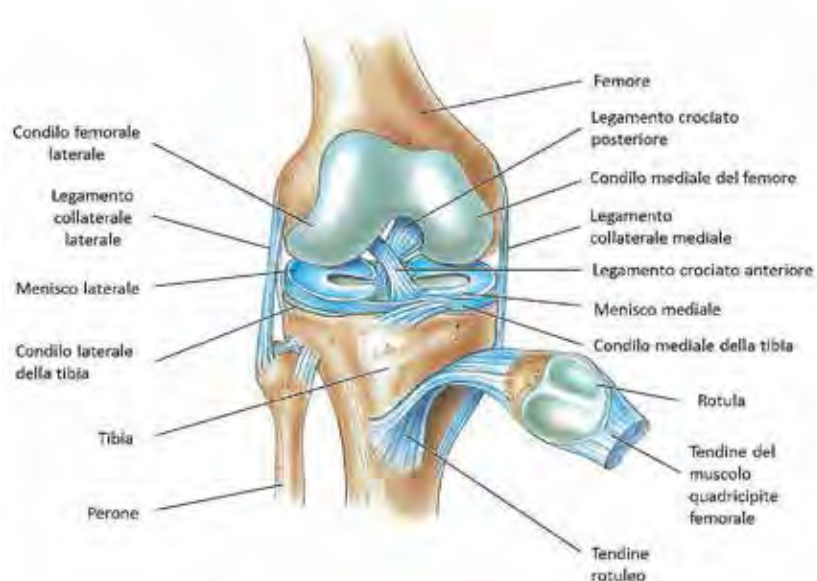
Il ginocchio è l'articolazione intermedia dell'arto inferiore e, insieme alle articolazioni dell'anca e della caviglia, sostiene il peso del corpo nel corso di una serie di attività, come stare in piedi, camminare e correre.

Da un punto di vista strutturale, il ginocchio è costituito da due articolazioni: una tra l'epifisi distale del femore e l'epifisi prossimale della tibia (articolazione femoro-tibiale) e l'altra tra la superficie posteriore della rotula e la superficie patellare del femore (articolazione femoro-rotulea). Il rapporto articolare che si stabilisce tra femore e tibia è definito ginglino angolare (articolazione bi-condiloidea), mentre il rapporto tra femore e rotula è definito artrodia. Il ginocchio è meno stabile rispetto agli altri ginglimi e, oltre ai movimenti di flessione e di estensione, consente un certo grado di rotazione quando è in flessione.

Le superfici articolari di femore e tibia risultano essere scarsamente congruenti, per aumentare la superficie di contatto e permettere una migliore funzionalità dell'articolazione sono presenti due menischi, uno per condilo.

Diverse sono le strutture che garantiscono la stabilità di quest'articolazione: la capsula articolare, il legamento rotuleo insieme al tendine del muscolo quadricipite femorale, i legamenti collaterale tibiale e fibulare, i legamenti crociato posteriore e anteriore, il legamento trasverso, il legamento popliteo obliquo e arcuato. ^{2,3}

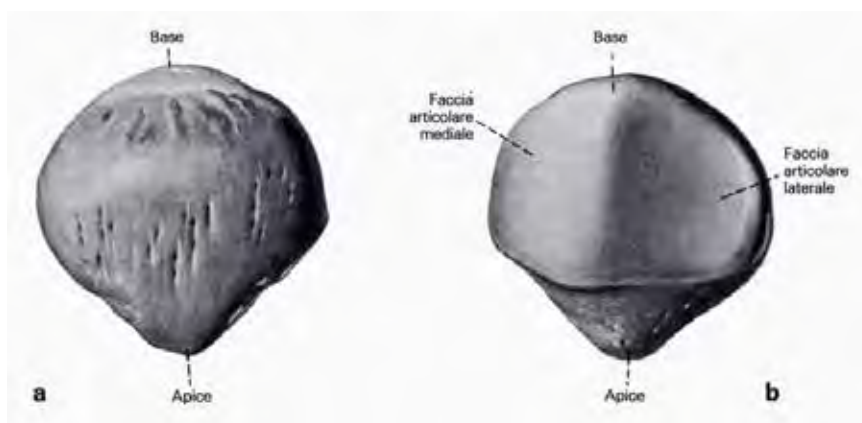
Figura 1: anatomia ginocchio



La rotula

La rotula è il più grande osso sesamoide del corpo umano. Ha una forma triangolare, con l'asse maggiore diretto in senso medio-laterale, con ampia base prossimale e un apice distale se vista sul piano frontale. La base costituisce la sede d'inserzione del tendine del muscolo quadricipite mentre l'apice si continua nel legamento rotuleo.

Figura 2: anatomia rotula (faccia anteriore A e posteriore B rotula dx)



La sezione trasversa mostra una forma triangolare con un apice posteriore e una larga base anteriore formata dalla superficie non articolare della rotula.

La faccia anteriore è leggermente convessa ed è divisa in tre parti: il terzo superiore che riceve le fibre profonde del tendine quadricipitale, il terzo medio che contiene numerosi orifizi vascolari, il terzo inferiore che presenta una forma a V per accogliere il legamento rotuleo. La superficie posteriore può essere suddivisa in una parte superiore e una inferiore: la parte inferiore (l'apice) non si articola con il femore e rappresenta circa il 25% dell'altezza della rotula, mentre il restante 75% della superficie rotulea corrisponde alla parte articolare, ricoperta da cartilagine ialina. A questo livello una cresta centrale divide la rotula in un complesso di faccette laterali e mediali. Ogni complesso ha tre faccette: la superiore, l'inferiore e la media. Il complesso di faccette mediali presenta un'ulteriore faccetta, separata dalle altre da una piccola cresta, localizzata sul lato mediale distale, la quale è detta "faccetta impari (Odd Facet)" e che si articola con il condilo femorale solamente durante la flessione estrema. Le normali faccette rotulee sono concave al fine di articolarsi con i condili femorali convessi.^{2,3,4}

Una classificazione basata sull'aspetto morfologico della rotula, ottenuto tramite radiografie in proiezione assiale, è stata proposta da Wiberg⁵ nel 1941. In base alle dimensioni e alla concavità o convessità delle faccette mediali e laterali

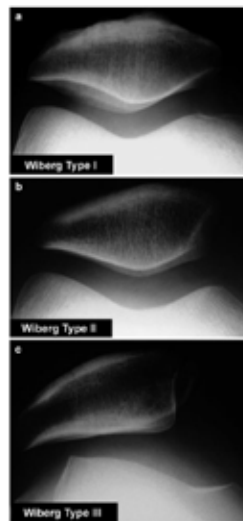
Wiberg descriveva tre configurazioni femoro-rotulee:

Tipo 1: caratterizzato dalla presenza di concavità su entrambe le faccette che risultano essere uguali per dimensioni e con un legame molto forte con il solco femorale;

Tipo 2: la faccetta mediale è più piccola rispetto a quella laterale;

Tipo 3: la faccetta mediale è molto più piccola rispetto alla laterale con conseguente instabilità parziale della rotula.

Figura 3: morfologia rotulea sec. Wiberg



Baumgartl ⁶ nel 1961 ha introdotto un quarto tipo, definito Jagerhut (cappello da caccia) perché la rotula perde sul piano frontale il profilo triangolare e presenta un'unica faccetta articolare senza cresta centrale di divisione.

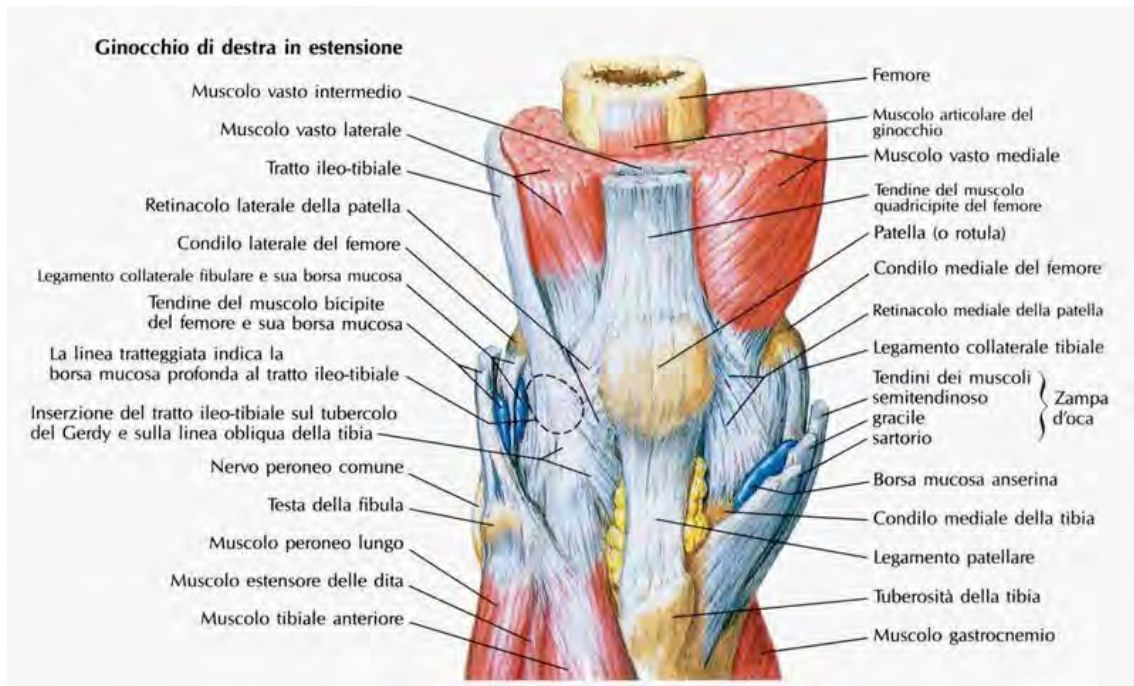
Reider ⁷ (1981) ha stimato l'epidemiologia delle varianti osservando che il tipo 1 e 2 rappresentano le varianti più frequenti, con prevalenza del 24% e 57% rispettivamente.

Se si esclude la capsula articolare, la rotula si ancora all'articolazione del ginocchio mediante un sistema di doppio ancoraggio, longitudinale e trasversale.

Il sistema longitudinale è costituito dal tendine quadricipitale, che ricopre la rotula dall'alto verso il basso, e dal legamento rotuleo, che unisce il margine inferiore della rotula alla tuberosità tibiale. Questo resistente nastro, lungo circa 6 cm, si porta dalla rotula alla tuberosità tibiale con una leggera inclinazione in senso laterale rimanendo separato dalla capsula articolare da un voluminoso cuscinetto adiposo che svolge un importante ruolo nello scorrimento della rotula nel movimento di flessione-estensione del ginocchio. Nel tendine quadricipitale è possibile riconoscere uno strato di fibre più superficiale, che superano la rotula

per continuarsi nel legamento rotuleo, e uno strato più profondo di fibre che s’inseriscono alla base della rotula dove trovano inserzione anche le fibre provenienti dai capi vasto mediale, laterale e intermedio. Le fibre che provengono dai capi vasto mediale e laterale si uniscono anche alle corrispondenti provenienti dai legamenti alari.

Figura 4: visione anteriore strutture legamentose



Il sistema trasversale è costituito dal legamento alare mediale e dal legamento alare laterale. Il legamento alare mediale è formato da due gruppi di fibre che s’inseriscono sui due terzi superiori del margine mediale della rotula: il legamento patello-femorale mediale, che origina dal condilo femorale mediale, e il legamento patello-tibiale mediale, che s’inserisce sul menisco mediale e sulla tibia. Il legamento alare laterale è costituito da uno strato superficiale e uno profondo. Lo strato superficiale, denominato retinacolo laterale obliquo, è composto dal legamento rotuleo e da fibre che originano dal margine anteriore della benderella ileo-tibiale e s’inseriscono sul margine laterale della rotula. Lo strato più profondo è formato dal legamento epicondilo-rotuleo, che origina dal condilo femorale laterale e s’inserisce sull’angolo supero-laterale della rotula; dal retinacolo trasverso profondo, che con decorso trasversale unisce la faccia profonda della benderella ileo-tibiale al margine laterale della rotula, e dal tratto tibio-ro-

tuleo, che origina dal tubercolo di Gerdy e s'inscrive sulla porzione inferiore laterale della rotula e del legamento rotuleo.

La posizione della rotula sul piano frontale dipende dalla complessa interazione tra gli stabilizzatori ossei, la risultante delle forze esercitate dai diversi capi muscolari del quadricipite e la resistenza passiva offerta dai tessuti molli.

La posizione sul piano sagittale è invece influenzata dalla lunghezza del legamento rotuleo e dalla retrazione del muscolo quadricipite. La rotula risulta centrata quando si verifica la congruenza delle faccette articolari con la troclea femorale e quando vi è una situazione di equilibrio tra i legamenti femoro-rotulei mediali e laterali. ^{8,9}

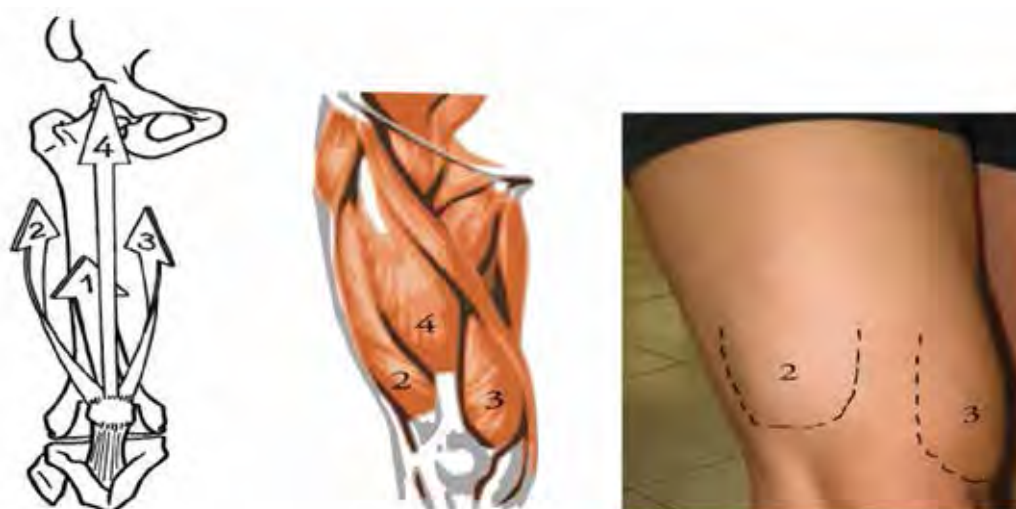
Il muscolo quadricipite femorale

Il quadricipite femorale consiste in una voluminosa massa muscolare costituita da quattro capi: il muscolo retto femorale, il muscolo vasto mediale, il muscolo vasto intermedio e il muscolo vasto laterale. Questi capi muscolari originano separatamente a livello del femore prossimale per poi unirsi distalmente in un unico tendine che s'inscrive sulla parte prossimale della tuberosità tibiale.

I quattro capi muscolari sono innervati da rami collaterali del nervo femorale, contenute fibre originanti dal plesso lombare a livello di L2-L4 ¹⁰.

Nel suo insieme il muscolo quadricipite femorale svolge un'azione di estensione della gamba sulla coscia e, grazie alla presenza del muscolo retto femorale, anche di flessione della coscia sul bacino. Esso svolge quindi un ruolo importante sia nel mantenimento della stazione eretta sia nella deambulazione.

Figura 5: anatomia funzionale e topografica del quadricipite



Retto femorale

Questo è l'unico capo muscolare a essere bi-articolare: esso attraversa, infatti, sia l'articolazione dell'anca sia quella del ginocchio. Origina con un tendine dalla faccia anteriore della spina iliaca antero-inferiore e con un tendine riflesso dal margine superiore dell'acetabolo. I due tendini si uniscono centralmente formando un'aponevrosi che si dirige verso l'interno del muscolo. Le fibre muscolari si dirigono verso il basso e distalmente per dare origine poi al tendine d'inserzione che trova attacco a livello del margine superiore della rotula. Quest'ultima è ricoperta dal tendine che si continua nel legamento patellare che s'inserisce sulla tuberosità tibiale.

Vasto Mediale

Origina a livello della parte inferiore della linea intertrocanterica, del labbro mediale della linea aspra e a livello del setto intermuscolare mediale. Le sue fibre si dirigono distalmente e lateralmente continuandosi nel tendine d'inserzione che si attacca a livello della superficie supero-mediale della rotula e sul condilo mediale della tibia. In questo ventre muscolare possono essere distinte due componenti: il vasto mediale lungo, VML, e il vasto mediale obliquo, VMO. Il primo presenta fibre orientate di circa 15°-18° rispetto all'asse anatomico del femore, il secondo presenta invece un orientamento delle fibre di 40°-45°.

Vasto Intermedio

Questo è il ventre muscolare che si trova più in profondità. Origina dal labbro laterale della linea aspra nella sua parte distale e dal setto intermuscolare laterale. Le sue fibre si dirigono verso il basso terminando in un'aponevrosi, situata profondamente alla porzione distale del muscolo retto femorale, che si fonde quindi con i tendini degli altri capi muscolari.

Vasto Laterale

L'origine di questo capo muscolare può essere identificata in una larga aponevrosi a livello della parte superiore della linea intertrocanterica, a livello dei margini anteriore e inferiore del grande trocantere, della tuberosità glutea e della metà superiore del labbro laterale della linea aspra. Le fibre muscolari si dirigono distalmente e medialmente per inserirsi con un tendine sul margine supero-laterale della rotula e sul condilo laterale della tibia. ⁴

BIOMECCANICA ARTICOLARE

L'articolazione del ginocchio è principalmente un'articolazione a un solo grado di libertà, la flessione-estensione, ed è classificata come ginglymo angolare. Essa prevede però anche un secondo grado di libertà accessorio: la rotazione sull'asse longitudinale della gamba che si verifica solo quando il ginocchio è in flessione.^{1,2,4}

I movimenti di flessione ed estensione del ginocchio sono caratterizzati dal rotolamento e dallo scivolamento dei condili femorali sulle superfici tibiali. Questi movimenti dei condili femorali sono guidati dai legamenti crociato anteriore e posteriore.⁴

Flessione

Il movimento di flessione comporta l'avvicinamento delle superfici posteriori di coscia e gamba. Tale movimento avviene nel piano sagittale intorno a un asse frontale. Quest'asse di rotazione non è ortogonale all'asse della verticale da terra (dal centro del piede) per due motivi: l'obliquità dell'asse diafisario femorale, che forma con l'asse diafisario tibiale un angolo aperto esternamente di 170-175°; l'obliquità dell'asse meccanico dell'arto inferiore (centro della testa femorale - centro del ginocchio - asse della tibia - centro del piede), che forma con l'asse della verticale da terra un angolo di circa 3°.

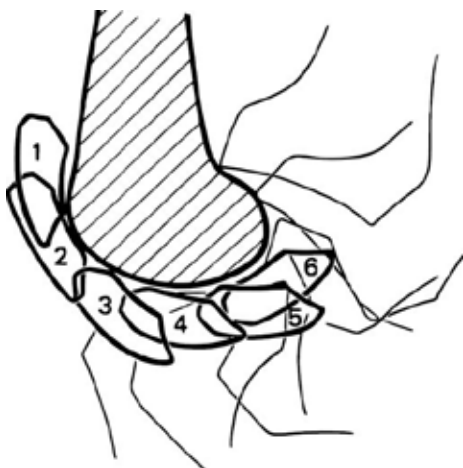


Figura 6:
posizioni reciproche
capi ossei flessione

L'ampiezza della flessione del ginocchio varia in funzione della posizione dell'anca e della modalità del movimento stesso. La flessione attiva del ginocchio arriva a 120° quando l'anca è in estensione, ma può arrivare a 140° se l'anca è stata precedentemente flessa. Questa maggiore ampiezza è dovuta alla perdita di tensione dei muscoli ischio-crurali i quali, essendo biarticolari, oltre a flettere il ginocchio estendono anche l'anca. La flessione passiva di ginocchio ha un'ampiezza di 160°.

Esistono un movimento di flessione assoluta, a partire dalla posizione di riferimento, e un movimento di flessione relativa, a partire da tutte le posizioni di flessione.^{2,4}

Estensione

L'estensione si definisce come il movimento che allontana la superficie posteriore della gamba dalla superficie posteriore della coscia.

Si parla di estensione relativa riferendosi all'estensione completa di ginocchio partendo da qualsiasi posizione di flessione. Non esiste in realtà un'estensione assoluta in quanto nella posizione di riferimento l'arto inferiore è già in massimo allungamento.

Tuttavia è possibile compiere un movimento di estensione di 5-10° a partire dalla posizione di riferimento. L'estensione attiva supera di poco la posizione di riferimento e questa possibilità dipende essenzialmente dalla posizione dell'anca: quando l'anca è estesa aumenta, infatti, l'efficacia del muscolo retto femorale nello svolgere la sua funzione. ²

Rotazione

La rotazione della gamba attorno al suo asse longitudinale può avvenire solo quando il ginocchio è flesso. Infatti, quando il ginocchio è esteso tale movimento è impedito dalla presenza dell'eminanza intercondiloidea tra le due cavità glenoidee dei condili tibiali. Inoltre, in questa condizione i legamenti collaterali sono in massima tensione e stabilizzano il ginocchio nel piano frontale, impedendo movimenti di lateralità, e i legamenti crociati stabilizzano invece l'articolazione in senso antero- posteriore.

La rotazione si verifica nel piano orizzontale attorno a un asse longitudinale di rotazione che viene a trovarsi medialmente all'eminanza intercondiloidea.

La rotazione attiva è misurata con il paziente in posizione seduta con l'arto inferiore in scarico e il ginocchio flesso a 90° poiché in questa condizione è possibile escludere la rotazione dell'anca. L'ampiezza del movimento è di 20-30° per la rotazione interna e di 40-50° per quella esterna.

La misura della rotazione passiva si effettua a paziente in decubito prono sempre con il ginocchio flesso a 90°; questa manovra permette una maggiore ampiezza di movimento rispetto alla rotazione attiva.

Infine, esiste una rotazione automatica strettamente connessa ai movimenti di flesso-estensione, che avviene in modo involontario. Si verifica al termine dell'estensione, dove si può osservare una modesta rotazione esterna, o all'inizio della flessione, dove invece si verifica una modesta rotazione interna. ^{2,4}

Angolo Q

Per angolo Q s'intende l'angolo sotteso da una linea condotta dalla spina iliaca antero-superiore al centro della rotula e un'altra condotta dal centro della rotula al centro della tuberosità tibiale.

I valori normali di quest'angolo differiscono leggermente tra i due sessi, avendo un'ampiezza di circa 15-18° nella donna e circa 10-12° nell'uomo. L'ampiezza dell'angolo Q influisce sul corretto tracking rotuleo in quanto un suo aumento o una sua diminuzione porta a un'alterazione della meccanica articolare tra rotula e femore.¹¹

Figura 7: angolo Q (ginocchio varoA,normale B, valgoC)

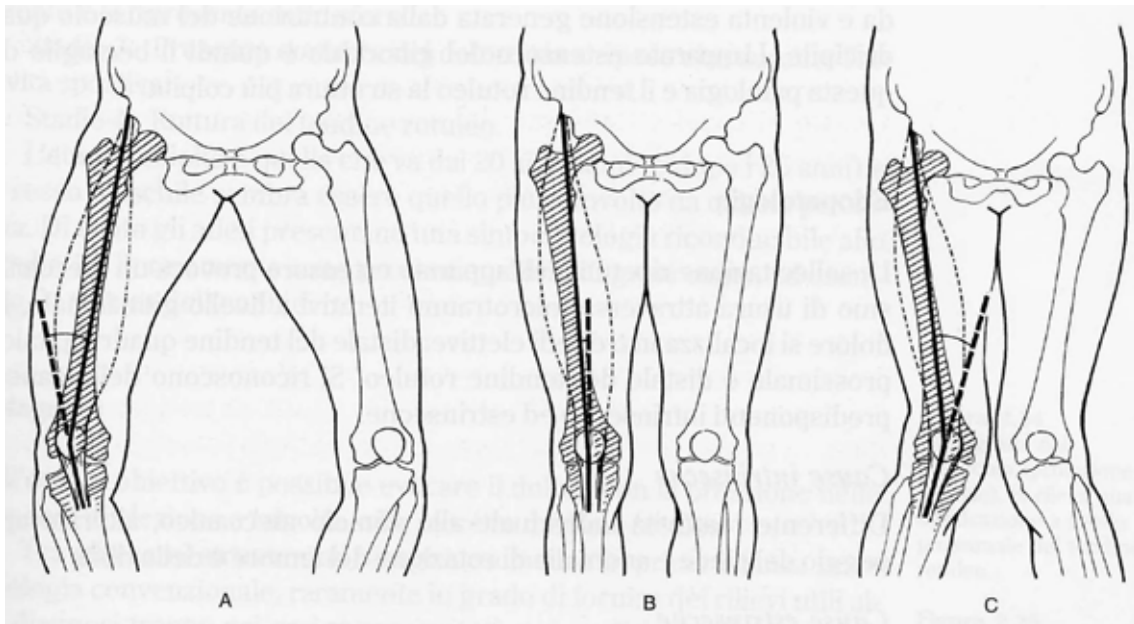
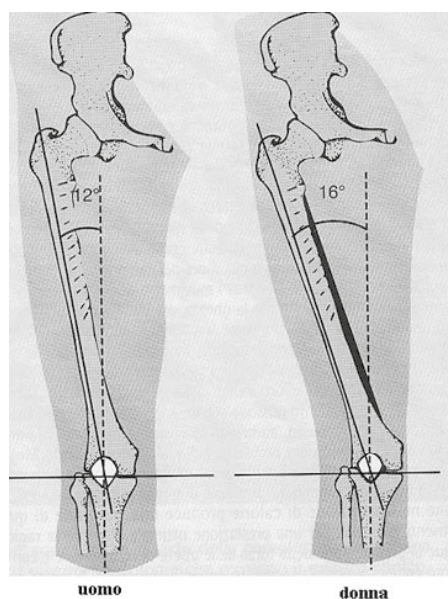


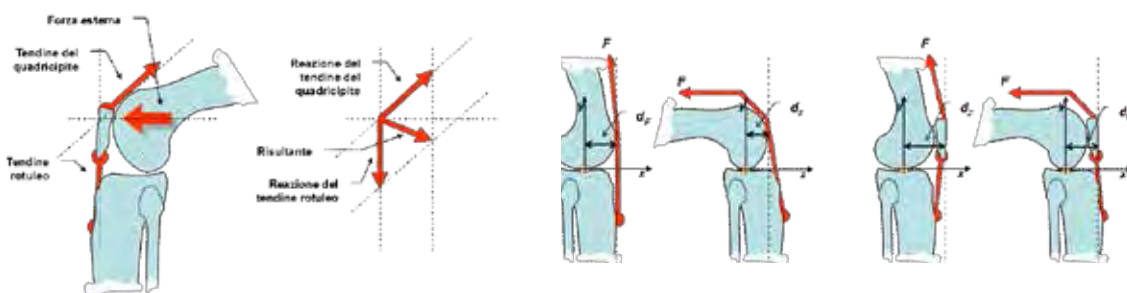
Figura 8: angolo Q



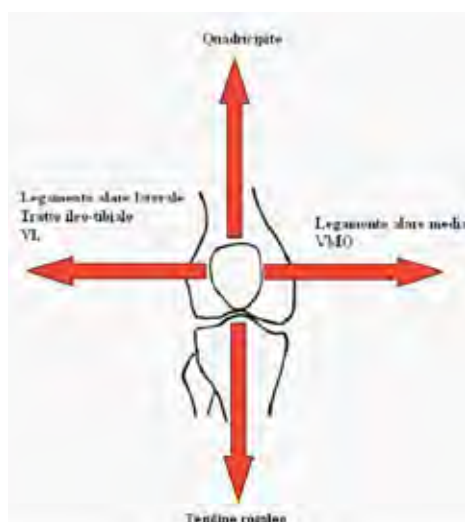
BIOMECCANICA FEMORO-ROTULEA

La presenza della rotula permette di migliorare la funzionalità meccanica del ginocchio amplificandone la forza o lo spostamento in funzione della fase dell'arco di movimento di flessione-estensione e modificando la direzione di forza del muscolo quadricipite. La sua posizione determina, infatti, un incremento del braccio del momento dell'apparato estensore del quadricipite, permettendo sia un risparmio di forza da parte del quadricipite stesso, proteggendone il tendine dalla forza compressiva, sia di minimizzare la concentrazione dello stress disperdendo le forze all'osso sottostante.¹²

Figura 9: forza reazione rotuela



La rotula agisce da puleggia agguastando la lunghezza, la direzione e l'intensità dei vettori forza rappresentati dal tendine quadricipitale e dal legamento rotuleo ai diversi angoli di flessione.



**Figura 10:
forze agenti sulla rotula**

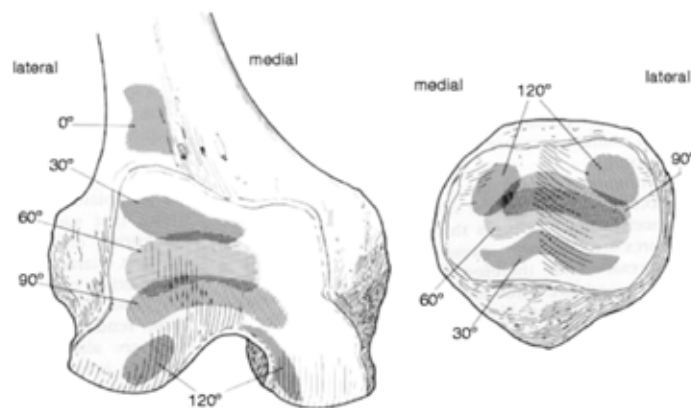
L'apparato estensore del ginocchio scivola sull'estremità inferiore del femore come la corda in una carrucola: la troclea femorale e la superficie intercondiloidea formano una profonda scanalatura verticale nel cui fondo scivola la rotula, la quale permette che la forza del quadricipite, diretta obliquamente in alto e leggermente in fuori, venga trasformata in una forza perfettamente verticale.

Il movimento normale della rotula sul femore durante la flessione descrive una traslazione verticale, lungo la gola trocleare fino alla superficie intercondiloidea, di un tratto uguale al doppio della sua lunghezza (circa 8 cm), ruotando attorno a un asse trasversale;

la faccia posteriore della rotula si trova, infatti, orientata posteriormente quando il ginocchio è in estensione, mentre in flessione si dirige verso l'alto.

In posizione di riferimento, a ginocchio esteso, la rotula è in posizione verticale e non vi è contatto tra la sua superficie articolare e quella del femore poiché vi è interposto un cuscinetto adiposo. Tra 0 e 10° di flessione è il terzo inferiore a entrare in contatto con la troclea femorale; tra 10° e 20° la superficie articolare inferiore della rotula entra in contatto con il condilo laterale ma l'articolazione in questa posizione è ancora instabile. Da 30° a 60° di flessione è la faccetta mediale ad articolarsi con il terzo medio della troclea aumentando la stabilità dell'articolazione; da 60° a 90° il contatto avviene a livello del terzo superiore della rotula. Oltre i 90° di flessione l'area di contatto sulla superficie articolare superiore della rotula si divide in aree più piccole, mediali e laterali; inoltre a questo livello il tendine del quadricipite viene a trovarsi in stretta correlazione con la troclea femorale partecipando alla stabilizzazione dell'intera struttura. Solo dopo i 135° di flessione la faccetta accessoria della rotula si articola con il femore mediale.

Figura 11: aree contatto articolare



L'area di contatto mantiene quindi una forma di striscia orizzontale che si muove in senso disto-proximale dai 20° fino ai 90° di flessione, per poi ai 120° dividersi su due aree più piccole separate dal tendine del quadricipite.

I punti di contatto tra le due superfici determinano delle forze compressive sulle superfici che sono strettamente correlate all'allineamento dell'apparato estensore. Sul piano frontale è possibile notare che la rotula compie anche un leggero spostamento laterale, descrivendo una traiettoria a forma di C con la concavità rivolta esternamente. A ginocchio esteso la rotula si trova, infatti, all'esterno del

solco femorale, con l'inizio della flessione la rotula spostandosi medialmente entra nel solco femorale mentre con la piena flessione del ginocchio la rotula entra nel solco con una lieve escursione laterale.

In condizioni normali la rotula è tanto più adesa nella doccia quadricipitale tanto più aumenta il grado di flessione dell'articolazione. Questa forza di compressione diminuisce al raggiungimento dell'estensione per invertirsi in iperestensione, situazione in cui il tendine quadricipitale e il legamento rotuleo formano un angolo ottuso aperto all'esterno e la rotula tende ad allontanarsi dalla troclea.

Forze di stabilizzazione

Due ordini di fattori controllano la stabilità della rotula e i meccanismi coinvolti nel suo spostamento: le forze di stabilizzazione statica e dinamica.

La stabilizzazione statica è garantita da diverse strutture ossee e legamentose le quali, non essendo sotto l'influenza del controllo volontario muscolare, esercitano una forza continua sulla rotula. La più forte e forse la più importante delle forze statiche è rappresentata dalla geometria ossea dei due capi articolari. La rotula, con la sua conformazione a V e la superficie articolare convessa, è catturata nel solco femorale con una forza che dipende in gran parte dalla profondità del solco stesso e dalla corrispondenza della configurazione rotulea come mostrato dai modelli di Wiberg e Baumgartl. Altri meccanismi di stabilizzazione statica sono rappresentati dai legamenti femoro-rotulei mediali e laterali. La stabilizzazione mediale è inoltre garantita da un ispessimento del rivestimento fasciale proveniente dal vasto mediale. Un ulteriore fattore di stabilizzazione è costituito dall'ampiezza dell'angolo Q, la quale determina la direzione della forza del quadricipite contribuendo così a un corretto allineamento rotuleo durante i movimenti di flessione-estensione.

Le forze dinamiche che influenzano la stabilità del complesso femoro-rotuleo sono quelle di origine neuro-muscolare. La tensione che esse esercitano sulla rotula varia in funzione dello stimolo nervoso, della conseguente contrazione muscolare e del grado di flessione del ginocchio. Queste forze sono rappresentate dal sistema del muscolo quadricipite femorale. In particolare i capi vasto mediale e vasto laterale, esercitando forze opposte che si controbilanciano, aiutano a garantire una normale escursione rotulea. Un altro muscolo che influenza attivamente la stabilità rotulea è il tensore della fascia lata: una sua rigidità determina, infatti, una deviazione laterale della rotula che si apprezza principalmente negli ultimi gradi di estensione. ^{13,14,15,16}

Forza di reazione femoro-rotulea (PFJRF)

La forza di reazione femoro-rotulea rappresenta la tensione che si sviluppa a livello del quadricipite e del legamento rotuleo durante la contrazione del muscolo stesso.

Questa forza risulta dalle forze del tendine quadricipitale M1 e del legamento rotuleo M2.

Assumendo che queste due forze abbiano modulo identico e definendo θ l'angolo tra M1 e M2, è possibile calcolare la PFJRF mediante la seguente formula:

$$PFJRF = M2 \times M1 \times \cos \theta/2$$

Figura 12: PFJRF

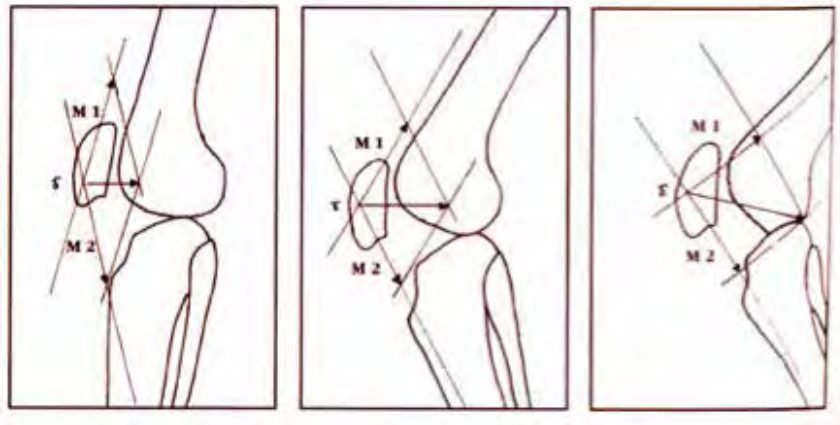


Figura 13: PFJRF

Studi effettuati hanno dimostrato che la PFJRF aumenta progressivamente all'aumentare del grado di flessione del ginocchio.

In estensione la forza di reazione richiesta sarebbe pari al 50% della forza del quadricipite, raggiungendo il 100% quando il ginocchio si trova in una situazione di flessione tra 70° e 120°. ¹⁷

In relazione al peso corporeo si sviluppano valori di PFJRF pari a circa 0.5 volte durante il cammino, a 3.1 volte nel pas-

saggio dalla posizione seduta alla stazione eretta, 7.6 volte durante l'esercizio di squatting, 25 volte dopo un salto. ¹⁴

Un incremento di forza maggiore è invece richiesto negli esercizi di estensione contro resistenza, in modo particolare negli ultimi gradi di estensione.

In uno studio sperimentale effettuato su ginocchia di cadavere è stato evidenziato come il rapporto forza del quadricipite/peso della gamba andava aumentando tra i 90° e 50° di flessione, si manteneva costante tra i 50° e 20° e aumentava in modo repentino tra i 20° di flessione e l'estensione completa. ¹¹

SINDROME FEMORO-ROTULEA

La sindrome femoro-rotulea è tra le condizioni più frequentemente trattate negli ambulatori ortopedici e fisioterapici. Questa patologia, nota anche come “patellofemorale pain syndrome”, si manifesta soprattutto in donne giovani e sportive con dolore localizzato principalmente nella parte anteriore del ginocchio, sintomo spesso esacerbato dal mantenimento della posizione seduta per tempi prolungati o dal salire e scendere le scale.

Le disfunzioni femoro-rotulee possono presentare quadri sintomatologici molto diversi e, inoltre, il dolore anteriore al ginocchio può dipendere da molte cause. La chiave quindi per un trattamento efficace è una diagnosi precisa grazie a un’anamnesi approfondita e un esame obiettivo accurato.^{18,19}

Questa eterogeneità di presentazione ha reso necessaria la creazione di una classificazione che permettesse la definizione di schemi diagnostici precisi. Sono state pubblicate molte classificazioni dei disturbi femoro-rotulei; alcune considerano la sede specifica d’insorgenza del dolore, altre solo l’aspetto delle lesioni condrali, altre ancora si basano sull’aspetto radiografico dell’articolazione e vi sono anche quelle che combinano tutti questi elementi.¹²

La classificazione che appare essere più completa dal punto di vista eziopatogenetico è quella proposta da D. Dejour²⁰ nel 2002. Queste disfunzioni sono divise in due gruppi: sindromi femoro-rotulee con instabilità e sindromi rotulee dolorose.

Sindromi femoro-rotulee con instabilità

Nei casi d’instabilità rotulea è possibile riscontrare la presenza di fattori predisponenti, primari e secondari.

Tra i fattori primari troviamo la presenza di displasia trocleare, di rotula alta o bascule, mentre dei fattori secondari fanno parte displasie rotulee secondo Wiberg⁵, un’eccessiva rotazione interna del femore, ginocchio valgo, ginocchio recurvato e un’intratorsione tibiale.

Le instabilità, facilmente identificabili grazie a caratteristiche anatomiche comuni, sono divise in due sottogruppi in base al diverso grado di gravità: instabilità rotulee potenziali e instabilità rotulee obiettive. Nel primo caso rientrano quei pazienti che non hanno mai subito lussazione di rotula pur presentando sintomatologia dolorosa e che alle indagini strumentali mostrano anomalie anatomiche a carico di strutture dell’apparato estensore, in particolare della rotula o della troclea femorale. Nel secondo gruppo rientrano pazienti che riportano

in anamnesi un episodio di lussazione franca di rotula. Queste instabilità sono dovute a variazioni dell'equilibrio dell'apparato estensore come conseguenza di dimorfismi dello scheletro.

Sindromi femoro-rotulee dolorose

Queste sindromi non presentano caratteristiche comuni per cui il loro inquadramento eziopatogenetico risulta difficoltoso. Inoltre non si riscontrano anomalie anatomiche attraverso indagini strumentali come radiografie o TC.

Nelle sindromi femoro-rotulee dolorose si possono però osservare dimorfismi secondari: displasie ossee, muscolari e legamentose di basso grado, anomalie strutturali come vizi rotazionali, lassità articolari costituzionali, contratture e/o retrazioni muscolari, patologie da sovraccarico, pronazione del piede, sindromi post-chirurgiche, algodistrofia, traumi diretti.

Patogenesi

Da un punto di vista eziopatologico, le alterazioni che si possono ritrovare alla base della sindrome femoro-rotulea sono riconducibili a un malallineamento oppure a una displasia della rotula e/o della troclea femorale. Occorre comunque ricordare come anche le alterazioni funzionali delle strutture anatomiche sovra e sottostanti, come ad esempio variazioni assiali o rotazionali dell'arto inferiore oppure alterazioni morfo-funzionali del piede, possano influire negativamente sulla meccanica dell'articolazione femoro-rotulea.¹¹

Di seguito sono elencati i diversi fattori che possono influenzare la meccanica articolare.

Fattori intrinseci

- Displasia della rotula: un'alterazione morfologica della rotula può determinare un'alterazione della meccanica articolare durante il movimento di scivolamento della rotula nel solco femorale.
- Displasia del solco femorale: un alterato sviluppo del solco femorale può portare a un'alterazione dei punti di contatto con la faccia articolare della rotula durante il movimento di flessione-estensione.
- Rotula alta: la rotula è collocata superiormente al solco femorale con conseguente perdita della protezione del condilo laterale contro la sublussazione e/o la lussazione.
- Rotula bassa: in caso di tendine rotuleo corto si verifica il contatto preco-

ce tra le superfici articolari con conseguente aumento delle forze compressive.

- Aumento dell'angolo Q: può essere dovuto a un aumento della rotazione interna del femore, della rotazione esterna della tibia o a una lateralizzazione della tuberosità tibiale che determinano un aumento delle forze lateralizzanti la rotula durante la contrazione muscolare.
- Riduzione dell'angolo Q: l'aumento del varismo ha come conseguenza uno sviluppo di forze eccessive sul comparto mediale dell'articolazione.
- Lassità dei legamenti mediali: le componenti legamentose antero-mediali della rotula possono essere particolarmente lasse e, spesso, questa condizione è accompagnata da un'eccessiva tensione del comparto laterale. Ciò può condurre a un'instabilità sia statica, sia dinamica.
- Alterazioni anatomiche del quadricipite: in condizioni normali il vasto mediale obliquo s'inscrive sul terzo prossimale della rotula con un angolo di circa 45° . In condizioni patologiche quest'angolo può essere ridotto determinando una modificazione della direzione della forza in senso verticale. Anche la retrazione o l'ipertonìa del retto femorale può provocare un'iperpressione rotulea a partire da 30° di flessione.
- Alterazioni meccaniche del quadricipite: quando, durante il movimento di estensione, il vasto laterale e il vasto mediale obliquo si attivano in tempi diversi si verifica un'alterazione della meccanica articolare a causa di uno sbilanciamento dei vettori di forza che agiscono sulla rotula.

Figura 14: sbilanciamento vettori quadricipitali



Fattori estrinseci

- Aumento della rotazione interna del femore: determina uno spostamento mediale del solco femorale rispetto alla tuberosità tibiale, il legamento rotuleo è così spostato lateralmente causando un aumento della forza vettoriale laterale esercitata sulla rotula durante la contrazione del quadricipite.

Figura 15 anteversione femore

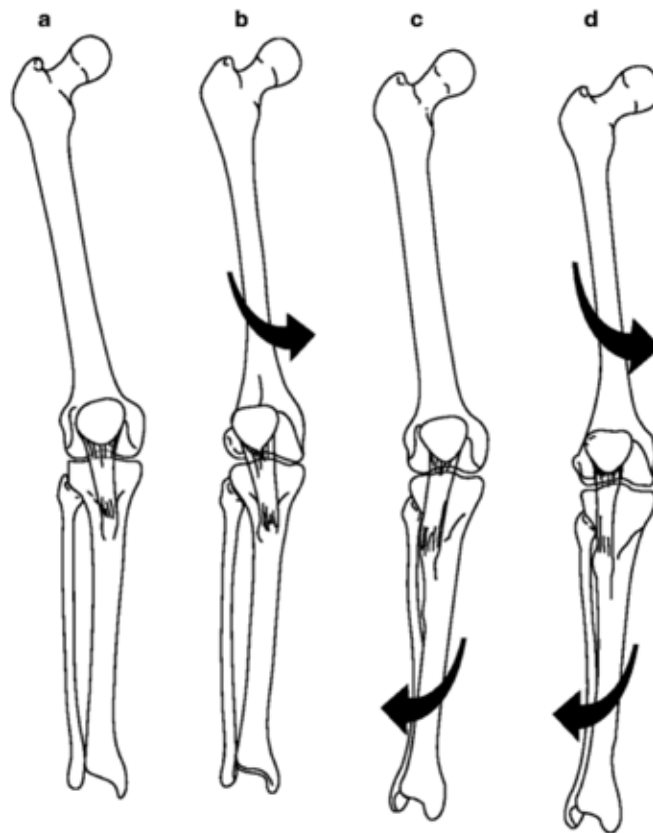
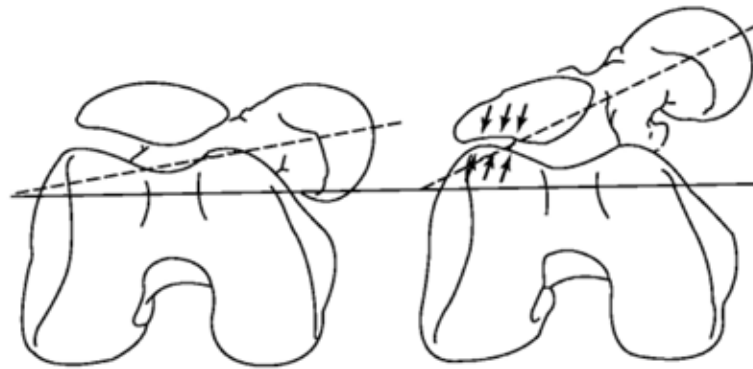


Figura 16 allineamento AAI

- Aumento della rotazione esterna della tibia: comporta una rotazione esterna della tuberosità tibiale che colloca il legamento rotuleo in posizione laterale.
- Valgismo tibiale: determina uno spostamento laterale della rotula in quanto il femore risulta orientato medialmente e la tibia è forzata in valgo. Questa è una condizione più frequente nel sesso femminile in presenza di bacino particolarmente ampio.
- Anomala pronazione del piede: può causare un aumento del vettore di forza in valgo e quindi un aumento dell'angolo Q.

Fattori incentivanti

Comprendono situazioni in cui si verifica un'iperattività dell'apparato estensore del ginocchio.

- Attività lavorativa: impieghi che implicano il mantenimento prolungato della posizione seduta o accovacciata. In queste posizioni, infatti, aumenta lo stress a livello delle strutture interessate con conseguente sviluppo di dolore o fastidio all'articolazione del ginocchio.
- Attività sportiva: sport come la pallavolo, la corsa o il salto, soprattutto se praticati a livello agonistico, aumentano il rischio di comparsa di disfunzioni femoro-rotulee.
- Abitudini di vita e hobby: passare abitualmente molto tempo in macchina o frequentare molto spesso cinema o teatri comporta il mantenimento della posizione seduta per tempi prolungati predisponendo così il soggetto a sviluppare la sintomatologia in questione.^{12,18,21,22}

Malallineamento rotuleo

La rotula può subire uno spostamento laterale in seguito alla presenza di una o più delle condizioni sopra descritte generando diversi quadri:

1. sublussazione permanente: si verifica uno spostamento laterale della rotula senza la perdita di contatto con il solco femorale. Questa condizione è stabile nel tempo e può portare a una degenerazione della cartilagine in tempi variabili.
2. sublussazione recidivante: consiste in un rapido viraggio della rotula verso l'esterno e un suo successivo ritorno alla posizione corretta.
3. lussazione recidivante: solitamente è conseguente a un primo episodio di lussazione ma è mantenuta dalla presenza di diversi fattori quali, ad esempio, una displasia della troclea femorale o della rotula.

4. **lussazione abituale:** si verifica una lussazione ogni volta che viene eseguito il movimento di flessione-estensione del ginocchio. Questa condizione determina un importante danno cartilagineo.

Quadro clinico

La sindrome femoro-rotulea può presentarsi con quadri clinici molto differenti. In alcuni casi vi è una sintomatologia prevalentemente dolorosa mentre in altri è maggiore l'impotenza funzionale.

Il dolore rimane comunque il sintomo più riscontrabile, anche se rimane ancora incerta la sua origine. A questo proposito sono state avanzate molte teorie ed è verosimile che l'eziologia del dolore non sia la stessa per tutti i pazienti. Una prima ipotesi è quella che attribuisce l'origine del dolore a lesioni condrali dovute ad attriti anomali tra le faccette articolari in seguito ad alterazione della meccanica articolare. Altri autori sostengono che all'origine vi sia il rilascio di detriti cartilaginei che innescano una reazione infiammatoria della membrana sinoviale con conseguente comparsa di dolore. Un'altra ipotesi vede coinvolti anche fattori psicologici, soprattutto se si considerano pazienti con dolore ormai cronico.

Il secondo sintomo più frequentemente associato a disturbi femoro-rotulei è l'instabilità, descritta come sensazione di cedimento del ginocchio.¹²

Anamnesi

L'anamnesi di un paziente con dolore rotuleo di solito è assolutamente non specifica, pertanto è facile confondere la patologia rotulea con altre condizioni cliniche.

Il dolore avvertito dal paziente è anteriore solo occasionalmente, più frequentemente è mediale o laterale rispetto alla rotula. Può essere direttamente sopra la rima articolare mediale o laterale, nel qual caso può simulare una lesione meniscale.

Il dolore può anche essere in sede poplitea, probabilmente a causa di rigidità o spasmo della muscolatura posteriore della coscia; in tal caso può essere ritenuta responsabile della sintomatologia anche la cisti di Baker.

Il dolore riferito a livello del polo inferiore della rotula può generare confusione: può essere l'espressione del malallineamento rotuleo, ma può anche essere correlato a uno stato flogistico del cuscinetto adiposo oppure a una forma di tendinite o tendinosi rotulea.

Il paziente lamenta spesso un dolore anteriore di ginocchio che compare dopo

aver mantenuto a lungo la posizione seduta, il cosiddetto “segno del cinema”, nell'alzarsi da una sedia bassa o nel salire ma soprattutto scendere le scale.

Il paziente può riferire una sensazione di cedimento quando la rotula scivola lateralmente e posteriormente nella troclea. Lo stesso sintomo può tuttavia essere indice di una lesione del legamento crociato, di una lesione dei menischi o di una semplice atrofia muscolare, pertanto occorre fare molta attenzione nell'esaminare il paziente.

Oltre al dolore il paziente può avvertire un rumore leggero e sordo a livello del ginocchio la cui causa non è stata ancora determinata con certezza. Si può ipotizzare che tale crepitio sia la manifestazione di alterazioni microscopiche della cartilagine articolare.

Per un'anamnesi accurata è necessario indagare la storia del dolore raccogliendo informazioni circa l'esordio, la durata, la ciclicità, la localizzazione (anche se i sintomi sono unilaterali o bilaterali), l'intensità, l'eventuale presenza di fattori scatenanti o allevianti.¹²

Diagnosi strumentale

Nonostante sia possibile porre diagnosi di malallineamento rotuleo sulla base dell'anamnesi e dell'esame obiettivo, la diagnostica per immagini è utile per confermare la diagnosi, per definire il tipo di patologia e determinarne la gravità.

Nella maggior parte dei pazienti con malallineamento l'unico esame strumentale necessario ai fini diagnostici è la radiografia standard.

Per valutare l'allineamento rotuleo sono eseguite radiografie in proiezione antero-posteriore, laterale e assiale. La visione antero-posteriore permette di osservare la morfologia della rotula, la sua inclinazione e la simmetria dei condili femorali. Dalla proiezione laterale è possibile valutare lo spazio articolare femoro-rotuleo e verificare la presenza di rotula alta o bassa. Inoltre possono essere osservate eventuali displasie della rotula. La proiezione assiale consente invece di visualizzare l'anatomia della gola trocleare e di evidenziare displasie trocleari, di valutare il grado d'inclinazione della rotula (tilt) e di definire la morfologia rotulea in base alla classificazione di Wiberg⁵.

L'uso della TC (tomografia computerizzata) permette lo studio dell'articolazione e dei rapporti femoro-rotulei durante tutto l'arco di movimento, dall'estensione completa fino ai 20° di flessione. Un'analisi delle sezioni ottenute permette di evidenziare condizioni di tilt rotuleo e sublussazioni.

La risonanza magnetica nucleare consente di visualizzare lesioni della cartilagine rotulea, la presenza di rotula alta, gli esiti di lussazione oltre che eventuali

patologie associate (lesioni meniscali o legamentose).

L'artroscopia permette una diagnosi precisa e una visione diretta delle cartilagini articolari. Nonostante ciò è una tecnica usata di rado nella diagnosi di patologia femoro-rotulea in quanto tecnica invasiva.^{12,18}

Trattamento conservativo

Nella maggior parte dei casi il trattamento più indicato per questa patologia è di tipo conservativo.

Gli obiettivi di tale trattamento sono duplici:

- a) ridurre i sintomi del paziente ottimizzando la posizione della rotula nella troclea;
- b) migliorare la meccanica dell'arto inferiore per ridurre la possibilità che il disturbo si ripresenti.

La posizione rotulea ottimale si ottiene allungando le strutture irrigidite e modificando la sequenza di attivazione del vasto mediale obliquo. Questo muscolo, infatti, esercitando una forza diretta medialmente, garantisce il corretto scorrimento della rotula nella troclea durante i primi 30° di flessione del ginocchio. L'azione del vasto mediale obliquo può essere facilitata se l'anca, il ginocchio e il piede sono allineati sul piano frontale. Tale allineamento dovrebbe ridurre l'angolo dinamico del quadricipite (angolo Q) minimizzando l'eccessivo spostamento laterale della rotula. Il trattamento dei disturbi femoro-rotulei deve perciò mirare non solo al miglioramento del movimento rotuleo e del suo controllo, ma deve anche occuparsi dei problemi di disfunzione meccanica della pelvi e del piede.^{12,18,23}

Fase di protezione

Quando i sintomi sono in fase acuta, il trattamento conservativo deve essere essenzialmente rivolto alla diminuzione del dolore e alla ripresa di una normale funzionalità articolare. Crioterapia, TENS e laser costituiscono le terapie strumentali maggiormente adatte a questo scopo. Inoltre è consigliato il movimento cauto e l'esecuzione di esercizi isometrici nelle posizioni di risparmio dal dolore. Siccome il dolore e il versamento articolare inibiscono l'attivazione del quadricipite, diventa importante ridurre tutti i fattori irritativi. Per diminuire il carico e le sollecitazioni irritanti, la rotula può essere protetta con un tutore o con un bendaggio.

Fase di movimento controllato e ritorno alla funzione

Quando i segni dell'infiammazione non sono più presenti, il trattamento è diretto alla correzione o modificazione delle forze biomeccaniche che possono contribuire all'alterazione articolare.

Un programma di stretching con tecniche di auto-trattamento permette di aumentare l'estensibilità dei tessuti vincolati. Negli individui con disfunzione femoro-rotulea è possibile, infatti, riscontrare una diminuzione dell'estensibilità nei muscoli ileopsoas, quadricipite, ischio-crurali e tricipite surale.

Inoltre, in alcuni pazienti con sindrome dolorosa femoro-rotulea, le restrizioni correlate all'inserzione della fascia ileo-tibiale e del retinacolo laterale possono contribuire alla diminuzione della mobilità della rotula e al suo non corretto movimento.

Il miglioramento della performance muscolare è un altro degli obiettivi del trattamento conservativo delle disfunzioni femoro-rotulee. E' necessario che il terapeuta prepari un programma di esercizi volti al potenziamento del muscolo quadricipite, in particolare del vasto mediale obliquo, anche se il fine ultimo non deve essere un rinforzo selettivo ma piuttosto un riequilibrio sia tra i quattro capi muscolari del quadricipite, sia tra tutti i muscoli dell'arto inferiore.

A tal proposito possono essere proposti numerosi esercizi. Durante il percorso di riabilitazione è necessario variarne la modalità di esecuzione in base al miglioramento delle condizioni cliniche del paziente aumentando il numero di ripetizioni o il tempo di tenuta della contrazione muscolare oppure applicando delle resistenze ai movimenti eseguiti dal paziente.

Gli esercizi più utilizzati possono essere così elencati:

- *contrazioni isometriche del quadricipite in posizioni senza dolore.* Il paziente deve eseguire contrazioni isometriche del quadricipite con il ginocchio in diverse posizioni, cercando di sviluppare la consapevolezza della contrazione del capo vasto mediale obliquo. L'esercizio può essere eseguito all'inizio senza carico e poi con l'utilizzo di una cavigliera.
- *elevazioni dell'arto a ginocchio esteso.* Il paziente è in posizione supina con il ginocchio in estensione. L'anca e il ginocchio dell'arto contro laterale sono flessi per stabilizzare la colonna lombare e il bacino, il piede è appoggiato al lettino. Il paziente esegue una contrazione isometrica del quadricipite e, successivamente, eleva l'arto a circa 45° di flessione di anca, mantenendo il ginocchio esteso. Questa posizione è mantenuta qualche secondo e il paziente poi abbassa l'arto.
- *estensione terminale ad arco breve.* Il paziente può essere sia in posizione supina sia in posizione seduta con il ginocchio in flessione (circa 30°). Al paziente è

quindi richiesto di estendere la gamba mediante la contrazione del quadricipite che in questo esercizio lavora contro la forza di gravità. Questo esercizio può essere eseguito all'inizio senza carico e poi con l'utilizzo di elastici o cavigliere.

- *salita e discesa da un gradino.* Si consiglia di iniziare con un gradino basso (circa 20 cm) e di incrementarne l'altezza non appena il paziente migliora. Assicurarsi che il paziente mantenga un corretto allineamento della pelvi e dell'intero arto inferiore. Tale esercizio può essere eseguito anche in posizione laterale.
- *accosciate.* Il paziente deve abbassarsi flettendo le ginocchia fino a 30-45°, con il peso del corpo equamente ripartito su entrambi gli arti inferiori e mantenendo il loro corretto allineamento, per poi estendere tornando in stazione eretta. In seguito è possibile eseguire le accosciate in appoggio monopodalico sull'arto lesa. Durante la fase avanzata del trattamento è possibile incrementare l'arco di flessione del ginocchio.^{11,24-32}

La rieducazione propriocettiva rappresenta un altro importante obiettivo del trattamento riabilitativo.

A tal fine sono proposti esercizi svolti mediante l'utilizzo di tavole oscillanti o pedane a fulcro variabile, sulle quali, prima in appoggio bipodalico e successivamente monopodalico, si effettuano movimenti di flesso-estensione del ginocchio.

Il successo del trattamento riabilitativo è determinato dalla gradualità degli esercizi proposti, dal supporto del bendaggio e di eventuali tutori e soprattutto dall'adattamento del programma alle caratteristiche del singolo caso.^{18,24}

TECNICA ELETTROMIOGRAFICA

L'elettromiografia è la disciplina che si occupa della rilevazione, analisi e utilizzo di segnali mioelettrici, manifestazione dell'attività neuromuscolare associata alla contrazione del muscolo.

Esistono due tipi di elettromiografia distinti in base alla tipologia di elettrodo utilizzato: ad ago e di superficie.

L'elettromiografia ad ago è una tecnica invasiva che consente di analizzare le proprietà e la risposta di una singola unità motoria o del sistema nervoso centrale, utilizzando come elettrodi degli aghi inseriti nel muscolo.

L'elettromiografia di superficie utilizza invece elettrodi posizionati sulla superficie cutanea che registrano variazioni di potenziale elettrico risultanti dall'interazione di tutte le fibre del muscolo interessato. Questa caratteristica rende l'elettromiografia di superficie una tecnica d'indagine particolarmente indicata qualora si vogliano ottenere informazioni su una porzione di muscolo molto estesa o si vogliano analizzare più muscoli in modo combinato; non è invece possibile ottenere informazioni sul funzionamento di singole unità motorie o di muscoli profondi.

Nel campo della biomeccanica l'elettromiografia di superficie trova diverse possibili applicazioni:

- come indicatore del timing di attivazione muscolare;
- come indicatore di fatica muscolare;
- nello studio della relazione tra ampiezza del segnale e forza sviluppata dal muscolo.

I segnali rilevati dagli elettrodi sono convogliati all'elettromiografo, dove subiscono un processo di amplificazione per rendere percettibili anche i segnali più deboli (di ampiezza anche di 50 microVolt). I segnali così modificati sono visualizzati su di uno schermo. L'apparecchiatura può essere anche dotata di un altoparlante in grado di trasformare il segnale elettrico in segnale acustico. Questo consente di poter studiare le modalità di attivazione muscolare sia da un punto di vista ottico che acustico, in modo separato o contemporaneo.³³

Il segnale elettromiografico

Il segnale elettromiografico è di tipo stocastico e la sua ampiezza è rappresentata da una distribuzione gaussiana. La frequenza del segnale è compresa tra 0

Hz e 500 Hz, con spettro concentrato nell'intervallo 50-150 Hz; l'ampiezza del segnale registrato sulla cute varia da pochi microVolt a 2-3 mVolt.³⁴

Il segnale elettromiografico è caratterizzato da un rumore intrinseco, un segnale che disturba la registrazione del segnale d'interesse.

Esistono vari tipi di rumore:

artefatti da movimento: sono dati dallo spostamento dell'elettrodo sulla cute e/o del muscolo rispetto alla superficie di rilevazione, la banda di questo rumore raggiunge al massimo 20 Hz;

instabilità del segnale: si verifica soprattutto per unità motorie che scaricano a basse frequenza (0-20 Hz) per via di un'instabilità naturale delle unità motorie in questo range;

rumore ambientale: dovuto a interazioni elettromagnetiche ambientali e dalla rete elettrica a 50 Hz;

rumore generato dalle caratteristiche dell'elettrodo: ogni elettrodo è associato alla genesi di rumore, con frequenza compresa tra 0 Hz e molte centinaia di Hz, che non può essere eliminato;

crosstalk: consiste nella misura di potenziali derivanti da muscoli adiacenti a quello d'interesse.

Questi problemi possono essere ridotti, anche se non completamente eliminati, attraverso una migliore progettazione sia dell'elettronica di acquisizione, sia dell'analisi del segnale e un adeguato posizionamento degli elettrodi sulla cute del paziente.³⁵

Il segnale elettromiografico è influenzato da diversi fattori anatomici propri del muscolo come numero di unità motorie attive, frequenza di scarica, tipo di fibre indagate, diametro delle fibre, profondità delle fibre e spessore di tessuto molle tra muscolo ed elettrodo.

Gli elettrodi

L'elettrodo è il dispositivo che s'interfaccia con il paziente per l'estrazione del potenziale muscolare. Possono essere definiti sia come rilevatori dell'attività elettrica del muscolo sia come trasduttori di correnti ioniche.³³

Possono essere utilizzati elettrodi ad ago, per un'analisi più precisa e invasiva del muscolo, o elettrodi di superficie, che consentono un'analisi meno precisa ma con la possibilità di eseguire studi dinamici.

Il segnale elettromiografico è influenzato da diversi fattori legati sia a caratteristiche proprie degli elettrodi sia al loro posizionamento.^{33,36}

L'area di acquisizione dell'elettrodo deve essere sufficientemente piccola da

consentire la rilevazione del segnale proveniente anche dai muscoli più piccoli, come ad esempio quelli della mano o del piede. Aumentando l'area di rilevazione aumenta anche l'ampiezza del segnale registrato. Bisogna quindi raggiungere un compromesso tra il numero di fibre muscolari di cui si vuole registrare l'attività e le possibili interferenze, come rumore o crosstalk. Negli studi riportati in letteratura, sono utilizzati prevalentemente elettrodi di forma circolare, con un diametro di 8-10 mm.³⁷

Anche la distanza tra gli elettrodi influenza sia la frequenza, sia l'ampiezza del segnale. Se la distanza è piccola la frequenza del segnale si sposta verso la regione delle alte frequenze mentre l'ampiezza del segnale diminuisce. Può quindi essere opportuno standardizzare la distanza tra gli elettrodi o montare questi su un supporto fisso. Se si aumenta la distanza tra gli elettrodi occorre aumentare anche l'area di rilevazione degli stessi. Questo potrebbe non avere conseguenze se il segnale registrato deriva da muscoli grossi, ma se si analizzano muscoli più piccoli, il segnale sarà notevolmente influenzato da fenomeni di crosstalk. Pertanto è consigliabile distanziare gli elettrodi di circa 1 cm sia che si analizzino masse muscolari voluminose sia che si tratti di muscoli piccoli.

Il posizionamento degli elettrodi influenza molto la qualità del segnale registrato, sia in termini di frequenza sia di ampiezza.

Gli elettrodi devono essere posizionati sul ventre muscolare, a metà della distanza tra punti motori e tendine, parallelamente all'asse maggiore del muscolo in esame.

L'elettrodo non deve essere posto sopra o in prossimità del tendine poiché le fibre muscolari in questa zona diventano più sottili e il segnale così registrato avrebbe ampiezza ridotta.

Inoltre potrebbero essere registrati segnali derivanti dall'attività di muscoli limitrofi.

Si dovrebbe evitare anche di posizionare gli elettrodi in corrispondenza dei punti motori, cioè in quella regione del muscolo in cui la stimolazione elettrica tramite ago produce una contrazione percettibile della fibra muscolare. Questa zona corrisponde generalmente alla parte del muscolo maggiormente innervata. Studi recenti hanno dimostrato che il segnale elettromiografico registrato in questi punti non riflette le reali caratteristiche elettriche del muscolo. I segnali così ottenuti sono, infatti, caratterizzati da una frequenza più alta, da una morfologia del segnale seghettata e dalla presenza di un maggior numero di picchi. Forma e dimensione degli elettrodi sono caratteristiche essenziali ma vi sono altre proprietà che gli elettrodi devono possedere. Essi devono avere un rap-

porto segnale/rumore alto e devono garantire la minima distorsione del segnale elettromiografico.

Alcuni accorgimenti atti a garantire una buona fedeltà nella rilevazione del segnale sono i seguenti:

configurazione differenziale: permette di eliminare la maggior parte del segnale elettromiografico non d'interesse. Il principio su cui si basa questa tecnica consiste nel fatto che un segnale registrato come identico dai due elettrodi è rimosso mentre un segnale visto in modo differente è registrato e amplificato.

input impedance: l'impedenza del segnale in ingresso dipende dalla resistenza che si genera a livello dell'interfaccia elettrodo-cutanea. Al fine di ridurre tale impedenza sono utilizzati appositi gel conduttivi ed è necessario preparare la cute del paziente (eseguendo una rasatura e una lieve abrasione dello strato corneo tramite l'uso di apposite soluzioni).

filtraggio: consente di eliminare il rumore dal segnale d'interesse, lasciando inalterato il segnale nel range 20-500 Hz.^{24,33,37}

MATERIALI E METODI

Obiettivo:

Valutare tramite EMG di superficie la presenza di ritardo di attivazione del vasto mediale obliquo rispetto al vasto laterale nei soggetti con gonalgia anteriore da sindrome femoro-rotulea

Valutare l'eventuale presenza di tale ritardo nell'arto sano.

Programmare una serie di esercizi da inserire nella routine motoria dei soggetti per l'arto malato per ridurre il gap di timing delle componenti muscolari.

Confrontare il timing di attivazione dei soggetti affetti con i soggetti sani.

Valutare i benefici soggettivi e di "timing" dopo periodo di esecuzione di esercizi.

Soggetti:

giovani ballerini di età compresa tra i 17 e i 35 anni con gonalgia anteriore senza riscontro di problematiche di tipo traumatico o post chirurgico significative che svolgano con costanza un'attività coreutica di almeno 2 ore e 1/2 la settimana.

Due gruppi di soggetti:

soggetti con gonalgia anteriore

soggetti verosimilmente sani senza episodi di gonalgia anteriore

Materiali/Strumentazione:

- Elettromiografo di superficie a sonde wireless FreeEMG 300 (BTS Bioengineering, Milano, Italia) integrato al sistema SMART-D.

- SMARTAnalyzer (BTS Bioengineering, Milano, Italia), software dedicato per l'elaborazione dei segnali elettromiografici e dei dati cinematici acquisiti tramite il sistema SMART-D.



Figura 17: FreeEMG

Metodi:

1-Valutazione iniziale (Laboratorio di Analisi del Movimento)

Esecuzione di un protocollo di esercizi programmati e ripetuti, partendo dall'anca flessa di 90° e dal ginocchio esteso, di flessione d'anca in atteggiamento neutro e in rotazione esterna del femore eseguiti all'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento.

Protocollo di esercizi di valutazione:

- 1.Flessione d'anca e contrazione isometrica in posizione neutra
- 2.Flessione d'anca e contrazione isometrica in rotazione esterna
- 3.Flessione d'anca e contrazione isometrica in posizione neutra contro resistenza
- 4.Flessione d'anca e contrazione isometrica in rotazione esterna contro resistenza
- 5.Valutazione dell'attivazione riflessa delle componenti quadricipitali dopo stimolazione del riflesso rotuleo

Ogni valutazione è eseguita 4 volte con feedback sonoro per sequenze temporali identiche di contrazione e riposo e con ordine casuale con entrambi gli arti inferiori.

Le valutazioni iniziali sono effettuate sia sui soggetti affetti da gonalgia anteriore sia sui soggetti sani.

Acquisizione elettromiografica

I canali acquisiti saranno 4:

- vasto mediale obliquo destro e sinistro
- vasto laterale destro e sinistro

Per il prelievo e la trasmissione del segnale EMG verranno utilizzate 4 sonde miniaturizzate in grado di amplificare il segnale EMG, convertirlo in segnale digitale e trasmettere i dati ad un'unità ricevente portatile.

Il posizionamento delle sonde verrà effettuato nelle zone di minor crosstalk (linee guida SIAMOC, Basmajian -Blanc) a livello del vasto mediale obliquo e del vasto laterale.

- Per il vasto laterale le sonde verranno posizionate a livello del 1/4 distale della linea che collega la SIAS al Tubercolo di Gerdy .

- Per il vasto mediale obliquo, dopo aver disegnato una linea tangente al margine mediale della rotula e un linea orizzontale tangente al bordo superiore della rotula ,prima a ginocchio esteso e poi flessa a 90°, le sonde verranno posizionate sul prolungamento della linea diagonale del rettangolo così formato a cavallo della linea orizzontale superiore

La frequenza di campionamento è pari a 1kHz e la risoluzione è a 16 bit per un'elevata qualità del segnale, sia in termini di basso rumore sia per l'assenza di artefatti da movimento. I dati acquisiti verranno raccolti ed elaborati da un'unità ricevente costituita da un Pocket PC (Hewlett Packard) basato su Microsoft Windows.

Tutti i segnali acquisiti saranno successivamente elaborati tramite il software dedicato SMARTAnalyzer (BTS Bioengineering, Milano, Italia) che consente di calcolarne l'involuppo, normalizzato rispetto all'esecuzione del movimento per ciascun soggetto.

Training riabilitativo

Educazione sulla tipologia di esercizi da eseguire nella routine motoria con il solo arto malato: gli esercizi riflettono movimenti tipici dello studio della danza accademica classica.

Ogni esercizio è composto di 3 serie di 16 ripetizioni ognuna, ogni ripetizione deve essere eseguita in circa 2 secondi e tra una serie e la successiva deve esserci un intervallo di almeno 2 minuti.

La posizione di riferimento degli esercizi è la “ prima posizione” accademica della danza classica ossia la posizione in extrarotazione delle anche con ginocchio esteso

1.Plié in appoggio monopodalico sull'arto patologico (piede sano in coupè anteriore): triplice flessione di anca, ginocchio e caviglia senza distacco del calcagno dal terreno e ritorno

2.Frappé in avanti con piede flesso: con anca flessa e abdotta e ginocchio flesso e caviglia in estensione esecuzione di adduzione dell'anca e di estensione del ginocchio mantenendo la flessione d'anca e l'estensione della caviglia

3.Attitude in avanti con estensione del ginocchio: flessione dell'anca a 90° e abduzione con ginocchio flesso di circa 30° e caviglia estesa e successiva adduzione d'anca e estensione del ginocchio

4.Stretching del quadricipite con flessione forzata del ginocchio ad anca in posizione neutra

Gli esercizi saranno ripetuti bisettimanalmente per almeno 4 settimane

2-Seconda Valutazione (Laboratorio Analisi del Movimento)

Al termine delle 4 settimane verranno riacquisiti i segnali elettromiografici durante la ripetizione del Protocollo di esercizi di valutazione per entrambi il solo gruppo dei soggetti affetti

3-Analisi Statistica dei risultati

Analisi del segnale

L'informazione di interesse per la valutazione funzionale in oggetto di studio è il ritardo di attivazione muscolare durante la contrazione, ricavato indagando gli istanti di attivazione muscolare dei capi vasto mediale obliquo e vasto laterale nella fase iniziale della contrazione.

Una volta effettuata l'acquisizione, il segnale è sottoposto a procedure di pulizia prima di estrarre tutte le informazioni necessarie, procedimento essenziale al fine di eliminare i contributi di disturbo del segnale. Dopo rettifica della traccia, tramite software il segnale è filtrato digitalmente mantenendo solo le frequenze tra i 10 e i 400 Hz.

I dati digitali così ottenuti vengono analizzati tramite software sviluppato ad hoc (Mathlab) tramite il quale viene generata una traccia media delle singole misurazioni sulla quale viene successivamente definito l'onset di attivazione delle due componenti muscolari.

I dati così ottenuti sono quindi sottoposti a valutazione statistica.

Training riabilitativo

I pazienti sono indagati dal punto di vista medico, rivolgendo particolare attenzione a eventi traumatici e interventi chirurgici, passati o recenti, che possono essere considerati come causa o concausa della gonalgia.

Il programma previsto consiste nell'esecuzione di tre esercizi di rinforzo del quadricipite, con particolare attenzione alla componente vasto mediale obliquo, e di allungamento della muscolatura anteriore della coscia.

Per ogni esercizio sono previste 3 serie da 16 ripetizioni ciascuna, ogni movimento è eseguito in 2 secondi e l'intervallo tra due serie deve essere di 2 minuti.

La posizione di partenza per l'esecuzione degli esercizi proposti tiene come riferimento la "prima posizione" accademica della danza classica.



Figura 18: "prima posizione" della danza classica

- *Esercizio 1*: il paziente esegue un plié in appoggio monopodalico sull'arto patologico.

Figura 19: plié eseguito sull'arto destro



- *Esercizio 2*: l'esercizio prevede l'esecuzione di un frappé "davanti" con il piede in flessione plantare e mantenendo l'arto in en dehors.

Figura 20: frappé eseguito con l'arto sinistro



- *Esercizio 3*: l'arto inferiore è portato nella posizione di atitudine "davanti" e, mantenendo questa posizione, si esegue un movimento di estensione di ginocchio con un'escursione articolare pari a 30° .



Figura 21:
esercizio in atitudine
eseguendo movimenti
di estensione del ginocchio
destro

- *Esercizio 4*: il paziente esegue un auto-stretching del quadricipite.

Figura 22: stretching eseguito con l'arto sinistro



Preparazione del paziente per le rilevazioni elettromiografiche

Il paziente è messo in posizione seduta con anca flessa a 90° , ginocchio esteso e piede in flessione plantare. È importante che il paziente mantenga il rachide in posizione neutra e ortogonale al piano di seduta; in questo modo, avendo l'anca flessa, è possibile ridurre al minimo il contributo al movimento del muscolo retto femorale che, essendo biarticolare, in questa posizione risulta rilassato.

Si procede dunque all'individuazione dei capi muscolari tramite ispezione e palpazione, partendo dalla rotula e procedendo in direzione prossimale. A questo proposito occorre ricordare l'importanza del corretto posizionamento degli elettrodi, a livello del ventre muscolare, al fine di ottenere un'acquisizione ottimale del segnale.

Figura 23: posizionamento degli elettrodi sui vasti laterale (A) e mediale (B)



La zona prescelta è sottoposta prima a scrub cutaneo per eliminare lo strato corneo superficiale e successivamente ad accurata pulizia con etere etilico, procedure essenziali per ridurre al minimo l'impedenza, quindi possono essere posizionati gli elettrodi.

A ogni coppia di elettrodi, applicata a una distanza di circa 2 cm uno dall'altro, corrisponde un canale SD.

Il paziente è istruito circa gli esercizi che deve svolgere e i tempi che deve rispettare.

Il movimento utilizzato per la valutazione dell'attività muscolare oggetto di studio consiste in una flessione d'anca a ginocchio esteso, partendo da una posizione di 90° di flessione d'anca con escursione articolare pari a 30°.

Figura 24: posizione di partenza per l'esecuzione delle prove



Il paziente è sottoposto a sei tipologie di esercizi differenti, ognuna delle quali deve essere ripetuta quattro volte:

1. *prova 1*: durante l'esecuzione dell'esercizio l'arto inferiore è tenuto in posizione di rotazione neutra.

Figura 25: prova 1



2. *prova 2*: l'esercizio è svolto con l'arto in en de hors (rotazione esterna).

Figura 26: prova 2



3. *prova 3*: prevede l'esecuzione del movimento come la prova 1 contro resistenza.

Figura 28: prova 3



4. *prova 4*: l'esercizio è svolto come la prova 2 contro resistenza.

Figura 29: prova 4



La necessità di ripetere più volte le prove permette, tramite un processo di media dei potenziali muscolari calcolata istante per istante, di aumentare la qualità del segnale, rafforzando il campione e riducendo il contributo dettato dai rumori. Dal punto di vista tecnico-matematico, questo si traduce in un incremento del rapporto segnale/rumore (Signal to Noise Ratio, SNR).

Le prove precedentemente descritte, sono eseguite in ordine casuale, al fine di evitare fenomeni di apprendimento e di eliminare componenti precoci di attivazione dettate dall'ansia; la sequenza, stabilita in precedenza, varia da paziente a paziente. I tempi della singola prova, scanditi da un software che emette un feedback acustico a ogni cambio di posizione, sono i seguenti:

- fase di riposo: 45 secondi;
- fase di salita: 2 secondi;
- fase di tenuta: 5 secondi;
- fase di discesa: 2 secondi;
- fase di riposo: 45 secondi.

RISULTATI

PRE-TERAPIA										
	MALATO					SANO				
sogg	neutra	extra	tendine	neutra peso	extra peso	neutra	extra	tendine	neutra peso	extra peso
1	-12	11	21	-13	91	-24	7	202	-2	56
2	57	32	36	162	113	55	4	12	52	-13
3	38	4	-1	-31	85	29	25	-25	44	95
4	-13	-45	1	-25	-48	-15	9	15	-12	-10
5	14	96	7	147	62	14	22	301	57	185
6	-96	-71	-17	-49	-4	-30	-15	-9	-3	-1
7	6	0	73	-40	26	13	-4	6	-27	-23

POST-TERAPIA										
	MALATO					SANO				
sogg	neutra	extra	tendine	neutra peso	extra peso	neutra	extra	tendine	neutra peso	extra peso
1	7	4	-56	14	37	46	21	-45	240	35
2	59	-17	-5	18	71	57	39	-35	15	62
3	60	5	-28	272	-34	96	-11	16	60	38
4	-42	-82	-45	49	15	15	-37	-31	-10	-18
5	130	23	27	146	65	-64	104	-62	159	134
6	-47	-30	-46	-128	11	0	3	-21	5	-25
7	4	6	-17	0	-48	7	87	-2	-24	10

GRUPPO CONTROLLO										
	DX					SX				
sogg	neutra	extra	tendine	neutra peso	extra peso	neutra	extra	tendine	neutra peso	extra peso
1	41	13	-42	83	-12	153	97	138	78	26
2	57	146	-27	13	193	58	130	-10	58	120
3	-75	14	-5	56	73	22	33	13	14	170
4	-61	-37	-187	-65	-14	-8	-85	-45	-2	26
5	47	59	-120	107	-4	99	124	-93	57	73
6	89	167	-58	-11	211	81	116	-8	124	135
7	13	86	0	44	51	21	22	24	20	161

I valori misurati sono espressi in mSec e sono il delta temporale di attivazione della componente del VMO e rispetto al VL ($t_{VMO}-t_{VL}$)

In letteratura esistono diverse modalità di definizione dell'onset di attivazione muscolare a livello quadricipitale, in relazione alla percentuale del ciclo del passo, tramite visual definition oppure tramite l'utilizzo di footstrike 38,39. Come in altri studi (³⁹⁻⁴⁰) l'onset di attivazione utilizzato nel nostro è stabilito matematicamente, tramite software di elaborazione del segnale dedicato, come momento in cui il segnale elettrico risulta essere $3\text{ sd} >$ della media isoelettrica per più di 25 ms calcolato sul segnale elettromiografico medio risultate dalle diverse ripetizioni.

La nostra valutazione è stata effettuata sia attraverso stimolazione volontaria, sia attraverso stimolazione riflessa (Tendine) del reclutamento delle 2 componenti quadricipitali (non esistono attualmente in letteratura studi che ne confrontino i risultati ⁴¹), sia pre che post ciclo di terapia adeguata (circa 4 settimane di training con impegno minimo bisettimanale).

Dal punto di vista clinico tutti i soggetti hanno riferito un miglioramento della sintomatologia dolorosa, sia in termini di frequenza di comparsa, sia in termini di intensità e di durata.

ANALISI STATISTICA

La determinazione della numerosità minima del campione di soggetti per raggiungere con sufficiente attendibilità una significatività statistica è stata definita tramite POWER ANALYSIS.⁴²

Il software di elaborazione procede in default ad imporre una potenza di 0,80, con un intervallo di confidenza del 95%, così definita la dimensione minima del campione è di 6 soggetti.

Modificando la potenza al limite teorico di 0,95, al fine di rendere più precisa l'indagine, con un intervallo di confidenza del 95% la dimensione minima del campione è di 7 soggetti.

POTENZA	0,80	0,95
Alfa	0,050	0,050
Coefficiente di Correlazione atteso	0,950	0,950
Dimensione minima del campione	6 soggetti	7 soggetti

Gli intenti dell'attuale valutazione statistica sono:

- stabilire la validità (o preliminarmente, un buon criterio di applicabilità) della terapia rieducativa qui proposta
- stabilire una differenza fra arto malato e sano nelle condizioni pre-trattamento (valutazione della omogeneità di partenza dei gruppi) e post-trattamento (valutazione preliminare della efficacia terapeutica rispetto alla condizione di partenza)
- valutare globalmente la tendenza (altresi il ravvicinamento statistico) del gruppo neutra - tendine per potere inizialmente ipotizzare un similarità' del test provocativo tendineo diretto e della attivazione volontaria
- valutare l'eventuale differenza tra arto dx e arto sx in condizione di assenza di disturbi.

Analisi risultati Pre/Post terapia arto MALATO

Gruppo 1: pre-terapia

Gruppo 2: post-terapia

ANALISI PRE VS POST NEUTRA MALATO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	21,57	91,61	34,62
2	7	53	125,8	47,54
Differenza		-31,43	141,2	53,38
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -162 a 99,19				
t = -0,589 con 6 gradi di libertà		P = 0,577		

ANALISI PRE VS POST EXTRA MALATO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	3,857	53,76	20,32
2	7	-13	34,97	13,22
Differenza		16,86	38,46	14,54
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -18,72 a 52,4				
t = 1,160 con 6 gradi di libertà		P = 0,290		

ANALISI PRE VS POST TENDINE MALATO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	-3,714	34,9	13,19
2	7	-24,29	28,8	10,88
Differenza		20,57	44,48	16,81
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -20,56 a 61,71				
t = 1,224 con 6 gradi di libertà		P = 0,267		

ANALISI PRE VS POST NEUTRA CON PESO MALATO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	21,57	91,61	34,62
2	7	53	125,8	47,54
Differenza		31,43	141,2	53,38
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -162 a 99,19				
t = -0,589 con 6 gradi di libertà		P = 0,577		

ANALISI PRE VS POST EXTRA CON PESO MALATO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	46,43	57,77	21,84
2	7	16,71	45,62	17,24
Differenza		29,71	61,02	23,06
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -26,72 a 86,15				
t = 1,288 con 6 gradi di libertà		P = 0,245		

Analisi risultati Pre/Post terapia arto SANO

Gruppo 1: pre-terapia

Gruppo 2: post-terapia

ANALISI PRE VS POST NEUTRA SANO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	6	30,77	11,63
2	7	22,43	50,71	19,17
Differenza		-16,43	50,7	19,16
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -62,32 a 30,46				
t = -0,857 con 6 gradi di libertà		P = 0,424		

ANALISI PRE VS POST EXTRA SANO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	6,857	13,95	5,271
2	7	29,43	51,29	19,39
Differenza		-22,57	52,59	19,88
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -71,21 a 26,07				
t = -1,135 con 6 gradi di libertà		P = 0,299		

ANALISI PRE VS POST TENDINE SANO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	71,71	126,8	47,94
2	7	-25,71	26,23	9,913
Differenza		97,43	148,6	56,18
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -40,03 a 234,9				
t = 1,734 con 6 gradi di libertà		P = 0,134		

ANALISI PRE VS POST NEUTRA CON PESO SANO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	15,57	34,35	12,98
2	7	63,57	99,26	37,52
Differenza		-48	95,34	36,04
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -136,2 a 40,18				
t = -1,332 con 6 gradi di libertà		P = 0,231		

ANALISI PRE VS POST EXTRA CON PESO SANO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	41,29	76,65	28,97
2	7	33,71	54,1	20,45
Differenza		7,571	46,98	17,76
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -35,88 a 51,02				
t = 0,426 con 6 gradi di libertà		P = 0,685		

Analisi risultati confronto MALATO vs SANO pre-terapia

Gruppo 1: pre-malato

Gruppo 2: pre-sano

ANALISI PRE NEUTRA				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	-0,8571	49,07	18,55
2	7	14,57	27,22	10,29
Differenza		-15,43	27,22	18,58
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -60,88 a 30,02				
t = -0,831 con 6 gradi di libertà		P = 0,438		

ANALISI PRE EXTRA				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	3,857	53,76	20,32
2	7	6,857	13,95	5,271
Differenza		-3	46,05	17,4
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -45,59 a 39,59				
t = -0,172 con 6 gradi di libertà		P = 0,869		

ANALISI PRE TENDINE				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	-3,714	34,9	13,19
2	7	71,71	126,8	47,94
Differenza		-75,43	120,4	45,52
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -186,8 a 35,95				
t = -1,657 con 6 gradi di libertà		P = 0,149		

ANALISI PRE NEUTRA CON PESO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	23,41	90,92	34,37
2	7	15,57	34,35	12,98
Differenza		7,839	68,13	25,75
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -55,17 a 70,85				
t = 0,304 con 6 gradi di libertà		P = 0,771		

ANALISI PRE EXTRA CON PESO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	46,43	57,77	21,84
2	7	41,29	76,65	28,97
Differenza		5,143	77,46	29,28
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -66,49 a 76,78				
t = 0,176 con 6 gradi di libertà		P = 0,866		

Analisi risultati confronto MALATO vs SANO post-terapia

Gruppo 1: post-malato

Gruppo 2: post-sano

ANALISI POST NEUTRA				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	24,43	63,04	23,83
2	7	22,43	50,71	19,17
Differenza		2	87,46	33,06
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -78,89 a 82,89				
t = 0,061 con 6 gradi di libertà		P = 0,954		

ANALISI POST EXTRA				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	-13	34,97	13,22
2	7	29,43	51,29	19,39
Differenza		-42,43	51,29	19,39
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -74,72 a -10,13				
t = -3,215 con 6 gradi di libertà		P = 0,018		

ANALISI POST TENDINE				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	-24,29	28,8	10,88
2	7	-25,71	26,23	9,913
Differenza		1,429	44,55	16,84
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -39,78 a 42,63				
t = 0,085 con 6 gradi di libertà		P = 0,935		

ANALISI POST NEUTRA CON PESO				
Test t per dati appaiati				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	53	128,8	47,54
2	7	63,57	99,26	37,52
Differenza		-10,57	139,7	52,82
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -139,8 a 118,7				
t = -0,200 con 6 gradi di libertà		P = 0,848		

ANALISI POST EXTRA CON PESO				
Test t per dati appaiati				
				SEM
1	7	16,71	45,62	17,24
2	7	33,71	54,1	20,45
Differenza		-17	47,88	18,1
Intervallo di confidenza della differenza al 95%: da -61,28 a 27,28				
t = -0,939 con 6 gradi di libertà		P = 0,384		

Analisi risultati confronto gruppo Controllo Dx vs Sx

Gruppo 1: arto dx

Gruppo 2: arto sx

NEUTRA				
ANOVA per misure ripetute				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	15,86	61,66	23,31
2	7	60,86	55,07	20,82
Sorgente di variabilità		SS	DF	Varianza stimata (MS)
Tra soggetti		1,143 e+04	6	
Entro soggetti		5,04 e+04	35	
Trattamento		2,082 e+04	5	4164
Residuo		2,958 e+04	30	986
Totale		6,183 e+04	41	
$F = \frac{MStratt}{MSres} = \frac{4164}{986} = 4,223$				P = 0,005

EXTRA				
ANOVA per misure ripetute				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	64	78,16	28,09
2	7	62,43	78,16	29,54
Sorgente di variabilità		SS	DF	Varianza stimata (MS)
Tra soggetti		5,936 e+04	6	
Entro soggetti		1,045 e+04	7	
Trattamento		8,643	1	8,643
Residuo		1,044 e+04	6	1740
Totale		6,981 e+04	13	
$F = \frac{MStratt}{MSres} = \frac{8,643}{1740} = 0,005$				P = 0,946

TENDINE				
ANOVA per misure ripetute				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	-62,71	67,97	23,31
2	7	2,714	71,39	20,82
Sorgente di variabilità		SS	DF	Varianza stimata (MS)
Tra soggetti		1,493 e+04	6	
Entro soggetti		6,675 e+04	35	
Trattamento		2,338 e+04	5	4677
Residuo		4,337 e+04	30	1446
Totale		8,168 e+04	41	
$F = \frac{MStratt}{MSres} = \frac{4677}{1446} = 3,235$				P = 0,019

NEUTRA CON PESO				
ANOVA per misure ripetute				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	32,43	58,54	23,13
2	7	49,86	43,35	16,38
Sorgente di variabilità		SS	DF	Varianza stimata (MS)
Tra soggetti		1,836 e+04	6	
Entro soggetti		1,454 e+04	7	
Trattamento		1063	1	1063
Residuo		1,348 e+04	6	2246
Totale		3,29 e+04	13	
$F = \frac{MStratt}{MSres} = \frac{1063}{2246} = 0,473$				P = 0,517

EXTRA CON PESO				
ANOVA per misure ripetute				
Gruppo	N	Media	Dev. Std.	SEM
1	7	71,14	95,42	36,06
2	7	101,6	60,43	22,84
Sorgente di variabilità		SS	DF	Varianza stimata (MS)
Tra soggetti		5,898 e+04	6	
Entro soggetti		2,079 e+04	7	
Trattamento		3241	1	3241
Residuo		1,755 e+04	6	2925
Totale		7,978 e+04	13	
$F = \frac{MStratt}{MSres} = \frac{3241}{2925} = 1,108$				P = 0,333

**Analisi statistica test provocativo tendineo diretto
vs attivazione volontaria (METANALISI GLOBALE)**

Contrazione volontaria: valutazione Neutra

Contrazione riflessa: valutazione Tendine

N: numero globale misurazione

Coefficiente di Correlazione di Spearman (basato sui ranghi)	
N	42
r	0,136
	P = 0,388

COMMENTO STATISTICO

P è significativo con i ns criteri se $< \alpha = 0,05$.

Se P è statisticamente significativo esiste una distanza statisticamente significativa tra i gruppi in indagine ovvero i gruppi non sono omogenei ma distinti.

Confronto attivazione dx / sx nel gruppo controllo		
ANOVA per misure ripetute		
Neutra	P = 0,005	significativa
Extra	P = 0,946	non significativa
Tendine	P = 0,019	significativa
Neutra con peso	P = 0,517	non significativa
Extra con peso	P = 0,333	non significativa

Nella misurazione Neutra e Tendine i valori di P sono significativi non esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto è presente una distanza statisticamente significativa fra i 2 lati.

Nella misurazione Extra, Neutra con peso ed Extra con peso i valori di P non sono significativi esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto non è presente una distanza statisticamente significativa fra i 2 lati.

Confronto attivazione malato vs sano PRE TERAPIA		
ANOVA per misure ripetute		
Neutra	P = 0,438	non significativa
Extra	P = 0,869	non significativa
Tendine	P = 0,149	non significativa
Neutra con peso	P = 0,771	non significativa
Extra con peso	P = 0,866	non significativa

Nel confronto tra arto malato Vs sano pre-terapia i valori di P non sono significativi esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto non è presente una distanza statisticamente significativa fra i 2 lati.

Nella condizione di partenza l'arto sano e l'arto malato non hanno differenze statisticamente significative.

Confronto attivazione malato vs sano POST TERAPIA		
ANOVA per misure ripetute		
Neutra	P = 0,954	non significativa
Extra	P = 0,018	significativa
Tendine	P = 0,935	non significativa
Neutra con peso	P = 0,848	non significativa
Extra con peso	P = 0,384	non significativa

Nel confronto tra arto malato Vs sano post-terapia nella misurazioni Neutra, Tendine, Neutra con peso ed Extra con peso i valori di P non sono significativi esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto non è presente una distanza statisticamente significativa fra i 2 lati.

Nel confronto tra arto malato Vs sano post-terapia nella misurazione Extra i valori di P sono significativi non esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto è presente una distanza statisticamente significativa fra i 2 lati.

Confronto attivazione malato PRE vs POST TERAPIA		
ANOVA per misure ripetute		
Neutra	P = 0,577	non significativa
Extra	P = 0,290	non significativa
Tendine	P = 0,267	non significativa
Neutra con peso	P = 0,577	non significativa
Extra con peso	P = 0,245	non significativa

Nel confronto tra arto Malato Pre Vs Post-terapia in tutte le misurazioni i valori di P non sono significativi esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto non è presente una distanza statisticamente significativa fra la condizione di partenza e quella post-terapia

Confronto attivazione sano PRE vs POST TERAPIA		
ANOVA per misure ripetute		
Neutra	P = 0,424	non significativa
Extra	P = 0,299	non significativa
Tendine	P = 0,134	non significativa
Neutra con peso	P = 0,231	non significativa
Extra con peso	P = 0,685	non significativa

Nel confronto tra arto Sano Pre Vs Post-terapia in tutte le misurazioni i valori di P non sono significativi esiste pertanto omogeneità dei gruppi in quanto non è presente una distanza statisticamente significativa fra la condizione di partenza e quella post-terapia.

La valutazione Coefficiente di Correlazione di Spearman per il confronto tra test provocativo tendineo diretto VS attivazione volontaria ha valori di P (P = 0.388) non statisticamente significativi, pertanto non esiste correlazione tra le due metodiche di rilevazione.

CONCLUSIONI

Nella popolazione da noi osservata non esiste una reale uniformità del ritardo di attivazione del VMO rispetto al VL nell'esecuzione del reclutamento volontario: in alcuni soggetti l'attivazione del VL precede quella del VMO, in altri soggetti avviene il contrario.

L'attivazione è inoltre condizionata anche dalla posizione dell'arto inferiore, non esiste uniformità ma il ritardo si modifica durante l'esecuzione del movimento in posizione anatomica (Neutra) e in rotazione esterna (Extra).

Il differente onset di attivazione coinvolge anche l'arto controlaterale ed è quindi mantenuto, anche se non è presente la sintomatologia dolorosa.

Dal punto di vista statistico non esistono differenze significative tra l'arto malato e l'arto sano prima della terapia

Non sembra esistere una reale uniformità del ritardo di attivazione del VMO rispetto al VL durante stimolo riflesso e quella dopo stimolo volontario, la cosa certa è che esiste asincronia di attivazione delle due componenti

Non è stata inoltre osservata una correlazione tra sintomatologia dolorosa lamentata dai soggetti e ampiezza di latenza tra le due componenti muscolari.

La terapia da noi proposta, sebbene soggettivamente si registri un miglioramento della sintomatologia dolorosa, non porta a variazioni statisticamente significative rispetto alla condizione di partenza ovvero dal punto di vista statistico non esistono differenze significative sia per l'arto malato che per quello sano nel confronto pre e post terapia.

Nel confronto tra arto malato Vs sano post-terapia nella misurazione Extra i valori di P sono significativi pertanto esiste un miglioramento relativo del reclutamento tra le due componenti nell'arto malato rispetto all'arto sano.

Le misurazioni effettuate nel gruppo di controllo hanno invece evidenziato come dal punto di vista statistico esista una differenza significativa tra arto dx e arto sinistro nella misurazione Neutra e Tendine.

L'indice di correlazione misurato per confrontare il test provocativo riflesso (Tendine) con quello volontario (Neutro) ha evidenziato come non esista una correlazione tra le due metodiche che risultano pertanto indipendenti l'una dall'altra.

COMMENTI

Nel nostro studio si è deciso di valutare l'attivazione muscolare durante esercizi in catena cinetica aperta per escludere le eventuali complicanze riguardanti disturbi di allineamento e di biomeccanica dell'arto inferiore^{43,44} focalizzando quindi la valutazione solo sulla componente del VL e del VMO.

Il carico funzionale presente con esercizi in catena cinetica chiusa avrebbe inoltre potuto esacerbare la componente dolorosa alterando il timing di attivazione muscolare attraverso circuiti riflessi di origine spinale "di protezione".⁴¹

La nostra valutazione è stata effettuata sia attraverso una stimolazione volontaria sia attraverso una stimolazione riflessa (Tendine) del reclutamento quadricipitale pre e post adeguata terapia dell'arto malato.

Diversamente da come mostrato in letteratura⁴¹ i risultati da noi ottenuti evidenziano differenze nel timing di attivazione tra VMO e VL senza però il riscontro di anticipazione di una componente specifica rispetto l'altra ma con la registrazione di una sostanziale asincronia di reclutamento.

La registrazione dell'onset di attivazione ha inoltre evidenziato come tale asincronia non sia proporzionata alla risposta dolorosa soggettiva e come sia presente anche nei soggetti sani asintomatici.

Dopo l'esecuzione di adeguato training non sono state registrate significative alterazioni dell'attivazione muscolare nei 2 arti nel confronto Pre/Post sebbene dal punto di vista soggettivo, in modalità differenti, la componente dolorosa si sia ridotta: tale risultato indica che il modello riabilitativo attuale debba essere modificato nel suo programma.

Nonostante tale risultato, nelle registrazioni post terapia è stato evidenziato come si venga significativamente a modificare l'attivazione muscolare nell'esecuzione del test in extrarotazione senza peso nell'arto malato rispetto all'arto sano, ciò indicando come la terapia effettuata possa essere valida ma debba solo essere ottimizzata.

Essendo la posizione in extra rotazione dell'arto inferiore la posizione di partenza e di esecuzione di tutto il programma riabilitativo, nonché la posizione essenziale di tutta l'attività coreutica, si può ipotizzare che l'esercizio specifico migliora le capacità di reclutamento muscolare.

Il reclutamento muscolare in tale posizione risulta essere quello che necessita di una maggiore corticalizzazione, ovvero di una maggiore coscienza motoria e articolare dell'esecuzione del movimento, ciò implica che in fase di trattamento possa risultare di notevole importanza anche la componente propriocettiva

centrale del singolo individuo, in tale ottica la componente muscolare periferica viene ad essere condizionata dalla presenza di peso ma questo non influisce sulla quota integrativa cerebellare: il peso non influisce sulla quota di corticalizzazione ma su quella di propriocezione

Tali dati possono essere valutati come un'indicazione di massima per lo sviluppo di programmi riabilitativi gesto specifici finalizzati in prima richiesta al miglioramento dello schema di programmazione sensomotoria centrale e in seguito al training con il peso per quello propriocettivo periferico.

I risultati ottenuti invece nel confronto tra i due lati del nostro gruppo sano di controllo evidenziano come non vi sia omogeneità per le rilevazioni che sono dal soggetto meno elaborate dal punto di vista "centrale" (Neutra e Tendine) ovvero sussiste differenza tra lato vs lato a significare che il lato dx non è simile nel suo comportamento al sinistro, tale rilievo può essere posto in relazione alla dominanza di lato del singolo soggetto.

L'omogeneità tra i due lati è invece presente nelle rilevazioni residue che risultano essere quelle più elaborate centralmente e dove quindi si presentano circuiti centrali più uniformi.

L'uniformità tra i lati si può ipotizzare sia condizionata dalla presenza di circuiti corticali superiori e propriocettivi periferici ben organizzati e validi in presenza dei quali anche il reclutamento con peso risulta essere omogeneo nel confronto. Le misure effettuate durante stimolazione riflessa e durante stimolazione volontaria invece risultano statisticamente differenti ovvero i due gruppi differiscono tra di loro a significare che non è possibile correlare risultati ma è necessario valutarli singolarmente.

L'analisi statistica da noi effettuata presenta valori di varianza molto elevati, oltre che una popolazione ridotta, ciò rende i risultati da noi ottenuti alquanto labili e soggetti a facile variazione.

Analizzando a fine di indirizzo futuro la popolazione da noi osservata, pure non essendo numerosa, evidenzia come la terapia riabilitativa per il dolore anteriore al ginocchio debba essere ottimizzata in relazione al singolo individuo.

Lo sviluppo a livello centrale di circuiti neuronali ben organizzati sembra permettere di ottimizzare il reclutamento muscolare migliorando quindi la funzionalità articolare e riducendo la componente dolorosa.

È nostra opinione che integrare lo sviluppo di schemi motori e incrementare la componente propriocettiva debba essere il "core system" per la creazione

di prossimi nuovi approcci riabilitativi con programmi individualizzati step by step.

Per il ruolo apparentemente svolto dalla componente propriocettiva nel trattamento riabilitativo, i futuri approcci dovranno considerare anche la componente posturale dei singoli soggetti: posture errate condizionano risposte propriocettive alterate, lavori isolati dei singoli distretti anatomici limitano i risultati funzionali.

Indagini future con una popolazione aumentata serviranno, oltre che a confermare i dati attualmente ottenuti, per relazionare le rilevazioni elettromiografiche e le eventuali variazioni del controllo propriocettivo nei singoli soggetti, ovvero studiare l'associazione e la correlazione tra risposta propriocettiva individuale e risposta elettromiografica.

Al fine del confronto tra risultati futuri con altri studi, in considerazione di quanto risultato dalla correlazione tra stimolazione riflessa e volontaria, è essenziale che la modalità di stimolazione muscolare alla base delle registrazioni elettromiografiche sia la medesima onde poter giungere a conclusioni il più uniformi e corrette possibile.

BIBLIOGRAFIA

1. Albisetti W, De Bartolomeo O, Gabbiadini S, Ventura A, Parrini M. Surface EMG evaluation of patellofemoral pain syndrome in a professional ballet dancer. *Medical problems of performing artists*. 2008. 23(1):29-32.
2. Kapandji IA. *Fisiologia articolare, volume 2 arto inferiore*. 5a edizione. Maloine Monduzzi Editore; 2002. 74-157.
3. Martini FH, Timmons MJ, Tallitsch RB. *Anatomia umana*. 4a edizione. Edises, 2009.
4. Pirola V. *Cinesiologia*. Edi Ermes, 2004.
5. Wiberg G. Roentgenographs and Anatomic Studies on the Femoropatellar Joint: With Special Reference to Chondromalacia Patellae. *Acta Orthopaedica* Jan 1941, Vol. 12, No. 1-4: 319–410.
6. Baumgartl F. *Das Kniegelenk*. Berlin, Springer-Verlag. 1994.
7. Reider B, Marshall JL, Koslin B. The anterior aspect of the knee joint . *J Bone Joint Surg Am*, 1981 Mar; 63 (3): 351 -356
8. Thawait SK, Soldatos T, Thawait GK, Cosgarea AJ, Carrino JA, Chhabra A. High resolution magnetic resonance imaging of the patellar retinaculum: normal anatomy, common injury patterns and pathologies. *Skeletal Radiol*. 2012 Feb;41(2):137-48
9. Fulkerson JP, Gossling HR. Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. *Clin Orthop Relat Res*. 1980 Nov-Dec;(153):183-8.
10. Thiranagama R . Nerve supply of the human vastus medialis muscle. *J Anat* 1990; 170:193–198
11. Bisciotti GN. *La Sindrome Femoro-Rotulea. Il ginocchio dello sportivo*. Calzetti Mariucci, 2007.
12. Greslamer RP, McConnell J. *La rotula. Approccio d'équipe*. Masson, 2001.
13. Heegaard, J., Leyvraz, P., van Kampen, A., Rakotomanana, L., Rubin, P., Blankevoort, L. Influence of soft structures on patellar three-dimensional tracking. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1994;299:235–243.
14. Makhsous, M., Lin, F., Koh, JL, Nuber, GW, Zhang, L-Q. In vivo and non-invasive load sharing among the vasti in patellar malalignment. *Med Sci Sports Exerc*. 2004 Oct;36(10):1768-75.
15. Reilly D, Martens M. Experimental Analysis of the quadriceps muscle force and patella-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Othop Scand*. 1972. 43(2): 126-37.

16. Dejour H, Walch G, Nave-josserand L, Guier C. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1994;2(1):19-26.
17. Maquet PJ. *Biomechanique du genou.* Springer-Verlag. 1997.
18. Brotzman SB, Wilk KE. *La riabilitazione in ortopedia.* 2a edizione. Excerpt Medica; 2003. 251-370.
19. McRae R. *Clinical Orthopaedic examination.* 5a edizione. Churchill Livingstone; 2004. 201-243.
20. Dejour H, Raynaud P, Lecoultre B. Douleur et instabilité rotulienne: essai de classification. *Med Hyg.* 1998, vol. 56, no2217, pp. 1466-1471
21. Macintyre D, Robertson D. Quadriceps muscle activity in women runners with and without patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992 Jan;73(1):10-4.
22. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn Med.* 2008; 7: 9.
23. Ghousoub K, Ghanem I, Sabbagh S, Hassane A, Kharrat K, Dagher F. Results of long-term rehabilitation in the treatment of patellofemoral syndrome: restrospective study about 63 patients. *J J Med Liban.* 2003 Oct-Dec;51(4):198-205.
24. Kisner C, Colby LA. *L'esercizio terapeutico. Principi e tecniche di rieducazione funzionale.* 2a edizione. Piccin, 2010. 747-828.
25. Klipstein A, Bodnar A. Femoropatellar pain syndrome—conservative therapeutic possibilities. *Ther Umsch.* 1996 Oct;53(10):745-51.
26. Osorio JA, Vairo GL, Rozea GD, Bosha PJ, Millard RL, Aukerman DF, Sebastianelli WJ. The effects of two therapeutic patellofemoral taping techniques on strength, endurance, and pain responses. *Phys Ther Sport.* 2013 Nov;14(4):199-206.
27. Paoloni M, Fratocchi G, Mangone M, Murgia M, Santilli V, Cacchio A. Long-term efficacy of a short period of taping followed by an exercise program in a cohort of patients with patellofemoral pain syndrome. *Clin Rheumatol.* 2012 Mar;31(3):535-9.
28. Akbas E, Atay AO, Yuksel I. The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2011;45(5):335-41
29. Mostamand J, Bader DL, Hudson Z. Reliability testing of the patellofemoral joint reaction force (PFJRF) measurement in taped and untaped patellofemoral conditions during single leg squatting: a pilot study. *J Bodyw Mov*

- Ther. 2011 Oct;15(4):502-6.
30. Ismail MM, Gamaleldein MH, Hassa KA. Closed Kinetic Chain exercises with or without additional hip strengthening exercises in management of Patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2013 Oct;49(5):687-98
 31. Harvie D, O'Leary T, Kumar S. A systematic review of randomized controlled trials on exercise parameters in the treatment of patellofemoral pain: what works? *J Multidiscip Healthc.* 2011; 4: 383–392.
 32. Armiger P, Martyn MA. Stretching per la flessibilità funzionale. *Piccin.* 2011. 101-104.
 33. Merletti R, Botter A, Troiano A, Merlo E, Minetto MA. Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of art. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 Feb;24(2):122-34.
 34. De Luca CJ. *Surface Electromyography: Detection and recording.* DelSys. 2002.
 35. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech.* 2010 May 28;43(8):1573-9
 36. Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern.* 2002 Jun;86(6):445-56.
 37. Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000 Oct;10(5):361-74.
 38. Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008 May 1;9:64. doi: 10.1186/1471-2474-9-64. Review.
 39. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *J. Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Feb;82(2):183-9.
 40. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW. Therapeutic patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clin J Sport Med.* 2002 Nov;12(6):339-47.
 41. Karst GM, Willett GM. Onset timing of electromyographic activity in the

- vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995 Sep;75(9):813-23.
42. Stanton A. Glanz. *Statistica per discipline biomediche + Software Primer of Biostatistics.*, 6a edizione. Mc Graw Hill, 2007
43. Rogério Ferreira Liporaci, Marcelo Camargo Saad, Lílian Ramiro Felício, Augusto do Prado Baffa, Débora Bevilaqua Grossi. Contribution of the evaluation of the clinical signals in patients with patellofemoral pain syndrome. *Acta Ortop Bras.* 2013;21(4):198-201
44. Roland Thomeé, Jesper Augustsson and Jon Karlsson. Patellofemoral Pain Syndrome A Review of Current Issues. *Sports Med* 1999 Oct; 28 (4): 245-262



**VALUTAZIONE ELETTROMIOGRAFICA
IN UN GRUPPO DI BALLERINE
CON GONALGIA ANTERIORE:
CONSIDERAZIONI E INDICAZIONI RIABILITATIVE,
STUDIO PRELIMINARE**