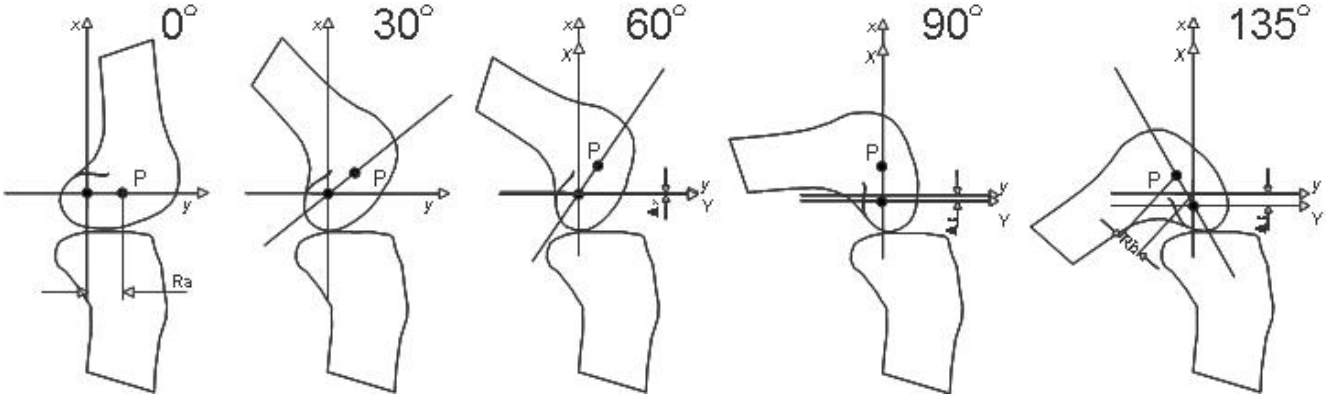
**Giancarlo Pellis**

# Manuale di Biomeccanica del ginocchio




variable rotation center

KTJ

Knee Top Joint

# Riconoscimenti

*I^st^ Award GENIA PATENT WORLD Milano 1997*

DIPLÔME

SALON INTERNATIONAL DES INVENTIONS GENÈVE

Après examen, le jury International a décidé
de remettre à: Monsieur Giancarlo PELLIS
pour l'invention: KNEE-TOP JOINT
UNE MEDAILLE D'OR Genève, le 12 avril 2000

*MEDAILLE D'OR 28° Salon International des Inventions Genève 2000*

*PRIX DU SALON NATIONAL ITALIEN DE L'INVENTION*
*28° Salon International des Inventions Genève 2000*

SALONE ITALIANO DELLE INVENZIONI
Reggio Emilia

Premio assegnato in occasione del
28° SALON INTERNATIONAL DES INVENTIONS DE GENEVE
12-16 Avril 2000

FEDERATION INTERNATIONALE DES ASSOCIATIONS D'INVENTEURS (IFIA)

PRIX IFIA

28° Salon international des Inventions de Genève

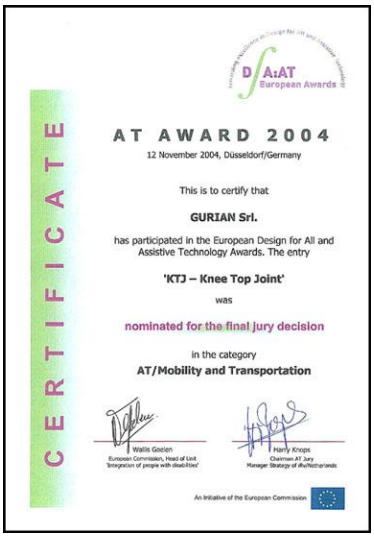
Une année (2000) gratuite en qualité de Membre Correspondant
Publication gratuite pendant l'année 2000 de l'invention médaillée
sur le site IFIA Internet Inventions Store (IFIS)

à Giancarlo PELLIS (Italie)
"KNEE-TOP JOINT"

Farag Moussa
Président de IIFIA
Genève, avril 2000

*PRIX IFIA*
*FEDERATION INTERNATIONALE des ASSOCIATIONS d'INVENTEURS*
*28° Salon International des Inventions Genève 2000*

*AT AWARD 2004 12 November 2004, Düsseldorf /Germany*


D A:AT European Awards

CERTIFICATE

AT AWARD 2004
12 November 2004, Düsseldorf/Germany

This is to certify that

GURIAN Srl.

has participated in the European Design for All and Assistive Technology Awards. The entry

'KTJ – Knee Top Joint'

was

nominated for the final jury decision

in the category
AT/Mobility and Transportation

Wallis Goelen
European Commission, Head of Unit 'Integration of people with disabilities'

Harry Knops
Chairman AT Jury
Manager Strategy of AvNetherlands

An Initiative of the European Commission

Sports Rehabilitation and Orthopaedic surgery: post-surgery protocols

Winner of the poster presentation award

Pellis G, Di Cosmo F

"Classification of knee rehabilitation exercises based on the rotatory-traslational and translational-rotatory theory"

For the authors
two free registrations
to the XVIII International Congress on Sports Rehabilitation & Traumatology
Bologna, April 25th-26th 2009

Giulio Sergio Roi
Scientific Direction

*Isokinetic 2008 Winner of the poster presentation award Bologna 2008*

## Presentazione

Il lavoro descrive la realizzazione dello

***snodo a centro di rotazione variabile***

quale organo meccanico che riproduce la fisiologica movimentazione roto-traslatoria del ginocchio ed è applicabile a dispositivi ortopedici indirizzati alla fisioterapia del ginocchio ed hannopreso spunto da quanto scritto da Insall (86) in merito alla "**scarsa significatività degli studi sulla cinematica del ginocchio basati su una localizzazione anatomica del centro di istantanea rotazione"**.

I risultati fino ad ora registrati nelle sperimentazioni che hnno avuto per oggetto un dispositivo a centro di rotazione variabile hanno dimostrato di creare condizioni particolarmente favorevoli non solo per la ripresa della deambulazione (tutori), soprattutto a persone anziane con patologie degenerative e riduzione dei tempi di recupero nel post-operatorio.

L'autore

# Premessa

L'idea è nata dalla considerazione che alcuni atleti durante l'utilizzo della "leg extension" (Fig. 1), quale attrezzo sportivo per il potenziamento della muscolature estensoria dell'arto inferiore, lamentavano dolore al ginocchio.

Fig 1

Volendo risalire alle cause di tale dolore, inizialmente è stata ipotizzata la possibile incompatibilità tra il moto del ginocchio quale articolazione interessata nell'esercizio e la cinematica del braccio mobile della macchina che viene a svilupparsi attorno ad un centro fisso.

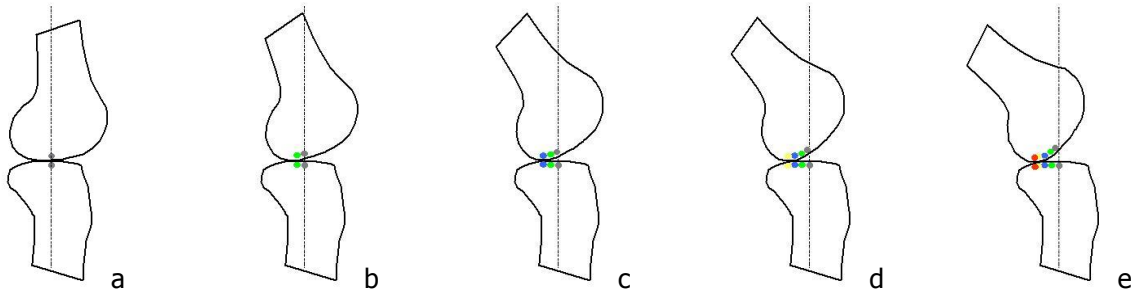
## L'analisi bibliografica

Per cercare di determinare il motivo di quanto sopra riportato, inizialmente, è stata effettuata una prim analisi bibliografia che quasi univocamente confermava che il ginocchio ha un moto combinato tra rotazione e scivolamento. In particolare la maggior parte degli autori consultati (SMIDT, 1973; FUMAGALLI ET AL.,1977; MARINOZZI end PAPPALARDO, 1977; KAPANDJI, 1977; TITTEL, 1979; FLEISCHMANN AND LINE, 1981; NISSEL, 1985; INSALL, 1986, DRAGANICH et al., 1987; YAMAGUCHI and ZAJAC, 1989; MELEGATTI, 1997; STEINBRÜCK, 1997) concordavano che per i primi 25-30 gradi di flessione i condili femorali (parte distale del femore) rotolano sui piatti tibiali (parte prossimale della tibia); dai 25-30 gradi in poi, i condili femorali combinano il moto rotatorio (fig. 2a, b, c, d, e) con quello traslatorio (di scivolamento) che all'aumentare della flessione, diventa sempre più importante (Fig. 2).

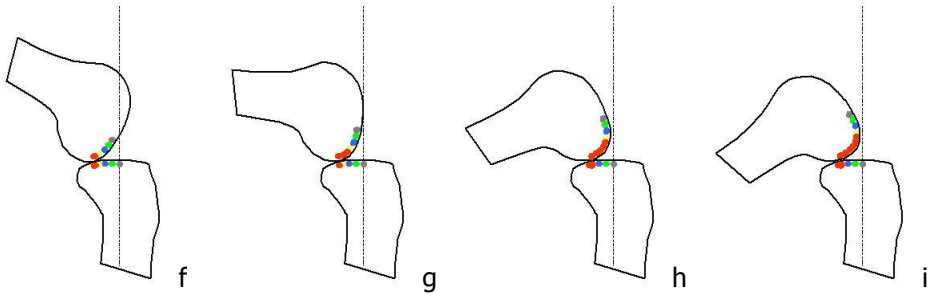
Tale dinamica, è confermata dalla conformazione anatomica delle superfici articolari che costituiscono il ginocchio: i condili femorali presentano una superficie tondeggiante con un raggio di curvatura piuttosto ridotto, ma non uniforme tanto è vero che il loro profilo è molto simile a quello di una spirale, mentre i piatti tibiali, sono definiti piatti in virtù del loro raggio di curvatura molto più ampio di quello dei condili femorali.

Fig. 2

Fase di rotolamento tra i capi articolari




Fase di roto-traslazione tra i capi articolari

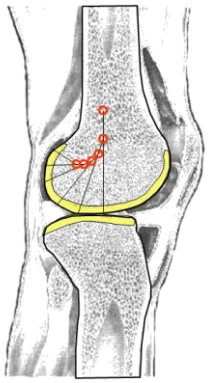


Peraltro, lo sviluppo in lunghezza dei condili femorali è quasi due volte maggiore della lunghezza della superficie articolare tibiale. Ciò impedisce la possibilità di un puro rotolamento tra i due capi articolari.

E' peraltro noto che nella flesso-estensione i legamenti crociati trattengono i capi articolari assicurando il contatto e la stabilità antero-posteriore del ginocchio per tutto l'arco del movimento.

Funzionalmente tale sistema garantisce che nella fase di appoggio deambulatorio (azione che nel corso della vita viene riproposta per un innumerevoli cicli di volte), durante la quale il ginocchio raggiunge una flessione di 20-25°, vi sia solamente un moto rotatorio che meccanicamente preserva le superfici articolari dall'usura di fregamento. Più precisamente ad ogni punto di contatto del condilo femorale corrisponde un punto sul piatto tibiale. Ciò fa sì che le forze meccaniche, sviluppate dal gravare del peso del corpo, vengono trasmesse per compressione, senza provocare usura. La compressione, infatti, non prevede sfregamento dato che il carico viene trasmesso sempre sugli stessi punti dei contigui capi articolari a contatto ed è completamente indipendente dal gravare del peso corporeo.

Negli angoli di flessione oltre i 30° (spinte con accosciata, ricadute, piegamenti, ecc.) l'azione dello sfregamento avviene in maniera sempre direttamente proporzionale al grado di piegamento raggiunto e l'usura è proporzionale al peso del soggetto.



## I centri di rotazione

Dall'analisi sulla dinamica roto-traslatoria sopra riportata, quindi, si deduce che nella meccanica di flesso-estensione il ginocchio non esegue un puro moto imperniato su un unico centro fisso, ma questi si sposta in funzione del grado di flessione raggiunto. Dalla massima estensione ai 25° di flessione il centro di rotazione rimane posizionato in un punto fisso (**centro iniziale di rotazione**); dopo i 25-30 gradi di flessione il centro istantaneo di rotazione tende a spostarsi in maniera sempre più rilevante verso le superfici articolari (**centro istantaneo di rotazione**) (Fig. 3).

Fig. 3

Si può, quindi, ipotizzare che la variazione del centro di rotazione, determina una variazione di lunghezza ginocchio-malleolo. Infatti la distanza tra il centro iniziale di rotazione ed un punto antropometrico individuato sul malleolo della gamba (Ra) è maggiore della distanza tra il centro istantaneo di rotazione individuato alla massima flessione e lo stesso punto malleolare (Rb) (Fig. 4).

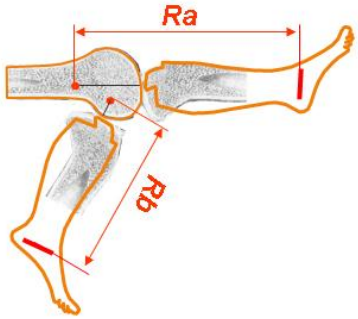



Fig. 4

Di conseguenza se il ginocchio viene reso solidale ad un dispositivo meccanico che ruota attorno ad un centro fisso (come appare in fig. 7 e 8), la differenza che si viene a creare tra la traiettoria del ginocchio e quella del dispositivo meccanico, produce un allontanamento tra i capi articolari stessi in quanto il sistema meccanico è più "forte" di quello organico e trascina i capi articolari sulla propria traiettoria che non cambia la sua ampiezza.

Questo è quanto avviene, durante un esercizio di potenziamento della muscolatura estensoria dell'arto inferiore alla leg extension quando la gamba viene resa solidale al braccio mobile della macchina.

## La leg extension

Successivamente all'analisi bibliografica è stata effettuata quella sul cinematismo della leg extension.

Tale attrezzo si presenta come una sedia piuttosto alta cui è collegato, lateralmente, un braccio mobile di carico che corre verticalmente, lungo l'asse longitudinale della gamba e ruota attorno ad un centro fisso il cui asse di rotazione deve essere coassiale all'asse orizzontale che passa trasversalmente ai condili femorali.

Il braccio mobile nella sua parte distale è collegato ad un carico P che deve essere vinto nell'estensione della gamba sulla coscia tramite la contrazione del muscolo quadricipite (Fig. 5).

Ad estensione completata, la gamba si trova in linea con la coscia che resta in appoggio sulla seduta dell'attrezzo mentre la gamba è senza alcun appoggio.

Per una dettagliata analisi meccanica sulla distribuzione delle forze che agiscono nello specifico esercizio si possono quindi differenziare due situazioni: una statica ed una dinamica.

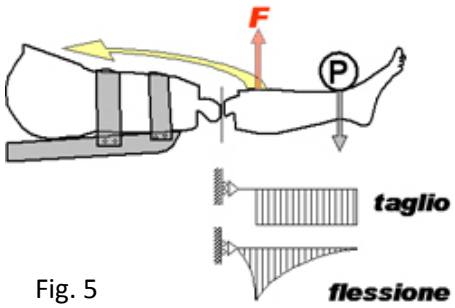


Fig. 5

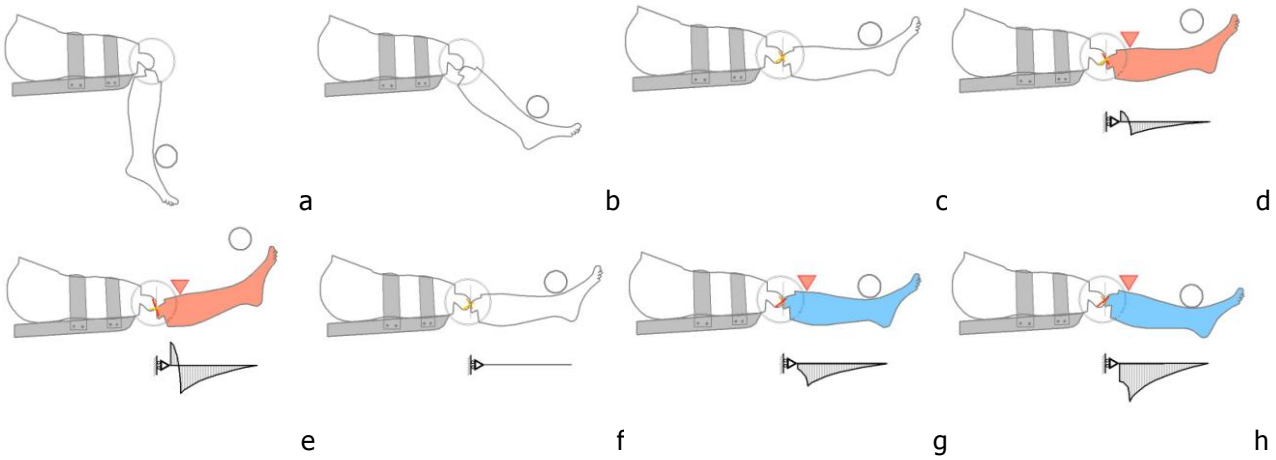
A tale scopo la gamba propriamente detta è stata paragonata ad una trave a sbalzo, incernierata su un carrello posto sul piano articolare del ginocchio –piano verticale tangente al punto di contatto tra il piatto tibiale ed i condili femorali- e trattenuto da una struttura elastica (legamenti crociati) e costruiti i diagrammi di taglio e di flessione (per taglio si intende una forza che agisce sul piano verticale, che ha un'intensità pari al carico applicato in tutti i punti della trave e per flessione si intende il prodotto carico/braccio che viene a determinarsi su ogni punto della trave).

Nella statica i diagrammi di taglio e flessione evidenziano un preciso equilibrio tra i carichi che agiscono sulla trave (fig. 5).

Nella dinamica, invece, l'inerzia delle masse in movimento fa nascere delle sollecitazioni di "*rimbalzo*" che si scaricano sui legamenti crociati.

Nell'estensione, infatti, l'energia cinetica acquisita dal braccio mobile (Fig. 6a, 6b, 6c) tende a far proseguire il sovraccarico contro la gravità. Ad estensione completa, con la contrazione massima del quadricipite, il punto di inserzione di quest'ultimo sulla tibia (tuberosita tibiale situata a qualche centimetro del piano articolare) diventa il fulcro del sistema (Fig. 6d) attorno al quale la parte distale della gamba ed il piede, trascinati dalla forza di inerzia dovuta al movimento, prosegue la sua corsa sul piano verticale; a tale "innalzamento" si contrappone un abbassamento della porzione prossimale (testa della tibia) che mette in trazione il legamento crociato posteriore (Fig. 6e).

Quando il carico raggiunge il punto morto superiore, trasforma l'innalzamento in energia potenziale che, ritornando a gravare sulla gamba (Fig. 6f) crea una condizione di "basculamento", facendo abbassare la parte distale della gamba e del piede al quale si contrappone il sollevamento della porzione prossimale (testa della tibia); tale azione impulsiva, a sua volta, mette in trazione il legamento crociato anteriore (Fig. 6g, 6h).




L'alternanza di trazione sui legamenti crociati è analoga ad un " rimbalzo", che può essere evidenziato con la chiusura anomala del diagramma di flessione (Fig. 6d, 6e, 6g, 6h) e crea una condizione microtraumatica che su un ginocchio sano può essere avvertita casualmente, mentre su un ginocchio traumatizzato anche solo parzialmente, può provocare effetti particolarmente sfavorevoli e peggiorativi.

E' al fenomeno del "rimbalzo" che è stata attribuita la causa del dolore lamentato da alcuni atleti come descritto inizialmente.

**Lo scarico del rimbalzo**

Per evitare che le sollecitazioni di "*rimbalzo*" si scarichino all'interno del ginocchio, è indispensabile ancorare tutto l'arto inferiore alla macchina (la coscia alla seduta e la gamba al braccio mobile) affinché tali sollecitazione "dannose" vengano assorbite dall'organo meccanico.

Questa operazione, però, non è possibile con le attuali *leg extension* in quanto comporta una ulteriore problematica collegata alla differenza di traiettoria macchina/ginocchio, peraltro messa in luce dall'analisi bibliografica.

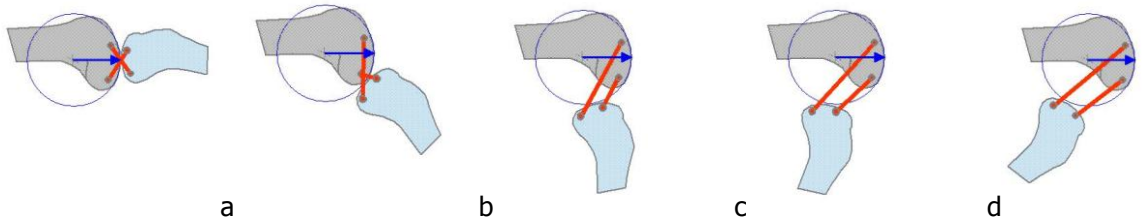
Il braccio mobile si muove, infatti, unicamente con moto rotatorio attorno ad un centro fisso mentre il ginocchio, dopo i 30 gradi, compie un moto roto-traslatorio.

Ciò comporta che se la gamba viene ancorata al braccio mobile, quest'ultimo trascinerà il ginocchio sulla sua traiettoria a centro fisso.

Quindi:

con la gamba ancorata in estensione, quest'ultima durante la flessione verrà allontanata dalla sua radice con grande sofferenza dei legamenti (Fig. 7a, b, c, d, e);

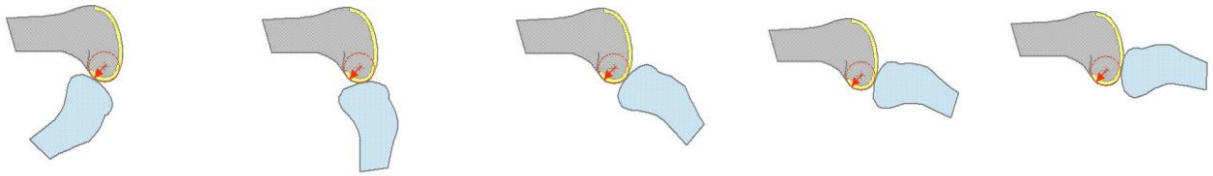
Fig. 7a, b, c, d, e



a b c d e

con la gamba ancorata in flessione, quest'ultima durante l'estensione si creerà una forte compressione tra i capi articolari con grave sofferenza delle cartilagini e dei menischi (Fig. 8a, b, c, d, e)

Fig. 8a, b, c, d, e



a b c d e

La risoluzione della problematica, quindi, deve necessariamente prevedere che la leg extension proponga una movimentazione roto-traslatoria del braccio mobile, analoga a quella del ginocchio affinchè si possa ancorare tutto l'arto inferiore alla macchina (la coscia alla seduta e la gamba al braccio mobile) senza provocare situazioni di allontanamento tra i capi articolari ed allo stesso tempo scaricare il "*rimbalzo*" sulla struttura della macchina Fig. 9.

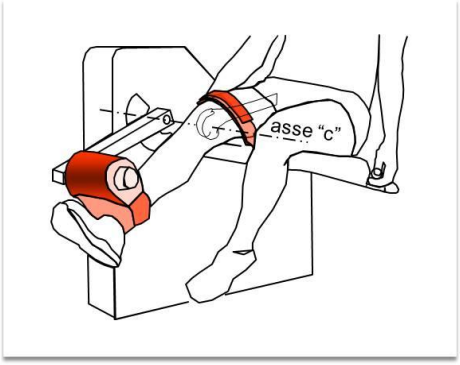



Fig. 9

*La nostra bibliiografia:* Pellis G, Di Cosmo F.: Esercizi a catena cinetica aperta: nuova biomeccanica della leg extension, Calzetti Editore, Perugia, atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2008.

# Parte 1

## 1 - lavori sperimentali che hanno contribuito alla realizzazione del dispositivo meccanico roto-traslatorio

Prendendo spunto da quanto scritto da Insall (86) sulla "**scarsa significatività degli studi sulla cinematica del ginocchio basati su una localizzazione anatomica del centro di istantanea rotazione "** il moto del ginocchio è stato analizzato da un punto di vista matematico/sperimentale al fine di realizzare un dispositivo meccanico che rispetti la fisiologica movimentazione roto-traslatoria.

Operativamente, quindi, lo scopo è stato quello di verificare la variazione della distanza tra il centro di rotazione localizzato sui condili femorali ai vari gradi di flessione (Kapandji 1977) ed un punto antropometrico (malleolo esterno) situato sulla gamba propriamente detta. E' da precisare che mentre il punto antropometrico malleolare era perfettamente rintracciabile, il centro di rotazione non aveva assolutamente la possibilità di essere rintracciato visivamente o al tatto.

## 1.1. - La realizzazione dello strumento per la valutazione

Per cercare di determinare il percorso articolare del ginocchio, è stato messo a punto uno strumento, analogo ad una leg extension, munito di un doppio dispositivo di lettura, che permetteva di effettuare contemporaneamente una lettura angolare (*encoder angolare* – Fig. 1.1) sul grado di flessione del ginocchio ed una lineare (*encoder lineare* – Fig. 1.1) al fine di determinare l'eventuale "variazione di lunghezza" della gamba durante la flessione.

Ambedue gli strumenti di misura sono stati collegati con un computer per l'archiviazione e l'elaborazione contemporanea delle misure ricavate.

La macchina, è stata quindi dotata di un sedile mobile comandato da un motore collegato al computer capace di spostare antero-posteriormente la seduta stessa con una tolleranza di 0,1mm.

Particolare cura è stata posta nel "*sistema di appoggio*" (Fig. 1.1) del ginocchio strutturato in due semi-appoggi laterali, inclinati e convergenti verso il basso, dei quali quello laterale poteva scorrere trasversalmente ed avvicinarsi a quello mediale.

Fig. 1.1

Tale sistema è stato così strutturato per un doppio motivo:

il primo per far sì che il contatto tra zona poplitea del ginocchio e la macchina avvenga sulle parti "rigide" dei condili femorali e non su quelle "molli" muscolari (quale appoggio della parte posteriore della coscia sulla seduta della macchina stessa), al fine di non inficiare la misurazione lineare con il rigonfiamento della massa muscolare ischio-crurale dovuto all'accorciamento del comparto posteriore della coscia durante la flessione;

il secondo per permettere, avvicinando o allontanando i due appoggi, di spostare verticalmente l'asse orizzontale intercondiloideo del ginocchio per una maggior precisione nell'allineamento ginocchio/macchina.

### Procedura di allineamento macchina/ginocchio

### Ricerca sperimentale del centro iniziale di rotazione

L'allineamento macchina/ginocchio, viene effettuata facendo eseguire una flesso-estensione con un'ampiezza di 25-30° dopo aver fissato la coscia alla seduta della macchina ed il piede/malleolo (quale riferimento antropometrico) al risconto lineare posto sul braccio mobile (fig. 1.2).

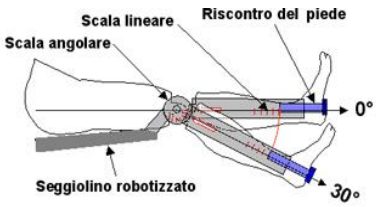



Fig. 1.2

Se durante l'esecuzione di una flesso-estensione di circa 30° della gamba così collegata al braccio mobile della macchina non viene evidenziato alcun spostamento tramite l'encoder lineare, si può considerare che la gamba ha effettuato un arco di cerchio imperniato sul centro iniziale di rotazione e quest'ultimo coincide con il centro di rotazione del braccio mobile sul quale è stato posizionato il riscontro del piede. In questo caso, si può considerare che l'asse trasverso intercondiloideo (asse "C" fig. 10) del ginocchio e quello passante per il perno di rotazione del braccio mobile risultano allineati o coassiali.

Al contrario, quando nei primi 30° di flessione viene evidenziato uno spostamento del riscontro, si determina una condizione di non allineamento tale spostamento viene elaborato dal computer che, tramite il motore, sposta la seduta in una nuova posizione trovando la coincidenza tra i due assi di rotazione.

In particolare, se la traiettoria della macchina è più stretta di quella della gamba il ginocchio è arretrato e quindi deve essere avanzato (fig. 1.3 a, b, c).

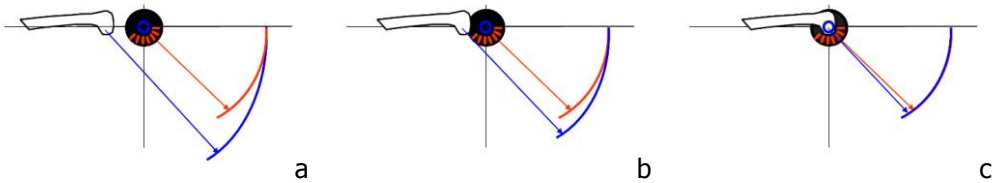


Fig. 1.3 a b c

se la traiettoria della macchina è più ampia di quella della gamba il ginocchio è avanzato, il ginocchio deve essere retrocesso (fig. 1.4 a, b, c).

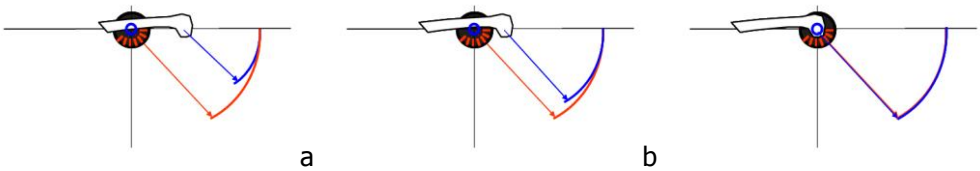


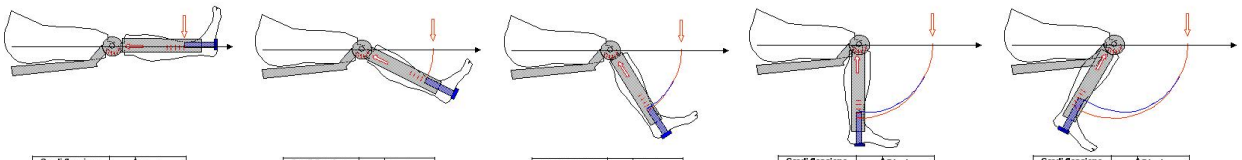
fig. 1.4 a b c

La fase di "allineamento" è quindi indispensabile per ricercare in maniera sperimentale il centro di rotazione iniziale del ginocchio e farlo coincidere con il centro di rotazione del braccio mobile della macchina.

Il "centro di iniziale rotazione" del ginocchio, quindi, diventa un punto di "repere" indispensabile per poter ripetere una nuova valutazione.

## La valutazione

Dopo la fase di allineamento la valutazione è stata eseguita facendo compiere alla gamba una flessione completa fino ai 135 gradi (goniometrici), raccogliendo durante l'arco di movimento i valori del rientro del piede solo a precise angolazioni di flessione (Fig. 1.5 a, b, c, d, e).



| Gradi flessione | Δ# [mm] |
|---|---|
| 0 | 0 |
| 30 | |
| 60 | |
| 90 | |
| 135 | |

a

| Gradi flessione | Δ# [mm] |
|---|---|
| 0 | 0 |
| 30 | 0 |
| 60 | |
| 90 | |
| 135 | |

b

| Gradi flessione | Δ# [mm] |
|---|---|
| 0 | 0 |
| 30 | 0 |
| 60 | 0.65 |
| 90 | |
| 135 | |

c

| Gradi flessione | Δ# [mm] |
|---|---|
| 0 | 0 |
| 30 | 0 |
| 60 | 0.65 |
| 90 | 1.25 |
| 135 | |

d

| Gradi flessione | Δ# [mm] |
|---|---|
| 0 | 0 |
| 30 | 0 |
| 60 | 0.65 |
| 90 | 1.25 |
| 135 | 4.99 |

e

Fig. 1.5

Utilizzando lo strumento descritto è stato condotto lo studio di seguito riportata dal quale è stato poi realizzato il dispositivo roto-traslatorio.

## 1.2 - Il moto ROTO-TRASLATORIO: Studio sperimentale, analisi matematica, dispositivo ortopedico.

Pellis G., Di Cosmo F.

Calzetti Editore, Perugia, atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2009

**Premessa -** Il movimento relativo di femore e tibia consiste, per i primi 30° di flessione, nel rotolamento del femore, fra i 30 e i 135 gradi si associa una progressiva traslazione anteriore dei condili femorali. Ciò comporta che il centro di rotazione del ginocchio non sia fisso, bensì variabile in relazione al grado di flessione articolare.

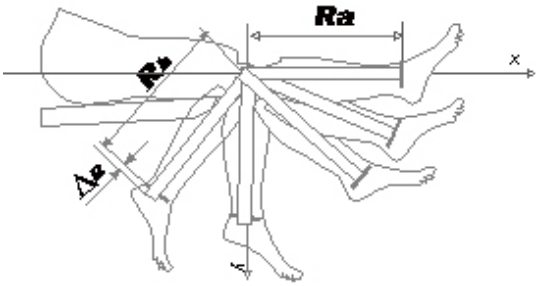
Un tutore per il ginocchio, dovrebbe tenere in considerazione questo dato ampiamente confermato dalla letteratura.

**Scopo del lavoro** - è dimostrare le basi matematiche del progetto alla base di un dispositivo meccanico che rispetti tale variabilità di posizione del centro roto-traslatorio del ginocchio.

**Materiali e metodi -** Si è utilizzata una "leg extension" sulla quale è stato aggiunto un sistema per la misurazione della posizione del malleolo peroneale rispetto al centro di rotazione (fisso) della macchina. Ciò allo scopo di misurare l'apparente accorciamento della gamba nella flessione. Si è scelto di prendere il malleolo come riferimento a distanza della posizione del piatto tibiale per la difficoltà di una misurazione diretta. Posto che, sul piano sagittale, il centro iniziale di rotazione del ginocchio coincida con l'incrocio degli assi x ed y, si assume che, nella completa estensione del ginocchio, l'asse x della gamba , si trovi allineato con l'asse x del femore. Partendo dall'ipotesi che, nel movimento di flessione del ginocchio, il centro istantaneo di rotazione (P) vari la propria posizione, rispetto al piatto tibiale, avvicinandosi allo stesso, si è voluto quantificare l'entità di tale spostamento. A tal fine si è utilizzata una "leg extension" associata a un sistema di misurazione della distanza fra il centro di rotazione fisso della macchina e l'apice del malleolo esterno della gamba ottenendo una misura indiretta dello spostamento del centro di rotazione rispetto al piatto tibiale.

Detta $R_a$ la distanza misurata a ginocchio esteso ed $R_b$ quella misurata a ginocchio flesso, si è calcolato il $\Delta_R$ corrispondente a $R_a$ - $R_b$.

Lo studio è stato effettuato su 83 soggetti maschi di età compresa fra i 16 ed i 19 anni (statura media cm 173,8 ± 5,89). I rilevamenti sono stati effettuati in estensione, a 30, 45, 90 e 135 gradi di flessione.




**Risultati -** Sono stati raccolti nella tabella 1.2.A

Tab. 1.2.A

| Angolo flex | 0 | 30 | 45 | 90 | 135 |
|---|---|---|---|---|---|
| Val medio $\Delta_R$ | 0 | 0 | 0,04 | 1,25 | 4,99 |
| **δ** | 0 | 0 | 0,005 | 0,22 | 0,35 |

Essi evidenziano che il raggio di rotazione del ginocchio si mantiene costante fino a circa 30 gradi di flessione, (traiettoria circolare). Per angoli superiori ai 30° il raggio di rotazione diminuisce del valore $\Delta_R$.

In altre parole il movimento di flessione del ginocchio dopo una prima traiettoria circolare associa uno scivolamento evidenziato dalla progressiva diminuzione della distanza tra il centro di rotazione e la superficie articolare tibiale. Lo spostamento del punto P può essere rappresentato per i primi 30 gradi dall'equazione:

$$x^2+y^2=r^2 = R_a^2$$

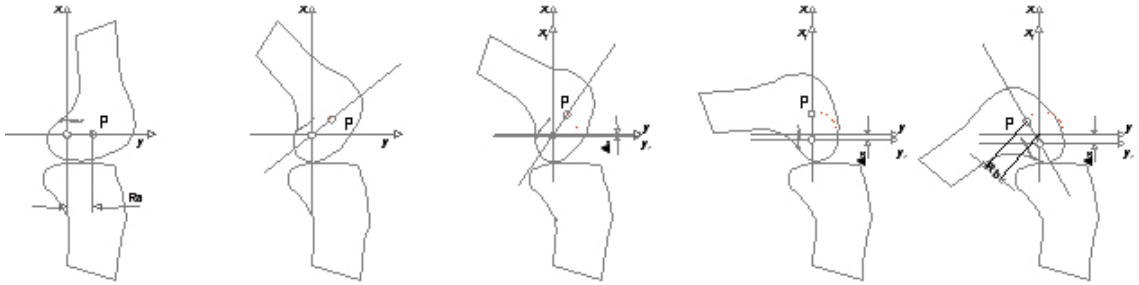
che corrisponde ad una circonferenza e per il successivo range di movimento, sino ai 135° di flessione,

dall'equazione:

$$x = x - x_1 = (R_a - R_b) \cos ø$$

Pare importante rilevare che quando $\Delta_x$ è sufficientemente piccolo rispetto $R_a$ lo spostamento del centro di rotazione lungo l'asse *x* può essere trascurato.

Si è quindi costruito un dispositivo meccanico, che consentisse che la proiezione su di esso del centro di rotazione del ginocchio mimi il movimento fisiologico.




Ciò è stato ottenuto inserendo su una prima piastra (femorale) due perni: uno centrale, posto in corrispondenza dell'intersezione degli assi x,y ed uno periferico posto in corrispondenza del punto P. Su una seconda piastra (tibiale), sono state ricavate due aperture, una periferica con un percorso circolare per i primi 30°, che assume poi un andamento a spirale analogamente al percorso seguito dal punto P ed una centrale, che ha origine in un punto corrispondente all'intersezione degli assi x,y con un'estensione lungo l'asse x pari al $\Delta_x$ come sopra calcolato.Tale sistema meccanico, quando utilizzato come snodo per un tutore del ginocchio, risulta quindi rispettoso dei rapporti dinamici delle componenti articolari ossee e capsulo-legamentose.

**Conclusioni -** Il dispositivo meccanico ripropone il moto roto-traslatorio del ginocchio e può essere utilizzato con vantaggio in tutti gli apparecchi ortopedico-riabilitativi, che coadiuvano il ginocchio nel suo movimento di flesso-estensione.

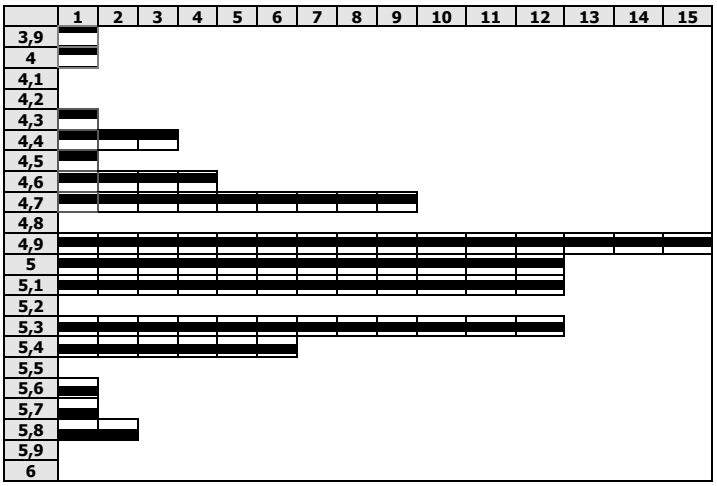
Esso infatti non crea conflitti tra la traiettoria fisiologica e quella meccanica tali da scatenare tensioni nocive agli organi traumatizzati. Ulteriori riflessioni sul parallelismo ginocchio/dispositivo in quanto hanno fatto nascere la convinzione che la movimentazione roto-traslatoria debba essere applicata anche ad uno strumento di valutazione per una "reale" misura del grado di flesso estensione del ginocchio.

## 1.2.1 - La verifica statistica

La verifica statistica sulle osservazioni effettuate è stata impostata sull'analisi di tutti i dati sperimentali raccoliti per ogni soggetto esaminato.

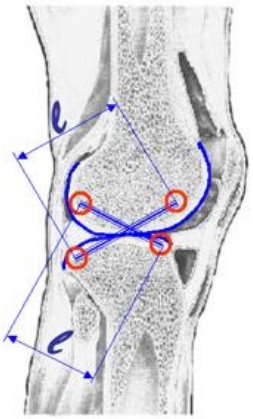
Ponendo ogni singolo risultato $\Delta_R$ (a 135°) in funzione del numero di casi rappresentati, si è potuto determinare una distribuzione gaussiana (Tab. 1.2.1.A)

Tab. 1.2.1.A




Tale distribuzione è quindi caratterizzata dal fatto che:

il valore medio (4,99) ± **δ** $\Delta_R$ comprende circa $^2/_3$ delle osservazioni;
il valore medio (4,99) ± 2 **δ** $\Delta_R$ comprende il 95% delle osservazioni;
il valore medio (4,99) ± 3 **δ** $\Delta_R$ comprende il 99% delle osservazioni.



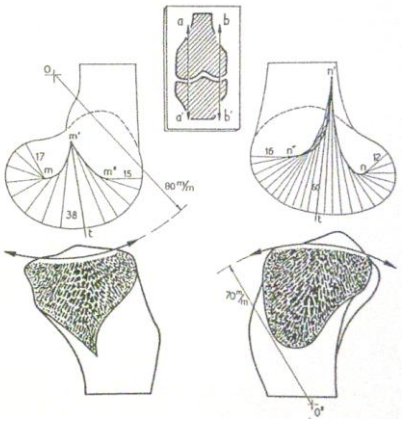

Quanto sopra conferma in maniera molto evidente che ogni singolo soggetto ha un percorso articolare personale.

Si può quindi anche affermare che il profilo articolare della parte posteriore dei condili femorali è una caratteristica genetica del singolo e che la comformazione di tale profilo può essere determinata come conseguenza della lunghezza (**ℓ** e **ℓ₁**) dei legamenti crociati, dalla loro proporzione e dalla disposizione delle loro inserzioni .

## 1.3. - La rotazione longitudinale automatica della tibia

E' l'azione meccanica che si sviluppa contemporaneamente al moto roto-traslatorio ed è in diretta relazione con l'angolo di apertura del ginocchio ed è valutata da alcuni Autori nell'ordine dei 20° e sono concordi nell'affermare che è determinata dalla differente conformazione anatomica del ginocchio. In particolare Kapandji (fig. 1.3.1.) attribuisce tale rotazione a:

- 1 - il differente sviluppo del contorno dei condili femorali, maggiormente esteso l'esterno rispetto a quello interno;
- 2 - la forma delle superfici articolari tibiali delle quali concava l'interna e convessa l'esterna;
- 3 - l'orientamento dei legamenti collaterali in quanto il legamento collaterale interno si tende più rapidamente di quello esterno, il che lascia al condilo esterno una maggior libertà di movimento per il fatto che è obliquo.



(fig. 1.3.1. - da Kapandi 87, pag. 89)

Vi sono poi delle coppie di rotazione determinate dall'azione predominante dei muscoli flessori esterni (muscoli della zampa d'oca e popliteo) e dalla tensione del crociato antero-esterno alla fine dell'estensione che passa al di fuori dell'asse e porta ad una rotazione esterna.

Quando la gamba è estesa (fig. 1.3.2. e 1.3.3.), il contatto tra il condilo femorale mediale ed il piatto tibiale del comparto mediale ricade nel punto A, mentre il contatto tra il condilo femorale laterale ed il piatto tibiale del comparto laterale, ricade nel punto B.

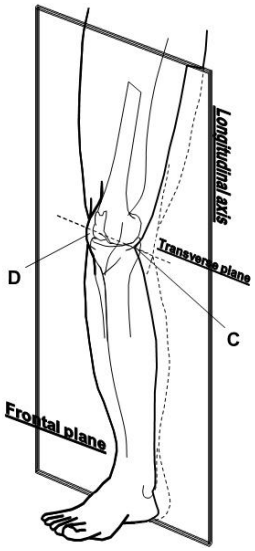



Fig. 1.3.2.

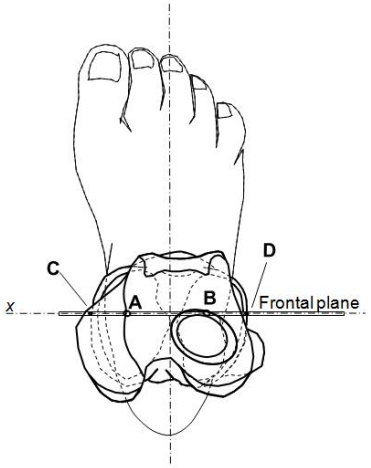



fig. 1.3.3.

Per tali punti passa una retta "*x*". Gli assi longitudinali della coscia incontrano la retta *x* in due punti C e D (fig. 1.3.3. e 1.3.5.): in particolare l' asse mediale nel punto C e l'asse laterale nel punto D. Analogamente, gli assi longitudinali della gamba propriamente detta incontrano la retta *x* negli stessi punti C e D. Semplificando, i punti C e D potrebbero essere individuati sull'intersezione della retta *x* con il bordo mediale e con quello laterale dei piatti tibiali (in considerazione anche dello scarso tessuto sottocutaneo presente nella zona mediale e laterale del ginocchio).

Negli stessi punti C e D, passano anche gli assi di simmetria dei bracci femorali e tibiali delle ginocchiere note, che nell'arto inferiore esteso, sono coassiali.

La retta CD è coincidente con l'asse trasverso dell'arto inferiore quando lo stesso è esteso.

L'asse trasverso interseca ortogonalmente l'asse longitudinale che passa sulla mezzeria del corpo umano e lateralmente estendendosi dal vertice del capo fino al piano d'appoggio dei piedi. L'asse trasverso e l'asse longitudinale determinano il piano frontale che divide il corpo umano in una parte anteriore ed in una posteriore. Quando l'arto inferiore è esteso esso ha un unico piano frontale (fig. 1.3.2.).

Quando la gamba è flessa (fig. 1.3.4. e 1.3.5.), il contatto tra il condilo femorale mediale ed il piatto tibiale del comparto mediale, ricade in un punto A', mentre il contatto tra il condilo femorale laterale ed il piatto tibiale del comparto laterale ricade in un punto B'. Per tali punti A', B' passa una retta "$x_1$". In realtà, tra l'estensione e la flessione del ginocchio, si vengono a creare una serie infinita di coppie di punti di contatto $A^n$, $B^n$ che determinano altrettante rette $x^n$ riferite ad ogni asse traverso determinato dall'istantaneità del grado di flessione. Durante la fase che va dall'estensione alla flessione il segmento C-D è spinto in avanti e contemporaneamente compie una rotazione di circa 20° avente *centro di rotazione* in un punto O coincidente a quello in cui si intersecano le due rette "$x$", "$x_1$".

Alla fine della flessione gli assi longitudinali della gamba propriamente detta incontrano la retta $x$ nel punto D ed in un nuovo punto C'. La retta passante per i punti C'-D è l'asse trasverso della gamba propriamente detta a gamba flessa.

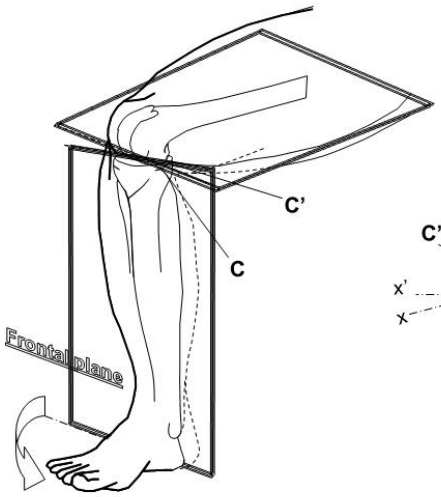



Fig. 1.3.4.

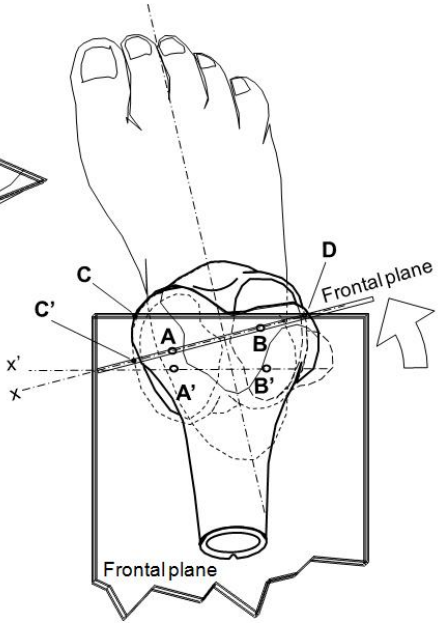



fig. 1.3.5.

Il piano frontale prima unico per tutto l'arto inferiore (fig. 1.3.2.), si divide conseguentemente in due (fig. 1.3.4.): il piano frontale della coscia che rimane determinato dall'intersezione tra l'asse traverso coincidente con la retta C-D con l'asse longitudinale della coscia e quello della gamba propriamente detta determinato dall'intersezione tra l'asse trasverso coincidente con la retta C'-D con l'asse longitudinale della gamba propriamente detta.

I due piani frontali sono ruotati tra loro di circa 20°.

## 1.4. - La nuova "unità di misura" roto-traslatoria

Nello studio riportato al punto 1.2. è stato verificato che il movimento di flessione del ginocchio avviene per i primi 30° secondo una traiettoria circolare attorno ad un centro fisso e successivamente (fino a 135°) prosegue con una fase di roto-traslazione contraddistinta una progressiva diminuzione della distanza tra il centro istantaneo di rotazione e la superficie articolare.

Non si può, però, non considerare un ulteriore movimento associato alla roto-traslazione, ovvero la rotazione automatica longitudinale della tibia, quale conseguenza della diversa conformazione dei condili femorali rispettivamente del comparto esterno e di quello interno.

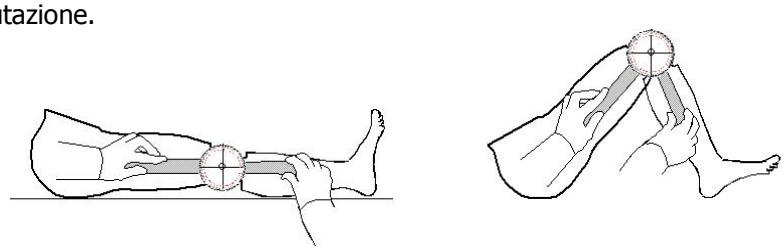
Più precisamente seppur mantenendo la roto-traslazione come moto di riferimento, quest'ultima assume valori diversi a seconda del comparto considerato (fig. 1.3.1.).

E' sul piano antero-posteriore che comunque avviene la maggiore escursione del movimento e che porta a considerare che tutti i risultati sperimentali ricavati sul piano antero-posteriore sono da considerarsi una "media" della traiettoria del comparto interno e di quello esterno.

Seppur il moto roto-traslatorio del ginocchio era noto fin dai primi studi effettuati (ed il primo modello proposto da Roud è datato 1913), il sistema di valutazione è sempre stato quello goniometrico limitato ad una misura circolare (fig. 1.4.1.) e non tiene conto della traslazione lineare che inevitabilmente comporta, dopo i 30° con uno scivolamento tra strumento ed arto. Infatti, qualora si tenga fisso lo strumento alla coscia il braccio distale del goniometro si muove rispetto alla gamba; qualora si tenga fisso lo strumento alla gamba è il braccio prossimale che si muove rispetto alla coscia.

Ciò fa sì che il goniometro non è in grado di garantire che tutti i punti di contatto restino costanti dall'inizio alla fine della valutazione, facendo venir meno la caratteristica principale alla quale deve corrispondere un dispositivo di valutazione.

fig.1.4.1.



Per una corretta valutazione del moto roto-traslatorio del ginocchio, quindi, è indispensabile che il dispositivo riproduca le stesse caratteristiche del moto con una attinente scala di riferimento.

Per rendere più esplicito quanto sopra riportato è indispensabile considerare l'arto inferiore con la gamba in linea con la coscia il cui asse longitudinale è corrispondente all'asse X ed intersecato ortogonalmente dall'asse Y che passa per il centro iniziale di rotazione del ginocchio.

Anatomicamente l'asse Y taglia orizzontalmente il condilo femorale (fig. 1.4.2.).

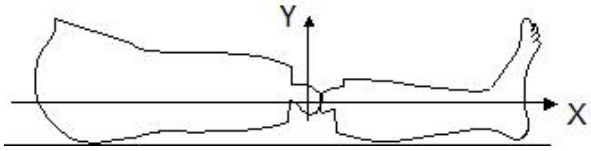



fig. 1.4.2.

Volendo descrivere il progressivo spostamento dell'asse di rotazione del ginocchio, stabilito che Ra è il primo raggio di rotazione che giace sull'asse Y (Fig. 1.4.2.), la traiettoria di flesso-estensione della gamba sulla coscia può essere analiticamente definita:

per **α** < 30° il movimento del ginocchio si può descrivere come un sistema rigido che ruota attorno ad un

centro fisso (centro iniziale di rotazione): la traiettoria eseguita dal punto P (quale estremità distale del raggio Ra) ha come equazione quella di una circonferenza $X^2+Y^2=Ra^2$;

per 30° ≤ **α** < 135°, il centro di rotazione si sposta verso la superficie articolare di una quantità pari a $\mathbf{\Delta_x}$.

Le nuove coordinate del punto P diventano:

$$X1 = X + \mathbf{\Delta_x}$$

$$Y1 = Y + \mathbf{\Delta_y}$$

L'equazione del centro di rotazione del ginocchio (centro istantaneo di rotazione) risulta essere:

$$X1^2 + Y1^2 = Rb^2$$

dove Rb è il vero raggio di rotazione che cambia con il mutare di **α,** con Rb < Ra.

Quando **α** è l'angolo tra l'asse X ed il raggio di rotazione, i valori di X, X1, Y e Y1 possono essere così ottenuti:

$$X = Ra \text{ sen } \boldsymbol{\alpha}$$

$$Y = Ra \cos \boldsymbol{\alpha}$$

$$X1 = Rb \text{ sen } \boldsymbol{\alpha}$$

$$Y1 = Rb \cos \boldsymbol{\alpha}$$

Quindi per un dato valore di **α** compreso tra i 30° e 135° la posizione del centro istantaneo di rotazione può essere calcolata:

$$\Delta_x = X1 - X = (Ra - Rb) \text{ sen } \boldsymbol{\alpha}$$

Dai 30° di flessione in poi (fino a 135°) il centro di rotazione, posto inizialmente nell'origine del sistema di riferimento, scivola verticalmente verso la superficie articolare lungo l'asse X di una quantità pari a $\mathbf{\Delta_x}$. Il raggio Ra resta invariato nella sua lunghezza e trascina il punto P su una traiettoria a spirale rientrante verso il centro.

Questo determina che la distanza tra P e l'origine del sistema di riferimento X-Y si riduce (Rb) (fig. 1.4.2.[nota]).

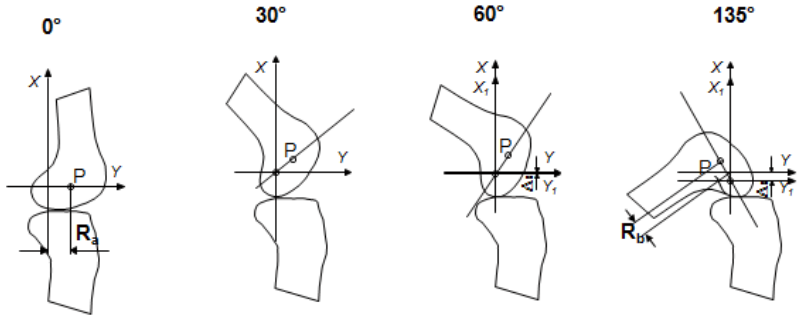



Fig. 1.4.2. [nota] – *L'analisi riportata in figura è stata effettuata mantenendo l'asse X quale prolungamento dell'asse longitudinale della coscia in linea con quello della gamba.*

Dopo i 30°, quindi, Rb la cui prima estremità è sempre imperniata nell'origine del sistema di riferimento X, Y al mutare di **α** assumerà valori angolari diversi di quelli di Ra che resta l'effettivo raggio di rotazione del ginocchio (fig. 1.4.3.).

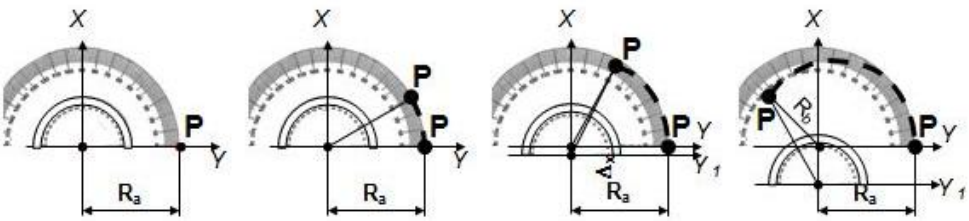



fig. 1.4.3.

**La nuova unità di riferimento – l'entità roto-traslatoria**

Nel moto roto-traslatorio il punto P segue una curva con un andamento a spirale rientrante verso il centro, mentre l'altra estremità del raggio Ra scivola lungo l'asse X.

Ciò comporta che la scala per la valutazione dell'angolo reale del ginocchio inteso come ribaltamento dell'asse Y deve essere costruita in funzione del diverso movimento delle due estremità del raggio Ra.

La suddivisione in tacche sulla scala graduata angolare non è più regolare come in un usuale goniometro ma presenta, oltre i 30°, una suddivisione modificata in funzione della traslazione assiale.

Infatti, considerato che l'estremità P del raggio Ra varia secondo i seguenti valori:

$$Y1 = y$$

$$X1 = Ra \text{ sen } \boldsymbol{\alpha - \Delta_x}$$

ed osservando due diverse letture sulla scala (corrispondenti ad angoli diversi ed a diversi $\boldsymbol{\Delta_x}$ sperimentali in valori progressivi) si ha

$$X1_1 = Ra \text{ sen } \boldsymbol{\alpha 1 - \Delta_{x1}}$$

$$X2_1 = Ra \text{ sen } \boldsymbol{\alpha 2 - \Delta_{x2}}$$

da cui:

$$X1_1 - X2_1 = Ra\ (\text{sen } \boldsymbol{\alpha}_1 - \text{sen } \boldsymbol{\alpha}_2) - (\boldsymbol{\Delta_{x1} - \Delta_{x2}}).$$

Da tale relazione si ricava che la differenza aumenta poiché ($\boldsymbol{\Delta_{x1} - \Delta_{x2}}$) si sviluppa in verso discorde all'asse X con conseguente aumento della distanza tra due punti successivi di lettura sulla scala graduata angolare (fig. 1.4.4.).

Pare importante precisare che a 90° la perpendicolarità è perfettamente corrispondente nei due sistemi pur risultando nella nuova scala graduata una precisa entità dello scivolamento $\boldsymbol{\Delta_x}$.

Dopo i 90° la variazione della distanza tra le tacche (L2-L1) diventa sempre più importante.

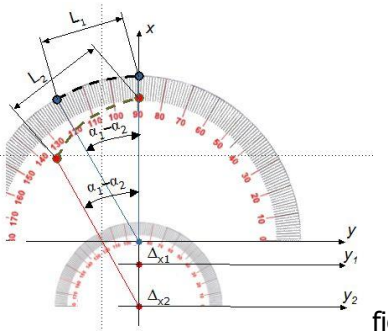



fig. 1.4.4.

La nuova scala graduata, quindi, è stata costruita (fig. 1.4.5.).

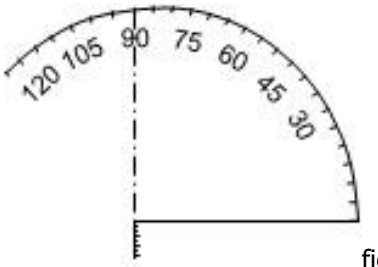



fig. 1.4.5.

# Altri studi

## A.1. -Il teorema del ginocchio

Pellis G.

**Teorema del centro di rotazione variabile relativo al moto fisiologico del ginoccchio**

Atti del XIX edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2010, Calzetti Editore, Perugia

**Enunciato**

Dato che nel suo movimento naturale il ginocchio compie un moto roto – traslatorio il suo reale grado di flessione tra i capi articolari dopo i 30° dipende dalla posizione del centro di rotazione.

Ciò comporta una differenza tra l'angolo misurato con un sistema goniometrico e quello realmente percorso dal ginocchio.

**Ipotesi**

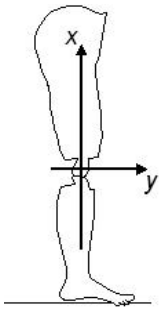
Il movimento di flessione del ginocchio dopo una prima fase di rotazione su una traiettoria circolare prosegue con una fase di roto-traslazione contraddistinta dalla progressiva diminuzione della distanza tra il punto di rotazione e la superficie articolare.

**Tesi**

L'angolo di flessione raggiunto dal ginocchio dopo aver compiuto il fisiologico moto roto-traslatorio, è diverso dall'angolo valutato unicamente con un sistema goniometrico; in considerazione di ciò, la valutazione dell'ampiezza del movimento del ginocchio deve prevedere un sistema che tenga conto dello spostamento istantaneo del centro di rotazione.

**Dimostrazione**

La posizione del centro istantaneo di rotazione del ginocchio, inizialmente è posto sull'asse x quale prolungamento dell'asse longitudinale della coscia che nella estensione completa si sovrappone all'asse longitudinale x della gamba. In tale condizione il centro iniziale di rotazione del ginocchio coincide con l'origine del sistema di riferimento cartesiano ortogonale xOy.




Nota[1]

Volendo descrivere il progressivo spostamento dell'asse di rotazione del ginocchio stabilito che $R_a$ è il primo raggio di rotazione che giace sull'asse y, la traiettoria di flesso-estensione della gamba sulla coscia può essere analiticamente definita:

per **α** < 30° il movimento del ginocchio si può descrivere come un sistema rigido che ruota attorno ad un centro fisso: la traiettoria eseguita dal punto P ha come equazione quella di una circonferenza

$$\mathbf{x^2+y^2=R_a^2}$$

per 30° ≤ α < 135°, il centro di rotazione si sposta verso la superficie articolare di una quantità pari a $\mathbf{\Delta_x}$.

Le nuove coordinate del punto P diventano:

$$\mathbf{X = x + \Delta_x}$$

$$\mathbf{Y = y + \Delta_y}$$

L'equazione del centro di rotazione del ginocchio risulta essere:

$$\mathbf{X^2 + Y^2 = R_b^2}$$

Dove $R_b$ è il vero (effettivo) raggio di rotazione che cambia con il mutare di **α,** con Rb < $R_a$

Quando α è l'angolo tra l'asse x ed il raggio di rotazione, i valori di x, X, y e Y possono essere così ottenuti:

$$x = R_a \text{ sen } \boldsymbol{\alpha}$$

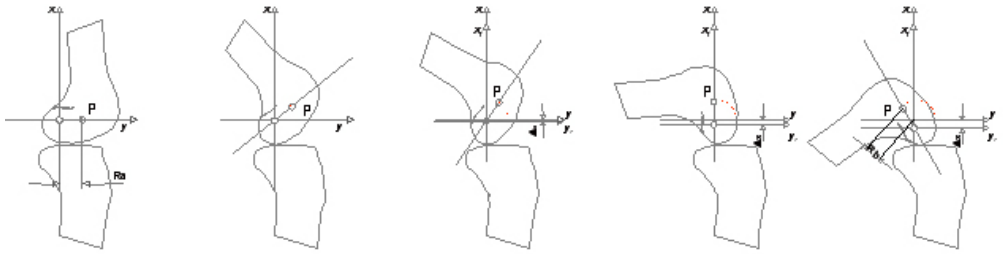
$$y = R_a \cos \boldsymbol{\alpha}$$

$$X = R_b \text{ sen } \boldsymbol{\alpha}$$

$$Y = R_b \cos \boldsymbol{\alpha}$$

Quindi per un dato valore di **α** compreso tra i 30° e 135° la posizione del centro istantaneo di rotazione può essere calcolata:

$$\Delta_x = X - x = (R_a - R_b) \text{ sen } \boldsymbol{\alpha}$$




**Applicazione pratica – la nuova scala angolare**

Da quanto sopra, risulta che nel movimento roto-traslatorio il punto periferico P segue una curva con un andamento a spirale rientrante verso il centro.

Ciò comporta che la scala per la valutazione dell'angolo reale del ginocchio deve essere costruita dalla sequenza di punti di estremità P del raggio $\mathbf{R_a}$, la cui seconda estremità (che coincide inizialmente con l'origine del sistema di riferimento xOy) dopo i 30 gradi si muove lungo l'asse x di un' entità pari a $\boldsymbol{\Delta_x}$.

Pertanto sulla curva a spirale, le indicazione di riferimento angolare (Fig. 1) devono essere poste in funzione della nuova origine xO'Y conseguente allo slittamento istantaneo del sistema goniometrico lungo l'asse x, con O' = O + $\boldsymbol{\Delta_x}$, nuovo centro istantaneo di rotazione.

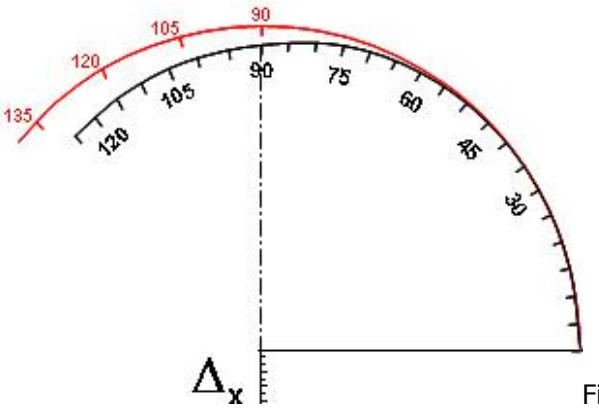


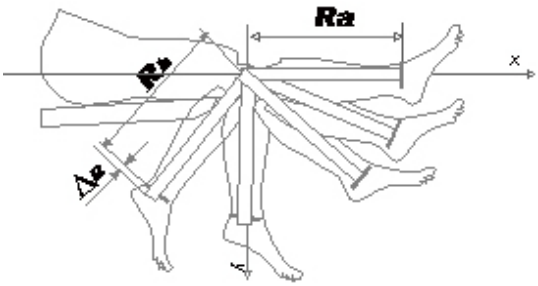

Fig.1

*Fig. 1 - Scala angolare relativa a* $\boldsymbol{R_a}$*= 13mm e* $\boldsymbol{\Delta_x}$*=3.6mm*[1]

**Bibliografia**

1) Pellis G., Di Cosmo F.: Il moto roto-traslatorio: Studio sperimentale, analisi matematica, dispositivo ortopedico, Calzetti Editore, Perugia, Atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2009.

***Nota***[1]: il ribaltamento degli assi cartesiani è stato operato per mantenere inalterati i riferimenti stabiliti per l'esecuzione dello studio sperimentale [1]



## A.2. - L'angolo goniometrico e l'angolo del ginocchio - Il fattore di correzione

Atti del XX Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2011, Calzetti Editore, Perugia

Pellis G.

Dato che nel suo movimento naturale il ginocchio compie un moto roto – traslatorio , la misra dell'ampiezza del movimento stesso dipende dalla posizione del centro di rotazione raggiunta tra i capi articolari.

Ciò comporta una differenza tra l'angolo misurato con un sistema goniometrico e quello realmente percorso dal ginocchio.

Quanto sopra esposto trova conferma nel fatto che, mentre il sistema goniometrico ha sempre un punto fisso di riferimento, nel movimento di flessione del ginocchio dopo una prima fase di rotazione su una traiettoria circolare avviene una fase di roto-traslazione e quindi una progressiva diminuzione della distanza tra il centro di rotazione istantaneo e la superficie articolare.

Ciò comporta che l'angolo di flessione raggiunto dal ginocchio dopo aver compiuto il movimento fisiologico, è diverso dall'angolo valutato unicamente con un sistema goniometrico; la valutazione dell'ampiezza del movimento del ginocchio, infatti, deve prevedere un sistema che tenga conto dello spostamento istantaneo del centro di rotazione.

Per rendere più esplicito tale concetto è indispensabile considerare un sistema di riferimento (*x-y*) nel quale l'asse x coincide con l'asse longitudinale della gamba con quello della coscia ad arto teso. L'asse *y* interseca *x* nel centro iniziale di rotazione del ginocchio ed anatomicamente taglia orizzontalmente il condilo femorale.

Volendo descrivere il progressivo spostamento del centro di rotazione del ginocchio è indispensabile stabilire il primo raggio di rotazione $R_a$.

$R_a$ è posto sull'asse *y* e si estende dall'origine del centro di riferimento *x-y* al punto P (fig. 1).

Nei primi 30° di flessione una estremità del raggio $R_a$ ruota attorno all'origine del sistema di riferimento *x.y* mentre la seconda estremità (P), esegue una traiettoria circolare.

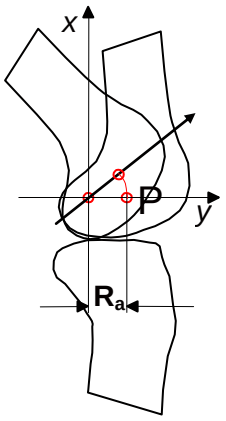



Fig. 1

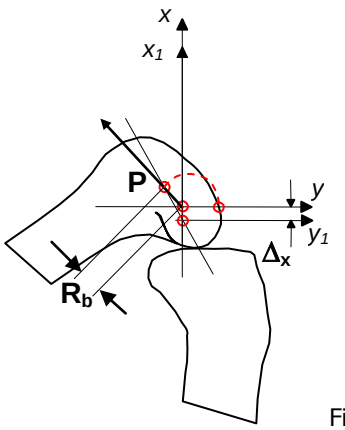



Fig.2

Dai 30° di flessione in poi (135°) il centro di rotazione, posto inizialmente nell'origine del sistema di riferimento, scivola verticalmente verso la superficie articolare lungo l'asse *x* di una quantità pari a $\mathbf{\Delta_x}$. Il raggio $\mathbf{R_a}$ resta invariato nella sua lunghezza e trascina il punto P su una traiettoria a spirale rientrante verso il centro.

Questo determina che la distanza tra P e l'origine del sistema di riferimento *x-y* si riduce ($\mathbf{R_b}$).

Dopo i 30°, quindi, $R_b$ la cui prima estremità è sempre imperniata nell'origine del sistema di riferimento *x,y* al mutare di **α** assumerà valori angolari diversi di quelli di $R_a$ che resta il vero raggio di rotazione del ginocchio.

Tale geometria fa sì che per angoli da:

**0 - 30° - $R_b$** coincide con **$R_a$**

**30 - 89°** - l'inclinazione di **$R_b$** è minore di quella di **$R_a$**

**90°** - l'inclinazione è uguale ma **$R_a$** è traslato rispetto ad **$R_b$** di **$\Delta_x$**

**91 – 135° -** l'inclinazione di **$R_b$** è maggiore di quella di **$R_a$**

**Fattore di correzione**

Da quanto sopra riportato si può affermare che esiste una effettiva differenza tra l'angolo reale al ginocchio e quello misurato con un goniometro tradizionale.

Tali differenze sono dipendenti dalla distanza tra P e l'origine del sistema di riferimento *x-y* ($\mathbf{R_a}$).

Nella tab.1 tali differenze sono quantificate per $\mathbf{R_a}$ = 13mm

Tabella 1 **Chart 1**

| α | $\alpha\Delta_x$ |
|---|---|
| 45 | 46 |
| 56 | 56,5 |
| 67,5 | 69 |
| 79 | 80 |
| 90 | 90 |
| 101 | 100 |
| 112,5 | 109 |
| 124 | 116 |
| 135 | 124 |

**Conclusioni**

Nella pratica, tale differenza si riflette sul fatto che nel caso di una terapia che preveda l'utilizzo di un dispositivo che "costringa" il ginocchio ad un movimento di flessione di una precisa ampiezza, il range di movimento impostato per far muovere il dispositivo, non sara quello "GONIOMERTICO" normalmente utilizzato da tutti i dispositivi attualmente in commercio, e quindi il ginocchio sarà FORZATO (dopo i 90°) su un angolo maggiore che non corrisponde a quello richiesto dalla prescrizione medica.

# 2 - La realizzazione del dispositivo e verifiche biomeccaniche

## 2.1 - Il dispositivo meccanico, roto-traslatorio, a centro di rotazione variabile

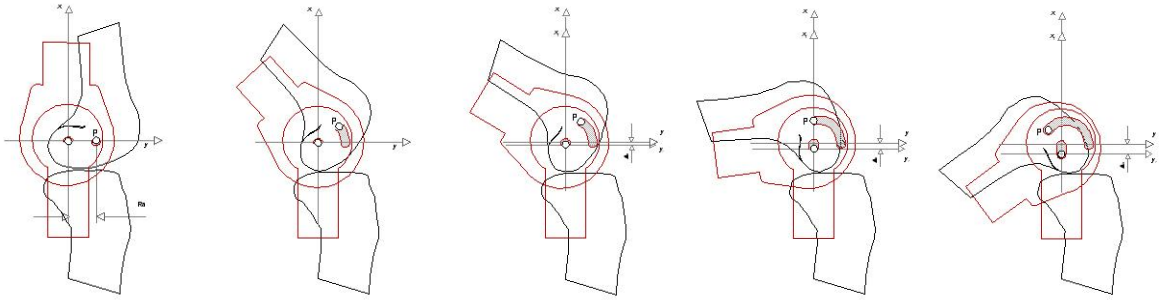
Applicando l'analisi matematica riportata precedentemente ai risultati sperimentali riportati in Tab. 1.2.A., è stato possibile "disegnare" il percorso del ginocchio nel suo moto fisiologico.

| Angolo flex [°] | 0 | 30 | 45 | 90 | 135 |
|---|---|---|---|---|---|
| Val medio $\Delta_R$ [mm] | 0 | 0 | 0,04 | 1,25 | 4,99 |
| Val medio $\Delta_x$ [mm] | 0 | 0 | 0,03 | 1,25 | 3,59 |

E' stato quindi progettato un dispositivo, strutturato con due piastre, una femorale ed una tibiale, sulle quali è stato riprodotto un sistema di movimentazione guidata costituito da due perni (posti sulla piastra femorale) che scorrono in due asole (poste sulla piastra tibiale).

Il primo perno, centrale, è stato posto su ad una estremità della piastra femorale (in corrispondenza dell'intersezione degli assi x,y); analogamente sull'estremità della piastra tibiale è stato realizzato un foro quale punto di partenza di un'asola lineare che si sviluppa lungo l'asse x con un'estensione pari a $\Delta_X$.

Il secondo perno è stato posto sulla piastra femorale ma sull'asse y ad una distanza $R_a$ (in corrispondenza del punto P ). Nello stesso punto, ma sulla piastra tibiale, è stato realizzato un foro dal quale è stata sviluppata un'apertura periferica, circolare per i primi 30° e, per i restanti 105°, a spirale rientrante verso il centro.



Il dispositivo meccanico così strutturato può essere utilizzato su tutti gli apparecchi ortopedico-riabilitativi che coadiuvano il ginocchio nel suo movimento di flesso-estensione.

## 2.2. - Da dispositivo meccanico a dispositivo ortopedico

Affinchè il dispositivo meccanico progettato possa realmente essere considerato un "dispositivo ortopedico", sono stati effettuati due studi per verificare se quanto realizzato aveva corrispondenza con quanto indicato da Insall (86) come "*una specifica condizione biomeccanica in conseguenza della quale il centro istantaneo di rotazione deve ricadere sulla perpendicolare del punto di contatto tra le superfici articolari*" (fig. 2.2.).

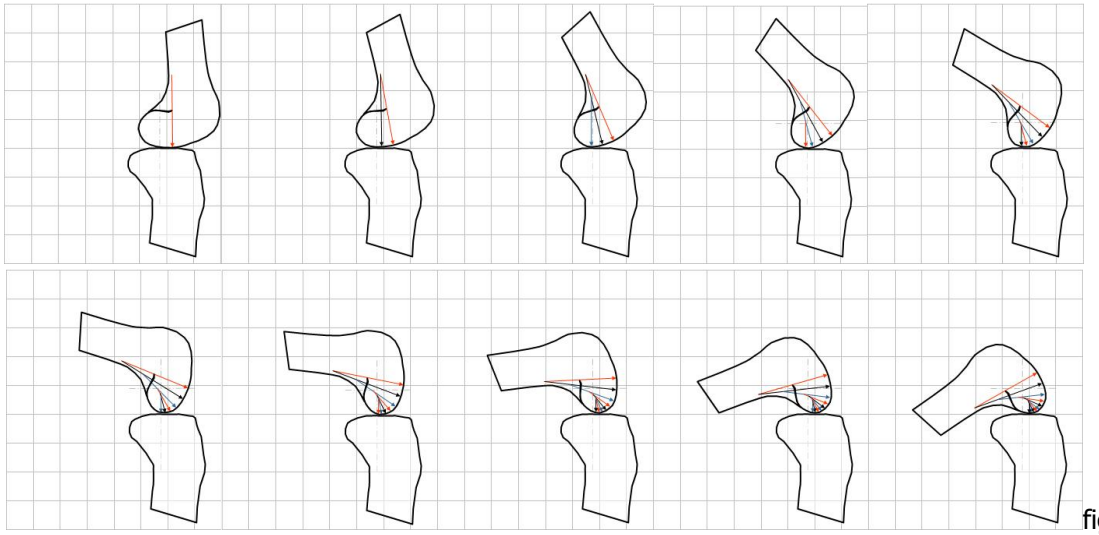


fig.2.2

Lo stesso Insall sostiene che ciò non accade quando il ginocchio non ha la possibilità di eseguire un corretto moto fisiologico, ovvero "***quando al ginocchio viene applicato un ... dispositivo ortopedico che forza il movimento articolare in una direzione innaturale***".

Dei due lavori di seguito riportati

**il primo** mette in luce la simmetria tra il percorso articolare del ginocchio ricavato da radiogrammi a precise angolature e un modello monoplanare il plastica movimentato da uno snodo a centro di rotazione variabile. La precisa sovrapposizione tra il tracciato del profilo radiologico e quello del modello, evidenzia una marcata similitudine tra le due traiettorie, similitudine che fa dedurre anche la sovrapposizione del centro istantaneo di rotazione e la sua conseguente perpendicolarità rispetto alle superfici articolari.

**Il secondo** studio invece, è stato impostato sull'analisi delle trazioni alle quali sono sottoposti i legamenti crociati durante le flesso-estensione, quale verifica di una possibile forzatura "in direzione innaturale" dei capi articolari.

## 2.3 - Influenza di diversi tipi di snodo per tutore del ginocchio sui rapporti dinamici fra femore e tibia.

*16° Congresso Nazionale, Società Italiana di Artroscopia, Genova 2003*

*Pellis G., Di Cosmo F.:*

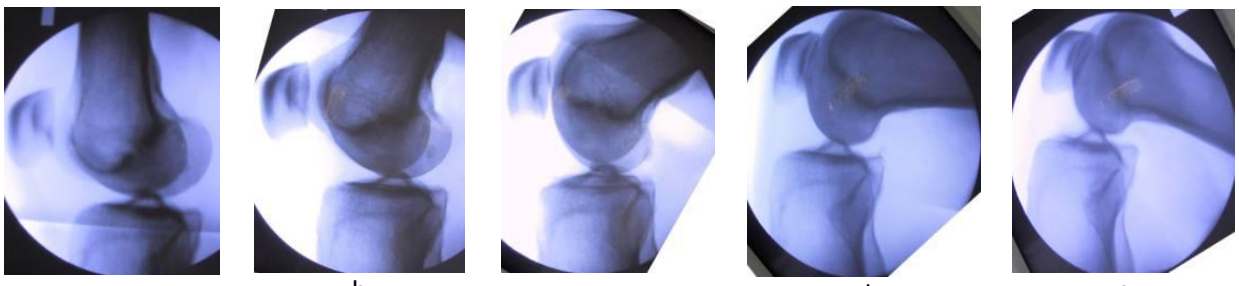
### CONFRONTO FOTOGRAFICO TRA MODELLI DI SNODI MECCANICI CHE RIPRODUCONO LA MOVIMENTAZIONE DEL GINOCCHIO

Abbiamo voluto valutare quali possono essere le incongruenze tra il moto del ginocchio e quello determinato da diversi tipi di snodi meccanici utilizzati nei tutori mobili, comunemente proposti per una gran parte della traumatologia del ginocchio.

Le nostre considerazioni traggono spunto dal fatto che il movimento del ginocchio ripropone un moto roto-traslatorio: Smidt, 1973; Fumagalli,1977; Marinozzi e Pappalardo, 1977; Kapandji, 1977; Tittel, 1979; Fleischmann, Line, 1981; Nissel, 1985; Insall, 1986, Draganich et al., 1987; Yamaguchi and Zajac, 1989; Melegatti, 1997.

Prendendo come punto di partenza la gamba estesa 0° (Fig. 2.3.1.a), la meccanica articolare prevede che nei primi 25-30° di flessione, il ginocchio abbia un moto di solo rotolamento (Fig. 2.3.1.b); poi (Fig. 2.3.1.c, d,e), il rotolamento si combina con uno scivolamento (in avanti) dei condili femorali sul piatto tibiale che diviene sempre più predominante.

Fig. 2.3.1.a, b, c, d, e - Radiogrammi di un ginocchio tipo a 0°, 30°, 60°, 90° e 110°



a b c d e

Abbiamo anche considerato alcune opinioni contrarie a quanto sopra riportato, ovvero quelle formulate nei lavori di seguito elencati (Loudon et al, 1998; Putz, 1995; Townsend Ind. Inc., Patent n. EP 0 361 405 A, 04.04.1990; Townsend, Jeffrey H., Williams Robert J., US, patent n. WO 92 15264 A, 17.09.92), fondate sull'ipotesi che nella flesso-estensione il moto del ginocchio sia trasla-rotatorio, ovvero consista inizialmente in uno scivolamento anteriore del femore sulla tibia di circa 8-9 mm (per un arco di 20-25°), al quale segue una fase di rotazione dai 25° in poi.

### MATERIALI E METODI

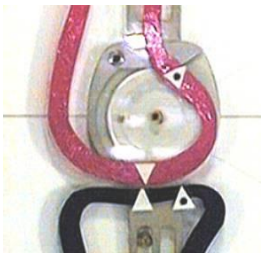
Per poter effettuare il nostro studio, come primo punto, abbiamo ricostruito un modello monoplanare del ginocchio in materiale plastico che riproduceva il profilo del femore e della tibia, rispettando le dimensioni medie dell'articolazione di un adulto. Successivamente abbiamo scelto 4 diversi tipi di snodo utilizzati per la costruzione di ginocchiere armate su ognuno dei quali abbiamo fissato un modello monoplanare.

### DESCRIZIONE MECCANICA DEGLI SNODI

E' noto che lo snodo utilizzato in un tutore del ginocchio è formato da un'articolazione meccanica collegata a due bracci, uno superiore, al quale è stato fissato il profilo femorale, ed uno inferiore, al quale è stato fissato il profilo tibiale.

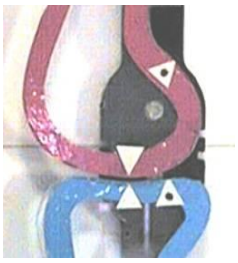
### SNODO A CENTRO FISSO

Consiste in un perno centrale, che ripropone un moto rotatorio attorno ad un cento fisso. Tenendo vincolato il braccio tibiale, quello femorale, nella flessione, eseguirà, attorno al perno centrale, un ***moto rotatorio*** (fig. 2.3.2.).



(fig. 2.3.2.)

Il sistema KTJ Snodo a centro di rotazione variabile



(fig. 2.3.3.)

**SNODO A DOPPIO CENTRO**

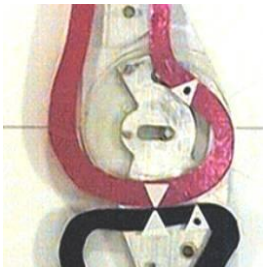
I due bracci vengono posti a contatto tra loro con un estremo, ognuno dei quali presenta un profilo arrotondato e disegnato a ruota dentata. Al centro di ogni singolo arrotondamento è posto un perno in modo che ad un movimento di rotazione di un braccio, attorno al proprio perno, corrisponda un analogo movimento, nel senso opposto, dell'altro braccio

Tenendo vincolato il braccio tibiale, quello femorale, nella flessione, eseguirà un ***moto cicloide retrogrado*** (fig. 2.3.3.)

**SNODO A CENTRO DI ROTAZIONE SALTATA**

È composto da una piastra principale, collegata al braccio superiore, che presenta due scanalature, una centrale (trasversale) di piccole dimensioni e una periferica (circolare) di grandi dimensioni; ogni scanalatura alloggia e guida un proprio perno, fissato su una piastra esterna.

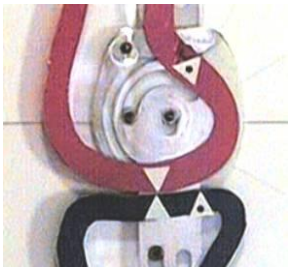
Durante i primi 25° di flessione, il fulcro è il perno alloggiato nell'estremità superiore della scanalatura circolare e costringe il primo perno posizionato nella scanalatura trasversale a spostarsi avanti per tutta la lunghezza della scanalatura stessa (traslazione lineare 8-9 mm), simulando lo scivolamento anteriore dei condili femorali rispetto al piatto tibiale. Nella seconda fase della flessione (dai 25° ai 120°) il fulcro salta sul secondo perno alloggiato alla fine della scanalatura lineare attorno al quale lo snodo sviluppa la sua traiettoria circolare guidata dal perno alloggiato nella scanalatura circolare. Tenendo vincolato il braccio tibiale, quello femorale, nella flessione, eseguirà un ***moto trasla-rotatorio*** (fig. 2.3.4.).



(fig. 2.3.4.)

**SNODO A CENTRO DI ROTAZIONE VARIABILE**

È formato da due piastre, una delle quali ha due scanalature; la prima di piccole dimensioni è posta al centro della piastra stessa che si allunga linearmente verso il basso, mentre la seconda inizialmente (da 0 a 30°) ha una forma circolare che successivamente diventa una spirale rientrante verso il centro della piastra stessa.

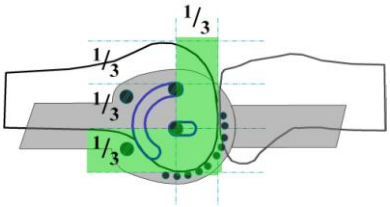


(fig. 2.3.5.)

L'altra piastra presenta due perni, il primo viene inserito nella scanalatura lineare, mentre il secondo viene collocato in quella curvilinea. Ogni piastra è collegata ad un relativo braccio (femorale e tibiale); nel movimento di flessione, quindi, lo snodo determina un iniziale movimento rotatorio che dopo i 30° viene combinato con uno scivolamento determinato dalla parte a spirale dell'apertura periferica . Tenendo vincolato il braccio tibiale, quello femorale, nella flessione, eseguirà un ***moto roto-traslatorio*** (fig. 2.3.5.).

**IL CENTRO INIZIALE DI ROTAZIONE**

Per determinare un punto di riscontro comune a tutti gli snodi con il quale poter uniformare il posizionamento dei modelli di plastica rispetto al relativo snodo meccanico, è stato preso in considerazione il centro iniziale di rotazione individuato secondo il metodo impostato da Nietert (1976) (fig. 2.3.6.).




(fig. 2.3.6.)

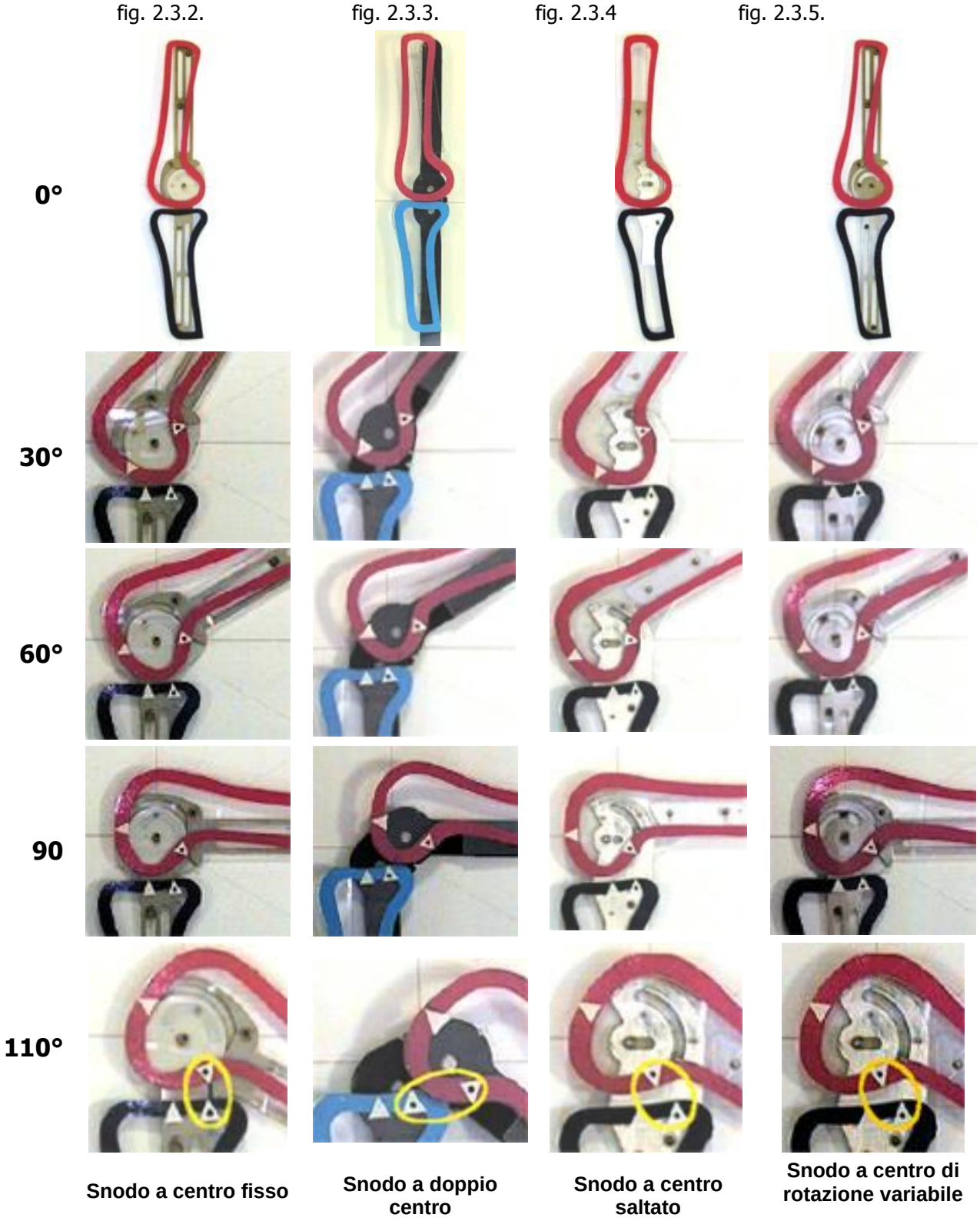
Tale punto può essere individuato misurando la lunghezza antero-posteriore del condilo femorale. Un terzo di tale misura è stata posta come distanza alla quale tracciare la parallela alla tangente al profilo posteriore del condilo femorale e la parallela alla tangente al suo profilo inferiore. L'intersezione delle due parallele, individua il centro iniziale di rotazione.

Nei modelli, tale riferimento si è potuto applicare sullo snodo a centro fisso, su quello a centro di rotazione variabile (impostando la posizione iniziale del perno centrale come centro iniziale) e su quello a centro saltato (impostando la posizione iniziale del perno centrale come centro iniziale), mentre non è stato possibile per lo snodo a doppio centro, in quanto il movimento viene sempre a svilupparsi attorno ai due centri.

**La documentazione fotografica**

Per ogni singolo modello sono state fatte una serie di fotografie a vari gradi di flessione: 0, 30, 60, 90, 110.

Su ogni modello sono stati posti dei marcatori a distanza standard per poter evidenziare le eventuali incongruenze di traiettoria tra il movimento reale riportato nelle radiografie, e quello determinato da ogni singolo snodo.



Per un confronto più evidente, comunque, sono stati inizialmente ricalcati

1 - i contorni dei radiogrammi (fig. 2.3.7. a, b, c, d, e) dai quali sono stati evidenziati i profili radiologici ai vari angoli di flessione (fig. 2.3.7. a, b, c, d, e - sfondo opaco).

Fig. 2.3.7. a, b, c, d, e, contorni radiogrammi

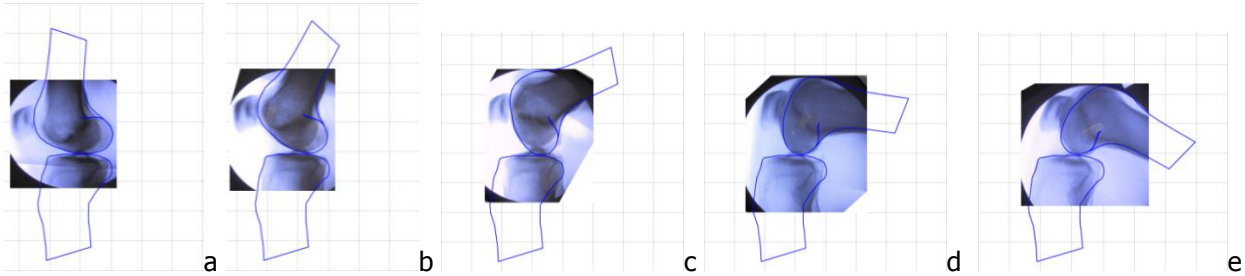



Fig. 2.3.8. a, b, c, d, e profilo radiografico

2 – I contorni articolari di ogni singolo modello.

Dalla sovrapposizione tra il profilo articolare ed ogni singolo contorno articolare relativo ad uno "specifico snodo", vengono rese evidenti le differenze esistenti.

**Differenza tra il profilo radiografico ed i contorni articolari dello snodo con il centro fisso.**

Si può notare come la sagoma del modello, al chiudersi della flessione, si porta in avanti ed in alto.

Da studi recenti si è stabilito che lo spostamento in alto corrispondeva ad un valore medio di 4,99 mm (fig. 2.3.9.).

Fig. 2.3.9.

**Differenza tra il profilo radiografico ed i contorni articolari dello snodo con il doppio centro.**

L'ombra del modello, a fine flessione, si trova in una posizione marcatamente arretrata ed addirittura più in basso rispetto al piatto tibiale disegnato dal profilo radiologico (fig 2.3.10.).

(fig 2.3.10.)

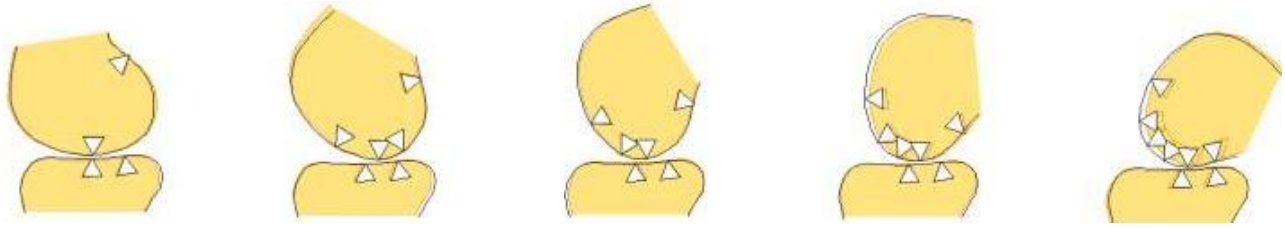
**Differenza tra il profilo radiografico ed i contorni articolari dello snodo con il centro saltato.**

Il modello alla fine della flessione si trova in una posizione notevolmente avanzata e sollevata rispetto al profilo radiografico (fig 2.3.11.)

(fig 2.3.11.)

**Differenza tra il profilo radiografico ed i contorni articolari dello snodo con il centro variabile di rotazione.**

In ogni fase della flessione il modello si trova sempre in una posizione molto simile a quella del profilo radiologico (fig 2.3.12.)



(fig 2.3.12.)

**CONCLUSIONI**

Dalla nostra indagine risulta evidente che il ginocchio ha un moto roto-traslatorio durante il quale, dopo i 30° di flessione, il condilo femorale scivola anteriormente ed in modo progressivo sul piatto tibiale. Tale moto, quindi, dovrebbe essere riproposto in qualunque tipo di apparecchiatura o snodo meccanico che, per problemi fisioterapici, deve accompagnare il ginocchio nel suo movimento.

Al contrario, se il ginocchio viene vincolato ad un'articolazione meccanica che non riproduce tale moto roto-traslatorio, i capi articolari tenderanno ad essere trascinati dallo stesso dispositivo sulla traiettoria di quest'ultimo, creando all'interno del ginocchio degli allontanamenti con tensioni che si scaricano sulle strutture articolari quali i legamenti, in particolare i crociati, la capsula, i menischi e le cartilagini.

Dalla nostra indagine risulta che lo snodo a centro di rotazione variabile è quello che meglio propone un movimento che riproduce la gerarchia di intervento tra la progressività dei moti di rotolamento e di scivolamento. Questo fa sì che la gamba ed il supporto meccanico a lei collegato, restino perfettamente su traiettorie parallele in modo che, in qualsiasi fase del movimento, ogni punto di contatto gamba-dispositivo meccanico resti sempre perfettamente corrispondente. Ciò evita qualsiasi tipo di trazione del dispositivo meccanico sulle strutture deboli articolari ed evita l'insorgenza di tensioni all'interno del ginocchio.

In conclusione vogliamo far riferimento ai punti principali che sono riportati nel "Decreto Legislativo 24 febbraio 1997, n. 46 - Allegato I – Requisiti Essenziali. – Requisiti Generali" relativi alla normativa per la certificazione CE:

> *1.- i dispositivi devono essere progettati e fabbricati in modo che la loro utilizzazione non comprometta lo stato clinico e la sicurezza dei pazienti, né la sicurezza e la salute degli utilizzatori,*
>
> *2.- le soluzioni adottate dal fabbricante per la progettazione e la costruzione dei dispositivi devono attenersi a principi di rispetto della sicurezza, tenendo conto dello stato di progresso tecnologico generalmente riconosciuto.*

***Ulteriori considerazioni***

I dati esposti dimostrano come lo snodo a centro variabile sia quello che maggiormente rispetta la dinamica articolare del ginocchio, almeno per quanto riguarda i reciproci rapporti articolari fra i condili femorali ed i piatti tibiali.

Ciò comporta, che ci sia un maggior rispetto delle strutture anatomiche articolari e periarticolari quando lo snodo sia applicato ad un tutore ortopedico.

***Quanto osservato tende a confermare che la precisa sovrapposizione tra il tracciato del profilo radiologico e quello del modello collegato con lo snodo a centro di rotazione variabile, evidenzia una marcata similitudine tra le due traiettorie, similitudine che non può non far corrispondere anche la sovrapposizione del centro di istantanea rotazione e la sua conseguente perpendicolarità rispetto alle superfici articolari ad ogni grado di flessione.***

## 2.4. - Tensioni indotte sui legamenti crociati da diversi tipi di snodo per tutore del ginocchio

*16° Congresso Nazionale, Società Italiana di Artroscopia, Genova 2003*

*Pellis G., Di Cosmo F.:*

**LO SCOPO DELLO STUDIO**

Lo studio mira a determinare la tensione esercitata sui legamenti crociati quando la movimentazione di flesso-estensione è imposta da uno snodo a centro fisso e quando, invece, da uno snodo a centro di rotazione variabile (CRV).

In particolare abbiamo verificato e confrontato le forze di trazione sui legamenti crociati e la distanza alla quale i due capi ossei vengono costretti dal diverso movimento imposto dai due snodi.

**IL METODO USATO**

Per lo studio, è stata usata una macchina per la ginnastica passiva.

Una serie di prove sono state fatte con il braccio originale, che presentava uno snodo a centro fisso (fig. 2.4.1.). Le stesse misure sono state riproposte con un braccio modificato; al centro fisso è stato sostituito uno snodo a raggio di rotazione variabile (CRV) (fig. 2.4.2.).

fig. 2.4.1.

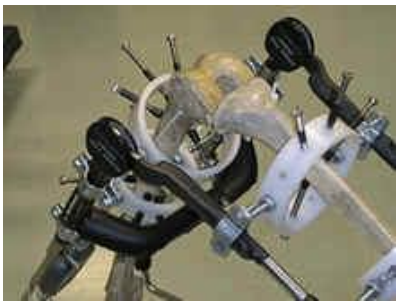


fig. 2.4.2.

L'articolazione del ginocchio è stata ricostruita utilizzando un femore ed una tibia fissati alla macchina utilizzando 4 anelli di materiale plastico (due per il femore e due per la tibia - uno distale ed uno prossimale) muniti di viti convergenti al centro in modo da poter bloccare i rispettivi segmenti ossei in una precisa posizione spaziale.

Ciò ha permesso di poter disporre i condili femorali ed i piatti tibiali in modo tale da riproporre perfettamente il rapporto che gli stessi hanno in vivo durante una flesso-estensione. Questo sistema di bloccaggio è un sistema molto più rigido di quello che normalmente avviene quando si fissa un tutore al ginocchio, in quanto non si crea alcuna zona di compenso elastico determinato dalle parti molli della gamba e dall'elasticità del tessuto del tutore; tale sistema è stato, comunque, applicato a tutti due i casi descritti.

Indipendentemente dallo snodo utilizzato, era sempre la macchina che produceva il movimento e il tipo di snodo che imponeva la traiettoria al ginocchio. L'allineamento tra il centro di rotazione della macchina ed il centro iniziale di rotazione del ginocchio, è stato determinato secondo il metodo impostato da Nietert (1976) e poi corretto manualmente in quanto il metodo stesso non prevede la personalizzazione del centraggio tra snodo e ginocchio. La correzione è stata eseguita agendo sulle viti poste sugli anelli di plastica. La verifica del centraggio, in tutti i casi doveva prevedere che i capi ossei restassero perfettamente a contatto nei primi 30° del movimento.

I legamenti crociati sono stati "ricostruiti" con del filo di dacron del diametro di 3mm ed inseriti attraverso i capi ossei forati:

- il LCA dalla spina tibiale anteriore alla faccia interna del condilo laterale in corrispondenza della fossetta dove in natura si inserisce il LCA;

- il LCP dalla spina tibiale posteriore alla faccia laterale del condilo mediale in corrispondenza della fossetta dove in natura si inserisce il LCP.

In ogni canale creato con la foratura è stato inserito un tubetto di materiale plastico, con il diametro interno leggermente superiore a quello del "legamento", in modo tale che quest'ultimo, abbia sempre la possibilità di scorrere senza creare attriti determinati dalla frizione tra la struttura spugnosa del tessuto osseo e quello a trefoli del "legamento" in dacron.

Fig. 2.4.3.

Il LCA è stato fissato sulla testa della tibia in prossimità del foro di uscita anteriore, mentre il LCP, sulla testa della tibia in prossimità del foro di uscita posteriore. Ambedue i legamenti, dopo aver oltrepassato i condili femorali sono stati prolungati ed agganciati, alla base del braccio della macchina con interposto, per la misura della trazione, un dinamometro (fig. 2.4.3.).

Per la misurazione della distanza tra i capi articolari, ad ogni angolo raggiunto, è stato utilizzato un sistema a spessori (0,1 mm), da infilare tra i capi articolari ai vari angoli.

**ANALISI DEI RISULTATI**

Il movimento completo, eseguito dalla macchina, era da 0° a 110°. Le misure sono state effettuate ogni 15°. Tutte le misure sulla distanza e sulla trazione sono state effettuate contemporaneamente bloccando il movimento del braccio all'angolazione prevista.

Per la distanza, i risultati sono riportati in Fig. 2.4.4.

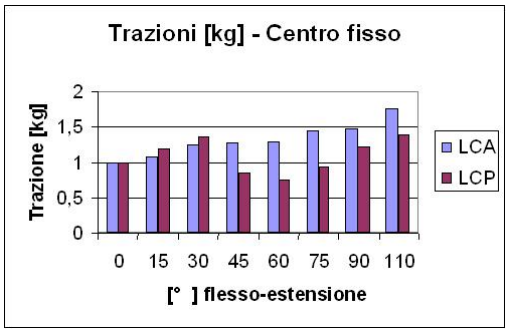
Per quanto riguarda invece la tensione sui legamenti crociati, riportiamo in Tab. 2.4.A. i risultati inerenti al centro fisso, mentre in Tab. 2.4.B. quelli ricavati con lo snodo a CRV.

Per ogni singolo legamento, all'angolo iniziale di 0° è stata data una tensione iniziale di 1,00 kg per poter determinare anche eventuali tensioni negative.

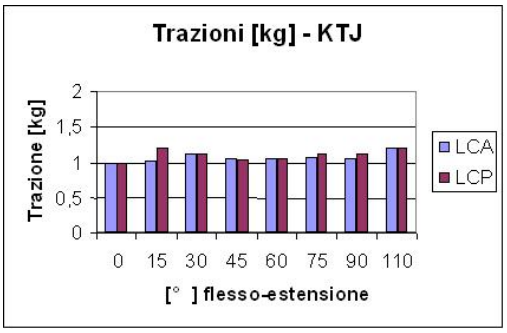
Come appare dalla Fig. 2.4.4. la traiettoria imposta dallo snodo a centro fisso determina un marcato allontanamento dei capi articolari dai 30° di flessione in poi. Ciò non accade con lo snodo a CRV che mantiene sempre un perfetto contatto tra i capi articolari.

Per quanto riguarda le forze esercitate sui legamenti crociati, nei primi 25-30° sono sottoposti ad una trazione notevolmente più blanda che si equivale tra i due tipi di snodo.

Dai 25-30° in poi, invece, le forze di trazione riscontrate con lo snodo a centro fisso, sono decisamente assimetriche e di più elevata intensità rispetto a quelle prodotte dallo snodo a CRV che risultano equilibrate ed equivalenti tra LCA ed LCP.




tab. 2.4.A




Tab.2.4.B

In **conclusione** del nostro lavoro possiamo dire che:

lo snodo a centro fisso non ripropone il moto roto-traslatorio tipico del ginocchio, creando un marcato allontanamento tra i capi articolari nella flesso-estensione.

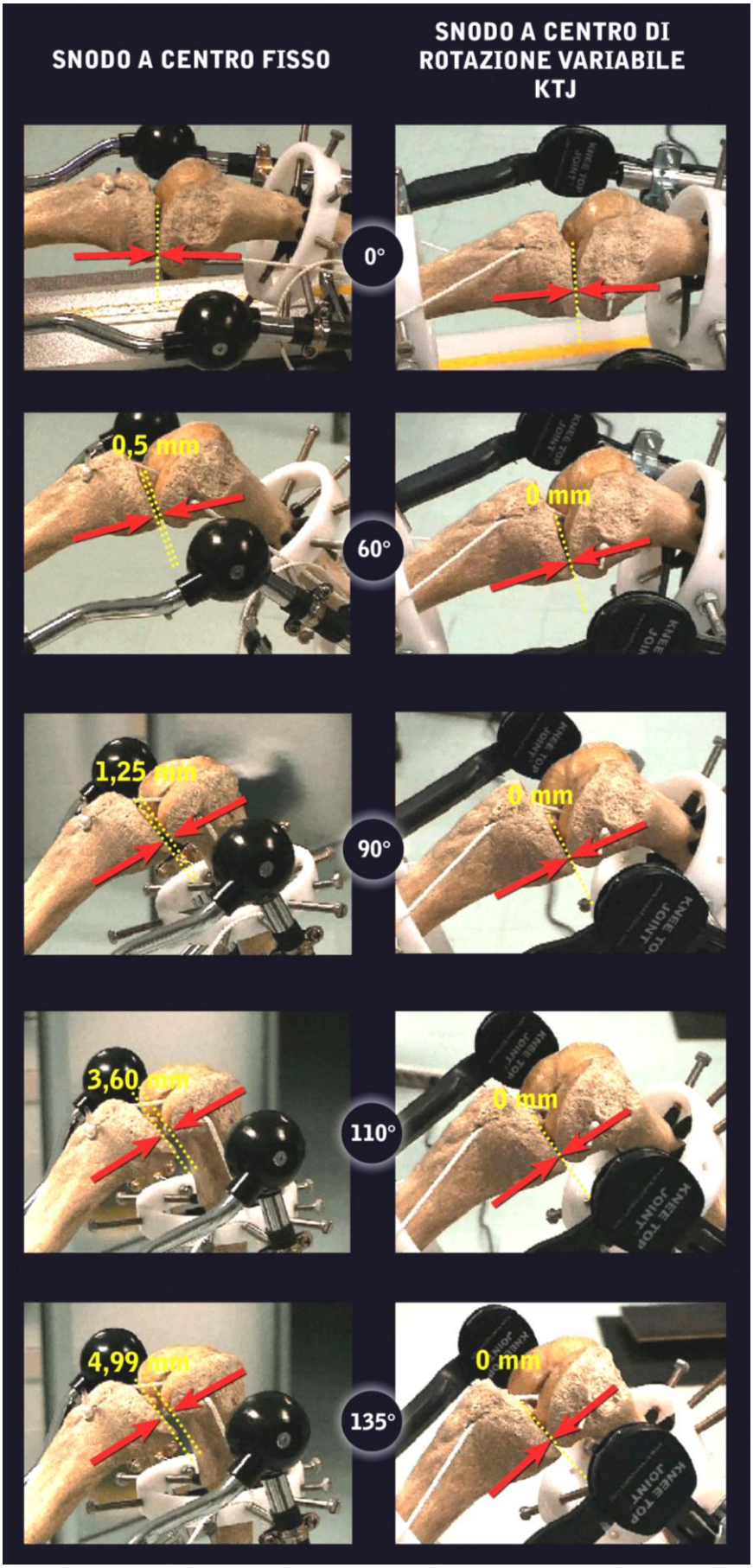

SNODO A CENTRO FISSO
SNODO A CENTRO DI ROTAZIONE VARIABILE KTJ
0°
0,5 mm
60°
0 mm
1,25 mm
90°
0 mm
3,60 mm
110°
0 mm
4,99 mm
135°
0 mm

Fig.2.4.4.

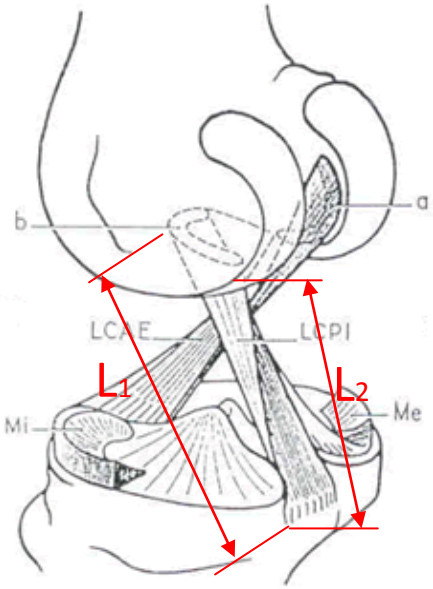
Lo snodo a CRV, invece, propone un moto roto-traslatorio che tende a mantenere il contatto tra i capi ossei e a sviluppare delle tensioni molto equilibrate sui legamenti crociati.

Considerando infine, quanto riportato da Insall (1986), in riferimento alla possibilità nella quale il centro istantaneo di rotazione non ricade sulla perpendicolare alle superfici articolari (ovvero quando non viene eseguito un corretto moto roto-traslatorio), sappiamo che "questa condizione può verificarsi quando le superfici articolari o i legamenti, o entrambi, non sono situati nella loro normale posizione anatomica, o quando al ginocchio viene applicato un apparecchio di immobilizzazione o altro dispositivo ortopedico che forza il movimento articolare in una direzione innaturale".

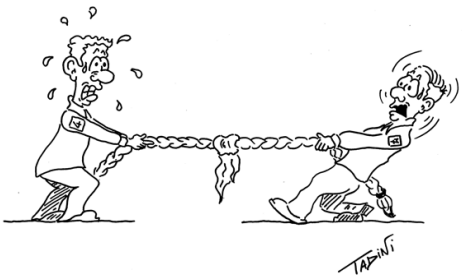
In riferimento ai dati riportati, possiamo indicare che lo snodo CRV, propone un movimento naturale, molto simile a quello fisiologico e, quindi, per tale caratteristica è particolarmente adatto per essere applicato sulle apparecchiature utilizzate in fase riabilitativa, nella quale è importante eliminare qualsiasi tipo di sollecitazione che possa aggravare ulteriormente una situazione già danneggiata. Trazionare con un carico eccessivo un legamento appena ricostruito non è sicuramente corretto al fine della guarigione.

## 2.5. - Altre considerazioni in merito ai legamenti crociati

I dati sulla tensione LCA / LCP ricavati dallo studio riportato nelle pagine precedenti, concordano con quanto riscontato in anatomia.




Dalla descrizioni delle inserzioni tibiali, infatti, sappiamo che le fibre dei legamenti crociati non hanno tutte la stessa lunghezza e direzione; durante i movimenti, quindi, le fibre non vengono poste in tensione simultaneamente.



Roud già nel 1913 aveva proposto una tesi sostenendo che durante la flesso-estensione alcune fibre dei crociati restavano simultaneamente sempre in tensione data la loro diversa lunghezza. Ciò permette di controbilanciare la tensione LCA \ LCP in qualunque fase della flesso-estensione evitando movimenti a cassetto.

La prevalenza di tensione di un legamento rispetto all'altro, infatti, creerebbe una situazione di squilibrio analoga a quella che si viene a determinare nel "tiro alla fune" quando una parte prevale sull'altra.

## 3. - La teoria opposta

Dalle consultazioni bibliografiche effettuate anche per esami brevettuali, sono state riscontrate anche opinioni contrarie al moto roto-traslatorio del ginocchio. L'ipotesi formulata nei lavori di LOUDON ET AL (1998), PUTZ (1995), TOWNSEND IND. INC., Patent n. EP 0 361 405 A (1990); TOWNSEND, JEFFREY H., WILLIAMS ROBERT J., US, patent n. WO 92 15264 A (1992), indicano che nella flesso-estensione il ginocchio propone un moto trasla-rotatorio, ovvero consiste inizialmente in uno scivolamento anteriore del femore sulla tibia di circa 8-9 mm (per un arco di 20-25°), al quale segue una fase di rotazione dai 25° in poi.

Tale ribaltamento della dinamica di flesso-estensione del ginocchio ha fatto nascere delle perplessità che hanno portato ad un analisi più dettagliata confrontando eventuali analogie tra l'anatomia e la fisiologia articolare.

### Analisi anatomo-fisiologica

**Eminenza intercondiloidea:** la prima perplessità sull'iniziale traslazione anteriore dei condili femorali sui piatti tibiali, prende spunto dalla meccanica relativa alla rotazione assiale lungo l'asse longitudinale della gamba che può essere effettata solo a gamba piegata dopo i 30° (Kapandji 1977, pg 80). Lo stesso autore, infatti, afferma che solo dopo il retro-rotolamento iniziale dei condili femorali sui piatti tibiali, c'è il disimpegno dell'eminenza condiloidea tibiale che può ruotare nella fossa intercondiloidea femorale dove è incastrata a ginocchio esteso (quale cause di blocco della rotazione assiale in estensione - Kapandji 1977 pg. 92).

Da quanto sopra, l'iniziale traslazione in avanti male si sposa con il "disimpegno dell'eminenza condiloidea tibiale" che avviene dopo i 30° in quanto la traslazione anteriore stessa tenderebbe a mantenere incastrato il massiccio intercondiloideo per una più ampia porzione di flessione.

**Il movimento dei menischi:** ulteriore perplessità in merito alla teoria trasla-rotatoria nasce dalla conoscenza del fisiologico retroscivolamento dei menischi durante la flessione. Il menisco interno e quello esterno, infatti, nella loro parte posteriore ed in particolare con i loro corni posteriori, sono collegati (tramite un'espansione fibrosa) rispettivamente al muscolo semimembranoso e al muscolo popliteo che, peraltro, sono i muscoli motori della flessione: il loro accorciamento determina la simultaneità dell'azione motoria di flessione ed il richiamo verso dietro dei menischi (fig. 3.1.).

La meccanica roto-traslatoria, interpreta fedelmente tale movimentazione, infatti nella prima fase della flessione, la rotazione dei condili femorali prevede un rotolamento indietro degli stessi sui piatti tibiali proporzionale all'angolazione raggiunta, contemporaneamente all'arretramento dei menischi che vengono trascinati indietro dagli stessi muscoli motori azionati nella flessione.

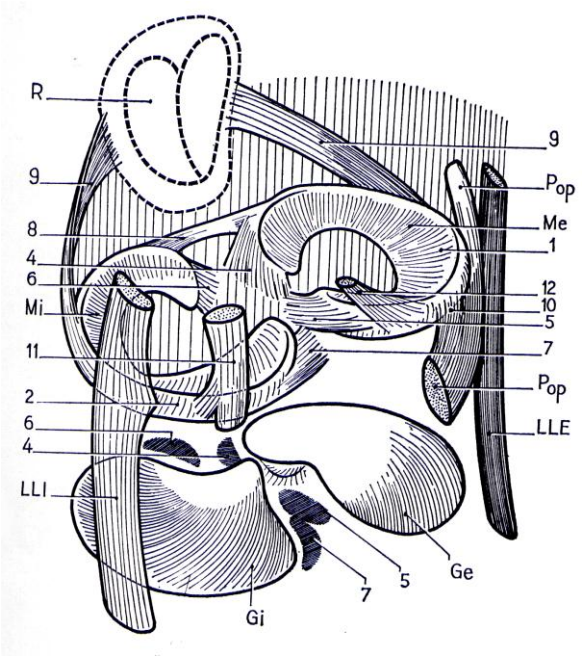



fig. 3.1.

***Legenda***:

**R** – rotula
**LLI** – legamento collaterale interno
**LLE** – legamento collaterale esterno
**Mi** – menisco interno
**Me** – menisco esterno
**Pop** – muscolo popliteo
**4** – corno anteriore menisco esterno
**5** – corno posteriore menisco esterno
**6** – corno anteriore menisco interno
**7** – corno posteriore menisco interno
**8** – legamento trasverso
**9** – ali menisco-rotulee
**10** - espansione fibrosa muscolo popliteo
**11** – espansione fibrosa muscolo semimembranoso

La teoria trasla-rotatoria, invece, tende ad affermate che nella prima fase della flessione 20-25° i condili femorali scivolano anteriormente per 8-9 mm mentre (**e comunque**) i menischi trascinati dai muscoli flessori, si spostano all'indietro. Questa opposta direzione di movimento, porterebbe senza dubbio ad un grave conflitto tra condili e menischi che rischierebbero di venir danneggiati ad ogni ciclo di movimento.

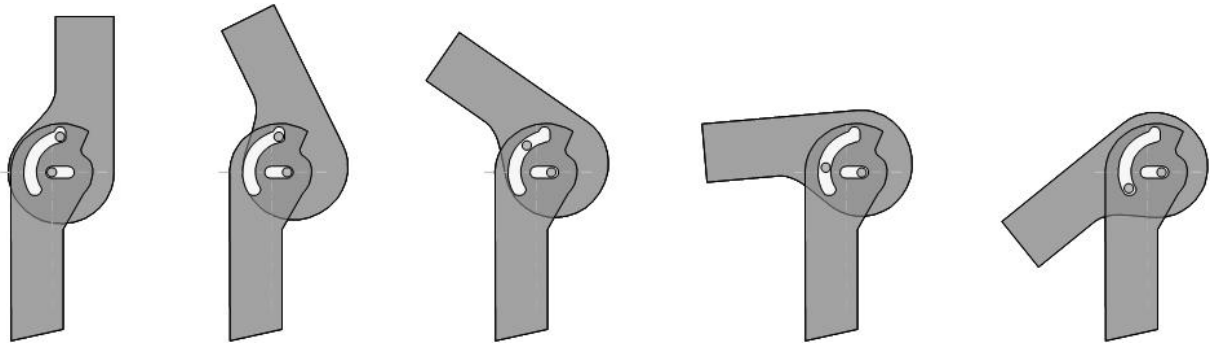
***Nota**: Dalla considerazione che l'arco di flessione 0-20° corrisponda a quello utilizzato nella deambulazione, ci si può rendere conto che i conflitti che si gererano nella gerarchia di spostamenti all'interno del ginocchio, porterebbe in poco tempo alla degenerazione completa dei corni anteriori di ambedue i menischi con tutte le conseguenze del caso.*

**Analisi brevettuale**

Un'altra analisi è stata condotta sul sistema meccanico che riproduce tale movimentazione (TOWNSEND IND. INC., Patent n. EP 0 361 405 A, 1990). Tale dispositivo è formato da due bracci, uno femorale che possiede un perno centrale ed uno periferico ed uno tibiale sul quale sono state riprodotte due aperture, una centrale lineare ed una periferica circolare.

Nei primi 20-25° gradi di flessione (fig. 3.2. a, b), il perno centrale scivola orizzontalmente nell'apertura centrale con un moto imperniato sul perno periferico alloggiato nell'estremità superiore dell'asola periferica. Dai 25° in poi, terminato lo scivolamento orizzontale, il fulcro del movimento salta sul perno centrale lasciando libero quello periferico di scivolare nell'apertura circolare (fig. 3.2. c, d, e).

Fig. 3.2. a, b, c, d, e



In tale dinamica, il centro di rotazione dopo la fase di scivolamento di 20-25° "salta" dal perno periferico al perno centrale.

Questa meccanica a scatto che suddivide nettamente la traslazione e la rotazione, male si sposa con il moto del ginocchio in quanto il movimento fisiologico che si verifica fra i capi articolari è senza soluzione di continuità e presenta una precisa armonia.

**Analisi motoria**

Ulteriore comparazione tra le due teorie da un punto di vista pratico-motorio, è stata effettuata considerando le esercitazioni che di consuetudine vengono proposte nella rieducazione conseguente a trauma al ginocchio. Tale analisi è stata riassunta in un lavoro proposto al XVII Congresso Internazionale di Riabilitazione e Traumatologia, Bologna 2009, classificato al primo posto tra i poster presentati.

## 3.1. –Classificazione delle esercitazioni per la rieducazione del ginocchio in base alla teoria roto-traslatoria e trasla-rotatoria

*XVII Congresso Internazionale di Riabilitazione e Traumatologia - Bologna 2009*

*Pellis G., Di Cosmo F.:*

**Introduzione -** Il ginocchio è l'articolazione che combina una rotazione iniziale (25-30°) con un moto di scivolamento che diventa sempre più progressivo. A questa teoria roto-traslatoria, è stata affiancata una più recente che prevede inizialmente uno scivolamento anteriore del femore sulla tibia di circa 8- 9 mm (per un arco di 20-25°), al quale segue una fase di rotazione. Tale teoria la definiamo trasla-rotatoria.

**Lo scopo dello studio** - Capire, quali sono le esercitazioni più consigliate per una corretta rieducazione del ginocchio, in base alle sollecitazioni meccaniche prodotte dal moto che ogni singola teoria propone,

***nella rotazione*** i punti di contatto tra le superfici si susseguano in modo tale che ad ogni punto di contatto su una superficie ne corrisponda uno diverso sull'altra. Nel rotolamento non c'è sfregamento e usura delle superfici (fig. 3.1.1. a, b, c, d).

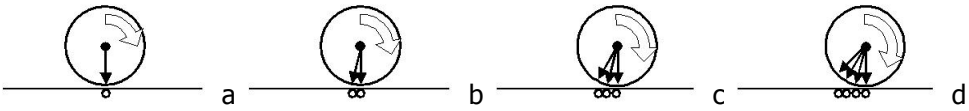



Fig. 3.1.1.

***nella traslazione*** ad un punto di contatto su una superficie corrispondono più punti di contatto sull'altra. Ciò provoca sfregamento ed usura tra le parti. Più elevato è il carico trasmesso, più intenso sarà il fattore di deterioramento tra le parti (fig. 3.1.2. a, b, c, d).

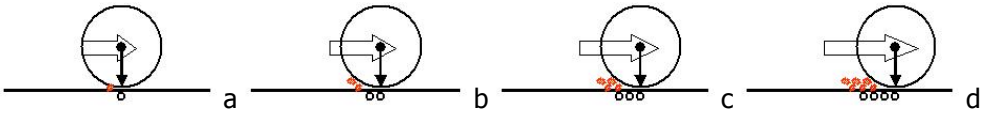



Fig. 3.1.2.

**Le teorie –**

La **roto-traslazione** prevede che i capi articolari rotolano tra loro per i primi 30° per poi iniziare in maniera sempre più importante lo scivolamento (fig. 3.1.3.);

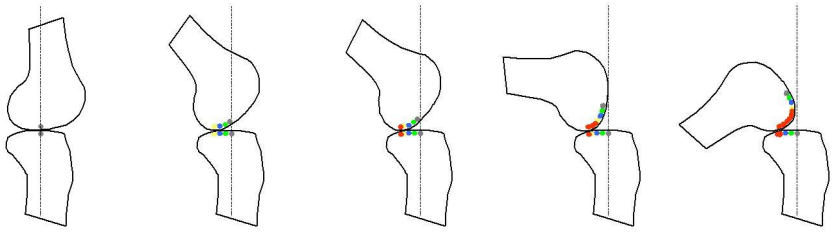


fig. 3.1.3.

la **trasla rotazione**, invece, prevede che i condili femorali scivolino anteriormente per 8-9 cm (circa 25-30°) per poi rotolare sui piatti tibiali fino alla fine della flessione (fig. 3.1.4.)

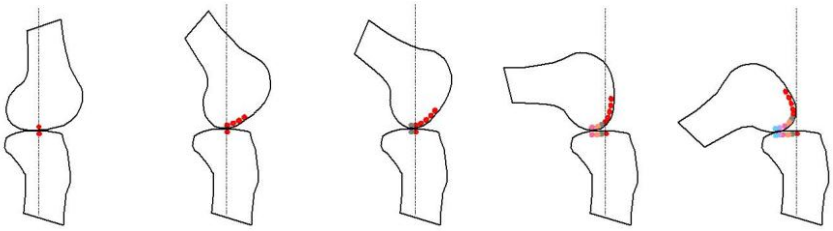


fig. 3.1.4.

**L'analisi bibliografica e brevettuale**

La teoria **roto-traslatoria**: si può notare che i lavori scientifici precedono temporalmente di gran lunga la data del trovato brevettuale *Patent n. WO 97/38759 - 1997* ed altri;

- Draganich L.F., Andriacchi T. P., Andersson G. B (1987) Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism, J. Orthop. Res. 5:539-547.
- Fleischmann J, Line R (1981) Anatomia umana applicata all'educazione fisica ed allo sport, vol.1, S.S.S., Roma, 303.
- Fumagalli Z, Fusaroli P, Lambertini G, Nesci E, Pasqualino A (1977) Anatomia umana, vol.1, Piccin ed., Padova, vol. 1, pp 191-195.
- Insall J.N. (1986) Chirurgia del ginocchio Verduci editore, pp. 11, 12-13, 25
- Kapandji I A (1977) Fisiologia articolare, Marrapese Ed. Demi s.r.l., Roma, 90.
- Marinozzi G, Pappalardo S (1977) L'articolzione del ginocchio, problemi morfologici e funzionali, Alcmeone,Istituto Superiore di Educazione Fisica, Roma, n.1, pp 25-30.
- Melegatti G (1997) Biomeccanica del legamento crociato anteriore, Alea Ed., Milano, vol.2, 22-24.
- Nissell R (1985) Mechanics of the knee, Acta Ortop. Scand. 56 (supp.216): 5-41
- Smidt G.L. (1973) Biomechanical analysis of knee flexion and extension, J. Biomech., 6:79-92.
- Steinbrück K, (1997) Rehabilitation des Kniegelenkes nach Kreuzband - Operationen, Orthopädie-Technik, 725-735.
- Tittel K (1979) Anatomia funzionale dell'uomo, Edi Ermes, Milano, 272.
- Yamaguchi G.T., Zajac F.E. (1989) A planar model of the knee joint to characterize the knee-extensor mechanism, J. Biomech.,22:1-10.

La teoria **trasla-rotatoria**: si può notare che i lavori scientifici sono conseguenti alla data del trovato brevettuale *Patent n. EP 0 361 405 A , 1990 e patent n. WO 92 15264 A , 1992*

- Putz, 1995; Loudon et al, 1998.

**Studi di confronto tra modelli -** Da uno studio sul confronto tra i radiogrammi di un ginocchio tipo con i dispositivi meccanici che ripropongono i due moti considerati, completi di modelli monoplanari che riproducono i capi articolari del ginocchio, veniva riscontrato che: Il modello che ripropone il *moto roto-traslatorio* si trova sempre in una posizione molto simile a quella del profilo radiologico (fig. 3.1.5.)

Il modello che ripropone il *moto trasla-rotatorio*, alla fine della flessione, si trova in una posizione notevolmente avanzata e sollevata rispetto al profilo radiologico (fig. 3.1.6.);

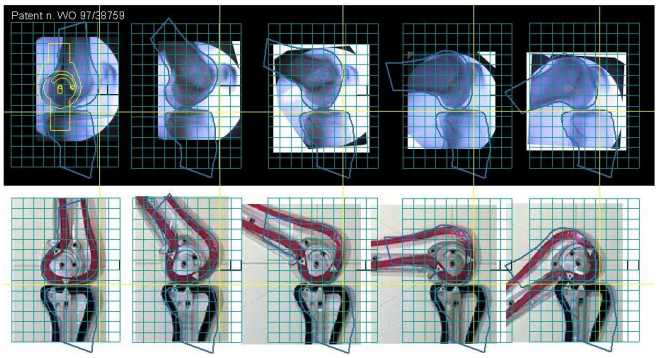



fig. 3.1.5.

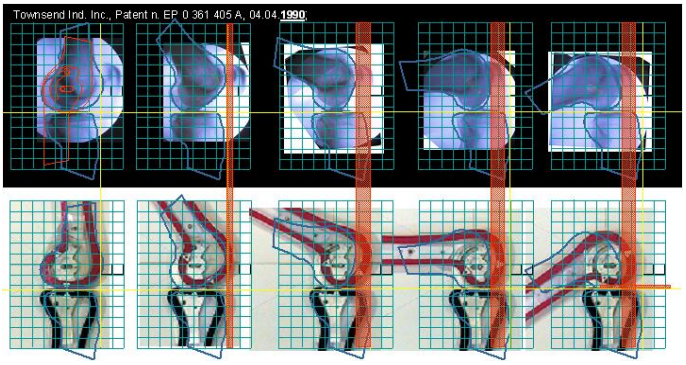
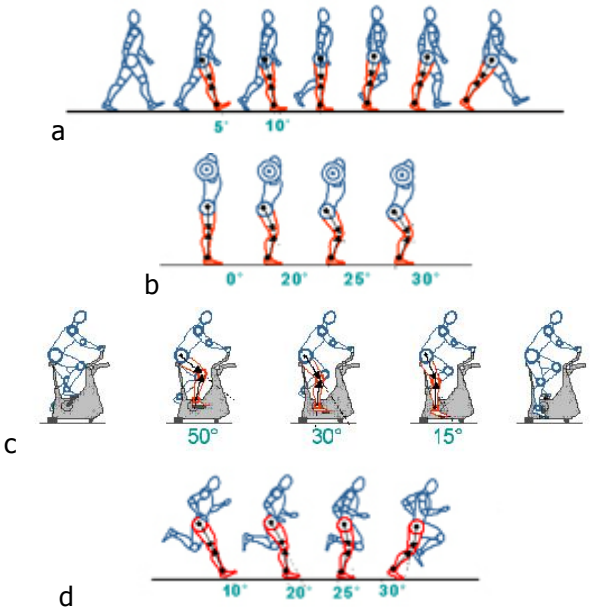



fig. 3.1.6.

**Gli esercizi per la rieducazione -** devono essere proposti affinché si possa giungere al ripristino della completa funzionalità flesso-estensoria e di sopportazione del carico del ginocchio senza che questi possano provocare tensioni nocive all'articolazione stessa.

Dall'analisi delle sollecitazioni meccaniche che insorgono nel moto rotatorio ed in quello traslatorio, le esercitazioni da proporre nella rieducazione del ginocchio possono essere classificate in base alla gerarchie di intervento di ogni singolo moto, come "consigliate" e "non consigliate"

***Gli esercizi consigliati sono quelli nei quali avviene il rotolamento tra i capi articolari, moto che esclude l'usura determinata dalla traslazione****Moto Roto-traslatorio* (esercizi consigliati): deambulazione, piegamenti ad angoli aperti, pedalata e corsa lenta (fig. 3.1.7. a, b, c, d.) ecc.




*Moto Trasla-totatorio* (esercizi consigliati): piegamenti ad angoli chiusi (fig. 3.1.8.).

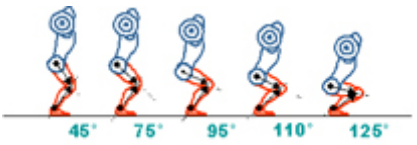



fig. 3.1.8.

**Conclusioni -** Nella considerazione che l'evoluzione biologica ha sempre sposato i concetti di rendimento e salvaguardia, difficilmente si può pensare che attività particolarmente utili all'uomo quali la deambulazione e la corsa possano provocare sfregamento ed usura all'interno di un articolazione fondamentale per la vita di relazione e l'esistenza stessa dell'uomo, come quella del ginocchio. Ciò porta a pensare che la teoria roto-traslatoria sia quella più accreditabile al moto del ginocchio e che le esercitazioni principali sulle quali basare un protocollo riabilitativo, sono quelle eseguite ad angoli aperti fino ai 30°, che, sfruttando il solo moto rotatorio, evitano le sollecitazioni meccaniche che producono USURA, compromettendo il corretto utilizzo dell'articolazione.

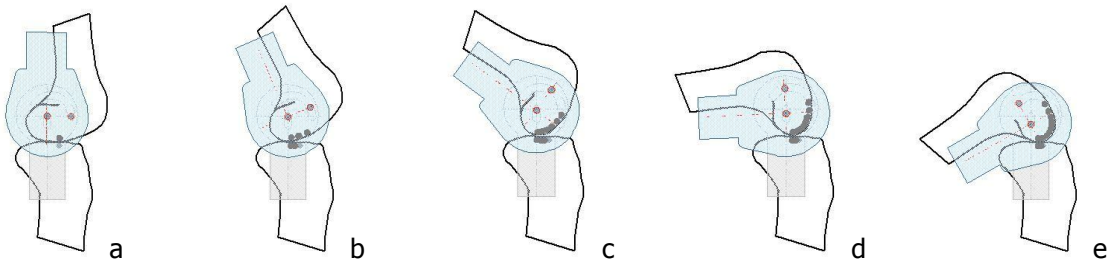
# 4. - Peculiarità intrinseche alla dinamica roto-traslatoria

Prima di presentare alcuni lavori che sono stati svolti per cercare di determinare gli eventuali benefici ascrivibili al dispositivo a centro di rotazione variabile pare interessante descrivere alcuni aspetti "teorici" che accompagnano da un alto il parallelismo che si viene a creare tra la traiettoria del ginocchio e quella del dispositivo meccanico e dall'altro da come la "rigidità" del sistema meccanico può trasmettere un'azione benefica su un ginocchio lesionato.

## 4.1. - Mantenimento della distanza articolare - Autocentraggio

La caratteristica fondamentale dello snodo a centro di rotazione variabile è quella di accompagnare il ginocchio su una traiettoria roto-traslatoria, senza creare alcun effetto negativo sulla meccanica articolare del ginocchio (fig. 4.1. a, b, c, d, e).

fig. 4.1. a, b, c, d, e

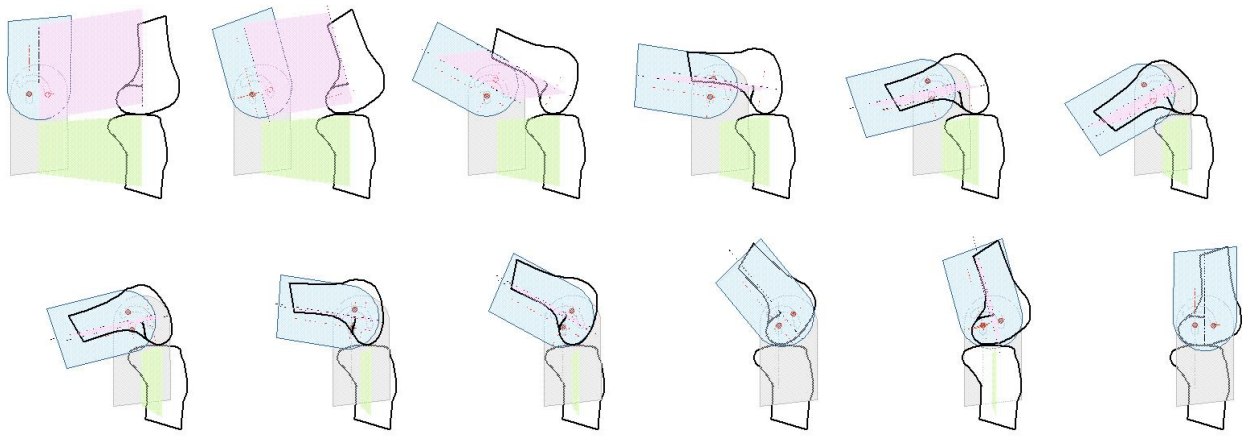



## 4.2. - Autocentraggio

Al fine di ottenere l'effetto benefico, è determinante però, far corrispondere la traiettoria della sondo meccanico con quella del ginocchio. Tale condizione di parallelismo ha la possibilità di essere soddisfatta tramite l'**autocentraggio** che si basa sul concetto meccanico per il quale due corpi casualmente vincolati tra loro che ripropongono un analogo moto, nel movimento tendono a sovrapporre le loro traiettorie.

Nella flesso-estensione del ginocchio, quindi, il dispositivo a centro di rotazione variabile se non corrispondente con il movimento fisiologico, tende a creare sfregamento e quindi attrito tra le parti a contatto.

E' la stessa forza di attrito che fa "scivolare" la traiettoria del dispositivo meccanico su quella fisiologica fino ad scomparire (fig. 4.2.) quando le traiettorie sono completamente corrispondenti.



# 5. - Peculiarità determinate dai vincoli meccanici

La disposizione dei perni posti all'interno dello snodo, *vincola* tra loro il movimento dei singoli elementi meccanici dello snodo stesso. Se quest'ultimo viene reso solidale ad un ginocchio leso, i vincoli meccanici diventano *elementi di stabilità articolare*.

Si determina, così, una compatibilità funzionale a seguito di una precisa carenza anatomica.

## 5.1. -Compressione - Sopportazione del carico di punta

Nella stazione eretta ed in particolare quando l'appoggio grava su un singolo arto, la trasmissione del peso del corpo (carico P) tra i capi articolari del ginocchio avviene per compressione su 2 punti fisiologici di contatto (fig. 5.1.1.):

A – Condilo Femorale mediale / Piatto Tibiale mediale

B – Condilo Femorale laterale / Piatto Tibiale laterale

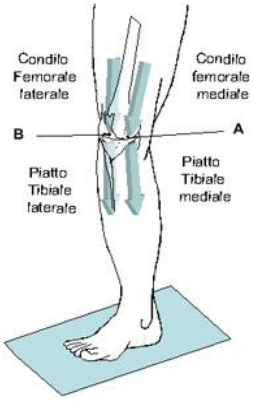


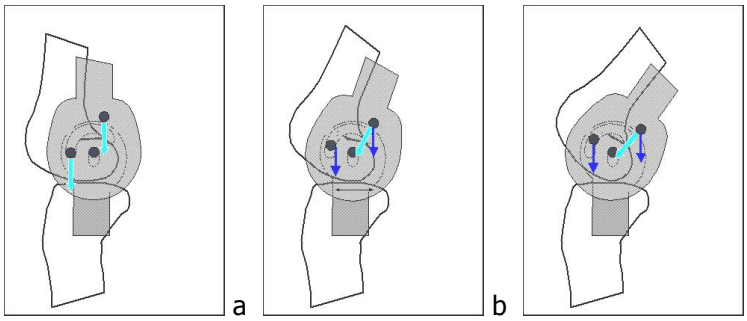

fig. 5.1.1.

In presenza di una traumatologia che interessi le cartilagini articolari ed i menischi, uno "scarico" su i punti di contatto può contrastare una progressiva degenerazione delle superfici traumatizzate.

Un menisco fessurato o fratturato sottoposto alla continua compressione esercitata dai capi articolari tenderà a ridurre progressivamente la sua funzionalità.

**Compatibilità funzionale - Traumi meniscali, condropatia, artrosi, fratture verticali piatto tibiale**

In tale situazione la meccanica dello snodo CRV si affianca al ginocchio ed in virtù del posizionamento geometrico dei due perni periferici (situati sulla piastra femorale che restano l'uno a contatto del profilo esterno e l'altro con l'asola periferica) determina una condizione per la quale i due punti di contatto fisiologici vengono affiancati da 4 punti meccanici (due dello snodo interno e 2 dello snodo esterno) con una distribuzione della compressione (fig. 5.1.2.) durante tutto il movimento flesso-estensorio.

fig. 5.1.2.  a b c

La distribuzione della compressione tra i capi articolari e dispositivo meccanico, associato al mantenimento ad una distanza regolare e costante in tutte le fasi del movimento, è particolarmente compatibile con quanto necessario in caso di traumi meniscali (fig. 5.1.3.) o di degenerazione dei profili articolari (fig. 5.1.4.).

fig. 5.1.3.

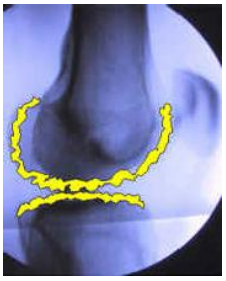


fig. 5.1.4.

## 5.2. - Resistenza alla trazione

Il perno centrale si contrappone anche alla trazione quale allontanamento tra le due piastre. Dopo i 30-35° di flessione al termine della fase di rotolamento, quando il perno centrale si stacca dalla parte superiore dell'apertura centrale, l'allontanamento viene contrastato dal perno posto nell'asola a spirale in maniera proporzionale al grado di angolazione raggiunto (fig. 5.2.1.).

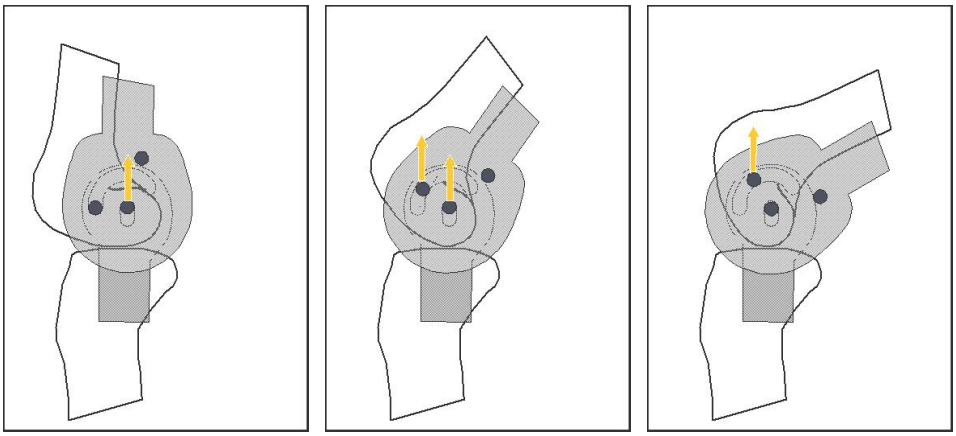


fig. 5.2.1.

**Compatibilità funzionale - Traumi LCL e LCM**

La lassità dei legamenti collaterali, destabilizzano il ginocchio sul piano laterale (fig. 5.2.2.b).

In particolare per supportare un ginocchio con una lesione al **legamento collaterale laterale LCL** è importante stabilizzarlo facendo sì che lateralmente venga impedita un allontanamento mentre medialmente, deve venir impedita la compressione.

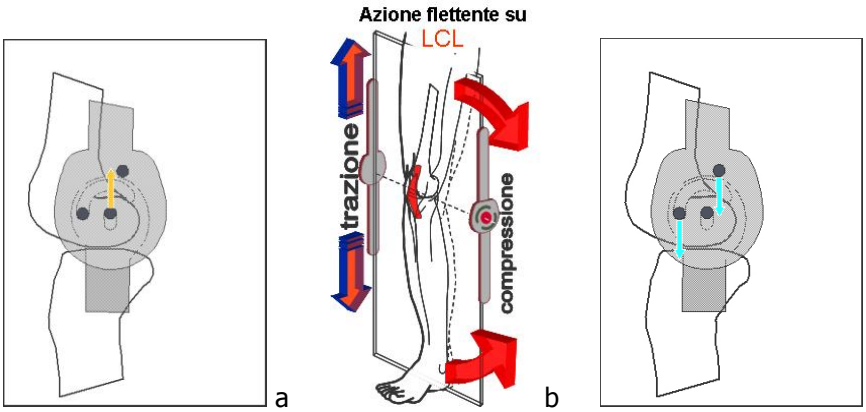



Fig. 5.2.2. a b c

Per supportare un ginocchio che ha subito un trauma al **legamento collaterale mediale LCM**, invece è importante stabilizzarlo facendo sì che dalla parte laterale venga impedita la compressione (fig. 5.2.2.c), mentre nella parte interna o mediale, deve essere impedita la trazione (fig. 5.2.2.a).

## 5.3. - Opposizione agli spostamenti antero-posteriori

La geometria dei perni posti sulla piastra femorale ed inseriti nelle aperture della piastra tibiale, tendono ad impedire gli "scivolamenti" antero-posteriori (fig. 5.3.1.).

fig. 5.3.1.

**Compatibilità funzionale – Lassità LCA e LCP**

Tale caratteristica è particolarmente indicata nella traumatologia dei legamenti crociati per la quale è richiesta una marcata stabilità antero-posteriore.

La lassità del LCA porta ad uno scivolamento della testa della tibia in avanti (cassetto anteriore - fig. 5.3.2.), mentre la lassità del LCP porta ad un o scivolamento della testa della tibia in dietro (cassetto posteriore - fig. 5.3.3.).

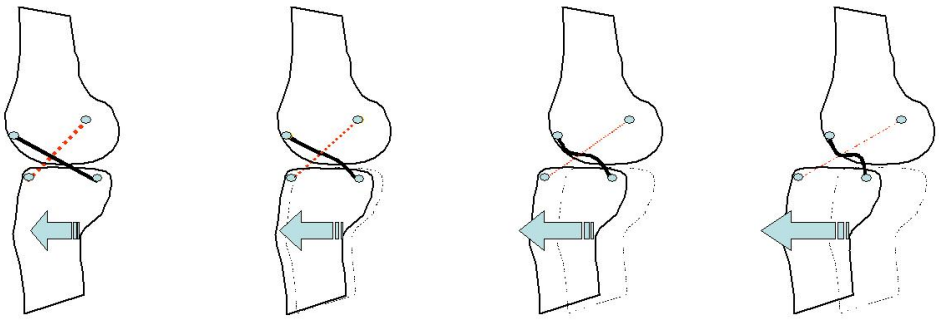


fig. 5.3.2. lassità LCA - cassetto anteriore

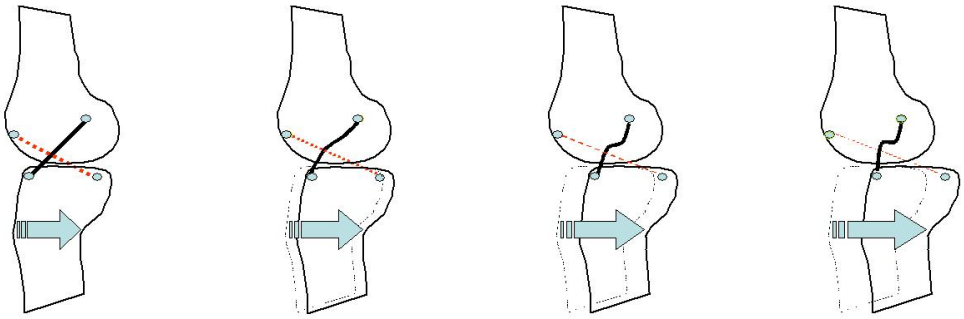


fig. 5.3.3. lassità LCP - cassetto posteriore

Quando il ginocchio viene reso solidale con lo snodo a centro di rotazione variabile, lo snodo si oppone agli scivolamenti antero-posteriori affinchè vengano scongiurati i conseguenti fenomeni di usura delle superfici

## 5.4. - La perpendicolarità del centro di rotazione e la verticalità

Come già precisato nel cap. 2.1., la conformazione del dispositivo a centro di rotazione variabile tende a far si che in ogni fase della flesso-estensione venga rispettata la perlendicolarità del centro (iniziale e istantaneo) di rotazione, che deve sempre ricadere, come specificato da Insall, sulla perpendicolare del punto di contatto articolare (fig. 5.4.1.).

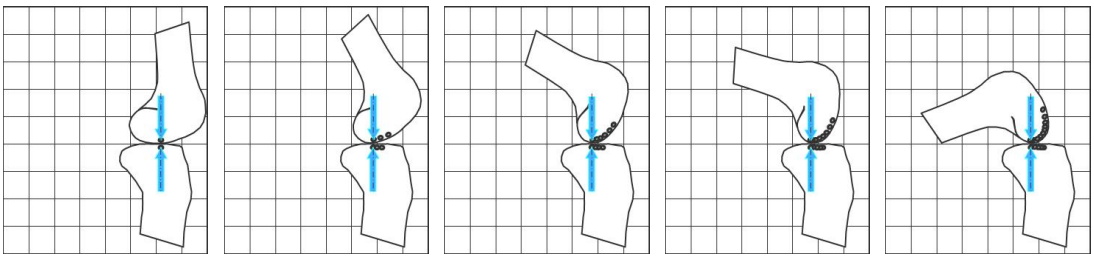


fig. 5.4.1

Nella pratica, perché ciò avvenga, lo snodo è stato progettato con quattro bracci laterali che, a coppie, devono essere posizionati lungo la linea mediana della coscia (uno interno ed uno esterno) e lungo la linea mediana della gamba (uno interno ed uno esterno - fig. 5.4.2.).

Le barre laterali tendono a sostenere il ginocchio facendogli mantenere una verticalità corretta (fig. 5.4.3.); a tal fine la forma delle barre è stata progettata affinché si possano adattare all'anatomia dell'arto inferiore, anche in considerazione del valgismo fisiologico determinato dall'inclinazione del femore. Tale adattamento della forma delle barre, è stata proposta per aumentare il contatto tra il dispositivo e l'arto per un miglior sostentamento del ginocchio anche in presenza di una verticalità compromessa (fig. 5.4.4.a, b).

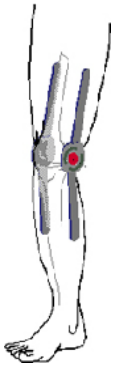


fig. 5.4.2.

verticalità corretta

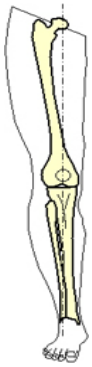
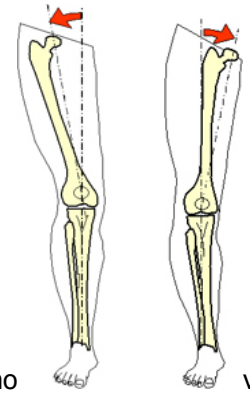


fig. 5.4.3.

valgismo



varismo

fig. 5.4.4. a, b

**Compatibilità funzionale – l'anisotropia cartilaginea - Valgismo e varismo**

La cartilagine è un tessuto con **proprietà anisotrope** che resiste principalmente alla compressione esercitata da forze verticali. Come spiegato più nel dettaglio in seguito, il tessuto cartilagineo ha proprietà meccaniche che dipendono dalla direzione lungo la quale le forze agiscono; ciò rende determinante il fatto che il dispositivo a centro di rotazione variabile "costringe" il centro di rotazione a ricadere sulla perpendicolarità del punto di contatto femoro-tibiale ed a rispottare, quindi, il concetto di perpendicolarità che si pone alla base di qualsiasi concetto funzionale e di ripresa del movimento articolare.

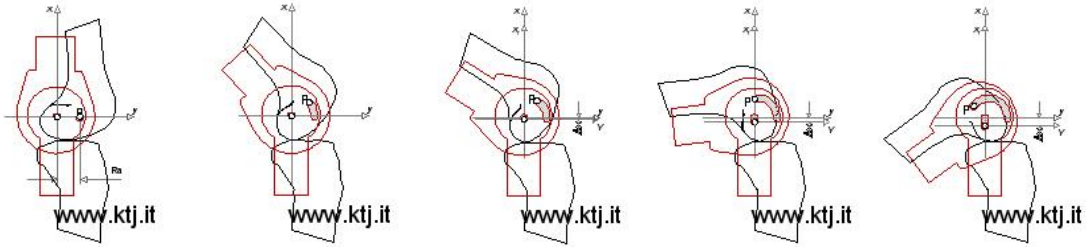



fig. 5.4.5.

In presenza di una deviazione della verticalità dell'asse longitudinale dell'arto (fig. 5.4.4. a, b), il dispositivo a centro di rotazione variabile può essere proposto quale guida che si oppongono ai movimenti laterali.

La deviazione della verticalità, infatti, determina una sollecitazione di compressione che si scarica unicamente su un comparto del ginocchio causando una degenerazione progressiva e continuata dei profili articolari.

Per cercare di contrastare tali fenomeni degenerativi è importante aiutare il ginocchio "sostenendo" il comparto sottoposto a compressione (fig. 5.4.2.).

### 5.4.1. - Il mantenimento della perpendicolarità nel ginocchio instabile

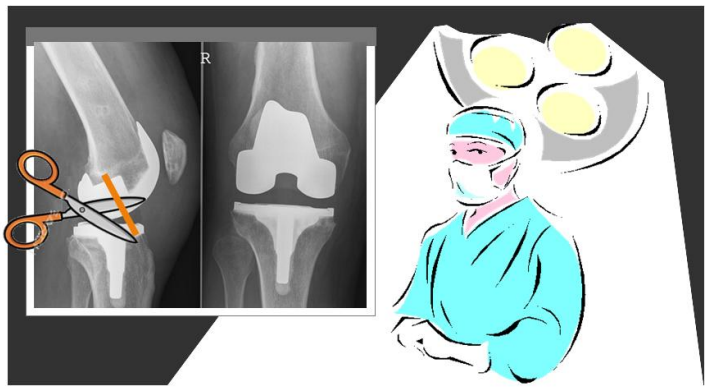


Fig. 5.4.1.1

Nell'impianto di una protesi totale viene sacrificato almeno uno dei legamenti crociati (fig. 5.4.1.1.) con conseguente instabilità articolare, compensata parzialmente solo dopo una buona ripresa propriocettiva.

Tale instabilità durante l'appoggio deambulatorio, può far sì che il centro istantaneo di rotazione non vada a ricadere sulla verticale del punto di contatto articolare determinando così dei momenti di forza che possono rivelarsi nel tempo sfavorevoli per l'innesto (fig. 5.4.1.2.).

Fig. 5.4.1.2.

Tali effetti sfavorevoli potrebbero essere evitati "guidando" il centro di rotazione sulla verticale del punto di contatto articolare, in modo tale che il carico assiale determinato dal peso del corpo, durante la stazione eretta o la deambulazione, viene trasformato in una pressione omogenea su ambedue i comparti articolari e quindi su tutta la superficie di contatto protesi/tessuto osseo.

Si può solo dedurre che fino ad ora, l'uso dei tutori non era indicato perché nessuno di essi proponeva una traiettoria che garantisse una distribuzione assiale del carico.

Al contrario, l'uso del dispositivo a centro di rotazione variabile nel paziente protesizzato, permette di accompagnare il ginocchio sulla giusta traiettoria con il duplice effetto:

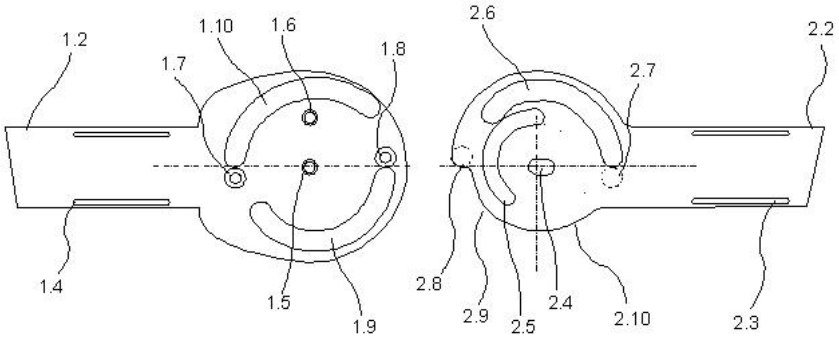
- la trasmissione perpendicolare del carico particolarmente utile nella fase di calcificazione e
- il minor attrito nel movimento con conseguente riduzione dell'usura della protesi stessa.

fig. 5.4.1.3.

Gli stessi concetti valgono per le protesi monocompartimentali nelle quali ambedue i legamenti crociati non vengono sacrificati (fig. 5.4.1.3.).

## 6. - Lo snodo specifico per patologia

Brevetto: ”Dispositivo per il ginocchio a supporto dei carichi verticali n. GO2008000002 (Italia),
“Knee ergonomic device for resolving the vertical load” (EU) n. 2291149, (USA) n. 13/435,615

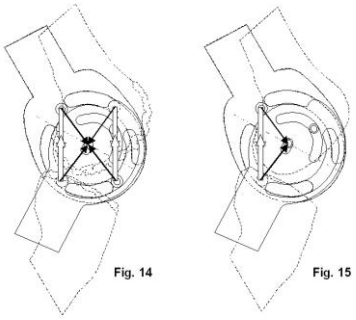



E’ un nuovo dispositivo ortopedico progettato per la specifica traumatologia del ginocchio e tende a ridurre il carico verticale (peso del corpo) che grava sul ginocchio nella deambulazione e nella corsa.

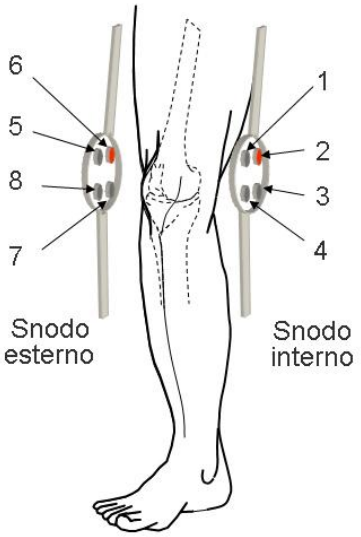
La dinamica roto-traslatoria, viene coadiuvata da 8 perni (4 nello snodo interno e 4 nello snodo esterno) posizionati in modo da realizzare delle componenti di forza che tendono a mantenere perfettamente distanti i capi articolari durante il movimento.

In questo modo il carico viene distribuito sui punti fisiologici (femorali e tibiali) e sugli 8 punti meccanici che lo trasmettono direttamente dalla coscia alla gamba scavalcando il ginocchio stesso.

Oltre a ciò, lo specifico posizionamento di uno o più perni, crea una precisa componente di forza che si contrappone ad una specifica lassità determinata da una insufficienza articolare.

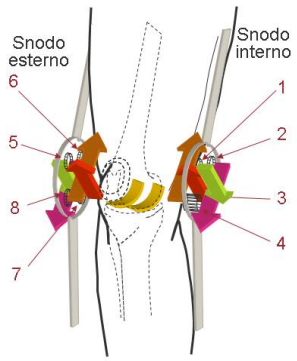
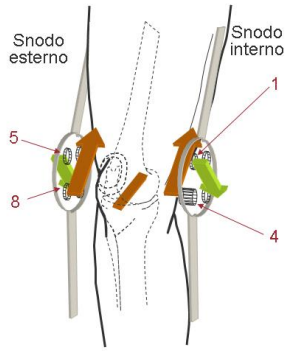
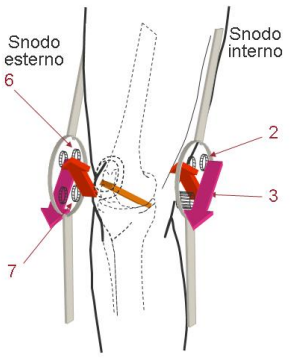


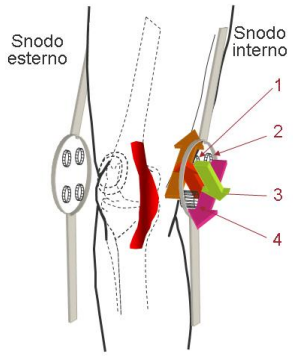
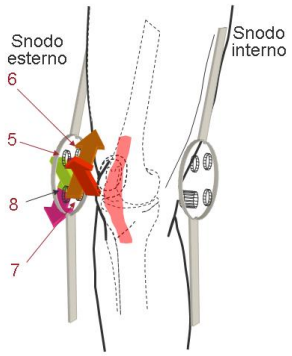
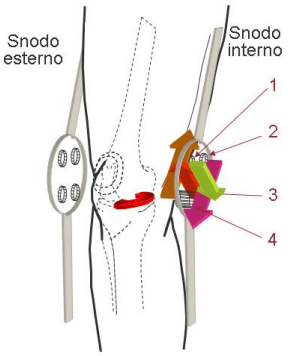

Il tutore così “personalizzato” diventa particolarmente indicato per le più rilevanti patologie del ginocchio.

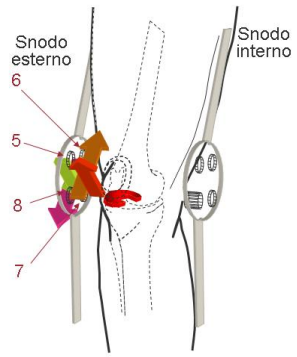
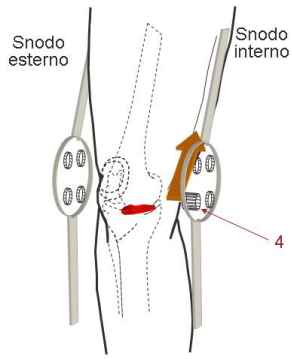
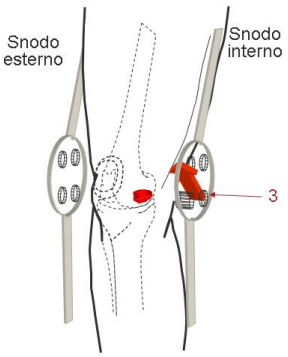


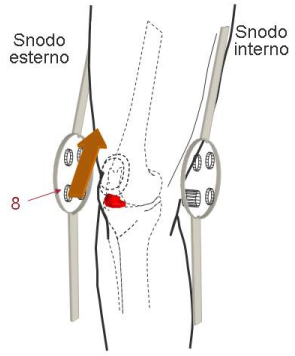
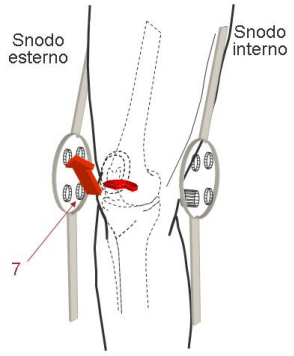
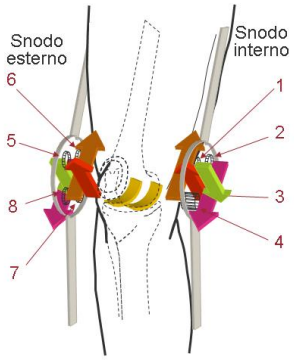

| *PATOLOGIA* |
|---|
| Condropatia |
| Legamento Crociato anteriore |
| Legamento Crociato posteriore |
| Legamento collaterale mediale |
| Legamento Collaterale laterale |
| Menisco mediale |
| Menisco laterale |
| Menisco mediale corno anteriore |
| Menisco mediale corno posteriore |
| Menisco laterale corno anteriore |
| Menisco laterale corno posteriore |
| LCA + menisco mediale |
| LCA + menisco laterale |
| LCP + menisco mediale |
| LCP + menisco laterale |
| Ginocchio varo |
| Ginocchio valgo |

## 6.1. - Patologie principali

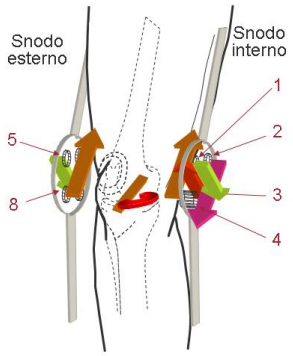
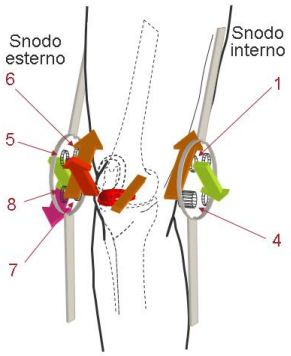
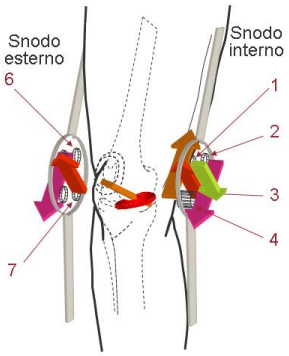
| Condropatia | Legamento Crociato Anteriore LCA | Legamento Crociato Posteriore LCP |
|---|---|---|
|   |   |   |

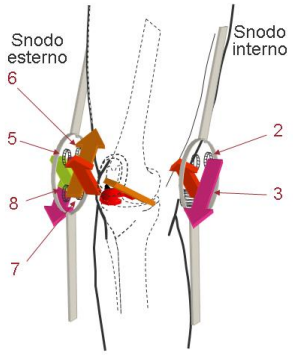
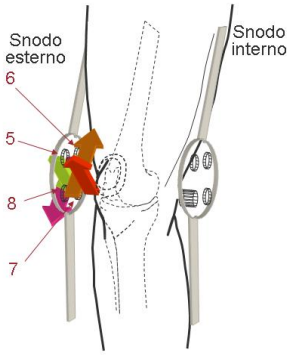
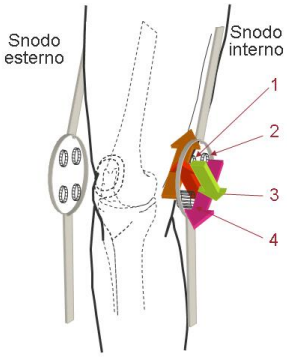
| Legamento Collaterale Mediale LCM | Legamento Collaterale Laterale LCL | Menisco Mediale |
|---|---|---|
|   |   |   |

| Menisco Laterale | Menisco Mediale Corno Anteriore | Menisco Mediale Corno Posteriore |
|---|---|---|
|   |   |   |

| Menisco Laterale Corno Anteriore | Menisco Laterale Corno Posteriore | Frattura piatto tibiale |
|---|---|---|
|   |   |   |

## 6.2. - Altre patologie

| LCA + menisco mediale | LCA + menisco laterale | LCP + menisco laterale |
|---|---|---|
|   |   |   |

| LCP + menisco mediale | Ginocchio varo | Ginocchio valgo |
|---|---|---|
|   |   |   |

# Parte 2

## 7. - Gli studi sull'uomo

Ulteriori lavori sono stati svolti per cercare di determinare eventuali problematiche ascrivibili al dispositivo a centro di rotazione variabile rispetto agli altri sistemi presenti sul mercato.

## 7.1. – La tolleranza del tutore con snodo a centro di rotazione variabile nella rieducazione del ginocchio instabile

*XVI Congresso Internazionale di Riabilitazione e Traumatologia - Milano 2007*

*Pellis G., Di Cosmo F.*

**Lo scopo.** Valutare la tolleranza da parte di giovani atleti di due tutori per ginocchio, diversi per tipo di snodo articolare utilizzato: lo snodo a centro di rotazione variabile (fig. 7.1.1.) e lo snodo a doppio centro (fig. 7.1.2.).

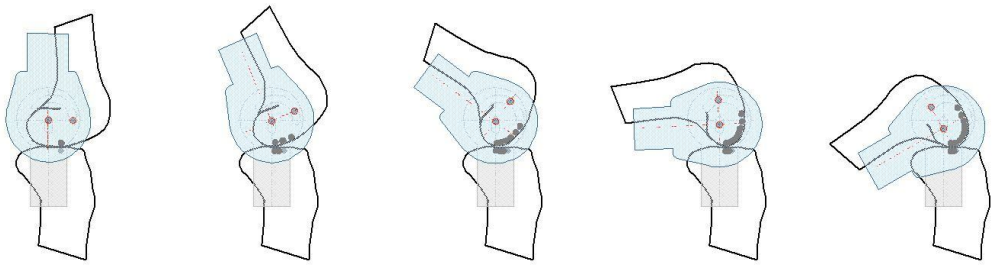


Fig. 7.1.1.

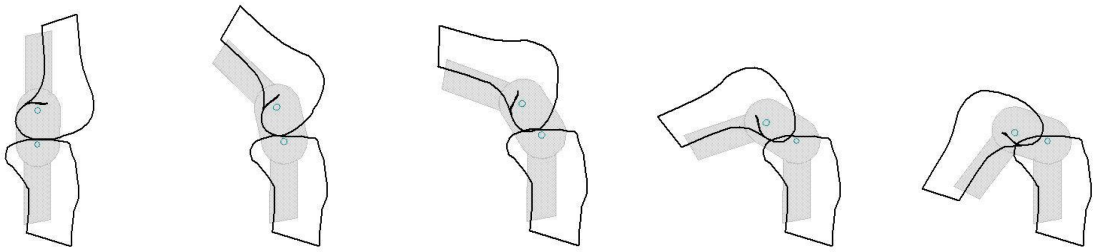


Fig. 7.1.2.

**Il campione.** 8 maschi e 2 femmine (calciatori) hanno svolto i test in 2 fasi: la prima, articolata in 4 esercizi, indossando una sola ginocchiera, ora di un tipo ora dell'altro, con scelta casuale e la seconda fase nella quale dovevano essere completati 10 esercizi, con ambedue le ginocchiere indossate contemporaneamente.

**Il metodo di valutazione.** A conclusione di ogni esercizio, al soggetto veniva chiesto di indicare, su scala analogica con punteggio compreso tra 1 e 10 (fig. 7.1.3.), le sensazioni soggettive di fastidio, di mobilizzazione del tutore, di limitazione del movimento avvertite durante la prova e quante volte aveva riposizionato con la mano il tutore.

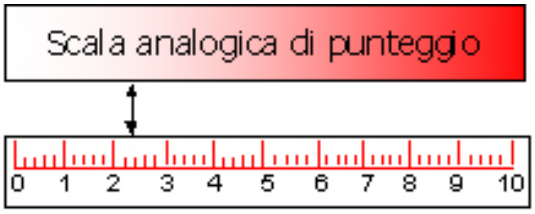



fig. 7.1.3.

**RISULTATI**

**Prima fase**

| | | |
|---|---|---|
| Es.1) camminata / walking | 5,5 km/h: | - 4,3% |
| Es.2) corsa / running | 8,5 km/h: - | - 22,3% |
| Es.3) corsa / running | 12 km/h: - | - 37,5% |
| Es.4) corsa / running | 20 kh/h: | - 1,9% |
| **Media** | | **16,5%** |

**Seconda fase**

| | | |
|---|---|---|
| Es.1) camminata / walking | 5,5 km/h: | +30,7% |
| Es.2) corsa / running | 8,5 km/h: | +20,1% |
| Es.3) corsa / running | 12 km/h: | +27,2% |
| Es.4) corsa / running | 20 km/h: | +29,3% |
| Es.5) salti verticali / vertical jumps | n.15: | +25,2% |
| Es.6) traslocazione laterale / lateral translocation: | | +28,7% |
| Es.7) corsa avanti e all'indietro / running forwards and backwards: | | +21,9% |
| Es.8) corsa balzata / running and jumping: | | +30,7% |
| Es.9) cyclette 125 watt: | | +27,2% |
| Es.10) tavoletta propriocettiva / proprioceptive table: | | +18,5% |
| **Media:** | | **+25,9% = comfort** |

**CONCLUSIONI**

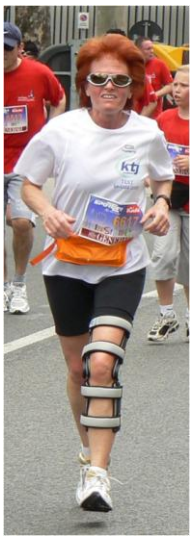
La tolleranza positiva (+25,9%) della ginocchiera che utilizza lo snodo CRV rispetto alla ginocchiera che utilizza lo snodo a doppio centro, rispecchia a livello di sensazione personale, quanto già sperimentalmente ricavato negli studi precedenti che indicavano la trasmissione di minime ed equilibrate tensioni dallo snodo a centro di rotazione variabile sui legamenti crociati durante il movimento del ginocchio e la corrispondenza del moto roto-traslatorio proposto dallo snodo CRV con la traiettoria reale del ginocchio. Tale corrispondenza non è verificabile con lo snodo a doppio centro, proposto peraltro dalla maggior parte dei tutori in commercio.

**Bibliografia**

1. Di Cosmo F, Pellis G.: Influenza di diversi tipi di snodo per tutore del ginocchio sui rapporti dinamici fra femore e tibia, Riv It Biol Med, 23, Suppl. 1: 405-7, 03;

2. Pellis G, Di Cosmo F.: Tensioni indotte sui legamenti crociati da diversi tipi di snodo per tutore del ginocchio, Riv It Biol Med, 23, Suppl. 1: 402-4, 2003;

3. Jensen MP, Turner LR, Turner JA, Romano JM.: The use of multiple-item scale for pain intensity measurement in chronic pain patients, Pain 67: 35-40, 1996.



## 7.2. - Lo snodo a centro di rotazione variabile sui tutori.

### 7.2.1. - La $^1/_2$ maratona

Una successiva verifica in merito al comfort riscontrato nello studio presentato nelle pagine precedenti, è stata proposta facendo correre 4 soggetti sani che indossavano un tutore con snodo a CRV, la mezza maratona (21.097m).

I soggetti che si sono sottoposti a questa verifica avevano avuto istruzione che in caso di "fastidio" o "impedimento nella corsa", potevano toglierlo il tutore in qualsiasi momento per non rinunciare a portare a termine la gara.

Ci si proponeva, comunque, di verificare le condizioni della cute dopo il traguardo, in considerazione del fatto che se questa fosse risultata arrossata o abrasa, tale inconveniente sarebbe stato imputato al conflitto tra la traiettoria dello snodo a centro di rotazione variabile ed il moto fisiologico del ginocchio.

Si vuole far presenta che in queste gare, dove la ripetitività del gesto viene proposta senza interruzione per oltre due ore, anche una maglia con una cucitura mal fatta, può portare ad abrasioni e sanguinamenti delle parti più sensibili della cute.

**Risultati**

Al termine della prova, tutti gli atleti esaminati non presentavano alcun segno di arrossamento sulla cute.

Oltre a ciò le dichiarazioni sulle sensazioni avute durante la corsa sono state molto positive.

Quasi tutti sono stati concordi nell'affermare che inizialmente "sentivano" il tutore, ma appena sono "entrati in gara", un po' per effetto della stanchezza un po' per coinvolgimento tattico, non "lo sentivano più". Oltre a ciò, a fine gara il commento comune è stato: *"sentivo la gamba più stabile e più riposata"*

L'anno successivo (2009), visti gli effetti particolarmente positivi sui soggetti sani, la ricerca è stata estesa anche a "maratoneti infortunati" che non potevano gareggiare ma non volendo rinunciare ad una "sgambata". 5 atleti hanno accettato di partecipare ad un corsa "non competitiva" di 8 km utilizzando un tutore con snodo a CRV.

Tutti 5 gli atleti partecipanti hanno terminato la gara.

Il commento comune: *"la ginocchiera mi ha aiutato, ho sentito la differenza, sono riuscito a finire la gara senza fermarmi, non mi si è gonfiato il ginocchio"*

Anche in questo caso nessun soggetto, terminata la prova, aveva segni di abrasioni o irritazioni cutanee riconducibili a sfregamento o conflitto tra il tutore e la cute.

## 7.3. - The variable rotation centre knee-pad: assessment of gait and ADL in patients with gonarthrosis operated for lower limb arthroprosthesis

## La ginocchiera a centro di rotazione variabile: valutazione della deambulazione e delle ADL in pazienti con gonartrosi operati di protesi agli arti inferiori.

8th Mediterranean Congress of Physical and Rehabilitation Medicine – Limassol – Cyprus 29/9 – 2/10 - 2010

Mazzuchelli N, Beinat M, Lamprecht G, Marzioti P, Omati L, Possamai A, Pesavento V, Toffano M, Zadini A.
S.C. Medicina Riabilitativa Azienda Ospedaliero-Universitaria "Ospedali Riuniti" Trieste

**Foreword**: the term gonarthrosis is meant as a degenerative process initially involving cartilage and in advanced phases affecting also bones and synovial joints of the knees. Associated symptoms render the rehabilitation program very complex by not allowing proper support to the limb affected by osteoarthritis, making it difficult for the patient to return to a correct gait and slowing down, and sometimes even preventing, a full recovery of autonomy in activities of daily living.

Can a variable rotation centre knee-pad favour the recovery of a good autonomy level in ADL?

**Resources and Methods**: This testing began in January 2010. Subjects are represented by 20 patients (11 female and 9 male) who underwent surgery of hip or knee arthroprosthesis, who were carriers of gonarthrosis homo-or contralateral. 11 were female and 9 were male.
Minimum age of subjects 65 years, maximum age of subjects 86 years, average age of subjects 76 years. The controls consist of patients who underwent the same kind of operation but without phenomena of gonarthrosis. 11 female 9 male. Minimum age of subjects 67 years, maximum age of subjects 84 years, average age of subjects 77 years.
Subjects were given a variable rotation centre knee-pad, a device designed to follow the fascial and ligamentous structures of the knee.
The two groups were controlled through the WOMAC osteoarthritis index both in terms of level of autonomy in ADL when admitted to our department and on months 1 and 3.
Patients with gonarthrosis using the knee-pad were also evaluated on a stabilometric platform through the Static Test Riva in order to define the oscillation of the body axis and to evaluate the usage time of hands in a precautionary support position. They were also evaluated with the 100 m Walking Test for comparing the travel time of 100 m with and without knee-pad., and finally the pain symptom was avaluated through the VAS scale before and after the application of the knee-pad.

**Results**: Subjects evaluated so far show have shown a level of autonomy in ADL overlapable to patients without osteoarthritis after the use of the knee-pad.
This can be seen in the chart.
Please remember that higher WOMAC grade correspond to worse clinical conditions.
The assessment of the balance through the stabilometric platform through the Static Test Riva demonstrates that the use of a variable rotation centre knee-pad determines a reduction of the swing in monopodalic support thereby reducing the risk of falling.
As seen in chart 2 the average oscillation of the body axis during monopodalic support passes from 3,0° to 2,4 ° and it decreases its precautionary resting time (see chart 3) from 82,2% to 60,7% in patients using the knee-pad.

The 100 meters walking test shows an improvement of the capacity of dynamic walking. Patients using the variable rotation centre knee-pad show an average reduction in 100 m walking time from 2:45 to 2:25 minutes.

According to VAS scale (Chart 5), pain evaluated before using the knee-pad and a month after its use, outlines a distinctive decrease of the pain symptom with the average VAS grade dropping from 7 to 3.

**Introduzione:** per gonartrosi si intende un processo degenerativo inizialmente a carico delle strutture cartilaginee che coinvolge nelle fasi avanzate le componenti articolari ossee e sinoviali del ginocchio. I segni e sintomi associati rendono decisamente il percorso riabilitativo complesso non permettendo un corretto appoggio sull'arto interessato da artrosi, rendendo difficile il ritorno ad una deambulazione corretta e rallentando e talora impedendo un recupero completo dell'autonomia nelle attività della vita quotidiana.
Può una ginocchiera a centro di rotazione variabile favorire il recupero di un buon livello di autonomia nelle ADL?

**Materiali e metodi:** Lo studio è iniziato nel gennaio 2010. I casi sono rappresentati da 20 pazienti sottoposti ad intervento di artroprotesi di anca o di ginocchio portatori di gonartosi omo o controlaterale. 11 femmine, 9 maschi.
Età minima 65 aa, età massima 86 aa, età media 76 anni. I controlli sono costituiti da pazienti sottoposti allo stesso tipo di intervento che non presentano però fenomeni di gonartrosi. 11 femmine, 9 maschi. Età minima 67 aa, età massima 84 aa, età media 77 anni.
I casi hanno utilizzato una ginocchiera a centro di rotazione variabile, un dispositivo studiato per garantire il rispetto delle strutture fasciali e ligamentose del ginocchio. I due gruppi sono stati confrontati sia per quanto riguarda il recupero dell'autonomia nelle ADL, attraverso la scala WOMAC, al momento dell'ammissione nel nostro Reparto ed ad uno e tre mesi dalla dimissione.
I pazienti con gonartrosi, che utilizzano la ginocchiera,
Sono stati inoltre valutati su piattaforma stabilometrica attraverso il Test di Riva Statico per la valutazione dell'oscillazione dell'asse corporeo e per la valutazione del tempo di utilizzo delle mani in posizione di appoggio precauzionale, con il Test del cammino di 100 metri, comparando il tempo di percorrenza di tale distanza con e senza ginocchiera, ed infine confrontando il sintomo dolore rilevato mediante scala VAS prima e dopo il ricorso alla ginocchiera.

**Risultati:** i casi valutati mostrano un livello di autonomia nelle attività della vita quotidiana (ADL) sovrapponibile con i pazienti non interessati da concomitante gonartrosi dopo il ricorso all'utilizzo della ginocchiera.
Il dato lo si può osservare nel grafico 1. Ricordiamo che punteggi WOMAC maggiori corrispondono a condizioni peggiori.
La valutazione dell'equilibrio su pedana stabilometrica attraverso il Test di Riva Statico dimostra che l'uso di una ginocchiera a centro di rotazione variabile determina una riduzione statisticamente significativa dell'oscillazione in appoggio monopodalico con conseguente riduzione del rischio di caduta.
Come si osserva nel grafico 2, l'oscillazione media dell'asse corporeo in appoggi monopodalico passa, con l'impiego della ginocchiera, da 3,0° a 2,4° e si riduce (grafico 3) il tempo di appoggio precauzionale in percentuale dall'82,2% al 60,7%.
Il Test del cammino di 100 metri (grafico 4) dimostra un miglioramento della capacità deambulatoria, i pazienti, con l'utilizzo di una ginocchiera a centro di rotazione variabile, mostrano una riduzione media del tempo di percorrenza di 100 metri da 2:45 a 2:25 minuti.
Il dolore secondo la Scala VAS (grafico 5), valutato prima dell'impiego della ginocchiera e a distanza di un mese dall'utilizzo della stessa, vede un netto decremento di tale sintomo con il punteggio VAS medio che passa da 7 a 3.

**Chart 1 – Grafico 1**

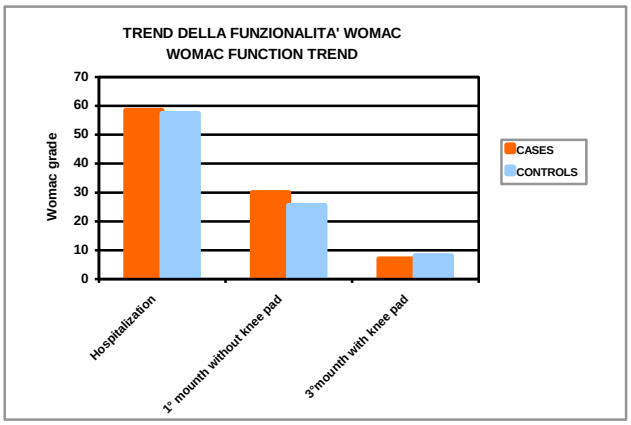



**Chart 2 – Grafico 2**

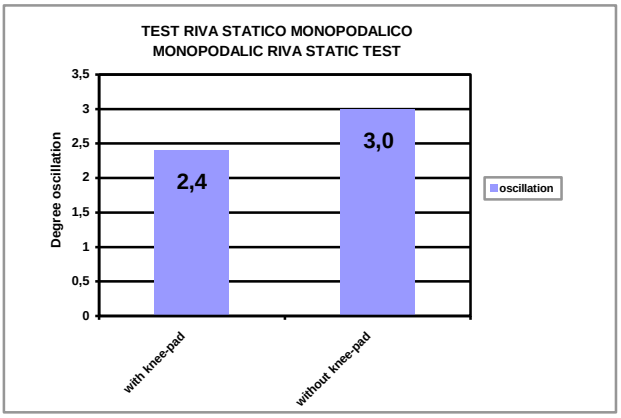



**Chart 3 – Grafico 3**

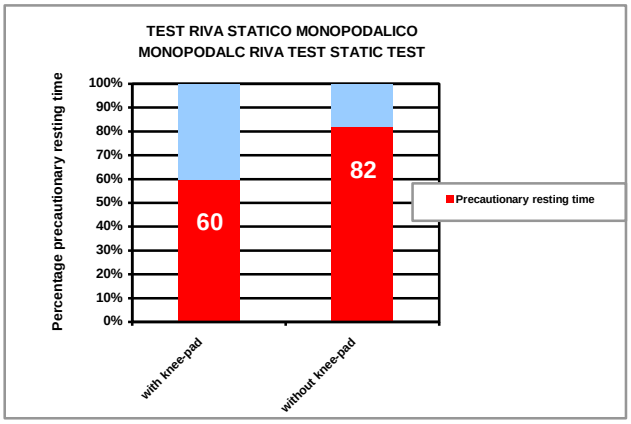



**Chart 4 – Grafico 4**

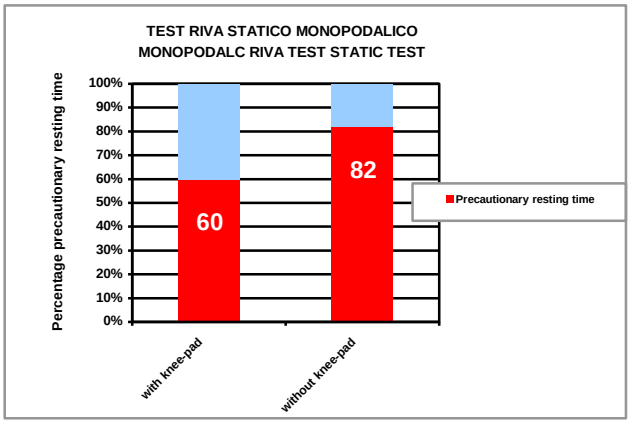
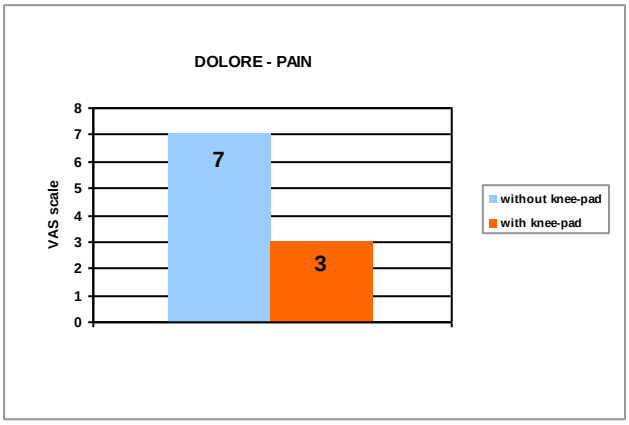



**Chart 5**




**Conclusions:** The employment of a variable rotation centre knee-pad should be one of the main treatments in the management managing of gonarthrosis. Our result confirms the ipotesis assumption that a variable rotation centre knee-pad favours the recovery of a good good quality autonomy level in ADL without exert causing unnecessary stress on the fascial and ligamentous structures.
The variable rotation centre knee-pad also determines a prompt and immediate pain reduction and improved balance and gait thereby reducing the risk of downfalls.

**Conclusioni:** l'utilizzo di una ginocchiera a centro di rotazione variabile deve rientrare tra i trattamenti di prima scelta nella gestione dell'artrosi di ginocchio. I nostri risultati confermano l'ipotesi che una ginocchiera a centro di rotazione variabile favorisce il recupero di un buon livello di autonomia nelle attività della vita quotidiana senza determinare inutili sollecitazioni sulle strutture ligamentose e fasciali del ginocchio. Il dispositivo determina inoltre un'immediata riduzione del dolore ed un miglioramento dell'equilibrio e della deambulazione con conseguente riduzione del rischio di cadute.

# Parte 3

## 8 - Il carico protetto

L'utilizzo del dispositivo a centro di rotazione variabile
quale aiuto nella ripresa delle azioni motorie

Partendo dai lavori presentati all'8th Mediterranean Congress of Physical and Rehabilitation Medicine – Limassol – Cyprus 29/9 – 2/10 – 2010 a firma di Mazzuchelli N, Beinat M, Lamprecht G, Marzioti P, Omati L, Possamai A, Pesavento V, Toffano M, Zadini A.,

*1 - The variable rotation centre knee-pad: assessment of gait and ADL in patients with gonarthrosis operated for lower limb arthroprosthesis ( La ginocchiera a centro di rotazione variabile: valutazione della deambulazione e delle ADL in pazienti con gonartrosi operati di protesi agli arti inferiori);*

*2 - Joint recovery after knee replacement surgery: comparison between a passive motion device with a fixed rotation centre or a variable rotation centre (Il recupero articolare dopo intervento di protesi di ginocchio: confronto tra un dispositivo di mobilizzazione passiva a centro di rotazione fissa ed uno a centro di rotazione variabile)*

è stato approfondito, quale logica conseguenza che segue l'utilizzo di un dispositivo a centro di rotazione variabile, la necessità di riacquistare la piena funzionalità motoria dell'arto inferiore che indiscutibilmente passa per una corretta ripresa della deambulazione e, successivamente, anche la ripresa alla corsa.

Quanto riportato in seguito, comunque, vuole essere solo una indicazione generale su come utilizzare il dispositivo a centro di rotazione variabile nella ripresa funzionale dell'arto inferiore con patologie al ginocchio nel

periodo nel quale, finite le cure mediche, ma persistendo ancora rigidità muscolare, gonfiore, limitata articolabilità e dolore e non è possibile riprendere la completa attività deambulatoria e tantomeno quella ludico-sportiva.

Una giusta programmazione del movimento, a **carico protetto**, determina le condizioni più favorevoli per una più corretta successione di stimoli "meccanici" che, sfruttando il principio della supercompensazione, operano quel riadattamento progressivo che tende a riportare quanto infortunato alla funzionalità primitiva in base ai principi fisiologici messi in evidenza dalla "sindrome generale di adattamento".

## 8.1. – Cos'è il carico protetto

Oggigiorno esistono numerose proposte indirizzate alle ripresa dell'attività deambulatoria per soggetti affetti da patologia cartilaginea del ginocchio.

Pur con la consapevolezza che le lesioni del tessuto cartilagineo tendono a non guarire e a degenerare in artrosi, la letteratura riporta numerosi approcci riabilitativi: indirizzati allo sviluppo della forza eccentrica, ad un adeguato trofismo muscolare, alla mobilizzazione precoce, ecc..

Da una attenta analisi dei protocolli esistenti ed in particolare di un approfondimento sulle caratteristiche meccaniche del tessuto cartilagineo con specifico riferimento ai concetti di "anisotropia" ed "adattabilità" è stato elaborato il sistema a **Carico Protetto** basato sull'utilizzo nell'attività motoria riabilitativa di un dispositivo a centro di rotazione variabile a garanzia del rispetto della perpendicolarità del carico e dei rapporti articolari in sinergia con l'attività deambulatoria programmata in funzione dello sfruttamento di quelle leggi fisiologiche che regolano il processo di adattamento (o riadattamento) organico.

La metodologia proposta è stata applicata per più di 10 anni al Centro Regionale dello Sport di Trieste su atleti e non, in particolare su soggetti compresi in una fascia età dai 40 ai 60 anni che presentavano problemi conseguenti ad artrosi al ginocchio.

I risultati sono stati particolarmente positivi ed hanno indotto a perfezionare un protocollo di lavoro in modo tale da create le migliori condizioni per risvegliare quella catena di risposte fisiologiche che tendono a determinare un **ri-potenziamento** del tessuto cartilagineo articolare.

Il sistema a **"carico protetto"** è stato quindi strutturato quale protocollo riabilitativo a seguito di traumi cartilaginei/articolari del ginocchio con il fine di offrire una

**difesa meccanica** con l'utilizzo di un dispositivo a centro di rotazione variabile a garanzia del massimo rispetto dei rapporti articolari, della verticalità del carico e della riduzione di carico durante la deambulazione (con conseguente riduzione o scomparsa del dolore)

**difesa da stress da sovraccarico** proponendo una corrispondente programmazione della quantità di carico (inteso come velocità di deambulazione, distanza da percorrere e tempi di recupero) organizzata nel rispetto delle leggi che regolano l'adattamento organico all'attività motoria.

## 8.2. - La bio-meccanica della cartilagine

La cartilagine articolare è un tessuto composto da fibre collagene immerse in una matrice di proteoglicani; non e innervata e non possiede vasi sanguigni. Gli unici elementi cellulari sono i condrociti, specializzati a vivere in un ambiente continuamente sollecitato (fig. 8.2.1.).

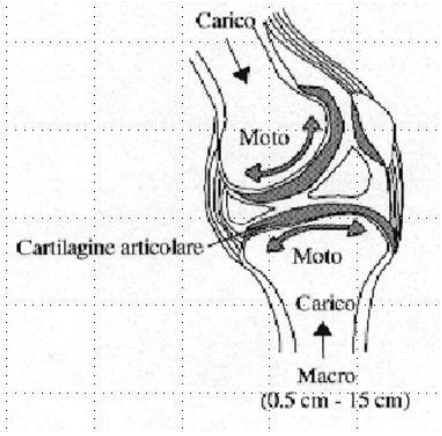



Fig. 8.2.1.

I condrociti sono longevi e, in condizioni normali, terminano di moltiplicarsi alla fine della crescita, mantenendo il loro numero inalterato per il resto della vita.

La cartilagine articolare ha scarse capacità intrinseche di riparazione e ogni difetto di tale tessuto tende a non guarire degenerando con il tempo in artrosi. L'esercizio può ritardare questo processo in quanto i condrociti sono in grado di rispondere positivamente agli stimoli meccanici anche se la risposta delle cellule cartilaginee sarà differente in base all'intensità degli stimoli meccanici somministrati e dalla sua costituzione.

La cartilagine articolare è composta principalmente da acqua (68-85%), collagene (10-20%) e proteoglicani (5-10%) che agiscono insieme; in particolare il comportamento meccanico dipende dalla quantità di collagene e dalla disposizione nello spessore della cartilagine stessa.

Microscopicamente la cartilagine può essere suddivisa in 4 zone in base all'organizzazione del collagene e dalla densità di proteoglicani: la prima zona (superficiale che equivale al 10-20% dello spessore) ha il più alto contenuto di collagene (85%) e le fibrille sono orientate parallelamente alla superficie; il sistema fibrillare assume nel complesso la morfologia ad archi multipli e le fibre di collagene si intersecano fittamente tra loro per costituire una rete tridimensionale negli interstizi della quale viene "trattenuta" la componente liquida.

Quando, a causa di forze di compressione, l'acqua contenuta nel sistema fibrillare viene spremuta fuori (fig. 8.2.2.) genera forze di trascinamento tra la componente liquida e la matrice solida che cresce all'aumentare della compressione e rende più difficile il trasudamento. La cartilagine, quindi, si irrigidisce all'aumentare del carico.

Il grado di compattazione dei proteoglicani influisce sul moto dei fluidi durante la compressione e quindi sulla permeabilità quale resistenza del flusso attraverso la matrice cartilaginea. In particolare, quando la cartilagine è sottoposta a compressione si viene a determinare un attrito viscoso dovuto alle resistenze che il fluido interstiziale incontra nel suo movimento. Sotto carchi crescenti, il flusso di fluido diminuisce e con essa la permeabilità che accompagna la compressione che è lo stress meccanico che agisce sulle cartilagini articolari del ginocchio durante la deambulazione che è la principale azione motoria per lo spostamento.

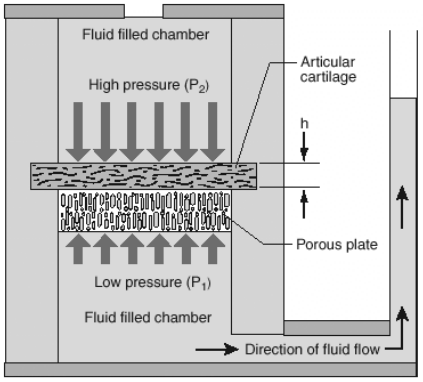



fig. 8.2.2.

### Le compressioni alternate

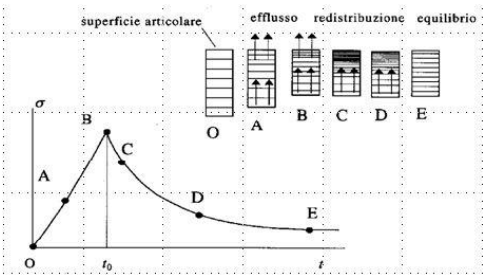



fig. 8.2.3.

MK Barker e BB Seedhom (2000), hanno analizzato in laboratorio il comportamento della cartilagine sottoponendo campioni della stessa a **compressioni alternate** al pari di quanto avviene durante la deambulazione (fig. 8.2.3.).

Dai loro risultati appare che inizialmente, quando la superficie della cartilagine è sollecitata con carichi alternati, l'acqua essudata durante la fase di carico non viene totalmente riassorbita durante la fase di recupero, ovvero la cartilagine non compensa completamente la deformazione ricevuta.

Con il proseguire del numero delle fasi carico/recupero, invece, si ha una riduzione di perdita della quantità di liquido: la cartilagine durante la compressione rilascia una quantità di acqua pari a quanto ne riassorbe nella fase di scarico (fig. 8.2.4.).

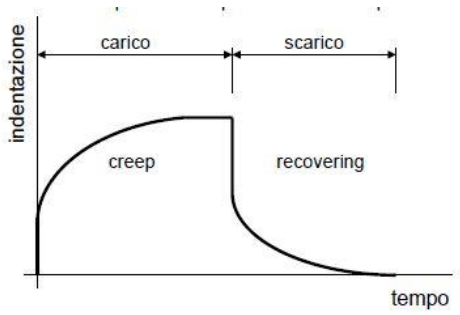



fig. 8.2.4.)

Si ha quindi una deformazione istantanea della matrice solida durante il caricamento seguita da un recupero istantaneo ed uguale di forma durante la fase di scarico. Durante tale comportamento, definito "elastico", si evidenzia una minima deformazione determinata dalla essudazione e conseguente assorbimento di piccoli ed uguali volumi di liquidi che dipendono dall'attrito viscoso.

La "visco-elasticità", quindi, determina un effetto di "ammortizzatore" realizzato in funzione dell'alternanza dei carichi verticali che agiscono durante la deambulazione.

**L'anisotropia**

La cartilagine è un tessuto con **proprietà anisotrope** che resiste prevalentemente alla compressione esercitata da forze verticali come studiato da *Jurvelin JS, Buschmann MD, Hunziker EB* nel lavoro "*Anisotropia meccanica della cartilagine articolare del ginocchio umano in compressione*" 2003).

Ricordando che l'anisotropia è la proprietà meccanica per la quale un materiale ha caratteristiche che dipendono dalla direzione lungo la quale le forze agiscono, con specifico riferimento al ginocchio, gli Autori affermano che "l'a*nisotropia durante la compressione* (esercitata in direzione ortogonale al punto di contatto articolare) *può essere essenziale per la funzione della cartilagine … Questa proprietà deve essere considerato nello sviluppo di avanzati modelli teorici per la biomeccanica della cartilagine*".

Pare pertinente anche riportare che MK Barker e BB Seedhom (2000), in merito all'ambiente nel quale le cartilagini lavorano, affermavano che: "***il liquido sinoviale**, soprattutto in condizioni di carico statico, consente prestazioni nettamente migliori*". Peraltro, le prestazioni delle cartilagini articolari dipendono anche dal tipo di liquido sinoviale presente nella articolazione che, costituito da plasma sanguigno, ialuronati e glicoproteine, agisce come lubrificante e fornisce nutrimento alle cartilagini.

**L'adattamento ai carichi verticali**

Il concetto più rilevante per lo sviluppo di un razionale protocollo riabilitativo, si basa su quanto riscontrato sperimentalmente da MK Barker e BB Seedhom (2000) che affermavano: "*tutti i componenti costituenti la matrice della cartilagine si **adattano** in funzione delle compressioni deformanti* " in particolare a quelle forze che vengono esercitate perpendicolarmente al piano superficiale (fig. 8.2.5.) come accade nella deambulazione.

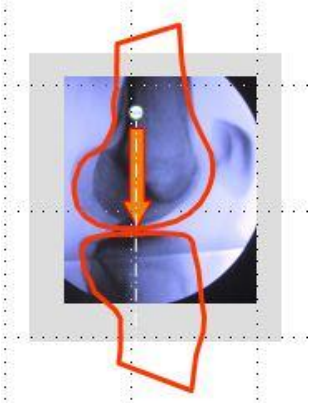


fig. 8.2.5.

E' sul concetto di **adattabilità** che la cartilagine nel protocollo riabilitativo viene associata ad una qualsiasi funzione biologica: se il tessuto cartilagineo, infatti, non può rigenerarsi, sarà quello vecchio rimasto integro che, se stimolato correttamente (rispettando il concetto di anisotropia) e secondo i principi che regolano l'adattamento organico, potrà riadattarsi alla nuova situazione aumentando la sua efficienza e funzionalità.

## 8.3. - Applicazione delle leggi dell'adattamento organico quale base teorica del protocollo riabilitativo

L'adattamento organico sfrutta quella catena di risposte fisiologiche, definita da Selye come ***Sindrome Generale di Adattamento***, conseguente ad una situazione di "stress" quali traumi, malattie, forti emozioni, lavoro motorio, ecc..

La catena di reazioni si articola in risposte:

- ***Aspecifiche*** di breve durata e di debole intensità seguite da fenomeni *molto pronunciati* con la particolarità di essere sempre uguali, indipendentemente dall'agente stressorio che colpisce l'organismo: trauma, malattia, emozione, lavoro motorio, ecc.;
- ***Specifiche*** che tendono a potenziare una o più funzioni biologiche *con effetto di sommazione* in seguito alla ripetitività costante dello stress o inteso come ripetizione del lavoro motorio specifico.

I fenomeni di risposta "*molto pronunciata*" e "*l'effetto di sommazione*", sono la base dell'adattamento di una funzione organico ovvero della modifica di una specifica struttura orientata a sopportare situazioni sempre più gravose.

Affinché ciò possa avvenire lo stimolo meccanico/motorio deve venir programmato in maniera consequenziale e crescente: infatti se la prima esposizione non è stata troppo severa e la durata della fase di riposo è stato sufficiente, la successiva esposizione trova l'organismo già predisposto e con un grado di adattamento superiore in partenza, in quanto l'organismo ripaga sempre il lavoro svolto con un livello maggiore di quanto speso (risposta molto pronunciata); questo aumento di disponibilità energetica viene definita "supercompensazione".

Ciò porta ad un successivo innalzamento della resistenza allo stimolo specifico rispetto a quella iniziale, purché il tempo intercorso tra le due esposizioni non sia eccessivo e l'organismo ne conservi il ricordo.

In questo caso, una nuova esposizione ben dosata anche se più intensa della precedente, farà aumentare ancora la capacità di adattamento e di resistenza; si costituirà così per ripiani, un aumento della capacità predisponendo il sistema ad impegni sempre più intensi (fig. 8.3.1.).

fig. 8.3.1.

Una corretta organizzazione del lavoro di riabilitazione, quindi, deve prevedere una razionale e progressiva distribuzione dei carichi di lavoro tra le varie sedute che devono essere incrementati gradualmente e progressivamente, ma alternati da precise fasi di sfogo (durante le quali il carico deve diminuire) e di riposo.

E' in tali periodi che avviene l'ADATTAMENTO organico ovvero l'insediamento di quei meccanismi che ripagano il lavoro effettuato, accrescendo e cementando così le riserve funzionali e predisponendo il sistema biologico ad un impegno più gravoso (fig, 8.3.2.).

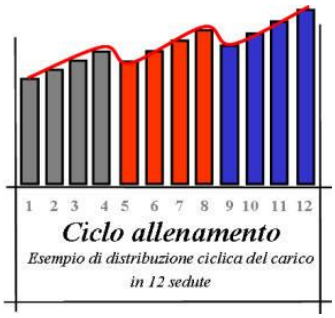



fig. 8.3.2.

Nello specifico, la programmazione dell'attività motoria orientata alla ripresa funzionale della cartilagine del ginocchio deve prevedere una precisa consequenzialità di stimoli "pressori" (alternanza compressione/recupero) generati dall'azione deambulatoria durante la quale viene riattivato il processo visco-elastico di "ammortizzatore" della cartilagine e programmabili in base a "velocità di deambulazione, distanza da percorrere, tempi di recupero".

Nello specifico sono stati elaborati tre principali tipologie di protocolli riabilitativi orientati a:

- la ripresa della deambulazione
- la ripresa della corsa
- il potenziamento della muscolatura dell'arto inferiore.

- **i programmi per la ripresa della deambulazione a carico protetto**,

sono stati elaborati cercando di rispettare le caratteristiche meccaniche della cartilagine, per riavviare quel processo visco-elastico che è posto alla base della funzionalità meccanica.

A tale scopo ogni programma indica esattamente

- **la velocità di deambulazione** da mantenere (calcolata in funzione dei risultati sui quali è stata calcolata l'alternanza essudazione/assorbimento del liquido cartilagineo durante la compressione);
- **la distanza da percorrere** (calcolata in funzione del numero di fasi carico/recupero durante le quali le proprietà meccaniche della cartilagine restano inalterate);
- **i periodi di recupero** da effettuare tra le serie di lavoro affinché la cartilagine riposi e recuperi totalmente le sue caratteristiche di visco-elasticità.

Tra le singole sedute di allenamento, è determinante un moderato aumento del carico di lavoro (inteso come velocità, distanza, tempo di recupero) affinché ci possa essere quell'effetto di sommazione che va a sfruttare quella risposta *molto pronunciata* provocata dalla seduta di lavoro precedente.

L'efficacia del programma deve essere basato sulla deambulazione a precise velocità mantenute per precise distanze. E' molto importante, quindi, seguire scrupolosamente la programmazione impostata anche quando ci si sente bene e si è convinti di poter "fare di più".

Nell'elaborazione ciclica dei carichi di lavoro, orientati in particolare all'adattamento della cartilagine articolare del ginocchio, si deve necessariamente tener conto delle caratteristiche antropometriche del soggetto ed in particolare del peso corporeo che inevitabilmente grava sul ginocchio. Più il soggetto è pesante, più il carico deve essere inizialmente diminuito e distribuito nel tempo per non sovraccaricare la struttura articolare.

Per risolvere tale problematica, la distribuzione del carico tra le singole sedute di lavoro può essere modulata in funzione dell'Indice di Massa Corporea (meglio conosciuto come Body Mass Index –BMI – fig. 8.3.4.):

| PESO (kg) | 45.3 | 47.6 | 49.8 | 52.1 | 54.4 | 56.7 | 59.9 | 61.2 | 63.5 | 65.7 | 68.0 | 70.3 | 72.5 | 74.8 | 77.1 | 79.3 | 81.6 | 83.9 | 86.1 | 88.4 | 90.7 | 92.9 | 95.2 | 97.5 | 99.7 | 102.0 | 104.3 | 106.5 | 108.8 | 111.3 | 113.4 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| ALTEZZA (cm) | INDICE DI MASSA CORPOREA (BMI) | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 152 | 20 | 21 | 21 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 33 | 34 | 35 | 36 | 37 | 38 | 39 | 40 | 41 | 42 | 43 | 44 | 45 | 46 | 47 | 48 | 49 |
| 154 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 33 | 34 | 35 | 36 | 37 | 38 | 39 | 40 | 41 | 42 | 43 | 43 | 44 | 45 | 46 | 47 |
| 157 | 18 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 33 | 34 | 35 | 36 | 37 | 37 | 38 | 39 | 40 | 41 | 42 | 43 | 44 | 45 | 46 |
| 160 | 18 | 19 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 33 | 34 | 35 | 35 | 36 | 37 | 38 | 39 | 40 | 41 | 42 | 43 | 43 | 44 |
| 162 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 21 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 33 | 33 | 34 | 35 | 36 | 37 | 38 | 39 | 39 | 40 | 41 | 42 | 43 |
| 165 | 17 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 32 | 32 | 33 | 34 | 35 | 36 | 37 | 37 | 38 | 39 | 40 | 41 | 42 |
| 167 | 16 | 17 | 18 | 19 | 19 | 20 | 21 | 22 | 23 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 31 | 32 | 33 | 34 | 35 | 36 | 36 | 37 | 38 | 39 | 40 | 40 |
| 170 | 16 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | 20 | 21 | 22 | 23 | 23 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 31 | 31 | 32 | 33 | 34 | 34 | 35 | 36 | 37 | 38 | 38 | 39 |
| 172 | 15 | 16 | 17 | 17 | 18 | 19 | 20 | 21 | 21 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 30 | 31 | 32 | 33 | 33 | 34 | 35 | 36 | 36 | 37 | 38 |
| 175 | 15 | 16 | 16 | 17 | 18 | 18 | 19 | 20 | 21 | 21 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 30 | 30 | 31 | 32 | 32 | 33 | 34 | 35 | 35 | 36 | 37 |
| 177 | 14 | 15 | 16 | 17 | 17 | 18 | 19 | 19 | 20 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 29 | 30 | 31 | 32 | 32 | 33 | 34 | 34 | 35 | 36 |
| 180 | 14 | 15 | 15 | 16 | 17 | 17 | 18 | 19 | 20 | 20 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 28 | 29 | 29 | 30 | 31 | 31 | 32 | 33 | 33 | 34 | 35 |
| 182 | 14 | 14 | 15 | 16 | 16 | 17 | 18 | 18 | 19 | 20 | 20 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 28 | 28 | 29 | 30 | 31 | 31 | 32 | 33 | 33 | 34 |
| 185 | 13 | 14 | 15 | 15 | 16 | 16 | 17 | 18 | 18 | 19 | 20 | 20 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 28 | 28 | 29 | 30 | 30 | 31 | 32 | 32 | 33 |
| 187 | 13 | 13 | 14 | 15 | 15 | 16 | 17 | 17 | 18 | 19 | 19 | 20 | 21 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 28 | 28 | 29 | 30 | 30 | 31 | 31 | 32 |
| 190 | 12 | 13 | 14 | 14 | 15 | 16 | 16 | 17 | 17 | 18 | 19 | 19 | 20 | 21 | 21 | 22 | 22 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 29 | 30 | 31 | 31 |
| 193 | 12 | 13 | 13 | 14 | 15 | 15 | 16 | 16 | 17 | 18 | 18 | 19 | 19 | 20 | 21 | 21 | 22 | 23 | 23 | 24 | 24 | 25 | 26 | 26 | 27 | 27 | 28 | 29 | 29 | 30 | 30 |

fig. 8.3.4.

più sfavorevole risulta tale indice, più saranno diluiti i carichi di lavoro nel tempo (fig. 8.3.5. a, b, c).

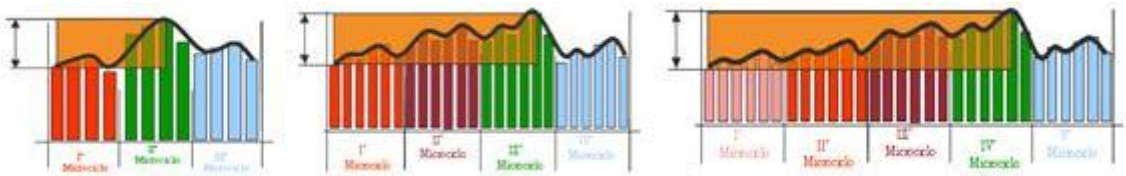



Fig. 8.3.5. a) normopeso b) magrezza/sovrappeso c) obesità

## 8.4. - La ripresa deambulatoria a carico protetto

### L'importanza dell'appoggio del piede nella ripresa deambulatoria

Una corretta ripresa deambulatoria ha come base un corretto rafforzamento dei *sistemi propriocettivi* che vengono attivati unicamente con l'appoggio del piede sul terreno, regione del corpo che trasmette il maggior numero di informazioni sull'equilibrio quale base per una corretta postura e il conseguente controllo dei rapporti tra coscia/gamba/piede.

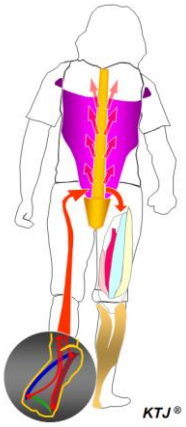


Fig. 8.4.1.

Si può affermare, infatti che un arto con un equilibrio posturale stabile, permette di sviluppare un'attività dinamica corretta.

**Importanza dell'appoggio del piede**

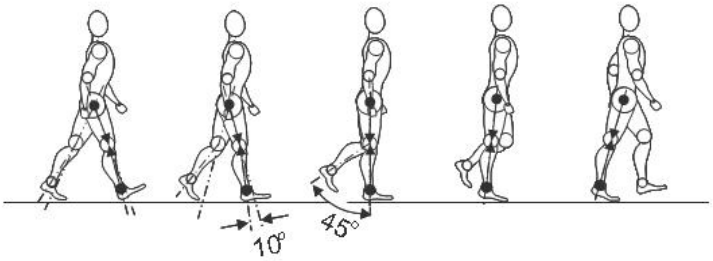
Il piede è la regione del corpo che trasmette il maggior numero di informazioni propriocettive segnalando istante per istante, i movimenti che l'organismo sta compiendo. I principali recettori propriocettivi sono situati negli archi plantari del piede (trasverso, laterale e longitudinale) ed in particolare nella parte anteriore del tallone, sotto la testa dei metatarsi, sotto l'alluce e nei muscoli lombricali del piede e vengono sollecitati in base al grado di deformazione durante l'appoggio (fig. 8.4.1.).

Tale funzione è determinante per l'equilibrio e per una corretta postura e il conseguente controllo dei rapporti tra segmenti coscia/gamba/piede.

### La dinamica deambulatoria

Analizzando in maniera più dettagliata il passo, lo possiamo scomporre in una (fig. 8.4.2.)

- *fase di appoggio*, la coscia è in linea con la gamba ed il peso corporeo grava sul ginocchio;
- *fase aerea*, nella quale il ginocchio vene flesso ad un angolo di 45-50°.



(fig. 8.4.2.)

### La zoppia

Se c'è dolore nella deambulazione, quest'ultimo condiziona in maniera rilevante anche la fase aerea limitando o "bloccando" la flessione della gamba sulla coscia anche nel richiamo in avanti (fig. 7.4.3. e., f., g., h.), che si manifesta con andatura tipica della zoppia; nel basculamento della gamba infortunata in avanti, infatti, la stessa non riesce a piegarsi per accorciare le distanza dal suolo affinchè il piede non entri impatti con il terreno. Istintivamente, quindi, l'azione deambulatoria si modifica: la gamba infortunata rimane semipiegata se non quasi rigida mentre il piede in appoggio è costretto ad estendersi maggiormente per aumentare le differenza di altezza dal suolo del baricentro.

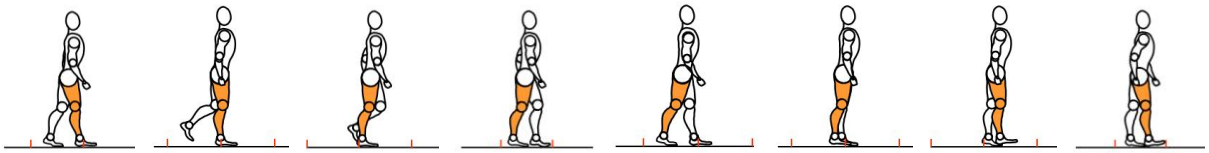


fig. 8.4.3. a) b) c) d) e) f) g) h)

***I bastoni canadesi:*** *si vuole fare presente che le stampelle tradizionali (bastoni canadesi - fig. 7.4.4.) o l'utilizzo del bastone, inizialmente permettono uno scarico rilevante dell'articolazione ma, in considerazione del fatto che l'appoggio avviene sempre su più punti, nella ripresa della deambulazione non permettono di sfruttare gli "sbilanciamenti" sui quali si basa la stimolazione propriocettiva e il ripristino degli equilibri posturali.*

Fig. 8.4.4.

**Il Feed-Forward**

Considerando che il sistema nervoso è capace non solo di eseguire movimenti già conosciuti (peraltro svolti in forma automatica come la deambulazione), ma di apprenderne nuovi e di adattarli per l'esecuzione di gesti complessi, questi vengono "progettati" con la creazione di rappresentazioni cerebrali dell'apprendimento dette *engrammi,* che consentono un ***meccanismo decisionale anticipatorio*** (*feed-forward*) rispetto al comportamento motorio che sta per essere messo in atto.

Sulla base di questo sopra esposto, si può capire come un movimento sbagliato (zoppia), se ripetuto nel tempo, può portare al rafforzo di un engramma deambulatorio modificato rispetto a quello preesistente, sfalsando così la fluidità della camminata in quanto **questo verrà acquisito come "corretto" e riproposto,** quale modello di riferimento.

Nella considerazione che correggere tali movimenti parassiti, soprattutto in soggetti anziani, è particolarmente difficile, è molto importante evitarne l'insediamento di tali meccanismi, determinati prevalentemente dal dolore nella deambulazione.

E' proprio sulla scomparsa (o attenuazione) del dolore che si sono concentrati lgi studi della dott.ssa Zadini che nel suo del lavoro "*La ginocchiera a centro di rotazione variabile: valutazione della deambulazione e delle ADL in pazienti con gonartrosi operati di protesi agli arti inferiori*", concludeva: *l'utilizzo di una ginocchiera a centro di rotazione variabile deve rientrare tra i trattamenti di prima scelta nella gestione dell'artrosi di ginocchio. I nostri risultati confermano l'ipotesi che una ginocchiera a centro di rotazione variabile favorisce il recupero di un buon livello di autonomia nelle attività della vita quotidiana senza determinare inutili sollecitazioni sulle strutture ligamentose e fasciali del ginocchio.* ***Il dispositivo determina inoltre un'immediata riduzione del dolore ed un miglioramento dell'equilibrio e della deambulazione con conseguente riduzione del rischio di cadute****.*

## 8.5. - La protezione meccanica del ginocchio

Le ultime considerazioni espresse nel capitolo precedente in merito a quanto affermato dalla dott.ssa Zadini: "*Il dispositivo determina inoltre un'immediata riduzione del dolore ed un miglioramento dell'equilibrio e della deambulazione con conseguente riduzione del rischio di cadute"*, porta a considerare un ulteriore aspetto che il dispositivo a centro di rotazione variabile determina durante la fase di deambulazione, ovvero un "migloramento dell'equilibrio".

Considerando i principi fisiologici dai quali dipende questa fondamentale funzione organica, è possibile definire il dispositivo come un "amplificatore propriocettivo".

E' noto, infatti, che il sistema propriocettivo che presiede l'equilibrio posturale, ha come base le referenze nervose sensoriali presenti negli organi articolari (Corpuscoli del Ruffini - Capsula articolazioni prossimali, Corpuscoli del Pacini - Capsula, sinovia e articolazioni distali, Corpuscoli del Golgi – Legamenti, Terminazioni libere - Capsula e legamenti) che sinergicamente cooperano con i recettori cutanei dei quali fanno parte anche i nervi spinali (fig. 8.5.1.) che hanno una doppia funzione: la radice posteriore (*dermatomero*) è deputata all'azione sensitiva/propriocettivà mentre la radice anteriore (*miomero*) è deputata l'azione motoria.

Nell'arto inferiore il *dermatomero* e il *miomero* si sovrappongono; ne deriva che una pressione locale produce una immediata risposta del gruppo muscolare sottostante il territorio interessato.

Ora, quando all'arto inferiore viene fissato un tutore, questo si sovrappone alle zone cutanee che possono essere evidenziate dallo schema sotto riportato (fig. 8.5.2.).

| Nerviospinali | muscolo motore | zone cutanee |
|---|---|---|
| L3 | estensione del ginocchio (quadricipite) | arancione |
| L4 | flessione dorsale collo del piede (tibiale anteriore) | viola |
| L5 | estensione dell'alluce (estensore lungo dell'alluce) | blu |
| S1 | flessione plantare del collo del piede (tricipite della sura) | rosso |

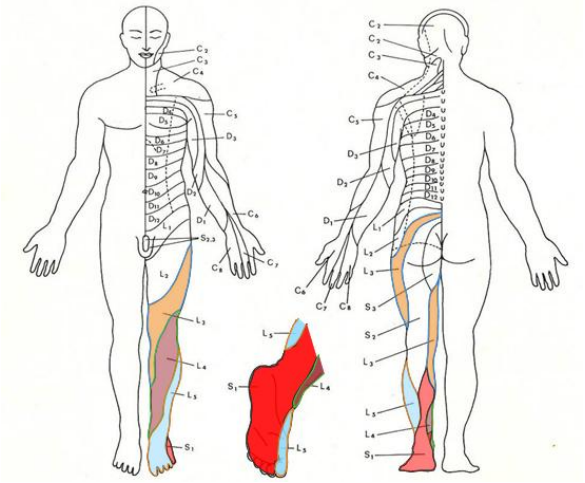


fig. 8.5.1.

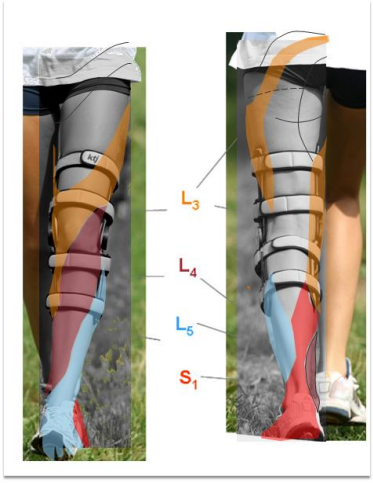



fig. 8.5.2.

Si può così capire come un eventuale sbilanciamento registrato durante la deambulazione produce inevitabilmente delle pressioni laterali che vengono "trasmesse" dalle barre laterali ed "avvertite" dalle zone cutanee sensitive sottostanti le barre stesse.

Tali pressioni vengono recepite dal *dermatomero* ed elaborate immediatamente per una "correzione motoria" dal *miomero.*

La particolarità della movimentazione del dispositivo a centro di rotazione variabile fa sì che la sensibilità della percezione cutanea non subisca interferenze determinate da sfregamenti tra tutore e cute, in virtù del perfetto parallelismo tra il moto meccanico del presidio ortopedico e quello roto-traslatorio del ginocchio, cosa che molto probabilmente succede con altri tipi di dispositivi che non tengono conto del moto fisiologico del ginocchio (fig. 8.5.3.) (a tale proposito si rimanda al lavoro posto al capitolo 7.1.).

Un seganle "pulito" che non ha interferenze determinate da sfregamenti e quindi da punti di contatto dispositivo/cute costanti, produce un effetto di "amplificazione" del controllo neuro-muscolare con un più efficace mantenimento dell'equilibrio posturale.

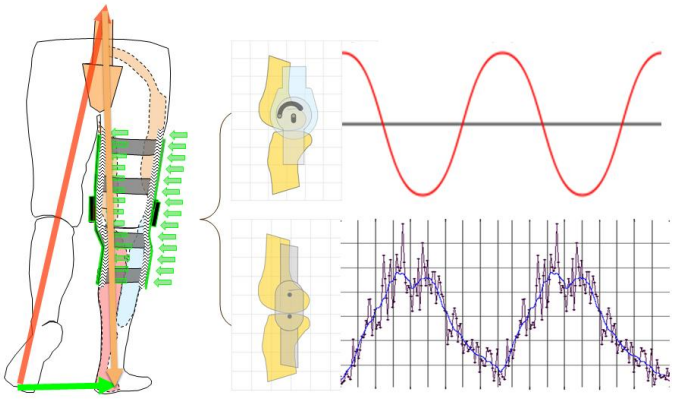


fig. 8.5.3.

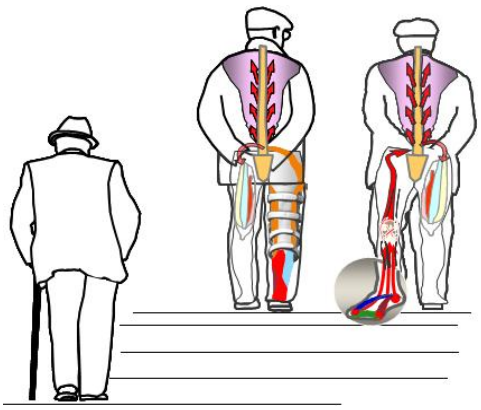
Nella fig. 8.5.3. si è voluto riproporre la differenza di "segnale" che viene trasmesso da un dispositivo ortopedico che utilizza uno snodo a centro di rotazione variabile e da un che utilizza uno snodo a doppio centro (vedi cap. 6.1.). Le divergenza tra traiettoria del dispositivo meccanico e ginocchio, si trasforma in "sfregamento" e quindi in disturbo propriocettivo.

## I vantaggi sull'anziano

Il recupero deambulatorio nell'anziano non è solo una forma di autonomia ma anche una possibilità in più contro la solitudine e l'isolamento. La possibilità di ritornare a deambulare crea una catena di vantaggi all'articolazione stessa, che si intensificano in maniera crescente man mano che il movimento diventa sempre più quantitativo.

La ripresa deambulatoria, infatti, si riflette vantaggiosamente oltre che sul rafforzamento dei controlli propriocettivi determinanti per il ripristino della stabilità posturale, anche sul sistema muscolare e su quello dei grandi sistemi organici (cardiaco, circolatorio e respiratorio) con un marcato miglioramento

della qualità della vita.



**Una gradita testimonianza**

La presente per porgere un sentito ringraziamento al dott. I

Nonostante i miei 77 anni di eta', grazie al tutore sto' continuando a praticare il mio sport preferito, che e' lo sci alpino.

E' stata senza dubbio l'alternativa vincente senza doversi sottoporre all'ormai inevitabile operazione chirurgica consigliata dai professori ortopedici.

Con il tutore K-T-J adesso mi sento sicuro e pronto a "solcare" le piste da sci per piu' tempo possibile.

Rinnovando i ringraziamenti , porgo i piu' Cordiali Saluti.

***Nota:*** per la verifica di quanto sopra riportato si è iniziata una sperimentazione che tende ad avvalorare quanto ipotizzato.

## 8.6. - La ripresa della corsa a carico protetto

Nella prima fase del recupero orientato alla ripresa della corsa, è consigliabile utilizzare un dispositivo a centro di rotazione variabile per tutelare il ginocchio in tutte le fasi della corsa stessa.

**Fase di contatto o propriocettiva -** Ha inizio con l'appoggio del piede al suolo durante la quale vengono ammortizzate le forze determinate dall'energia potenziale acquisita nel sollevamento sinusoidale del baricentro e quelle prodotte nella spinta per la propulsione. In tale fase vengono attivati tutti i controlli propriocettivi che il piede trasmette ai vari segmenti corporei per il mantenimento dell'equilibrio posturale stabile a favore di una azione dinamica corretta. (fig. 8.6.1.).

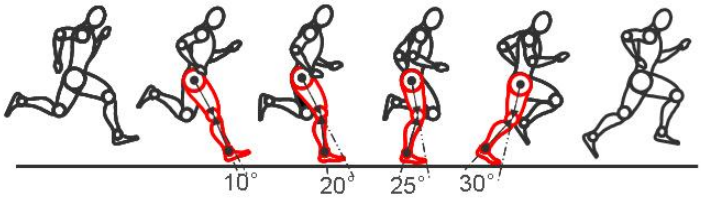



fig. 8.6.1.

**Fase aerea o cinestesica -** Quando il piede non è in appoggio al suolo, i capi articolari del ginocchio non sono controllati dal sistema propriocettivo ma restano sottoposti alle accelerazioni alternate sul piano antero-posteriore ed all'inerzia determinata dalle accelerazioni alle quali è sottoposta la massa del piede.

Inoltre gli angoli tra coscia e gamba raggiungono la massima chiusura durante la quale è previsto il progressivo e prevalente scivolamento tra i capi articolari.

Nella fase aerea, quindi, il ginocchio è sottoposto al controllo cinestesico che elabora sollecitazioni quali: direzione del moto, angolazione tra i capi articolari, accelerazione, velocità di avanzamento (fig. 8.6.2.), ma esclude il loro controllo sul rapporto dinamico in quanto questi restano liberi di muoversi in funzione del trascinamento determinato dalle forze di accelerazione delle masse periferiche soprattutto agli angoli chiusi.

In questa fase il dispositivo a centro di rotazione variabile può supportare il ginocchio instabile accompagnandolo in particolare negli angoli della traslazione, assorbendo le eventuali trazioni determinate dall'alternanza del moto oscillatorio di tutto l'arto inferiore.

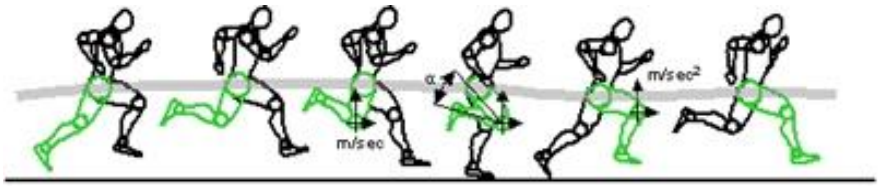



fig. 8.6.2.

## Altro

### 8.7. La pedalata - alternanza compressione / trazione

Nella pedalata il ginocchio è sollecitato alternativamente a compressione nella fase di "spinta" (estensione dell'arto) ed a trazione nella fase di "sollevamento" (flessione dell'arto).

Pare pertinente far presente che mentre la compressione è una sollecitazione "fisiologica", ovvero rispecchia quanto creato per contrapporsi alla gravità, le sollecitazioni di trazione (Fig. 8.7.1.) sono particolarmente "atipiche" e controindicate nel ginocchio instabile anche in conseguenza alla ripetitività ritmica della pedalata, quale azione meccanica che tende all'allontanamento dei capi articolari.

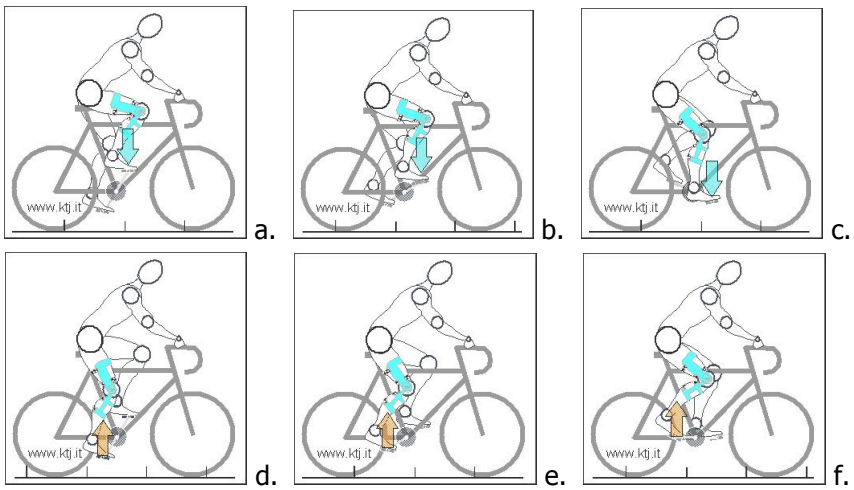



fig. 8.7.1.

### Compatibilità funzionale

La funzione di KTJ si oppone a tali dinamiche tendendo a supportare il ginocchio nella fase di spinta (Fig. 8.7.1.a., b., c. e Fig. 8.7.2.a., b.) , con una funzione di alleggerimento della compressione e trattenendolo nella fase di "sollevamento" durante la flessione dell'arto (Fig. 8.7.1.d., e., f. e Fig. 8.7.2.c., d.).

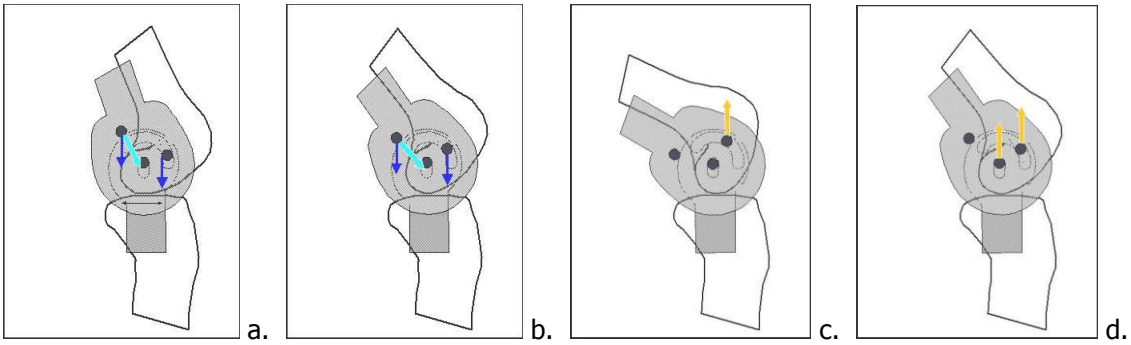
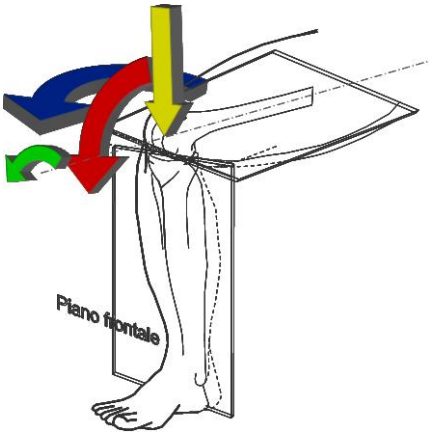



fig. 8.7.2.

## 8.8. Lo sci – il momento torcente

Le sollecitazioni alle quali è sottoposto il ginocchio durante la gestualità tecnica (curva) che prevede un preciso atteggiamento tra coscia e gamba, possono essere singolarmente suddivise (Fig. 8.8.1.):




(fig. 8.8.1.)

1 - distribuzione verticale del carico (peso del corpo ed eventuali sovraccarichi derivate dalla gravità – freccia gialla);

2 - momento flettente determinato da tutte le forze che agiscono sul piano laterale ed hanno come braccio la distanza tra i profili articolari ed il baricentro dello sciatore e sono proporzionali alle accelerazioni laterali (freccia rossa);

3 - le rotazioni che si sviluppano lungo l'asse longitudinale della coscia e della gamba, che si vengono a determinare dall'atteggiamento assunto dallo sciatore (freccia verde).

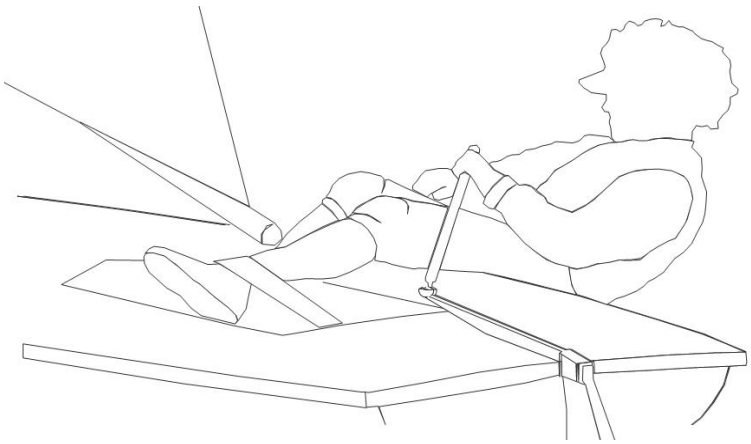
La risultante di tali tensioni, ai vari gradi di piegamento può venir intesa come un momento flesso-torcente (freccia blu) che si scarica tridimensionalmente sugli organi articolari con una intensità proporzionale al grado di piegamento ed alla velocità in curva.

### Compatibilità funzionale

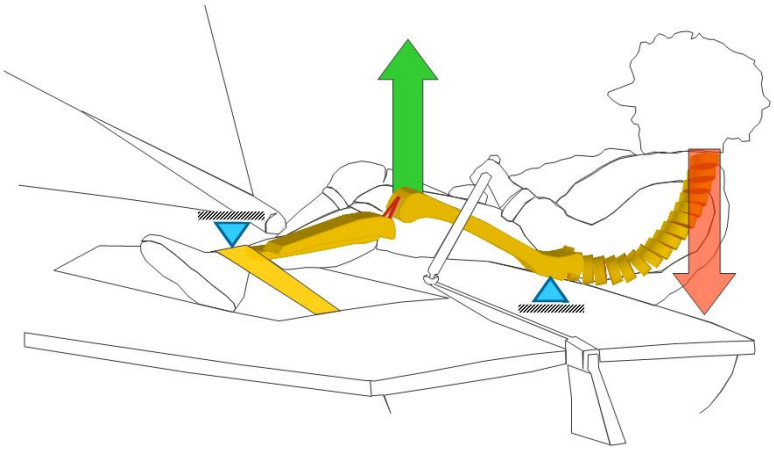
Il tutore KTJ tende a sostenere il ginocchio contrapponendosi a tale risultante in virtù della struttura del tutore stesso che prevede uno stretto collegamento tra i bracci laterali operato tramite le cinghie di fissaggio (Fig. 8.8.2.).

(fig. 8.8.2.)

## 8.9. La vela (deriva) – il momento antero-posteriore

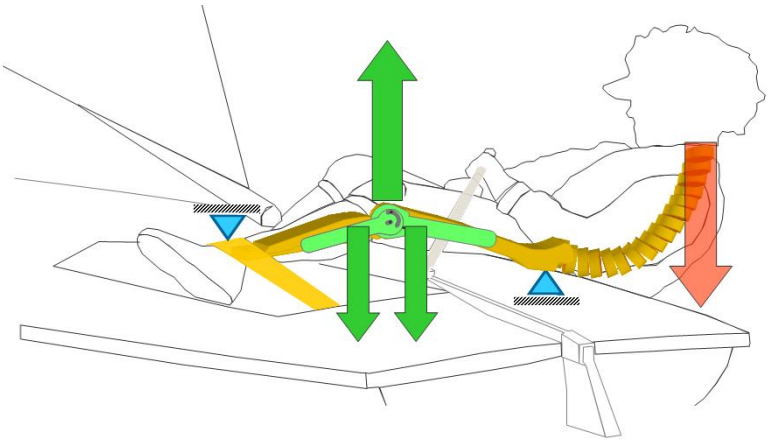


In alcune imbarcazioni, il velista ha la necessità di agganciare I piedi alle "cinghe" per poter sporgersi su un bordo e controllare meglio l'assetto della deriva. Tale manovra, però, crea notevoli tensioni alle ginocchia che vengolo trazionate sul piano antero-posteriore: la parte distale del femore tende ad essere allontanata anteriormente (cassetto anteriore) dalla testa della tibia con grande sofferenza di tutti i legamenti del ginocchio.



**Compatibilità funzionale**

Utilizzando un tutore KTJ è possibile ridurre le stress sui legamenti in maniera direttamente proporzionale al grado di piegamento tra gamba e coscia.



## La nostra bibliografia

**Pellis G**.: Biomeccanica del ginocchio, Ia parte, Ortopedici e sanitari, Ed. Tecniche Nuove, Milano, n.8, anno XLI, novembre 2004;

**Pellis G., Di Cosmo F**.: Biomeccanica del ginocchio, IIa parte, Ortopedici e sanitari, Ed. Tecniche Nuove, Milano, n.1, anno XLII, febbraio 2005;

**Pellis G., Di Cosmo F**.: Biomeccanica del ginocchio, IIIa parte, Ortopedici e sanitari, Ed. Tecniche Nuove, Milano, n.2, anno XLII, marzo 2005;

**Pellis G., Di Cosmo F.:** Studio sperimentale per determinare le tensioni che lo snodo KTJ, produce sui legamenti crociati nel movimento di flesso-estensione del ginocchio, 16° Congresso Nazionale, Società Italiana di Artroscopia, Genova 28 – 1°maggio 2003;

**Pellis G., Di Cosmo F**.: Influenza di diversi tipi di snodo per tutori del ginocchio sui rapporti dinamici fra femore e tibia, 16° Congresso Nazionale, Società Italiana di Artroscopia, Genova 28 – 1°maggio 2003;

**Pellis G., Di Cosmo F**.: La tolleranza del tutore con snodo a centro di rotazione variabile nella rieducazione del ginocchio instabile, XVI Congresso Internazionale di Riabilitazione e Traumatologia - Milano 2007;

**Pellis G, Di Cosmo F.**: Esercizi a catena cinetica aperta: nuova biomeccanica della leg extension, Calzetti Editore, Perugia, atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2008;

**Pellis G, Di Cosmo F.:** Dispositivo per il ginocchio che propone la rotazione automatica della tibia, Calzetti Editore, Perugia, atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2008;

**Pellis G, Di Cosmo F.:** Classification of knee rehabilitation exercises based on the rotatorytraslational and translational-rotatory theory, Calzetti Editore, Perugia, atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2008;

**Pellis G., Di Cosmo F**.: Il moto ROTO-TRASLATORIO: Studio sperimentale, analisi matematica, dispositivo ortopedico, Calzetti Editore, Perugia, atti del XVIII edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2009;

**Cazzola D.**: Knee exoskeleton for downhill running, Research Education Program in Sport Science: Biomechanics and motor control, Department of Exercise and Sport Sciences, University of Copenhagen, 20-23 Oct 2009;

**Pellis G.:** Variable center of rotation concerning the physiological motion of the knee theorem, Teorema del centro di rotazione variabile relativo al moto fisiologico del ginocchio, Atti del XIX edizione del Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2010, Calzetti Editore, Perugia;

**Mazzuchelli N., Zadini A. e coll.:** The variable rotation centre knee-pad: assessment of gait and ADL in patients with gonarthrosis operated for lower limb arthroprosthesis; atti 8th Mediterranean Congress of Physical and Rehabilitation Medicine – Limassol – Cyprus 29/9 – 2/10 – 2010;

**Mazzuchelli N., Zadini A. e coll.**: Joint recovery after knee replacement surgery: comparison between a passive motion device with a fixed rotation centre or a variable rotation centre; atti 8th Mediterranean Congress of Physical and Rehabilitation Medicine – Limassol – Cyprus 29/9 – 2/10 – 2010;

**Pellis G.**: The goniometric angle and the knee angle - The Correction Factor , Atti del XX Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, Bologna, 2011;

**Pellis G.:** The roto-traslational evaluator of the knee - The new reference unit, Atti XXI ed. Convegno di Traumatologia e Riabilitazione Sportiva, London, 2012, Calzetti Editore, Perugia.

# Appendice A

## Lo stato dell'arte

Analisi e comparazione dispositivi meccanici di supporto alla movimentazione del ginocchio

**A.1. - Analisi sui sistemi meccanici utilizzati sui tutori del ginocchio.**

L'analisi è stata fatta in base al sistema meccanico di movimentazione tra il braccio superiore (femorale) e quello inferiore (tibiale), suddividendo quindi i dispositivi esaminati in

1 - dispositivi a perno unico

2 – dispositivi a doppio perno

3 – dispositivi a "quadrilatero articolare" a 4 perni.

**I "profili radiologici" e i "contorni articolari" di riferimento**

La comparazione tra le movimetazioni, non avendo trovato alcuna documentazione riconducibile alla similitudine della cinematica meccanica offerta con la traiettoria roto-traslatoria tipica del ginocchio, è stata basata su un modello ricavato da radiogrammi di un ginocchio tipo (fig. A.1.1.).

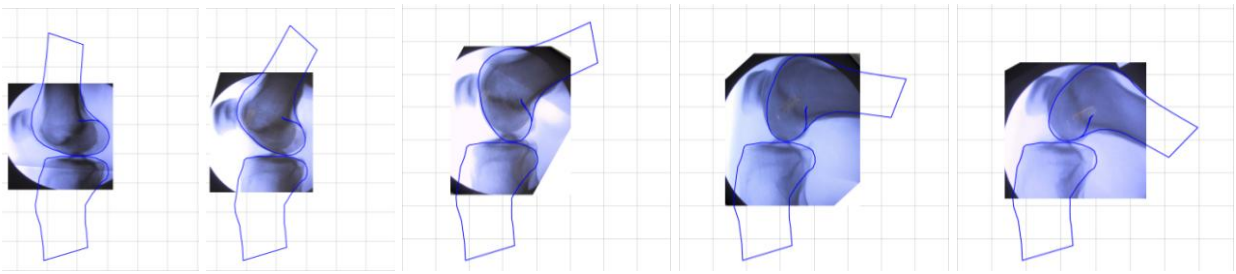


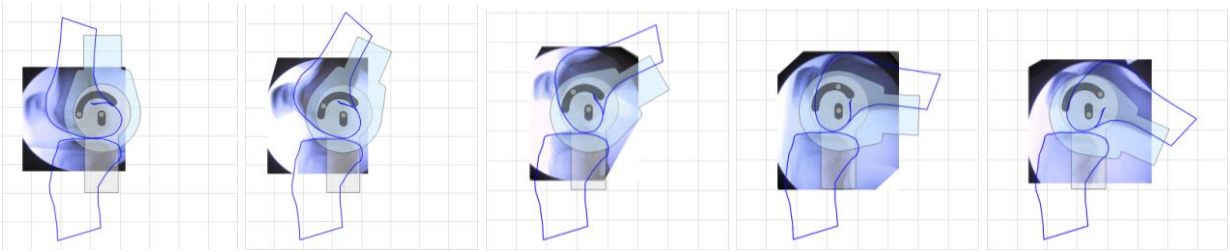
Fig. A.1.1.

I profili radiologici, quindi, sono stati riportati con linea tratteggiata quali "tracciati di riferimento",e su tutti i modelli successivamente esaminati a dimostrazione delle divergenze riscontrate.

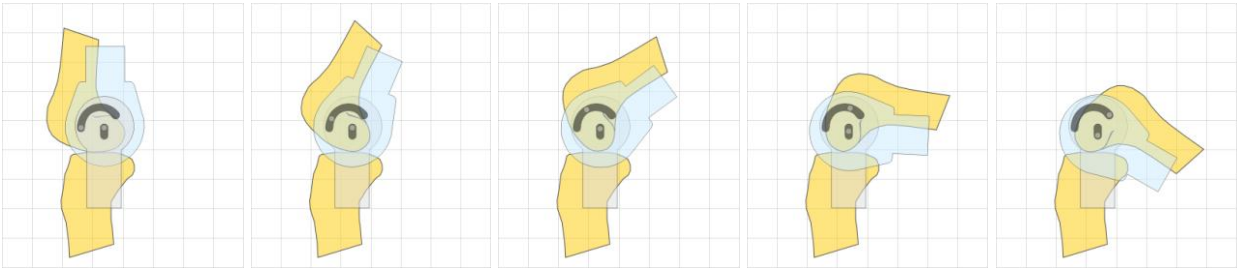
La comparazione, quindi, è stata eseguita con gli stessi criteri descritti al punto 2.2.

**A.2. - La sovrapposizione dei tracciati Rx con il modello a centro di rotazione variabile**

Inizialmente riportiamo la sovrapposizione tra i "profili radiologici" del ginocchio tipo con i "contorni articolari" ricavati utilizzando un modello in plastica monoplanate posizionato alle stesse angolazioni dei radiogrammi per rimarcare la precisa sovrapposizione dei tracciati.



Pare evidente riscontrare che l'alto livello di corrispondenza tra i tracciati non orta ad evidenziare discrepanze nella cinematica con mancanza di evidenza dei "tracciati di riferimento".

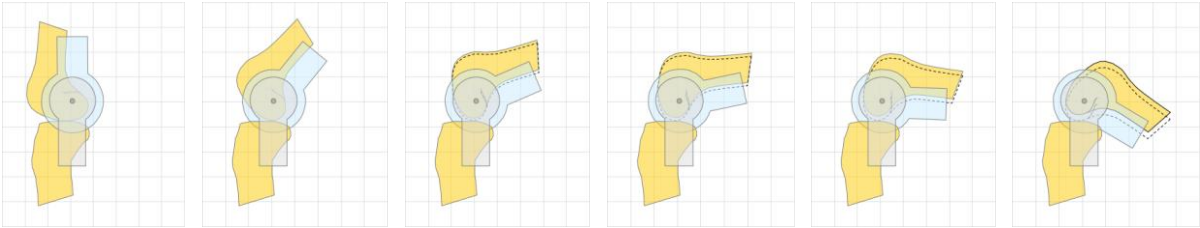


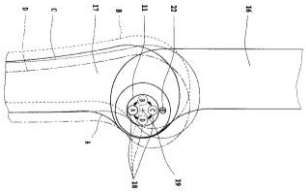
## A.3. – Dispositivi a perno unico

Confronto tra i "tracciati di riferimento e dispositivi a "perno unico" o centro fisso di rotazione che impone al ginocchio un moto puramente rotatorio.

In generale tale dispositivo viene utilizzato nelle ginocchiere post-operatorie.

Nei primi 30° di flessione la traiettoria dello snodo e quella del ginocchio coincidono. Dopo i 30° di flessione, la traiettoria circolare tende ad allontanare i due capi articolari.

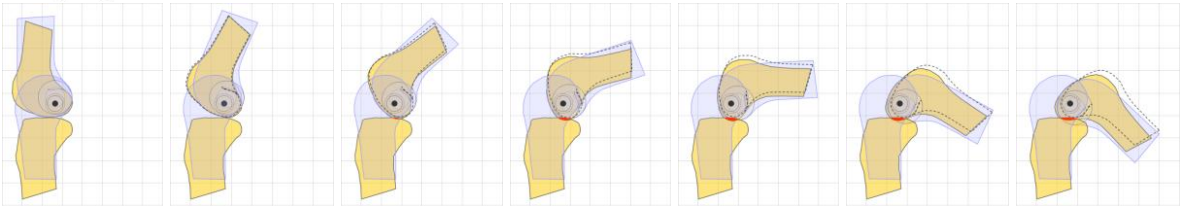




Patent **US 6059743**

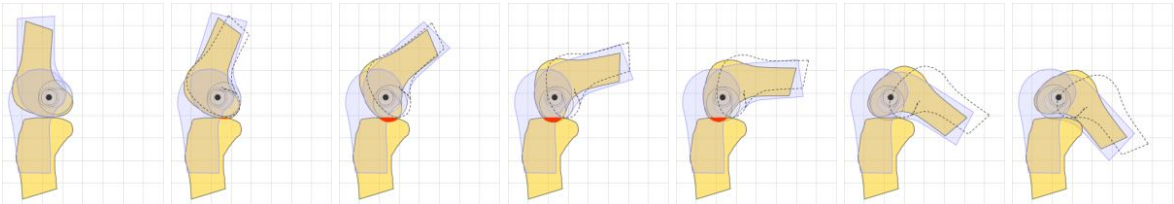
Tale dispositivo, seppur con un sistema di "personalizzazione" del centro di rotazione, fa parte della categoria a perno unico, che, come si vede dal disegno brevettuale, può essere posizionato in 4 posizioni diverse. In base a questa scelta si possono avere le seguenti situazioni:

**Soluzione A**



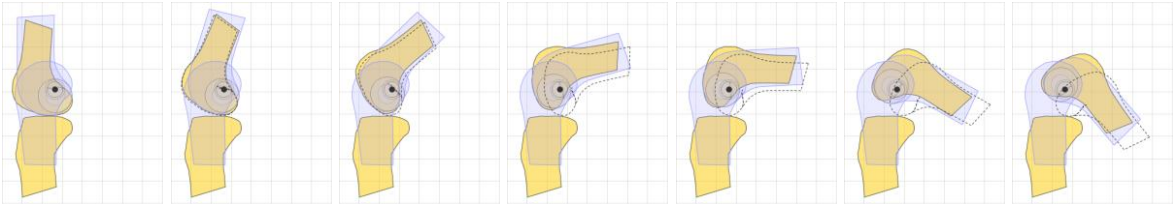
Determina uno schiacciamento dei condili femorali sui piati tibiali dai 45° in poi

**Soluzione B**



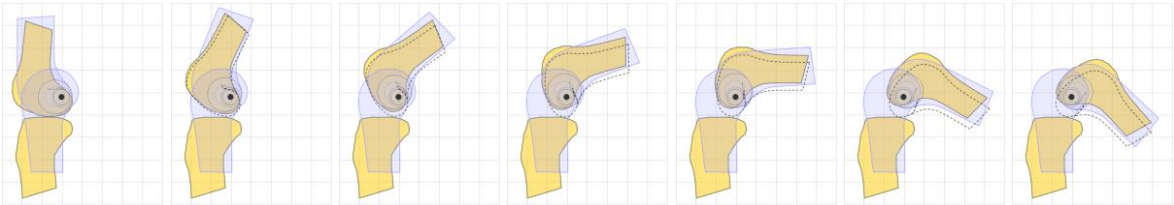
Determina uno schiacciamento dei condili femorali sui piati tibiali dai 15° fino ai 90°. Successivamente i condili femorali tendono ad essere allontanati verticalmente dal piatto tibiale.

**Soluzione C**



Determina un marcato ed importante allontanamento tra i condili femorali ed i piatti tibiali.

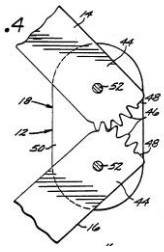
**Soluzione D**



Determina un marcato allontanamento tra i condili femorali ed i piatti tibiali.

## A.4. – Dispositivi a doppio perno

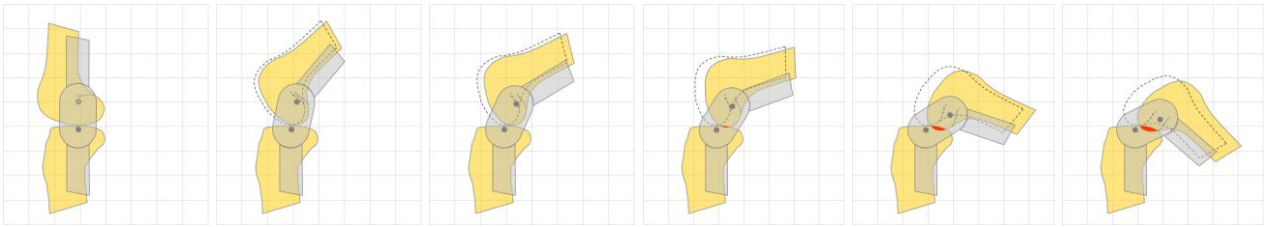
### US 4 643 176 A1



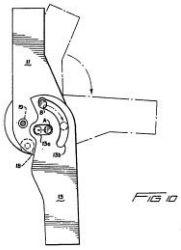
E' lo snodo più utilizzato dai costruttori di ginocchiere.

Lo snodo ha una tipica forma allungata a rettangolo con i lati corti arrotondati a semicerchio al centro del quale, in molti snodi sono riconoscibili i due perni di rotazione senza alcuna copertura.

Con il suo **moto a cicloide inversa**, fin dai primi gradi di flessione tende a retro posizionare i condili femorali che dopo i 45-60° vengono anche compressi (in maniera sempre più importante) sui bordi posteriori dei piatti tibiali



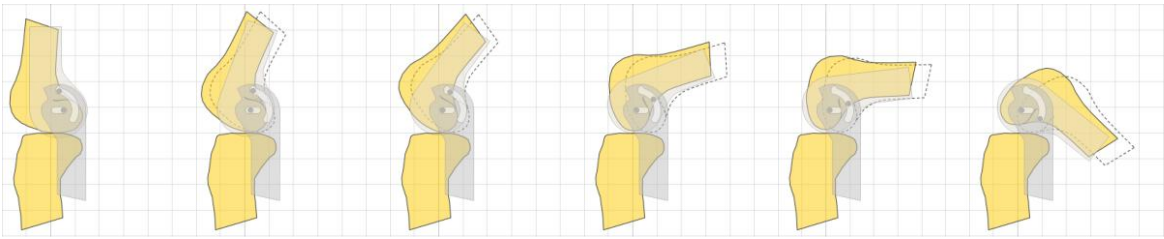
### EPT 0361 405

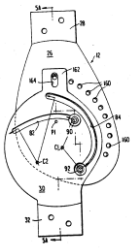


**La movimentazione è TRASLA-ROTATORIA**

Nel capitolo "LA TEORIA OPPOSTA" tale movimentazione viene discussa in modo approfondito.

Per i primi 20° i condili femorali vengono trascinati anteriormente per 8-9 mm; nel restante arco di movimento gli stessi condili femorali vengono allontanati verticalmente dei piatti tibiali

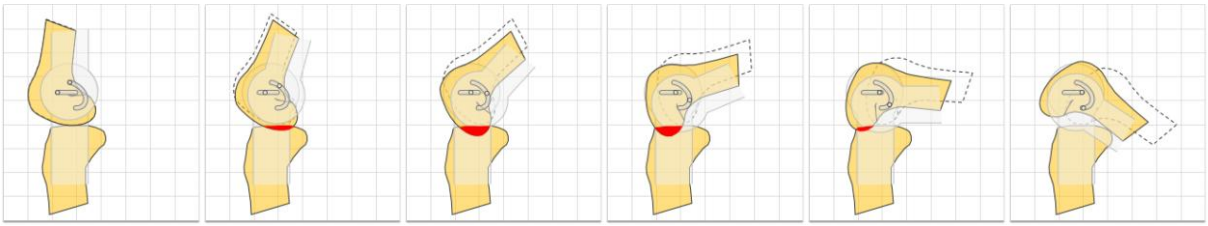




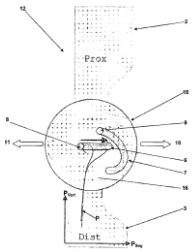
Patent **US-5-107-824** - 1992

**La movimentazione è TRASLA-ROTATORIA**

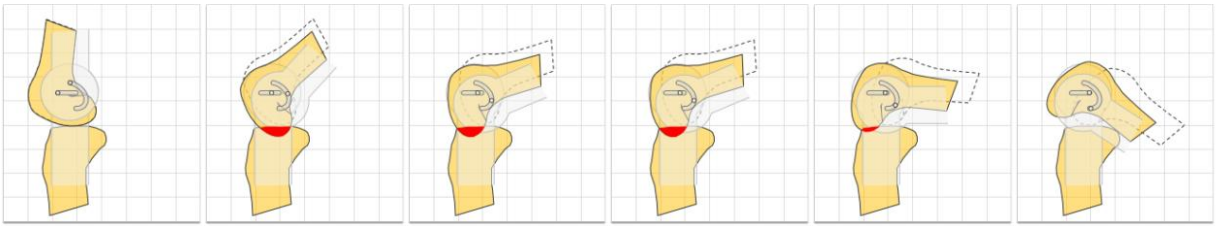
Nella prima fase del movimento si può notare un importante abbassamento del condilo femorale con grave compressione sui piatti tibiali, mentre alla fine della flessione si evidenzia un marcato allontanamento tra i capi articolari

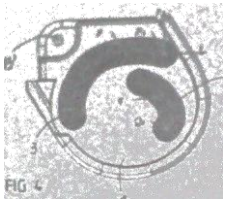


**DE-20 2006 005 095 U1**



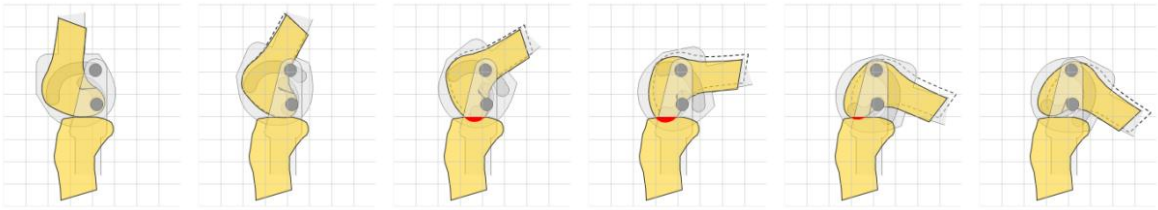

**La movimentazione è TRASLA-ROTATORIA**
La disposizione degli organi meccanici è molto simile a quanto riportato nel brevetto precedente e determina una analoga movimentazione tra le piastre, molto diversa da quella roto-traslatoria del ginocchio.





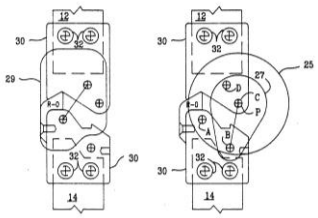
**US 2009/0043401 A1**

**La movimentazione è TRASLA-ROTATORIA**

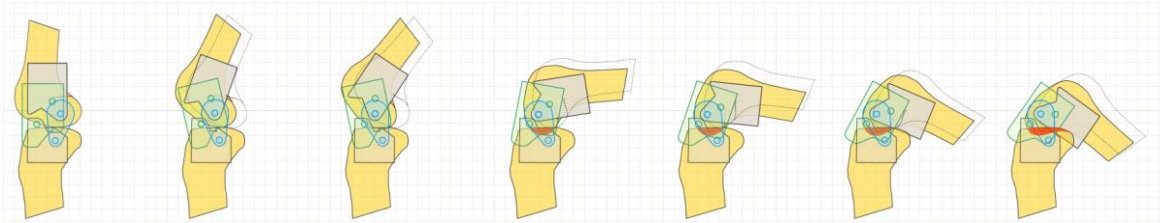


## A.5 – Dispositivi a 4 perni o a quadrilatero articolato

### WO 92/15264

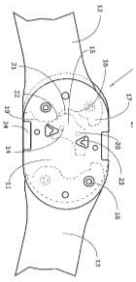


Snodo formato da 4 piastre ognuna delle quali presenta 2 fori
Si possono distinguere 4 piastre: una femorale (superiore), una tibiale (inferiore) e due centrali
Il movimento tra le piastre è a pantografo.
Collegando i bracci superiore ed inferiore a due modelli in plastica che riproducono un femore ed una tibia, in funzione alla posizione dei perni inseriti nei fori viene prodotto un movimento ***trasla-rotatorio.***



Per i primi 20 gradi i condili femorali strisciano verso avanti sui piatti tibiali.
Dai 20 gradi in poi i condilo femorali entrano in conflitto sormontando in maniera sempre più importante il piatto tibiale fino ad una completa e preoccupante sovrapposizione.

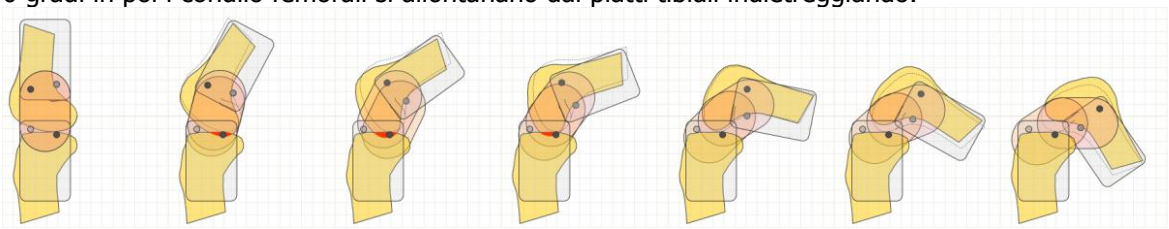
### WO 2004/078078 A1



Snodo formato da 4 piastre ognuna delle quali presenta 2 fori.
Le piastre sono suddivise in: una femorale (superiore), una tibiale (inferiore) e due centrali.
La movimentazione tra le piastre è analoga a quella del PCT WO 92/15264 di TOWNSEND (1992) con l'unica variante dello spostamento (allontanamento) dei perni.
La variazione consiste nel posizionamento dei fori dei perni evitando l'incrocio dell'interasse di collegamento. Ciò, comunque produce una movimentazione **trasla-rotatoria**.

La movimentazione **TRASLA-ROTATORIA** è stata messa in evidenza collegando i bracci superiore ed inferiore a due modelli in plastica che riproducono un femore ed una tibia.

In particolare per i primi 90 gradi i condili femorali strisciano verso avanti abbassandosi in maniera sempre più importante fino ai 45 gradi, entrando in conflitto con i piatti tibiali.
Dai 90 gradi in poi i condilo femorali si allontanano dai piatti tibiali indietreggiando.



**INDICE**

Riconoscimenti 3
Presentazione 5
Premessa 7
L'analisi bibliografica 7
I centri di rotazione 8
La leg extension 8
Lo scarico del rimbalzo 10

Parte 1

1 - lavori sperimentali biomeccanici che hanno contribuito alla realizzazione del dispositivo meccanico roto-traslatorio 11
1.1. - La realizzazione dello strumento per la valutazione 13
Procedura di allineamento macchina/ginocchio
Ricerca sperimentale del centro iniziale di rotazione 13
La valutazione 14
1.2 - Il moto ROTO-TRASLATORIO: Studio sperimentale, analisi matematica, dispositivo ortopedico. 15
1.2.1 - La verifica statistica 17
1.3. - La rotazione longitudinale automatica della tibia 18
1.4. - La nuova "unità di misura" roto-traslatoria 20

Altri studi
A.1. -Il teorema del ginocchio 25
A.2. - L'angolo goniometrico e l'angolo del ginocchio - Il fattore di correzione 27

2 - La realizzazione del dispositivo e verifiche biomeccaniche 29
2.1 - Il dispositivo meccanico, roto-traslatorio, a centro di rotazione variabile 29
2.2. - Da dispositivo meccanico a dispositivo ortopedico 30
2.3 - Influenza di diversi tipi di snodo per tutore del ginocchio sui rapporti dinamici fra femore e tibia. 31
Ulteriori considerazioni 36
2.4. - Tensioni indotte sui legamenti crociati da diversi tipi di snodo per tutore del ginocchio 37
2.5. - Altre considerazioni in merito ai legamenti crociati 40

3. - La teoria opposta 41
3.1. –Classificazione delle esercitazioni per la rieducazione del ginocchio in base alla teoria roto-traslatoria e trasla-rotatoria 43

4. - Peculiarità intrinseche alla dinamica roto-traslatoria 46
4.1. - Mantenimento della distanza articolare – Autocentraggio 46
4.2. – Autocentraggio 46

5. - Peculiarità determinate dai vincoli meccanici 47
5.1. -Compressione - Sopportazione del carico di punta 47
Compatibilità funzionale - Traumi meniscali, condropatia, artrosi, fratture verticali piatto tibiale 47
5.2. - Resistenza alla trazione 48
Compatibilità funzionale - Traumi LCL e LCM 48
5.3. - Opposizione agli spostamenti antero-posteriori 49
Compatibilità funzionale – Lassità LCA e LCP 49
5.4. - La perpendicolarità del centro di rotazione e la verticalità 50
Compatibilità funzionale – l'anisotropia cartilaginea - Valgismo e varismo 50
5.4.1. - Il mantenimento della perpendicolarità nel ginocchio instabile 51

6. - Lo snodo specifico per patologia 52
Patologie principali 53
Altre patologie 54

Parte 2

7. - Gli studi sull'uomo 55

7.1. – La tolleranza del tutore con snodo a centro di rotazione variabile nella rieducazione del ginocchio instabile 57
7.2. - Lo snodo a centro di rotazione variabile sui tutori 59
7.2.1. - La $^1/_2$ maratona
7.3. - La ginocchiera a centro di rotazione variabile: valutazione della deambulazione e delle ADL in pazienti con gonartrosi operati di protesi agli arti inferiori 60

Parte 3

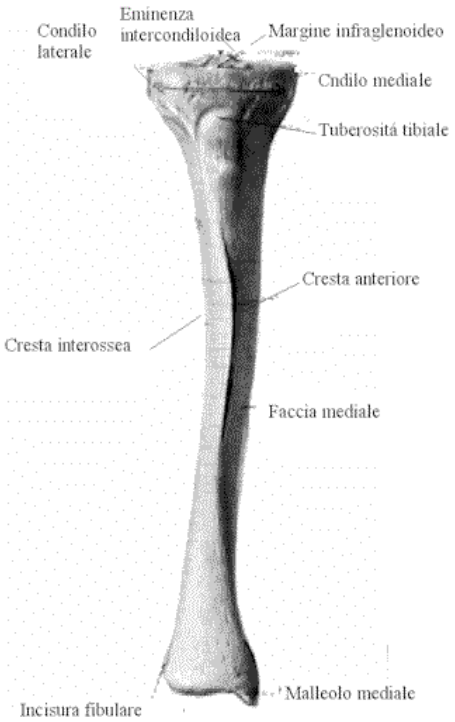
8 - Il carico protetto 63
8.1. – Cos'è il carico protetto 65
8.2. - La bio-meccanica della cartilagine 66
Le compressioni alternate 66
L'anisotropia 67
L'adattamento ai carichi verticali 67
8.3. - Applicazione delle leggi dell'adattamento organico quale base teorica del protocollo riabilitativo 68
I programmi per la ripresa della deambulazione a carico protetto, 69
8.4. - La ripresa deambulatoria a carico protetto 70
L'importanza dell'appoggio del piede nella ripresa deambulatoria 70
Importanza dell'appoggio del piede 70
La dinamica deambulatoria 70
La zoppia 70
Il Feed-Forward 71
8.5. - La protezione meccanica del ginocchio 72
8.6. - La ripresa della corsa a carico protetto 74
Fase di contatto o propriocettiva 74
Fase aerea o cinestesica 74
8.7. La pedalata - alternanza compressione / trazione 75
8.8. Lo sci – il momento torcente 76
8.9. La vela (deriva) – il momento antero-posteriore 77
La nostra bibliografia 79

*Appendice A* - Lo stato dell'arte
A.1. - Analisi sui sistemi meccanici utilizzati sui tutori del ginocchio.
I "profili radiologici" e i "contorni articolari" di riferimento 83
A.2. - La sovrapposizione dei tracciati Rx con il modello a centro di rotazione variabile 83
A.3. – Dispositivi a perno unico –
Patent US 6059743 84
A.4 – Dispositivi a doppio perno 85
US 4 643 176 A1 85
EPT 0361 405 85
Patent US-5-107-824 – 1992 85
DE-20 2006 005 095 U1 86
US 2009/0043401 A1 86
A.4 – Dispositivi a 4 perni o a quadrilatero articolato 87
WO 92/15264 87
WO 2004/078078 A1 87

## Anatomia del ginocchio

### A.1. La tibia

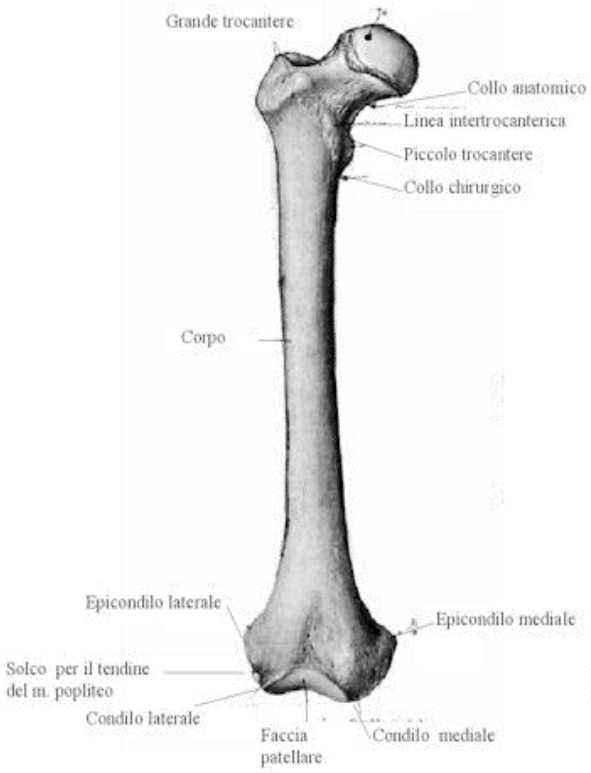
É situata nella parte anteromediale della gamba.
Il **corpo** é prismatico triangolare con tre facce e tre margini.



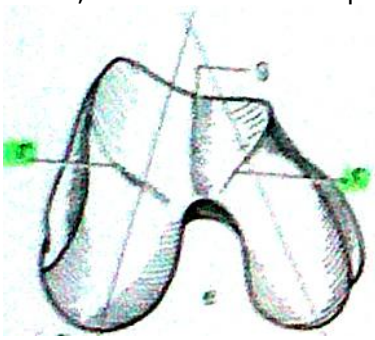

La faccia mediale é leggermente convessa.
La faccia laterale é concava in alto, dove offre inserzione al muscolo tibiale anteriore; in basso, invece, diventa convessa e, per la torsione dell'osso tende a farsi anteriore.
La faccia posteriore é liscia e convessa in tutta la sua estensione, salvo che nella sua porzione superiore dove é attraversata da una cresta rugosa detta *linea obliqua o linea del muscolo soleo*.
Il margine anteriore é smussato alle estremitá, mentre tende a divenire tagliente al centro dell'osso.
Il margine mediale é poco pronunciato; quello laterale o *interosseo* é tagliente ed offre attacco alla membrana interossea della gamba.
**L'estremitá superiore** é assai sviluppata in senso trasversale e si espande in due masse, i condili tibiali. La faccia superiore di ciascuno di essi presenta una cavitá poco profonda (glenoide tibiale a curvatura molto complessa) che permette il movimento con l'omologo condilo femorale.
Tra le due cavitá i cui profili antero-posteriori differiscono tra loro - la superficie articolare interna è concava nei due sensi, l'esterna è concava trasversalmente e convessa sagittalmente - si trovano due tubercoli, i tubercoli intercondiloidei, che formano un rilievo, l'eminenza intercondiloidea dotata di due spine, una mediale e l'altra laterale. Le cavitá poggiano su due robusti capitelli, di cui quello esterno presenta, sulla faccia laterale, una superficie articolare piana, destinata all'articolazione con la fibula. I condili convergono in avanti in corrispondenza di un rilievo, la tuberositá tibiale; indietro, invece, essi sono separati da un solco.
**L'estremitá inferiore**, meno sviluppata di quella superiore, presenta una superficie basale articolare concava, che corrisponde alla troclea dell'astragalo. Medialmente l'estremitá inferiore si espande in una sporgenza quadrilatera e robusta, il malleolo mediale.

### A.2. Il femore

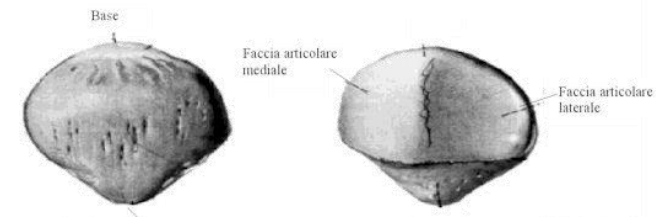
Forma lo scheletro della coscia. Vi si distinguono un corpo e due estremitá .
Il corpo non é esattamente rettilineo, ma incurvato ad arco con concavitá posteriore; é prismatico e vi si possono considerare tre facce (anteriore, posteromediale e posterolaterale) e tre margini (mediale laterale e posteriore). Le facce sono lisce e leggermente convesse; i margini mediale e laterale sono smussati, quello posteriore, invece, é spesso, rugoso e viene denominato linea aspra. In basso tale linea si biforca, terminando ad entrambi i lati in corrispondenza di un condilo. Tale divergenza delimita un'area detta triangolo popliteo. In alto, invece, la linea aspra é tripartita e forma lateralmente la linea pettinea su cui si inserisce il muscolo pettineo, e medialmente la cresta del muscolo vasto mediale da cui si origina appunto l'omonimo capo del muscolo quadricipite.



L'estremitá superiore presenta una testa e due rilievi denominati trocanteri uniti tramite la cresta intertrocanterica.
La testa é sferica ed é destinata ad articolarsi con l'acetabolo ed è sostenuta da un segmento osseo detto collo anatomico.
Medialmente alla base del grande trocantere si trova la fossa trocanterica. Subito al di sotto del piccolo trocantere si trova il collo chirurgico.
L'estremitá inferiore del femore presenta in avanti ed in basso una superficie articolare per la tibia e la rotula, con due versanti obliqui e una gola centrale. I due versanti continuano in basso e in dietro in due masse voluminose, i condili che sono separati da un'incisura, o fossa intercondiloidea.



Visti dal basso i condili formano due sporgenze convesse nei due sensi ed allungate dall'avanti all'indietro.
I condili non sono del tutto identici: i loro assi maggiori antero-posteriori non sono paralleli ma divergenti posteriormente; inoltre il condilo interno (I) diverge più di quello esterno (E) ed è anche più stretto.
La faccia dei condili che volge verso l'asse del femore dá attacco ai legamenti crociati, quella che volge esternamente rispetto all'asse presenta due prominenze destinate a inserzioni di legamenti, gli epicondili mediale e laterale.
Al di dietro e al di sopra dell'epicondilo mediale si trova il tubercolo del grande adduttore, dove appunto questo muscolo prende inserzione.

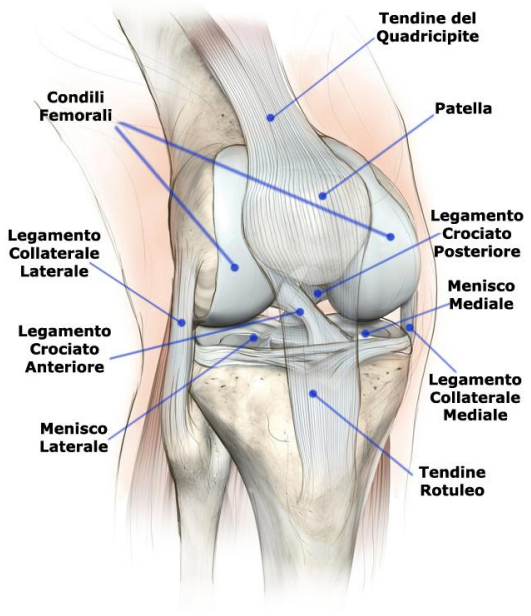



**A.3. La rotula o patella**
É compresa nello spessore del tendine d'inserzione del muscolo quadricipite; é breve e appiattito con una forma pressappoco triangolare, la base é volta in alto e offre inserzione al tendine del muscolo quadricipite; l'apice é volto in basso e si prolunga nel robusto legamento patellare
La faccia anteriore o cutanea é convessa in ogni direzione mentre la faccia posteriore o articolare é divisa da una cresta trasversale in una porzione superiore, liscia, che corrisponde al femore e una inferiore, rugosa, che corrisponde alla massa adiposa anteriore del ginocchio.

**A.4. La cartilagine articolare**
La cartilagine è l'elemento fondamentale nella fisiologia articolare, in quanto riveste le superfici articolari. Il tessuto ialino che in genere forma la cartilagine, viene generato dai condrociti ed è lucido e levigato per permettere lo scorrimento tra le due superfici. Si forma in base alle sollecitazioni meccaniche cui il capo articolare è sottoposto, al fine di ripartire al meglio i carichi; ha uno spessore che va da 0,2 a 6 mm ed è più spessa in periferia. Facilita una reciproca e più morbida concordanza dei capi articolari e riduce l'usura degli stessi nelle sollecitazioni fisiologiche e nei microtraumi.
Ha limitata capacità rigenerative e dopo una lesione traumatica può andare incontro ad alterazioni degenerative che possono essere irreversibili. Le lesioni più superficiali tendono a progredire verso la degenerazione, quelle che penetrano l'osso sub condrale guariscono attraverso la formazione di un tessuto fibrocartilagineo o simil-cartilagineo.
Il tessuto di guarigione però differisce dalla normale cartilagine ialina sia biochimicamente che biomeccanicamente e può facilmente andare incontro a successiva degenerazione. Ogni lesione a carico della cartilagine articolare ed in speciale modo nel ginocchio, viene considerata come l'inizio di una malattia cronica degenerativa con poche possibilità di cura, a causa della scarsa capacità rigenerativa di questo tipo di cellule che con un percorso lento ma inesorabile porta ad una progressiva limitazione funzionale.

**A.5. I Legamenti.**
Il ginocchio ha dei robusti legamenti che sono fondamentali per la cinematica.
**Il legamento Crociato Anteriore (LCA)** a livello della tibia si inserisce anteriormente alla spina tibiale, mentre sul femore si termina sulla faccia mediale del condilo esterno, non è molto vascolarizzato .

**Il legamento Crociato Posteriore (LCP)** origina nella rientranza intercondiloidea tibiale e si inserisce sul condilo mediale del femore nella parte interna, è ben irrorato ed è molto più robusto del LCA.




LCA ha un ruolo fondamentale nel mantenere salda e stabile l'articolazione, limita la rotazione interna e l'iperestensione, inoltre durante la flessione riduce lo spostamento in avanti della tibia rispetto ai condili femorali.
Il LCP è fondamentale nel controllo della rotazione e durante l'estensione riduce lo spostamento posteriore della tibia rispetto ai condili femorali.
I legamenti crociati sono a forma di "X", incrociati su tutte le tre dimensioni dello spazio e svolgono l'azione di "Pivot Centrale", ossia di perno sul quale si muove l'articolazione.
Nel dettaglio,
il LCA ha inserzione tibiale sulla superficie prespinale fra l'inserzione del corno anteriore interno in avanti e quella del menisco esterno. Il suo tragitto e obliquo in alto ed in fuori; la sua inserzione femorale e sulla faccia assiale del condilo esterno a livello di una zona stretta ed allungata verticalmente a contatto della cartilagine sulla parte più posteriore di questa faccia;
il LCP ha inserzione tibiale sulla parte più lontana della superficie retrospinale molto indietro rispetto l'inserzione dei corpi posteriori del menisco esterno e del menisco interno.
La traiettoria del LCP e obliqua in avanti, in dietro ed in alto. La sua inserzione femorale occupa il fondo della fossa intercondiloidea e deborda notevolmente sulla faccia assiale del condilo interno lungo la cartilagine, al limite inferiore di questa faccia su una zona d'inserzione allungata orizzontalmente.

Esiste un rapporto costante tra la lunghezza dei legamenti crociati: LCA e' più lungo di 5\3 rispetto LCP. Tale rapporto determina il funzionamento del ginocchio e la forma dei condili. Le inserzioni tibiali sono distanti in media 5 cm nell'adulto.

Esternamente al ginocchio ci sono due legamenti: **Collaterale Laterale (LCL)** e **Collaterale Mediale (LCM**).
Il **LCL** origina dall'epicondilo laterale del femore e, con decorso obliquo e verso dietro, si inserisce nella parte esterna della testa fibulare, ha una forma simile a una corda; è diviso in uno strato profondo e uno superficiale e non si unisce alla capsula o al menisco.
Il **LCM**, origina dalla faccia esterna del condilo mediale e, con decorso obliquo e verso avanti, si inserisce sull'area laterale della tibia.
Il LCM è più sottile del LCL, ha la forma di una banda elastica, si trova all'interno della capsula ed è collegato al menisco mediale, è più lungo del collaterale laterale.
I collaterali sono importanti perché bloccano i movimenti di inclinazione laterale della tibia sul ginocchio, infatti le estremità dei due legamenti raggiungono la massima tensione a ginocchio esteso, mentre durante la flessione si allentano.

Nella parte anteriore del ginocchio è situato il **legamento trasverso del ginocchio** (8) che collega i menischi e il menisco mediale con l'area intercondiloidea.
Ai lati della rotula si trovano i **legamenti alari** (9), nella parte laterale c'è il legamento alare esterno, nella parte mediale è situato quello interno, il loro compito è di impedire un eccessivo spostamento laterale della patella.
Nella parte posteriore del ginocchio il **legamento menisco-femorale** (12) posteriore collega queste due strutture ed ha andamento obliquo.
A livello della rotula ci sono espansioni fibrose che originano dal vasto mediale e laterale inserendosi sul contorno laterale della patella. Tale tessuto prosegue fino al Collaterale Laterale e al condilo della tibia nello stesso lato del ginocchio

**A.6. Il Corpo di Hoffa** è pannicolo adiposo al di sotto del Legamento Rotuleo e ha una doppia funzione, di attutire gli urti e di facilitare lo scorrimento riducendo l'attrito.

**A.7. I menischi interarticolari**

Sono strutture fibrocartlaginee ad anello incompleto che compensano la non corrispondenza della forma delle superfici articolari.

Hanno sezione triangolare a tre facce:

superiore concava a contatto con i condili femorali;

periferica cilindrica, sulla quale si fissa la capsula con la sua parte profonda;

inferiore, quasi piatta, posta sulla parte esterna della superficie articolare interna ed esterna della tibia.

Questi anelli sono interrotti a livello dei tubercoli intercondiloidei tibiali così che assumono l'aspetto di una semiluna con un corno anteriore ed un corno posteriore.

I corni del menisco esterno sono molto più, ravvicinati di quelli dell'interno; ne consegue che il menisco esterno forma un anello quasi completo -cioè ha la forma di una O- mentre l'interno assomiglia di più' ad una semiluna ed ha una forma di C.

I menischi contraggono rapporti con:

- faccia periferica della capsula
- ciascun corno si fissa sul piatto tibiale a livello della superficie prespinale (anteriore) e retrospinale (posteriore);

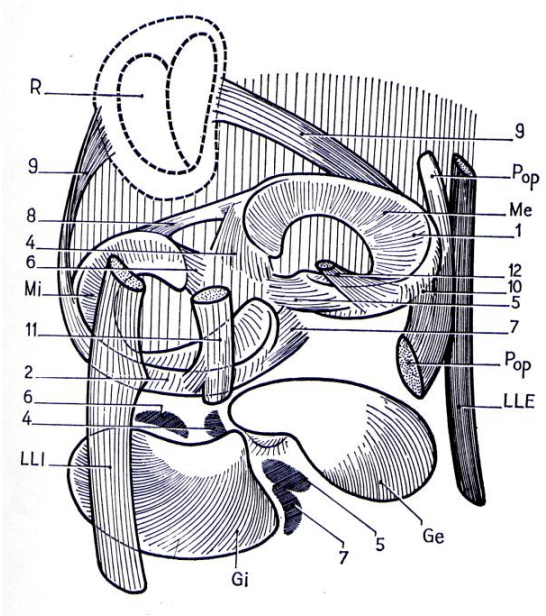
---- il corno anteriore del menisco esterno subito davanti al tubercolo intercondiloideo laterale (4);

---- il corno posteriore dello stesso menisco, subito dietro al tubercolo intercondiloideo laterale (5);

---- il corno posteriore del menisco interno nell'angolo postero-interno della superficie prespinale (7);

---- il corno anteriore nell'angolo antero-interno della superficie prespinale (6).

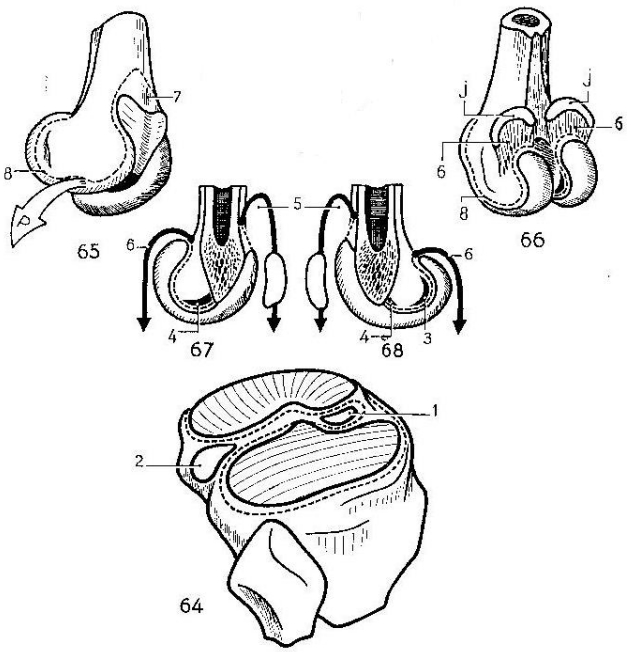
- Le due corna anteriori sono unite dal legamento trasverso che attaccato a sua volta alla rotula mediante sepimenti del batuffolo adiposo;
- da ciascun bordo della rotula si tendono delle fibre verso le superfici laterali dei menischi, formando così la ali menisco-rotulee;
- il LCM fissa le sue fibre più' posteriori sul bordo interno del menisco interno;
- il LCL, invece, e' separato dal suo menisco ad opera del tendine del muscolo popliteo, che invia una espansione fibrosa al bordo posteriore del menisco esterno;
- anche il tendine del semi-membranoso invia una espansione fibrosa al bordo posteriore del menisco interno;
- alcune fibre del LCP si fissano sul corno posteriore del menisco esterno, dando origine al legamento menisco-femorale.
- delle fibre del LCA vanno a fissarsi sul corno anteriore del menisco interno.




**R** – rotula
**LLI** – legamento collaterale interno (LCM)
**LLE** – legamento collaterale esterno (LCL)
**Mi** – menisco interno
**Me** – menisco esterno
**Pop** – muscolo popliteo
**4** – corno anteriore menisco esterno
**5** – corno posteriore menisco esterno
**6** – corno anteriore menisco interno
**7** – corno posteriore menisco interno
**8** – legamento trasverso
**9** – ali menisco-rotulee
**10** - espansione fibrosa muscolo popliteo
**11** – espansione fibrosa muscolo semimembranoso
**12** – legamento menisco-femorale

**A.8. La capsula articolare e la membrana sinoviale**

La forma generale può essere paragonata ad un cilindro con la faccia posteriore infossata a costituire un setto sagittale. Sulla faccia anteriore, e ritagliata una finestra in cui viene ad "incastrarsi" la rotula. I bordi del cilindro prendono inserzione in alto sul femore ed in basso sulla tibia.




Inserzione sul piatto tibiale passa in avanti e sui bordi esterni delle superfici articolari; la linea di inserzione si piega poi all'interno della superficie retrospinale posteriore restando a contatto delle superfici articolari; passa poi tra le due spine tibiali per andare a circondare in piena superficie prespinale la zona di inserzione tibiale del legamenti crociato anteriore (1). Cosi le inserzioni LCA e LCP (2) restano al di fuori della capsula dunque fuori della cavità articolare.
Inserzione femorale della capsula, anteriormente circonda dall'alto la fossetta sopratrocleare formando un profondo "cul di sacco" o recesso sotto-quadricipitale (5).
Ai lati l'inserzione capsulare costeggia le facce della troclea, formando i recessi latero-rotulei poi segue, restando un po discostata, il limite cartilagineo dei condili, disegnando sulla loro faccia cutanea "le rampe capsulari di Chevriere; sul condilo esterno, l'inserzione capsulare passa al di sopra della fossetta dove si inserisce il tendine del muscolo popliteo; l'inserzione di questo muscolo e' dunque intracapsulare. In dietro ed in alto la linea di inserzione capsulare segue il bordo postero superiore della cartilagine condiloidea, proprio al di sotto dell'intersezione dei muscoli gemelli; la capsula corrisponde così alla faccia profonda di questi muscoli e li separa dai condili; a questo livello si ispessisce e da luogo ai gusci condiloidei.
Nella fossa intercondiloidea la capsula si fissa sulla faccia assiale dei condili a contatto con la cartilagine e nel fondo della fossa, passando così da un bordo all'altro della fossa. Sulla faccia assiale del condilo interno l'inserzione capsulare passa al di sotto dell'inserzione femorale del legamento crociato posteriore. Sulla faccia assiale del condilo esterno la capsula si fissa tra la cartilagine e l'inserzione femorale del crociato anteriore.
Anche a questo livello, l'inserzione dei crociati avviene al di fuori dei limiti della capsula dunque fuori dalla cavità articolare.
La **membrana sinoviale** tappezza la superficie interna della capsula ed è composta da tessuto connettivo fibroso; produce la sinovia o liquido sinoviale che nutre la cartilagine e lubrifica l'articolazione in modo da diminuire l'attrito durante il movimento.

### A.9. I muscoli motori del ginocchio

**Muscolo Quadricipite Femorale**.
E' il più importante estensore del ginocchio ed è un muscolo fondamentale per la deambulazione.
Si trova sulla loggia anteriore della coscia, è un muscolo formato da quattro capi:
Il Retto Femorale è biarticolare ed origina dalla Spina Iliaca Antero Inferiore e dal tratto superiore della circonferenza dell'acetabolo, il Vasto Laterale origina dalla parte laterale del Grande Trocantere e dalla Linea Aspra, il Vasto Intermedio origina dalla faccia Antero-Laterale della diafisi Femorale e il vasto mediale origina dalla zona mediale della Linea Aspra.
Questi quattro muscoli procedono verso la Rotula formando un tendine comune detto Tendine Quadricipitale che si inserisce sulla Patella, alcuni fasci continuano anteriormente ad essa per terminare sulla Tuberosità Tibiale.
Il quadricipite ricopre tutta la parte anteriore del Femore, oltre ad estendere la gamba, con il retto femorale contribuisce alla flessione della coscia.

Ai lati della Rotula il Tendine del Quadricipite è irrobustito da due retinacoli, vale a dire fasci di connettivo fibroso che collegano la rotula ai Condili tibiali.

**Muscolo Tensore della Fascia Lata**.
E' un muscolo lungo e stretto che si trova nella porzione esterna della Coscia.
Origina dalla SIAS (Spina Iliaca Antero Superiore) e si inserisce sul condilo esterno della Tibia, è biarticolare perché attraversa e controlla due articolazioni: l'Anca e il Ginocchio.
Il tendine che si inserisce sulla tibia è molto lungo, inizia subito sotto la linea pettinea e la tuberosità glutea e si unisce alla fascia femorale o lata costituendo la benderella o tratto ileo-tibiale.
L'azione del Tensore della Fascia Lata è l'abduzione della coscia, è un sinergico nell'estensione della gamba sulla coscia.

**Muscolo Sartorio**. E' il muscolo più lungo che abbiamo, stretto e nastriforme ha un andamento a "S" e decorre superficialmente al quadricipite.
Origina dalla Spina iliaca antero superiore e si inserisce sulla faccia mediale della Tuberosità Tibiale unendosi ai tendini del Gracile e del Semitendinoso che insieme formano una struttura tendinea denominata "Zampa d'Oca".
Il sartorio è un muscolo che permette di assumere la posizione tipica del sarto con le gambe accavallate, flette, extraruota e abduce la coscia oltre a flettere e ruotare internamente la gamba.

**Il Bicipite Femorale**
Dal nome si capisce che questo muscolo ha due capi, il lungo che origina dalla tuberosità Ischiatica insieme al muscolo Semimembranoso e il breve che origina nella metà distale della linea aspra e dal setto intermuscolare laterale.
Dopo aver percorso la parte posteriore e laterale si inserisce sulla testa del Perone e sul condilo laterale della tibia.
L'Azione del bicipite femorale è di flettere la gamba sulla coscia ruotandola esternamente, è l'unico muscolo che agisce da extrarotatore del ginocchio, inoltre estende la coscia

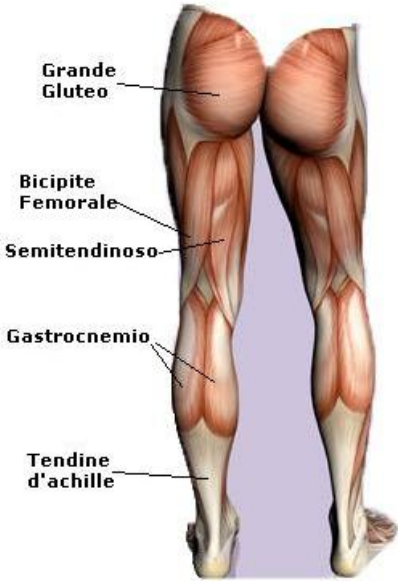
**Il Semitendinoso**
Origina dalla tuberosità Ischiatica, ma rispetto agli altri Ischio-Crurali si trova in posizione superiore ed esterna.
Fa parte della parte posteriore e mediale della coscia e si inserisce sulla faccia mediale del Condilo Mediale della Tibia.
L'azione del Semitendinoso è di flettere e ruotare internamente la gamba sulla coscia, inoltre estende la coscia.

**Il Semimembranoso**
Origina dalla tuberosità Ischiatica insieme al Bicipite Femorale, è situato nella parte posteriore e mediale della Coscia, distalmente il tendine si separare in tre fasci: il ramo "discendente" termina sulla faccia posteriore del condilo mediale Tibiale, il ramo "ricorrente" prosegue verso il Condilo Laterale Femorale costituendo il Legamento Popliteo Obliquo, e il ramo "anteriore" o riflesso che si inserisce sulla faccia anteriore del Condilo interno della Tibia.
L'azione del Semimembranoso è la flessione e rotazione interna della gamba sulla coscia e l'estensione della coscia.

**Il Gracile**
Come dice il nome, questo muscolo è piccolo ed è nastriforme, si trova sulla zona mediale della coscia.
Origina dalla zona anteriore della Branca Ischio-Pubica e si inserisce sulla faccia mediale e anteriore del condilo della Tibia insieme al muscolo Sartorio e al Semitendinoso formando la Zampa d'Oca.

Il Gracile adduce la coscia, flette e ruota internamente la gamba sulla coscia.

**Il muscolo Popliteo**
E' un muscolo profondo che si trova nella loggia posteriore della gamba, è largo e sottile.
Origina dalla zona esterna del condilo femorale laterale e si inserisce sul lato superiore della Linea Obliqua e sulla zona posteriore della Tibia.
Il Muscolo Popliteo flette e ruota medialmente la gamba.




**Il Gastrocnemio**
E' composto da due capi muscolari simmetrici, uno mediale che origina dal condilo Femorale interno e dalla porzione interna della Capsula ed uno laterale che origina dal Condilo Feomrale esterno e dalla porzione esterna della Capsula, è un muscolo biarticolare.
Si inserisce con il robusto tendine Calcaneare o d'Achille sulla zona postero-superiore del Calcagno.
L'azione del Gastrocnemio è la Flessione Plantare del piede e la rotazione interna, inoltre concorre alla flessione della gamba sulla coscia.

**Gli Ischio-Crurali**
Sono tre muscoli della loggia posteriore della coscia: il **Bicipite Femorale**, il **Semimembranoso** e il **Semitendinoso**, sono tutti biarticolari, hanno in comune l'origine ischiatica, l'azione di flessione della gamba sulla coscia e l'estensione dell'anca.
Essi hanno un ruolo importantissimo nella cinematica del ginocchio perché con la loro azione proteggono il Legamento Crociato Anteriore dalle lesioni.

**La Zampa d'Oca.**
Tra i muscoli della loggia posteriore e mediale della coscia, ce ne sono tre che hanno un tendine comune denominato "Zampa d'Oca" che si inserisce sulla faccia interna dell'epifisi prossimale della tibia.
Questi muscoli sono il sartorio, il semitendinoso e il gracile.
Questo grosso tendine è sinergico del collaterale mediale nella stabilizzazione del ginocchio ed impedisce un'eccessiva rotazione esterna
La zampa d'oca si trova medialmente al ginocchio