

CENTRO STUDI E RICERCHE F.I.D.A.L.

INTRODUZIONE ALLO STUDIO DELLA BIOMECCANICA DEL GINOCCHIO (Parte prima)

L'articolazione femoro-tibiale

A. MOSCHI *, M. BEJOR *, G. PESTELLI **

PREMESSA

Siamo stati invitati dal Centro Studi della F.I.D.A.L. a comporre una serie di articoli che facciano il punto sulle attuali conoscenze nel campo della biomeccanica articolare e più specificatamente del ginocchio. Naturalmente non sarà possibile esaurire l'argomento nell'ambito di queste poche righe né ci illudiamo di fornirne una trattazione completa; cercheremo soltanto di esporre nel modo più chiaro possibile quegli aspetti della biomeccanica del ginocchio che sono stati sicuramente documentati e che, pertanto, possono essere di aiuto nell'approfondire l'argomento specie ai fini dello studio del gesto atletico.

La biomeccanica non è una scienza nuova: se ne possono infatti far risalire le origini alla scuola iatromeccanica che fiorì in Italia alla fine del '600 (G. Borelli). Generalmente, però, si pone la data di nascita di questa branca della scienza tra il XIX e il XX secolo. In questo periodo, soprattutto ad opera della scuola di lingua tedesca (Fick e al.), se ne ebbe una sistematizzazione tuttora considerata valida. Una seconda fase si ebbe durante e dopo la prima guerra mondiale: l'esigenza di fornire agli invalidi di guerra delle protesi funzionali richiese una larga concentrazione di studi interdisciplinari. Nel secondo dopoguerra, specie nei paesi anglosassoni, la biomeccanica ha visto un rifiorire di studi volti al miglioramento delle artroprotesi. Questo indirizzo di analisi ha comportato una limitazione e una semplificazione della cinesiologia articolare, dato che le artroprotesi sono dei sistemi sostitutivi di articolazioni gravemente deformate e che quindi, per conseguire il massimo di stabilità e durata, richiedono, la massima semplicità meccanica compatibile con la dinamica muscolare residua.

Comunque dai tempi di Fick ad oggi la biomeccanica articolare è sempre stata piegata a necessità contingenti specie legate all'industria, il che, se ha da una parte permesso di reperire i mezzi necessari alla ricerca, dall'altra ha però imposto di limitare la sperimentazione di

* Clinica Ortopedica e Traumatologica dell'Università di Pavia.

** Divisione Ortopedia e Traumatologia O.C. Morgagni - Forlì.

base ad un campo specifico, impedendone la diffusione verso le altre branche della scienza che si occupa dello studio del moto umano.

Nel presentare questa introduzione allo studio della biomeccanica del ginocchio abbiamo diviso l'esposizione in tre parti:

1) la biomeccanica della femoro-tibiale in cui presentiamo anche dei cenni sullo studio del moto dal punto di vista fisico;

2) la biomeccanica della femoro-rotulea in cui allarghiamo il problema alla funzione dell'apparato estensore di cui la rotula è solo una componente;

3) la biomeccanica del ginocchio in funzione degli assi dell'arto inferiore. Qui inseriremo anche alcune considerazioni sulla semeiotica del ginocchio, che ogni allenatore dovrebbe conoscere per valutare appieno le possibilità meccaniche dell'arto inferiore degli atleti che gli sono affidati.

CENNI DI ANATOMIA FUNZIONALE

Il ginocchio è una diartrosi composta da delle superfici cartilaginee differentemente configurate che vanno a comporre più unità funzionali. Queste sono l'articolazione femoro-rotulea, l'articolazione femoro-tibiale e la tibio-peroneale prossimale di cui però non tratteremo che marginalmente (tav. I). La femoro-tibiale, a sua volta, è suddivisibile in un compartimento mediale, un compartimento esterno e nel cardine centrale; quest'ultimo formato in gran parte dal massiccio delle spine. Per i motivi che verranno e sposti, riteniamo che questa suddivisione sia biomeccanicamente più valida.

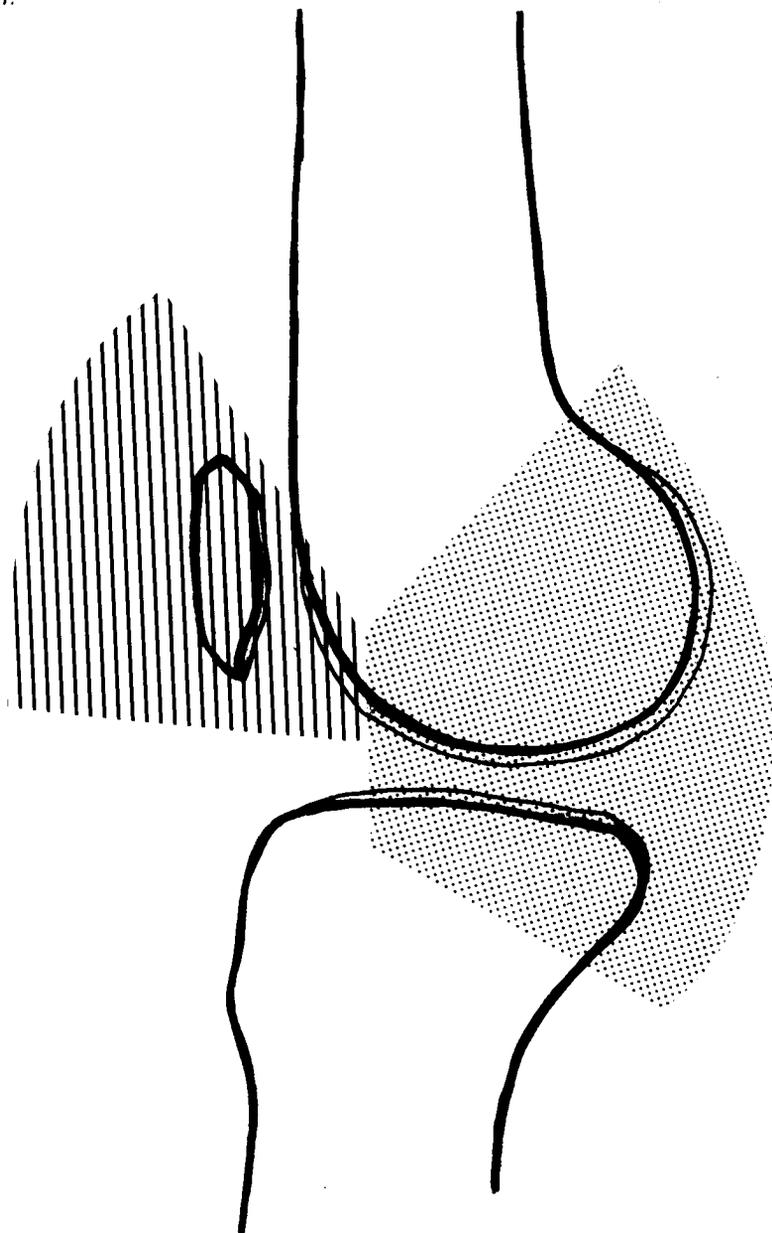
Come schematizzato nella tav. II noi preferiamo dividere la femoro-tibiale in un compartimento mediale e in un compartimento esterno.

Il ginocchio, quale unità morfo-funzionale, è formato dalle superfici articolari e dai mezzi di contenzione passivi che le uniscono: capsule e legamenti. e inserzioni intracapsulari dei muscoli periarticolari si evidenziano come degli ispessimenti della capsula del ginocchio: sono i cosiddetti legamenti capsulari. Questo fa sì che la capsula non agisca solo come sistema passivo, anergico, di contenzione, ma in parte anche come un vero sistema attivo: ossia un sistema dotato della forza ed energia necessarie ad avvicinare tra loro attivamente due punti dello scheletro al di là e al di qua dell'articolazione.

Nel ginocchio, le uniche strutture che, grazie alle loro caratteristiche possono essere assimilate a dei sistemi di contenzione passiva, sono i crociati e le fibre parallele anteriori del collaterale mediale. Le altre formazioni presentano proprietà tali da farne dei sistemi di contenzione attiva.

Si discute ancora sulle molteplici funzioni dei menischi (Blazina). I menischi sono ancorati all'osso e alla capsula per cui, durante la

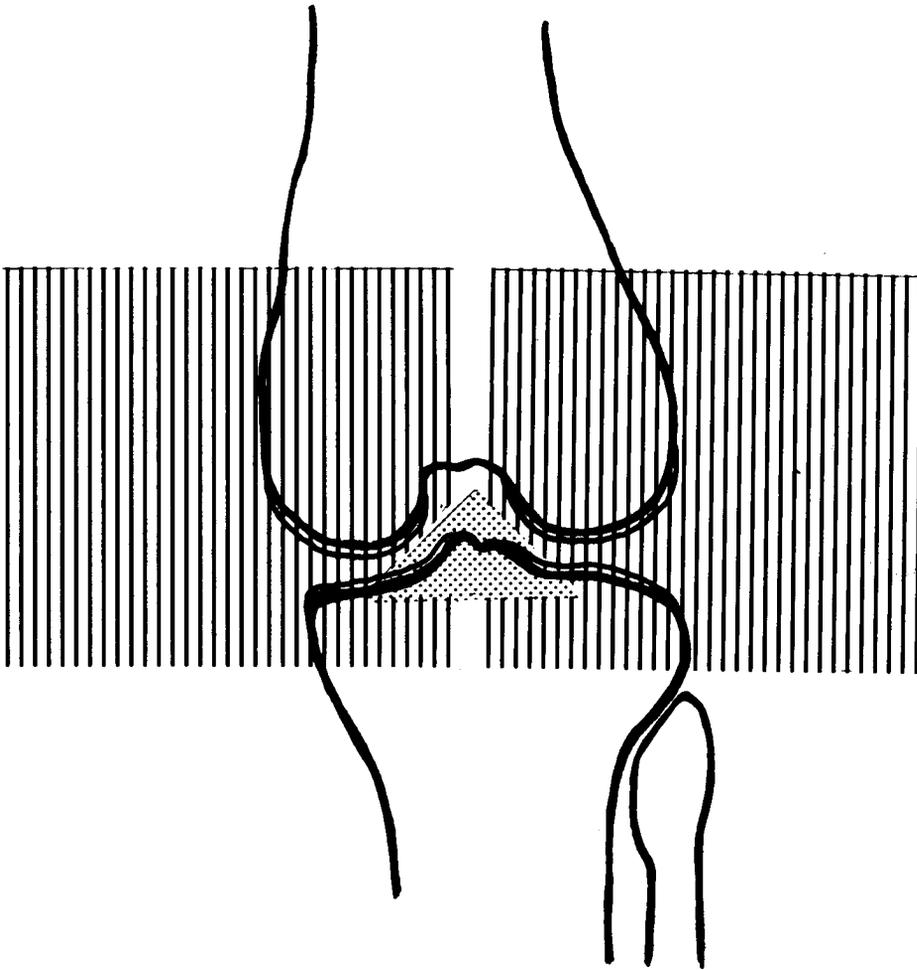
Tav. I:



articolazione femoro rotulea: in tratteggio

articolazione femoro tibiale: in puntinato

Tav. II:



compartimenti mediale ed esterno: in tratteggio

cardine centrale del ginocchio: in puntinato

flesso estensione, il moto articolare può imprimere loro movimenti attivi e passivi. I movimenti passivi si hanno quando i menischi seguono i condili femorali traslando per pura spinta sul piano tibiale. I movimenti attivi si hanno quando le inserzioni dei muscoli periarticolari agiscono sulla capsula e sulla periferia meniscale.

Il moto dei menischi è complesso, comunque la tensione muscolare tende ad allungare il diametro longitudinale dell'ellisse che formano sul piano orizzontale traslando il menisco verso il centro e posteriormente. Le superfici della tibia mai coperte dai menischi nella loro dinamica si dicono superfici articolari non menisicali. Un argomento che suscita vivo interesse è lo studio della percentuale del carico che, attraverso l'articolazione del ginocchio, si trasmette ai menischi. See-dholm, sulla base di studi statici, ipotizza che circa il 50% del carico trasmesso attraverso il compartimento mediale sia sopportato dal menisco; questo sarebbe del 70% nel compartimento esterno. Walker, sempre sul cadavere, ma con tecniche differenti, riferisce di carichi difficilmente paragonabili con i precedenti. Da quanto ci risulta ancora nessuno ha dimostrato « in vivo » se e quanto carico si trasmette attraverso i menischi; comunque ci sembra che i risultati suddetti siano poco attendibili, se non altro per le tecniche usate ed i fini a cui erano diretti, ossia per lo studio di protesi articolari.

A nostro parere, tenendo conto che l'attrito a livello delle superfici menisco-femorale e menisco-tibiale ha valori vicini allo zero, in flessione, quando il diametro sagittale del condilo diminuisce, solo una piccola parte del carico può essere trasmessa attraverso i menischi. In estensione completa, invece, tra menischi, superfici articolari e crociati si determina un sistema in equilibrio in cui l'area di contatto tra le superfici articolari femoro-tibiali si trova al centro di un insieme di ammortizzatori: uno anteriore, formato dai menischi che lavorano in compressione tanto da lasciare un'impronta sulla superficie delle cartilagini femorali, e uno posteriore formato dai crociati che lavorano in tensione sinergicamente tra loro.

STUDIO DEL MOTO IN UN SISTEMA PLANARE

Uno degli aspetti più importanti della funzionalità di un ginocchio è quello cinematico, cioè lo studio del moto relativo tra i capi articolari (MacConaill). Tale moto dipende da vari fattori tra questi: il carico, l'attrito fra le superfici articolari, la loro forma geometrica, le sollecitazioni nei materiali articolari, la loro deformabilità ed altri.

Se definiamo moto piano il moto di un corpo nello spazio tridimensionale che avviene con la velocità dei punti aventi direzione parallela ad un piano, detto direttore, si può affermare, trascurando la rotazione automatica, che il moto di flesso-estensione di un ginocchio è un moto piano ed il piano direttore del moto è quello sagittale o qualunque altro parallelo ad esso.

Supponiamo che i due capi articolari siano rigidi, cioè indeformabili, cosa che in assenza di carico è verificata. Il moto di flesso-estensione è da considerarsi moto piano rigido e come tale ogni atto di moto è

rotatorio intorno a un punto chiamato centro di istantanea rotazione. Ogni punto del corpo ha una velocità con direzione perpendicolare al segmento \overline{PC} (fig. 1) che unisce il punto con il centro di istantanea rotazione, con intensità $V = \omega l$, essendo ω la velocità angolare dell'atto di moto ed l la lunghezza del segmento \overline{PC} , e senso tale che la velocità V deve far ruotare P rispetto a C nella direzione dell'atto di moto.

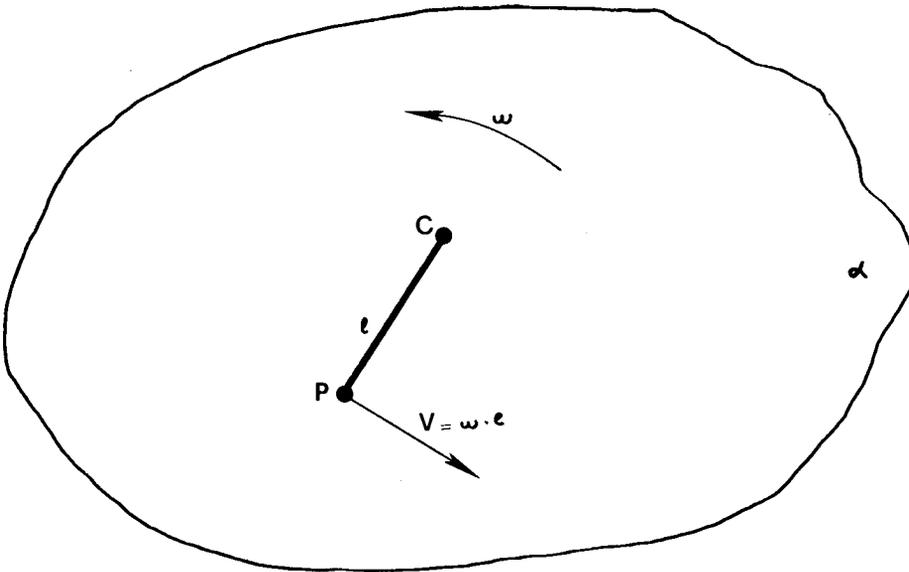


Fig. 1 - Vedi testo.

Consideriamo, come esempio, il moto di un cilindro su una superficie piana (fig. 2). Se l'asse del cilindro rimane parallelo a se stesso si ha un moto piano ed il piano direttore è qualunque piano perpendicolare all'asse; su di esso il cilindro è rappresentato da un cerchio uguale alla sua base ed il piano da una retta $x-x'$. Supponendo che, in ognuno dei casi illustrati, l'atto di moto rotatorio abbia velocità angolare $\omega = 10$ rad/sec cerchiamo di individuare gli aspetti fondamentali per una descrizione del moto che ci possano servire anche per comprendere il moto dei capi articolari. Le caratteristiche di questo moto estremamente semplice sono:

1) il centro di istantanea rotazione si trova necessariamente sulla perpendicolare alla superficie piana nel punto di contatto fra il cerchio e la retta $x-x'$. Infatti per la impenetrabilità e la inseparabilità dei due corpi, il punto di contatto ha una velocità con direzione coincidente con la traccia $x-x'$ ed il centro C , per definizione, si trova sulla perpendicolare nel punto A sulla traccia $x-x'$;

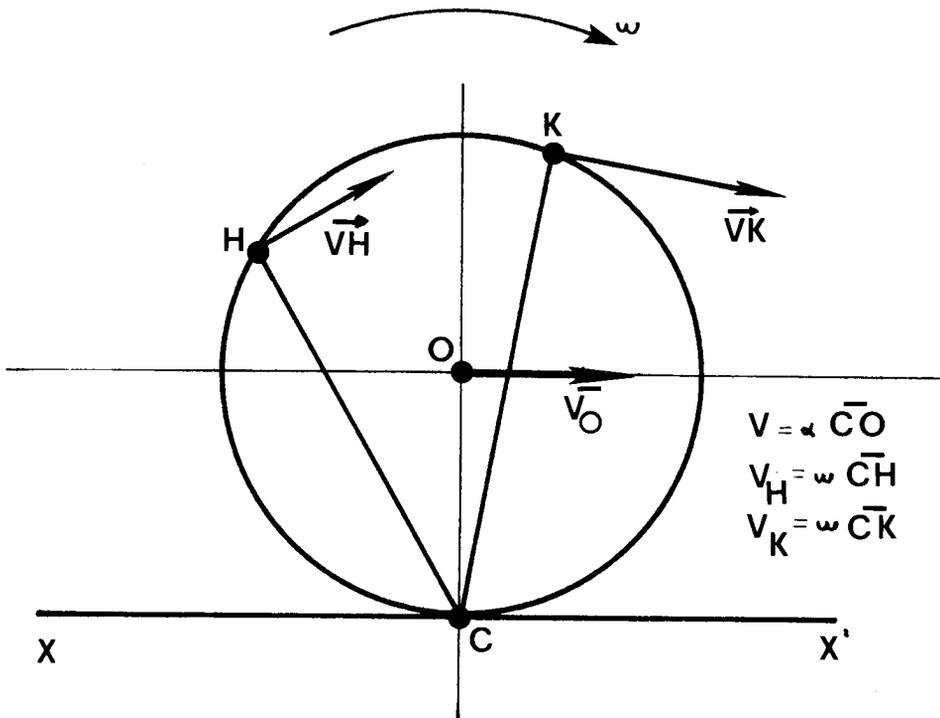


Fig. 2a - Vedi testo.

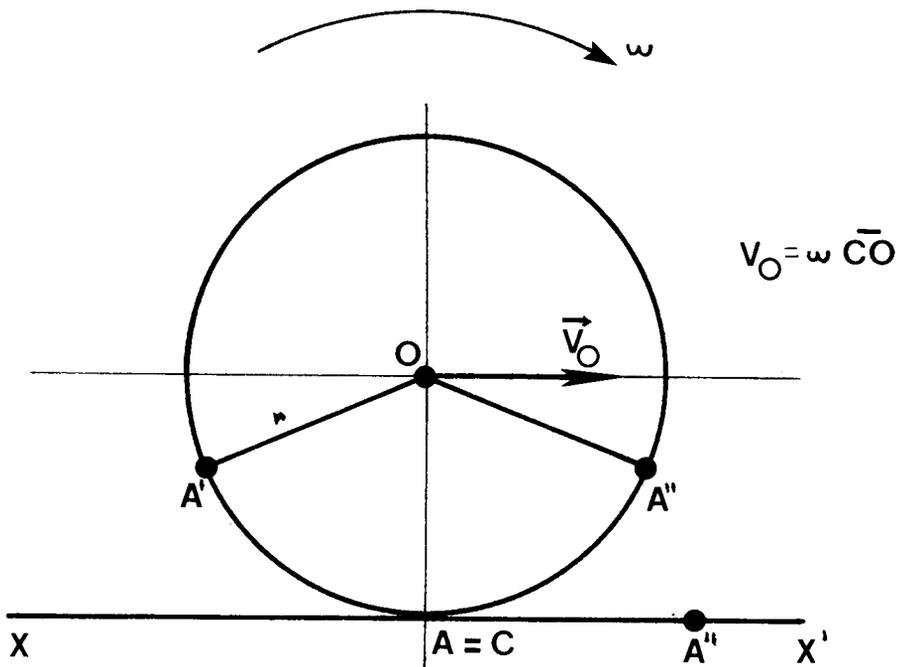


Fig. 2b - Rotolamento puro. Avanzamento con velocità $V_o = \omega r$.

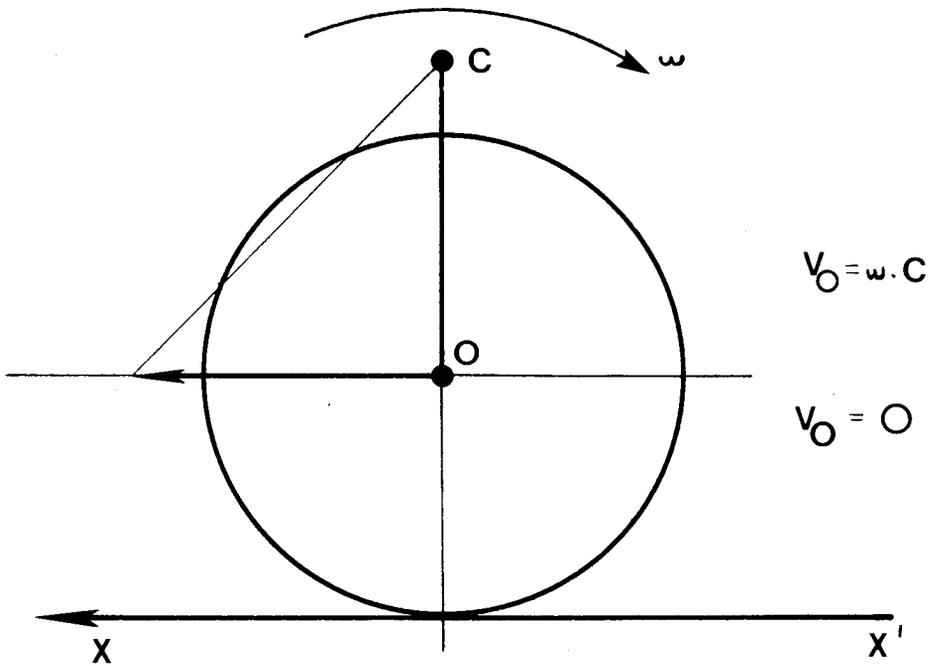


Fig. 2c - Strisciamento puro. Avanzamento nullo.

2) conoscendo il centro di istantanea rotazione, la velocità angolare dell'atto di moto e la configurazione geometrica del sistema, si conoscono le velocità istantanee di ogni punto del corpo. Ad esempio, nella fig. 2a, supponendo $\overline{CO} = 1 \text{ mm}$ $\overline{CH} = 1,5 \text{ mm}$ $\overline{CK} = 1,7 \text{ mm}$ si ha $V_O = \omega \overline{CO} = 10 \text{ mm/sec}$ $V_H = \omega \overline{CH} = 15 \text{ mm/sec}$ $V_K = \omega \overline{CK} = 17 \text{ mm/sec}$;

3) lo spostamento del cilindro sul piano in un intervallo di tempo t è rappresentato da $S = V_o \Delta t$ essendo V_o la velocità media nell'intervallo Δt del centro geometrico del cerchio;

4) nella fig. 2 b si ha un esempio di rotolamento puro. Il centro di istantanea rotazione C si trova nel punto di contatto a tra cilindro e piano sul piano direttore. Si tratta di un rotolamento puro perché dopo istantanea rotazione C si trova nel punto di contatto A tra cilindro e ruotato di un angolo $\alpha = \omega \Delta t = 10 \cdot 1/10 = 1 \text{ rad}$ ed ha avuto uno spostamento $\overline{AA'} = \alpha \overline{CO} = 1 \text{ mm}$. Tutto il cilindro è avanzato ad una velocità V_o pari a $\overline{CO} \omega = 10 \text{ mm/sec}$, di uno spazio $\overline{AA''} = V_o \cdot \Delta t = 1 \text{ mm}$, quindi lo spazio percorso sul cilindro e sul piano è uguale;

5) nella fig. 2c si ha uno strisciamento puro. Il centro C si trova nel centro geometrico O del cerchio. La velocità di avanzamento è zero;

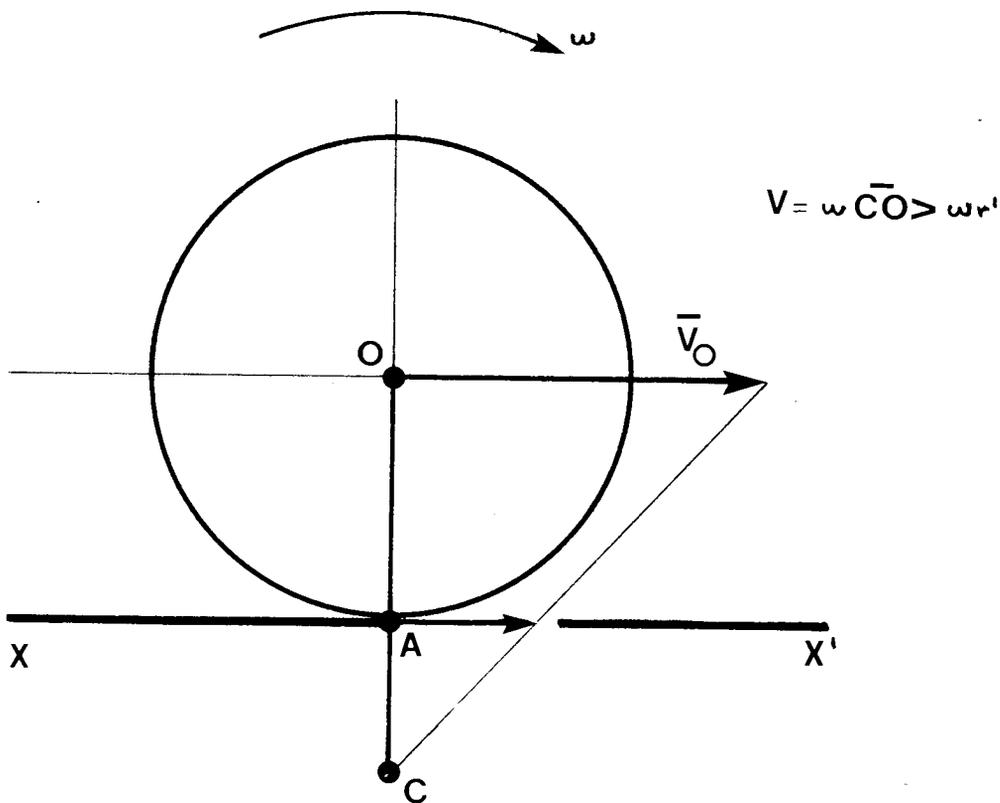


Fig. 2d - Rotolamento con strisciamento. Si ha un avanzamento maggiore che nel caso della fig. 2b.

6) nella fig. 2d si ha rotolamento e strisciamento con un avanzamento del cilindro maggiore che nel caso di rotolamento puro. Infatti $V_o = \omega \overline{CO}$ e \overline{CO} è maggiore del raggio;

7) nella fig. 2e si ha strisciamento e rotolamento con avanzamento minore che nel rotolamento puro. Quanto più il centro di istantanea rotazione C è vicino al centro geometrico O tanto più piccolo è l'avanzamento e tanto maggiore è lo scivolamento, il contrario avviene se C si avvicina ad A;

8) nella fig. 2f si ha rotolamento e strisciamento con indietro-ggiamento rispetto al senso di rotazione del cilindro.

Sono quindi le posizioni relative del centro di rotazione, del centro geometrico e del punto di contatto che ci spiegano le modalità del moto.

L'esempio suddetto può essere considerato una schematizzazione estrema del ginocchio in cui i condili vengono rappresentati dal cilindro e la tibia dal piano x-x'. Ovviamente la forma dei condili è tale per cui il centro geometrico di curvatura non può essere in un sol punto come

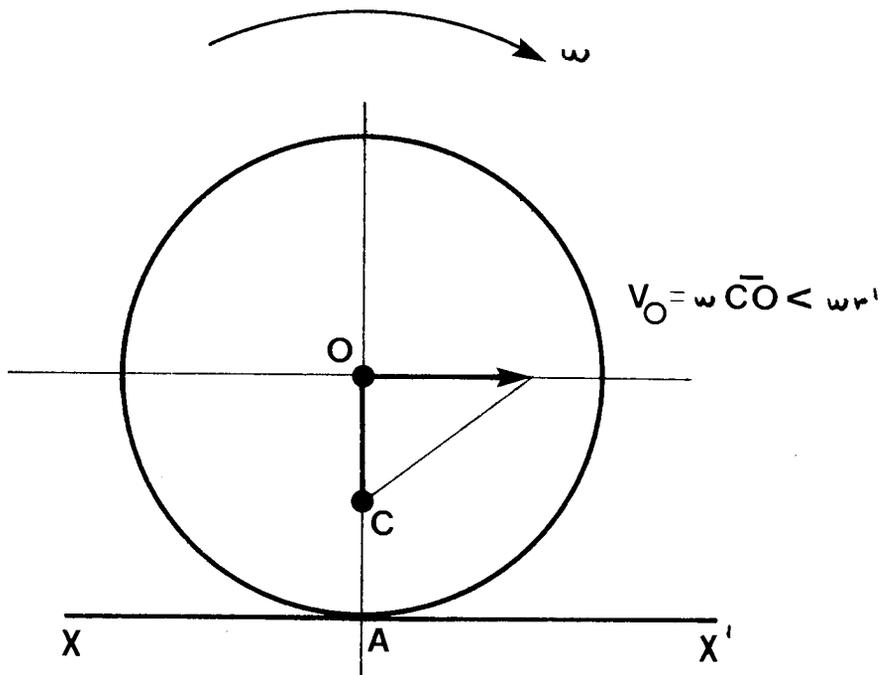


Fig. 2e - Rotolamento con strisciamento. Si ha un avanzamento minore che nel caso della fig. 2b.

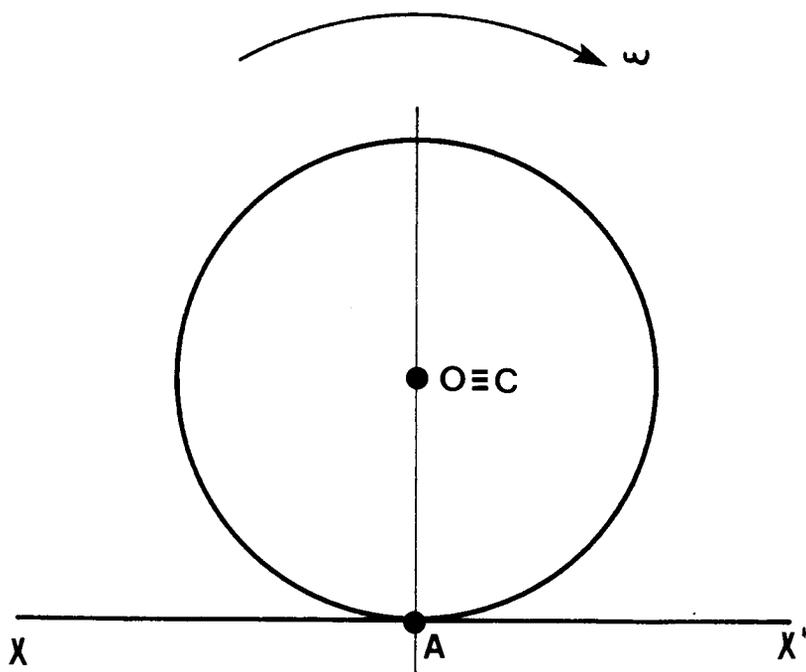


Fig. 2f - Vedi testo.

nel cilindro. Anche la superficie di contatto femoro-tibiale non può essere perfettamente definita per cui la velocità dei punti dei capi articolari, ed il relativo centro di istantanea rotazione, non sono altrettanto facilmente determinabili. Per definire il moto di una articolazione questa deve essere studiata « in vivo » e, per quanto concerne l'arto inferiore, possibilmente sotto carico.

Le moderne tecniche radiografiche ci permettono, con buona approssimazione, di ricostruire sui radiogrammi il luogo dei centri di istantanea rotazione. E' invece molto più difficile stabilire, avvalendosi

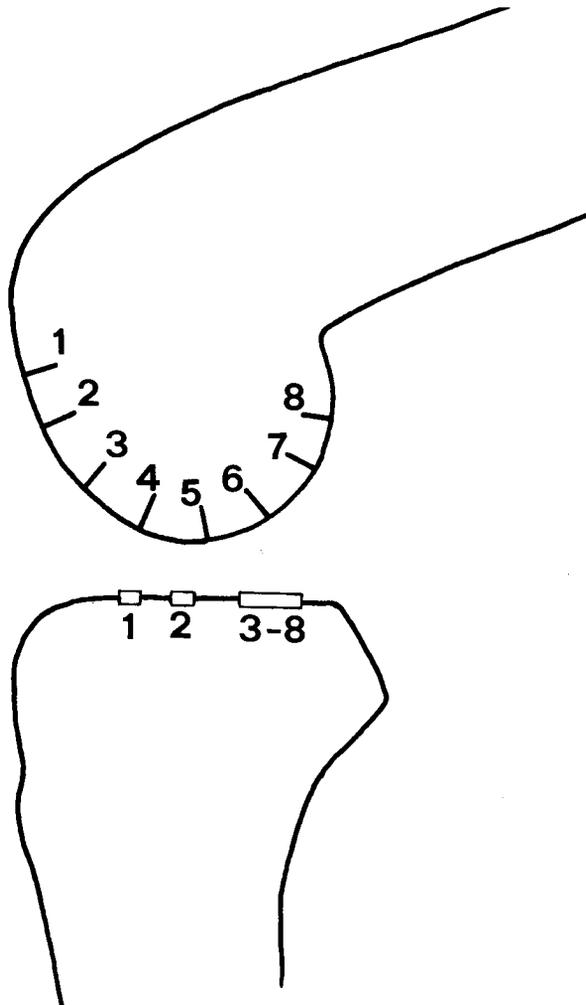


Fig. 3 - Da Fick, modificata in base a nostre artrografie « in vivo ». I valori da 1 a 8 corrispondono rispettivamente a 0° 5° 10° 25° 40° 75° 100° e 120° (valori medi tra più misurazioni). Nel compartimento mediale gran parte della rototraslazione avviene nella parte posteriore della superficie tibiale con un movimento prevalente di scivolamento.

anche della artrografia con mezzi di contrasto e con le pneumoxerografie la zona di contatto tra femore e tibia sia pure limitandosi al contatto nel solo piano sagittale.

Abbiamo studiato i centri di istantanea rotazione (vedi fig. 6 e fig. 7) sotto carico per il condilo femorale esterno seguendo la tecnica di McLeod-Cross con risultati praticamente sovrapponibili a quelli da loro descritti. Pertanto, allo stato attuale delle nostre possibilità tecniche, pur con tutti i limiti descritti nelle metodiche e pur con tutte le critiche che ci riserviamo di fare in altra sede, i dati presentati da Frankel e da McLeod, sui centri di istantanea rotazione possono essere accettati quale dato preliminare allo studio del moto articolare del ginocchio.

Abbiamo ricostruito il luogo dei centri geometrici di rotazione per i condili prendendo a modello quello presentato da Fick (vedi fig. 5). Per quanto riguarda i punti di contatto femoro-tibiali mediali e laterali abbiamo modificato gli schemi di Fick sulla base dei dati riscontrati nelle nostre osservazioni fatte su artrografie « in vivo » di soggetti senza segni, artrografici, di lesioni meniscali (vedi fig. 3 e fig. 4). Com-

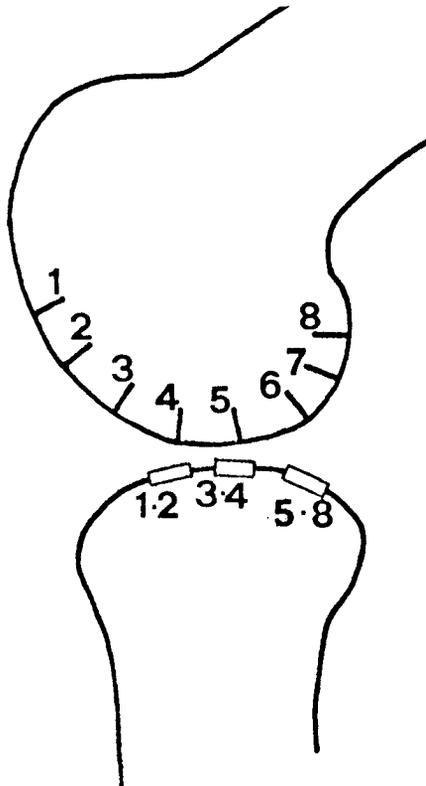


Fig. 4 - Da Fick, modificata come per la fig. 3. Nel compartimento esterno il moto di rototraslazione è più uniforme; solo dopo i 75°, in media, prevale nettamente il moto di scivolamento.

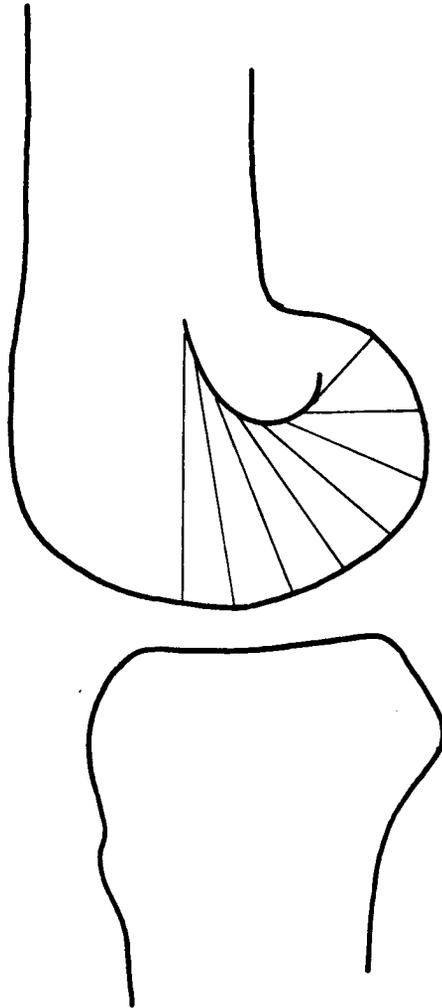


Fig. 5 - Luogo dei centri geometrici di rotazione. Modificata da Fick.

parando tra loro i dati sui centri geometrici di rotazione, sui centri di istantanea rotazione e sulle superfici di contatto femore-tibia, nel compartimento mediale, all'inizio della flessione, si ha un moto combinato di rotolamento e scivolamento con quest'ultimo che tende a crescere. Infatti, nel proseguimento della flessione, si ha quasi esclusivamente lo scivolamento del condilo sulla superficie tibiale, ossia il punto di contatto del femore sulla tibia rimane praticamente lo stesso. Nel compartimento esterno il moto di rototraslazione è più uniforme e soltanto dopo i 75° di flessione tende a diventare quasi solo scivolamento.

Concludendo queste brevi note sul moto articolare del ginocchio ci sembra di poter affermare che, rispetto al luogo dei centri geometrici, i centri di istantanea rotazione danno un'idea più reale del moto

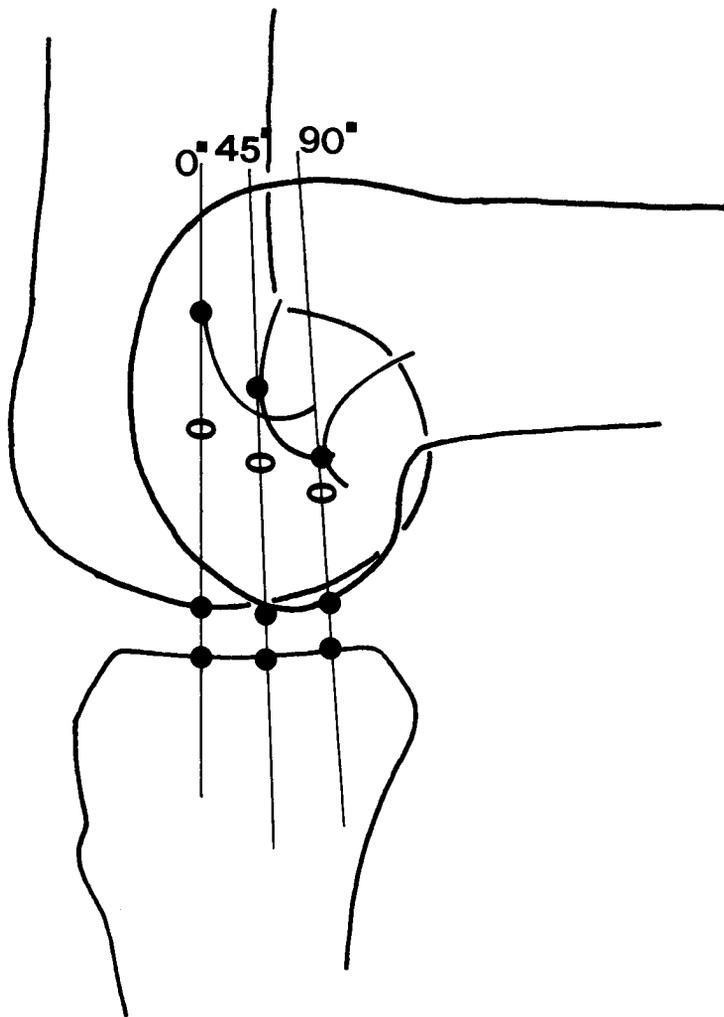


Fig. 6 - Centri di istantanea rotazione nel compartimento mediale da Frankel modificata. Il centro di istantanea rotazione dall'inizio della flessione fino a 90° si avvicina al luogo dei centri di curvatura per cui nel moto del condilo prevale sempre più lo scivolamento sul rotolamento. A 90° di flessione il centro di istantanea rotazione è talmente vicino al centro di curvatura della superficie di contatto che il moto risulta essere quasi esclusivamente uno scivolamento del condilo su una superficie limitissima della tibia.

nel sistema. L'analisi comparata dei luoghi dei centri di istantanea rotazione permette di integrare anche il movimento che sblocca (descrow) la rotazione automatica esterna proiettando questo movimento nel compartimento esterno. Comunque, pur avendo una base scientifica da cui partire si dovrà ancora lavorare a lungo per capire appieno il moto del ginocchio sotto e fuori carico.

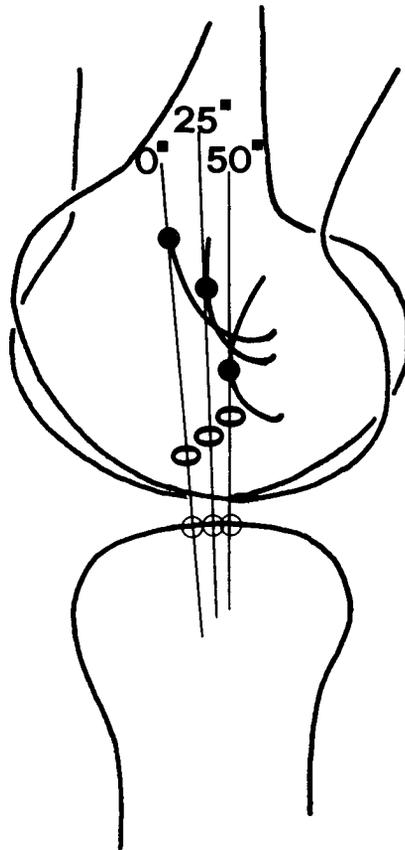


Fig. 7 - Centri di istantanea rotazione nel compartimento laterale. Da McLeod modificata. All'inizio del moto si ha un movimento prevalente di rotazione che tende, con la flessione, a portare il centro di istantanea rotazione verso il luogo dei centri geometrici di curvatura ossia a divenire un movimento di prevalente scivolamento.

CONGRUENZA E STABILITA'

Non è facile limitare e scindere nettamente tra loro i concetti di congruenza e stabilità dato che, nel comune linguaggio clinico, i due termini sono usati quali sinonimi.

In fisica invece, per i corpi non compenetrabili, congruenza e stabilità non solo fanno parte di due capitoli differenti della meccanica, ma hanno definizioni precise traducibili in formule matematiche. Ai fini del nostro lavoro, dovendo applicare a strutture biologiche concetti matematici, abbiamo reso più elastiche tali definizioni che enunciamo nel modo seguente.

Una articolazione è « congruente » quando, rimossi tutti i sistemi passivi di contenzione (capsula e legamenti), sottoposta a movimenti passivi nell'ambito del grado di articolarietà fisiologica, non tende a sublussarsi. L'anca è un esempio tipico di articolazione altamente congruente. In pratica il grado di congruenza viene valutato soggettivamente in nullo, basso, medio e alto (0, 1, 2, 3).

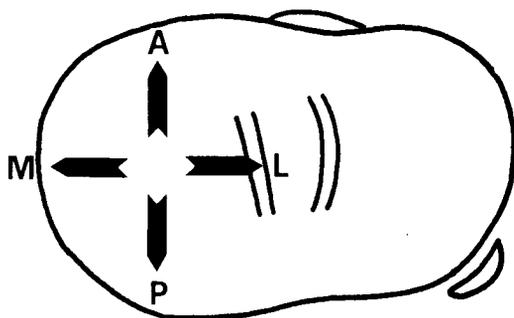
Una articolazione si dice « stabile » quando, rimossi tutti i sistemi passivi di contenzione, sottoposta a movimenti *attivi* nell'ambito del grado di articolarietà fisiologica, non tende a sublussarsi. Teoricamente la stabilità di un'articolazione andrebbe studiata « in vivo », ossia nell'unica situazione in cui la funzione tra agonisti e antagonisti si svolge in condizioni fisiologiche. In pratica la si può studiare applicando all'articolazione le forze note sotto forma di vettori che, come vedremo, vengono a loro volta scomposti nelle varie componenti.

Lo studio della congruenza articolare comporta un'analisi delle superfici considerate quali figure geometriche e dei rapporti che vi intercorrono. Nell'analizzare la congruenza del ginocchio vanno però definiti alcuni aspetti peculiari di questo sistema.

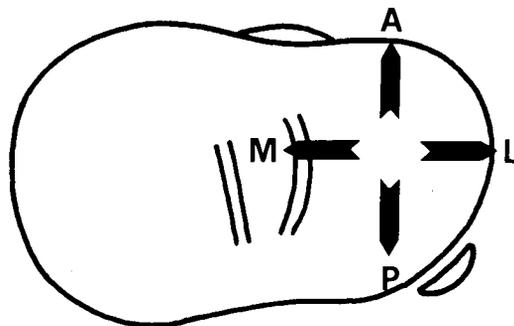
La posizione di massima estensione è una situazione unica; infatti, per minimizzare il consumo energetico, in tale stato i rapporti articolari dipendono sia dall'integrità dei crociati che dalla forma delle superfici articolari. In questa posizione oltre ad esservi una grande superficie di contatto che interessa, senza discontinuità apparente, i due condili, vi è anche del carico trasmesso attraverso i menischi, questi lasciano addirittura una impronta plastica sulla cartilagine femorale proprio al di sotto della superficie articolare femoro-rotulea. In biomeccanica la posizione più idonea per studiare il grado di congruenza del ginocchio è quella intermedia tra la massima flessione e la massima estensione, ossia quando la parte più convessa dei condili comincia ad articolarsi con la tibia, il che corrisponde anche al momento in cui il centro di istantanea rotazione si porta più vicino al luogo dei centri geometrici. In questa posizione si ha anche la minima superficie di contatto tra condili e tibia, questa infatti è limitata a due piccole aree, una mediale e l'altra laterale (Maquet). Non bisogna dimenticare infine che anche clinicamente è in questa posizione che si valuta la stabilità capsulo legamentosa del ginocchio.

Nelle nostre ricerche abbiamo visto che la congruenza articolare a 60° e 90° di flessione non presenta significative differenze per cui le misure da noi rilevate sono state unificate in un unico dato.

Lo studio della congruenza femoro-tibiale può essere condotto analizzando i rapporti tra articolazione femoro-tibiale mediale e laterale in toto, oppure analizzando la congruenza delle due emiarticolazioni singolarmente essendo queste morfologicamente e biomeccanicamente molto differenti. Studiando le due emiarticolazioni separate, la congruenza dei compartimenti mediale e laterale si può indagare, come abbiamo fatto noi, tenendo la tibia verticale, ponendo la tuberosità tibiale anteriore ed il margine anteriore dell'articolazione tibiotarsica sullo stesso piano. In questa posizione il valore medio della pendenza della superficie mediale della tibia è di circa 10°. Una volta posizionata la tibia, il condilo femorale mediale (ruotato in flessione di 60°-90°) viene fatto traslare in avanti, medialmente, lateralmente e posteriormente (vedi fig. 8 e fig. 9). La valutazione della congruenza viene



med .



lat.

Fig. 8 - Congruenza nelle emiarticolazioni femoro-tibiali mediale e laterale nei movimenti di traslazione pura. Vedi testo.

graduata secondo i parametri anzidetti. Nel compartimento mediale il condilo presenta una congruenza nulla o bassa nelle traslazioni in senso mediale e posteriore, nelle traslazioni in senso laterale la congruenza è altissima, le traslazioni anteriori, invece, presentano bassa congruenza con risalte del condilo sulla pendenza tibiale.

Se lo stesso esperimento viene ripetuto anche nel compartimento laterale, si trova che in questo il condilo esterno presenta una congruenza nulla nelle traslazioni in senso anteriore, posteriore e medio-laterale, mentre nelle traslazioni latero-mediali vi è una congruenza media.

Mantenendo invariati i parametri con cui si valuta la congruenza sulle emiarticolazioni, si studia l'articolazione femoro-tibiale a condili congiunti. Durante l'esperimento si mantiene la diafisi femorale in maniera che gli spostamenti avvengano sul piano sagittale dell'articolazione.

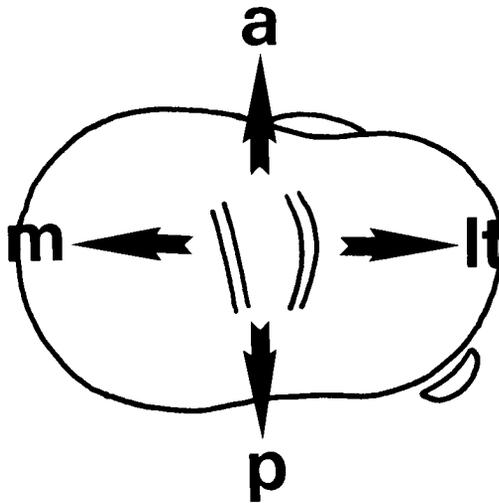


Fig. 9 - Congruenza del ginocchio nei movimenti di traslazione pura. Vedi testo.

zione, ossia si evitano accuratamente le rotazioni. La congruenza così valutata presenta valori singolari.

Nella traslazione in senso posteriore la congruenza è nulla o bassa; nella traslazione medio-laterale è alta; nulla nella traslazione latero-mediale; media nella traslazione anteriore con elevazione dei condili femorali.

Lo studio della congruenza femoro-tibiale, a condili uniti, è stato condotto solo per il movimento di flessione da 0° a 90°, ossia nel movimento in cui abbiamo studiato i centri di istantanea rotazione anche perché non disponiamo del localizzatore spaziale di Walker.

Nelle suddette condizioni, se la diafisi viene fatta ruotare lungo il solo piano sagittale si ha una congruenza media. Se invece la diafisi è libera di ruotare anche nel piano orizzontale, si ha una sublussazione nel compartimento esterno.

La congruenza in rotazione nel piano orizzontale non è analizzata in quanto non abbiamo valori significativi sulla sede del centro di rotazione valevoli almeno per i gradi di flessione-estensione compresi tra 0° e 90°.

I risultati degli studi sulla congruenza nei movimenti di traslazione ed in parte anche di rototraslazione, ci hanno indotto ad analizzare più a fondo lo studio della forma delle superfici tibiali che, rispetto alle superfici dei condili, si presentano molto più irregolari.

A questo fine sono state praticate fresature multiple parallele distanziate di frazione di millimetri di più superfici articolari di tibie posizionate verticalmente. Si è così ottenuta una mappa altimetrica dei vari punti delle superfici articolari rispetto all'apice dell'eminanza intercondiloidea ed al margine inferiore del labbro posteriore dell'emiarticolazione tibiale esterna (vedi fig. 10) che, nei casi da noi studiati, ha sempre rappresentato il punto più basso delle superfici articolari tibiali.

Questa indagine ci ha permesso di constatare che nel compartimento esterno i punti aventi la stessa altezza sono concentrici rispetto alla eminanza intercondiloidea mentre nel compartimento mediale sono divergenti verso l'avanti, almeno nella zona più vicina al massiccio delle spine.

Alla luce di questi dati si capisce perché i condili femorali, fermo restando il grado di flessione, per poter traslare in avanti devono fare contemporaneamente due movimenti: nel piano orizzontale una traslazione postero-anteriore, nel piano sagittale una elevazione. Ossia i condili devono passare da una posizione più bassa ad una più alta in quanto i punti di uguale altezza nelle due emiarticolazioni sono divergenti tra loro.

In sintesi la congruenza nella articolazione femoro-tibiale è data principalmente dalle altezze reciproche tra il versante mediale e laterale della eminanza intercondiloidea la quale, essendo svasata verso l'avanti, rende più difficile ogni traslazione postero-anteriore. Per usare una similitudine che ci è cara, i condili si adattano ai profili del massiccio delle spine, come un cavaliere ad una sella.

Stando alla definizione enunciata, lo studio della stabilità del ginocchio non è altro che l'analisi del come le forze applicate a quella articolazione interagiscono con la congruenza. Non possiamo analizzare, per motivi di spazio, la stabilità nei gradi estremi della flessione o estensione; ci atterremo solo allo studio delle forze che agiscono sul ginocchio nella fase portante del passo.

Abbiamo già definito le condizioni in cui i condili per praticare un movimento di traslazione sul piano tibiale in direzione postero anteriore, devono contemporaneamente praticare un movimento di « risalita » sulla eminanza intercondiloidea. Tutte le forze che si oppongono a questa

risalita partecipano dinamicamente ad aumentare la stabilità articolare e, nelle condizioni sopra descritte, una di esse è la forza di gravità, il peso del corpo che inoltre, dal punto di vista energetico, rappresenta una economia in quanto conferisce stabilità senza dispendio di energia muscolare.

L'importanza delle forze di compressione nel determinare la stabilità è stata anche avvalorata sperimentalmente da WANG che ha documentato come i movimenti tipo le rotazioni sul piano orizzontale senza contemporanea flessione estensione, sotto carico si rendevano estremamente difficili determinandosi un altissimo attrito tra le superfici di scorrimento. Un secondo sistema dinamico si oppone alla traslazione postero anteriore dei condili: l'apparato estensore. La tensione del quadricipite fa dell'insieme rotula-legamento rotuleo un « muro » davanti ai condili che blocca questi movimenti (KAPANDJI).

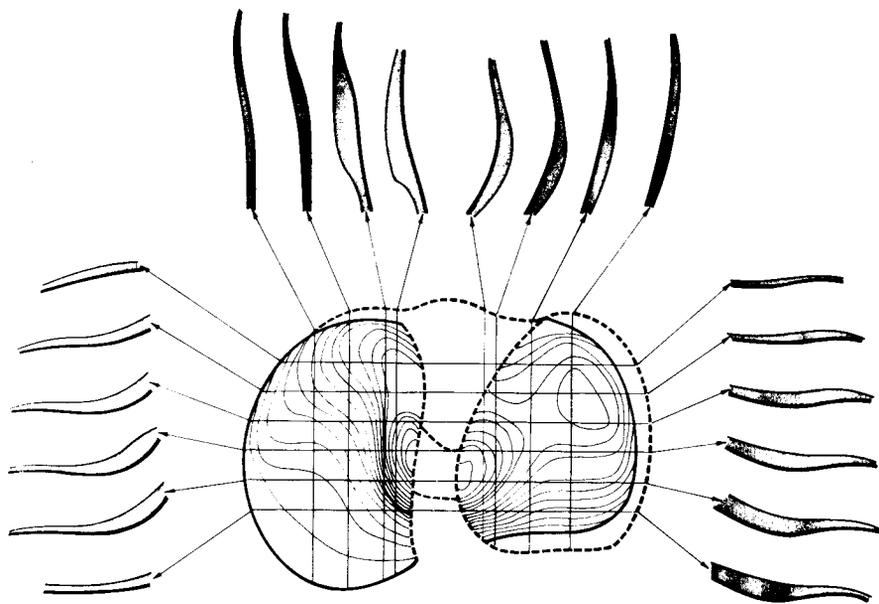


Fig. 10 - Topografia delle superfici articolari tibiali vista per linee isoipse. E' la tibia destra di un soggetto adulto. Nella figura i compartimenti mediale e laterale sono rispettivamente a sinistra ed a destra (da McLeod - Moschi).

Se si scompongono le forze determinate dal contatto femoro-rotuleo a quadricipite contratto, si vede che oltre ad esservi una componente di blocco, vi è anche una componente a direzione transarticolare per cui questa si somma alla forza di gravità nell'aumentare la stabilità (vedi fig. 11).

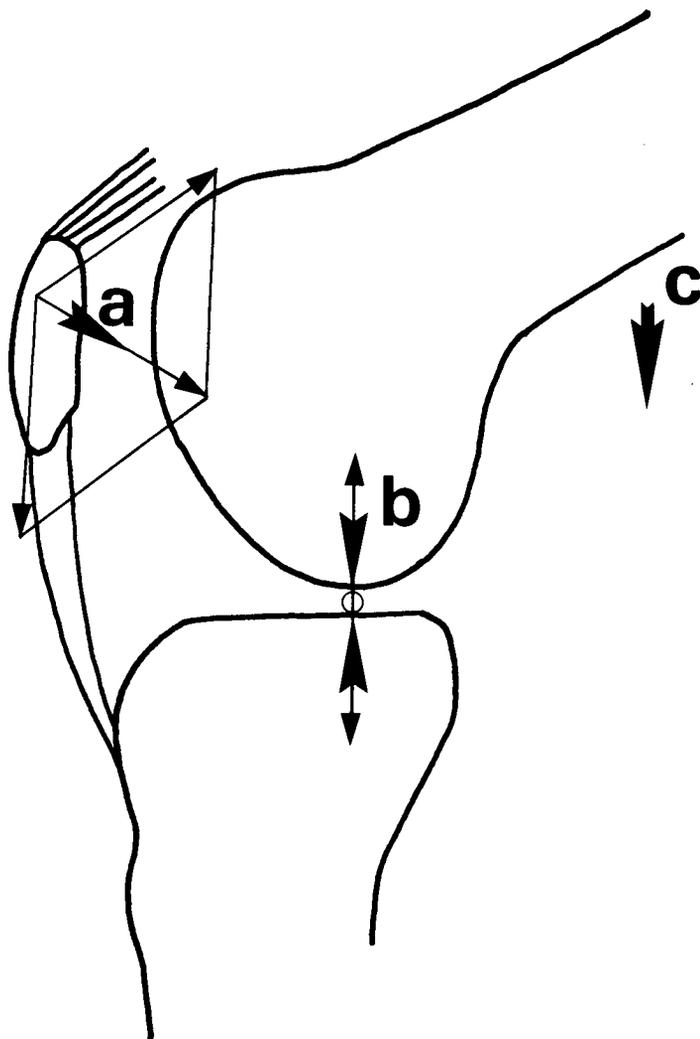


Fig. 11 - Stabilità del ginocchio sotto carico. A) L'azione del sistema rotula-tendine rotuleo. B) L'azione dell'apparato estensore e la sua componente di compattazione. C) L'azione della forza di gravità.

Dobbiamo ora analizzare sempre sul piano sagittale, come agiscono le altre forze determinate dai gruppi muscolari periarticolari, quadricipite escluso. La componente intrarticolare esercitata dal sartorio, gracile e semitendinoso esiste ma è piccola ed in gran parte dipendente dai valori della flessione ed estensione che fa di questi muscoli alternativamente dei flessori e rotatori. Le formazioni distali del bicipite e semimembranoso non si inseriscono solo sulla tibia e sul perone: tramite le espansioni intracapsulari, di cui abbiamo già detto, indirettamente si inseriscono anche sui femori circa a livello degli epicondili. Queste inserzioni fanno sì che quando il femore tende a traslare in avanti, la contrattura dei muscoli ne antagonizza il movimento in due modi: con

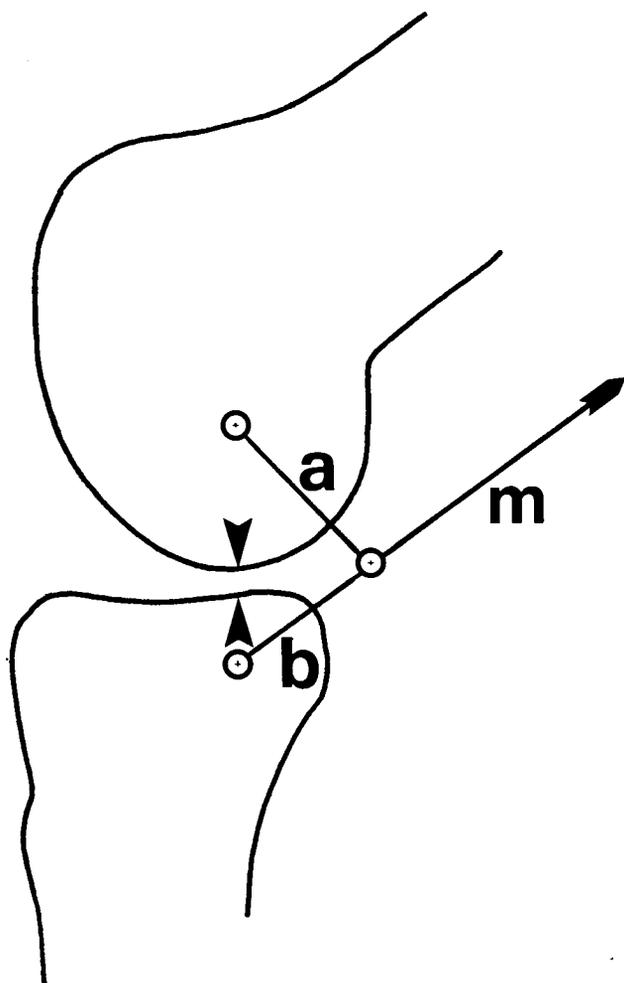


Fig. 12 - Stabilità del ginocchio sotto carico. L'azione dell'insieme funzionale bicipite-semimembranoso. Vedi testo.

l'inserzione sul femore che frena i condili e con un sistema indiretto di leve. Questo avviene in quanto le inserzioni distali di questi muscoli, essendo una al di sopra e una al di sotto della rima articolare, cioè della zona dove è possibile una reciproca traslazione, determinano una coppia di forze tra loro concentriche, ossia una forza di compattazione, nel punto di contatto tra femore e tibia (vedi fig. 12). Lo stesso ragionamento vale per il muscolo popliteo, sebbene la disposizione del ventre muscolare rispetto alle formazioni suddette sia capovolta; comunque la risultante delle forze non cambia ed anche il popliteo presenta una forza di compattazione intraarticolare (vedi fig. 13).

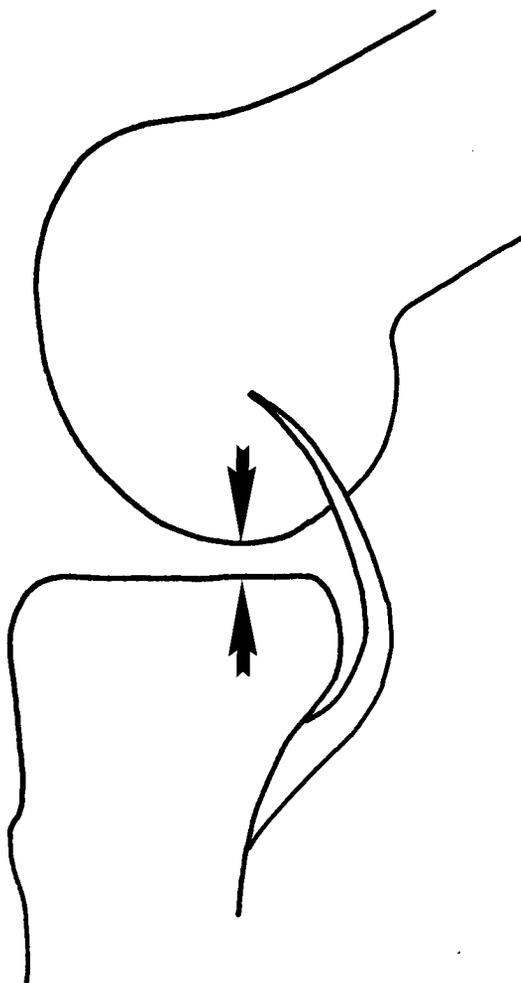


Fig. 13 - Stabilità del ginocchio sotto carico. L'azione del muscolo popliteo. Vedi testo.

Sebbene non sia facile definirne l'importanza dinamica ai fini della stabilità, non si deve dimenticare che il semimembranoso e il popliteo, quando sono in stato di contrazione, determinano una traslazione posteriore dei menischi per cui questi si vengono ad incuneare tra femore e tibia impedendo, almeno teoricamente, uno scivolamento dei condili sul piano sottostante. Per ultimo considereremo l'azione congiunta dei gemelli surali e del gracile (vedi fig. 14); questi determinano delle forze con una significativa componente intraarticolare di compattazione, inoltre nel loro contrarsi impediscono una traslazione postero anteriore del femore.

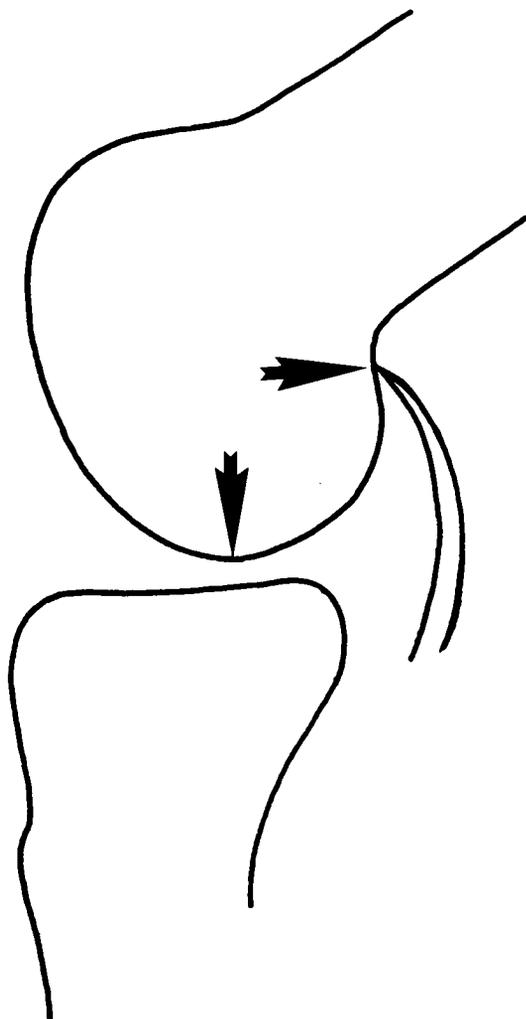


Fig. 14 - Stabilità del ginocchio sotto carico. L'azione dell'insieme funzionale gemelli surali-gracile. Vedi testo.

Praticamente tutti i muscoli periarticolari esercitano forze la cui scomposizione è tale da aumentare l'azione della forza di gravità. Più l'attività esaspera l'azione dinamica muscolare (corsa, salto, caduta dall'alto), più aumenta la stabilità articolare nel piano sagittale.

Sinora abbiamo trattato della stabilità del piano sagittale trascurando la rotazione automatica. Nei movimenti combinati quando il femore si porta in flessione, i condili si portano dalla parte anteriore verso la parte posteriore dell'appoggio tibiale. Pertanto, valgono le stesse considerazioni già fatte, ciò che effettivamente stabilizza il ginocchio sono le forze che determinano una compressione fra i capi articolari; durante il moto completo cambiano i punti di appoggio del femore sulla tibia, ma, a parità di compressione, la stabilità non risulta modificata.

Lo studio della stabilità del ginocchio nei movimenti di rotazione nel piano orizzontale, in condizioni di carico, va nettamente distinta a seconda che si congiunga o meno ad un movimento di flesso estensione. Durante i movimenti di flesso estensione, per i differenti moti di rototraslazioni secondarie nel piano orizzontale, la stabilità di queste rotazioni dipende dalle forze di compressione come per la rotazione automatica.

Mantenendo fisso il grado di flesso-estensione i movimenti di rotazione possono avvenire solo per uno scivolamento puro tra le superfici articolari. Come abbiamo esposto, l'attività dei muscoli intra ed extra-rotatori del ginocchio determinano un insieme di forze le cui componenti intraarticolari aumentano la compattazione.

L'efficienza delle forze periarticolari, a nostro avviso, non è tanto legata alla pura forza muscolare quanto alla rapidità di innesco dei sistemi automatici di controllo del movimento rapido (BEJOR et al.).

In condizioni di carico si richiede una energia altissima per aversi un movimento di rotazione sia pur minimo (WANG et al.). In sintesi, tutte le forze da noi considerate determinano anche una stabilità in rotazione.

Concludendo nelle condizioni da noi studiate la femoro-tibiale è una articolazione a bassa congruenza ed alta stabilità, pertanto, in tutte le condizioni in cui il ginocchio è sollecitato in direzione del carico la stabilità aumenta, anzi, si può addirittura affermare che più aumentano le sollecitazioni più aumenta la stabilità.

CONCLUSIONI

Concluderemo queste note introduttive alla biomeccanica dell'articolazione femoro-tibiale riassumendo i concetti che riteniamo più significativi.

A) CENTRI DI ISTANTANEA ROTAZIONE: anche se abbiamo delle riserve sulla metodologia con cui queste indagini sono state adattate alle esigenze della fisiopatologia in ortopedia, riteniamo comunque che la individualizzazione dei vari centri di istantanea rotazione abbia dimostrato che il moto dei due compartimenti è un'entità più complessa di quanto poteva apparire dagli studi di Fick.

B) TRASMISSIONE DEL CARICO: non abbiamo presentato, né siamo tuttora in gardo di supporre, quali siano le percentuali del carico trasmesse attraverso i due compartimenti nei vari gradi di flesso estensione.

C) MENISCHI INTRA-ARTICOLARI: abbiamo presentato solo alcune considerazioni che riteniamo indicative nel dimostrare che la funzione dei menischi, quale presentata nei lavori segnalati, non può essere considerata scientificamente corretta.

D) CONGRUENZA DEL GINOCCHIO: abbiamo puntualizzato la funzione cardine dell'eminanza intercondiloidea nella congruenza del ginocchio. Riteniamo che questo sia un aspetto della biomeccanica estremamente utile se si vogliono meglio capire alcuni movimenti del gesto atletico quali la elevazione associata ad una rotazione del ginocchio.

E) STABILITA' DEL GINOCCHIO: la stabilità del ginocchio è funzione della configurazione geometrica delle superfici articolari, di un normale tono-trofismo muscolare e di una normale coordinazione neuromuscolare. In un atleta dovendosi ritenere, a torto od a ragione, le superfici articolari normali, il surplus di stabilità richiesto in condizioni critiche è funzione non tanto della pura forza muscolare quanto della rapidità di innesco degli automatismi nella coordinazione dei movimenti rapidi dei gruppi muscolari periarticolari sinergici ed antagonisti.

Desideriamo ringraziare il Prof. Ing. Giovanni Zingoni senza la cui collaborazione questo lavoro sarebbe stato impossibile.

BIBLIOGRAFIA

- 1) Bejor M., Moschi A.: Analisi di schemi biofisici applicati all'interpretazione della genesi del movimento (in corso di stampa).
- 2) Blazina M.: The function of the menisci. International workshop on late reconstruction of knee ligament instabilities. Heidelberg Orthop. Klin. 1977.
- 3) Fick R.: H. Anatomie und Mechanik der Gelenke Fisher Jena 1910.
- 4) Frankel V.H.: Biomechanics of internal derangement of the knee. J. Bone Joint Surg. 1971, 53/A 945-62.
- 5) Hughston J.C., Andrews J.R., Cross M.J., Moschi A.: Classification of knee ligament instabilities: the lateral compartment. J. Bone Joint Surg. 1976, 58/A, 173-9.
- 6) Kapandji I.A.: Fisiologia articolare. 1974, Demi Roma.
- 7) Lorenzi G.L., Calderale P.M.: Biomeccanica delle artroprotesi. 1974, Rel. LIX Congresso, SIOT, Cagliari.
- 8) Mac Conaill J.: The geometry and algebra of articular kinematics. Bio-Med. Eng. 1966, 1, 205-12.
- 9) McLeod W., Cross M.J.: Knee joint axis of rotation. Trans. XXVII Congresso ACEMB 1, 41-43, 1974.
- 10) Maquet M.: Biomechanics of the knee. 1976, Sprengel Berlin.
- 11) Seedholm B.B., Dowson D., Wright V.: The load bearing function of the menisci: a preliminar study. 1976, The knee Joint Excerpta Medica Amsterdam.
- 12) Walker P.S., Arkman M.J.: The role of the menisci in force transmission across the knee. Clin. Orthop. 1975, 109, 184-92.
- 13) Wang C.J., Walker P.S.: Rotatory laxity of the human knee joint. J. Bone Joint. Surger. 1974, 56/A, 161-70.