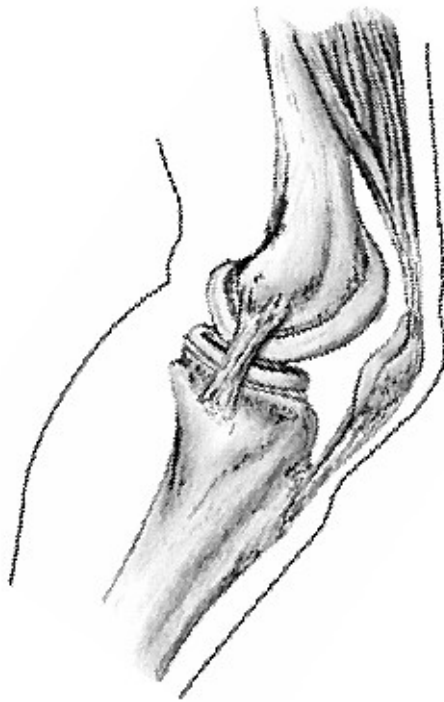


Biomeccanica del ginocchio

Il ginocchio è costituito dall'articolazione femoro-tibiale e dall'articolazione femoro-rotulea



Durante la flessione-estensione, il movimento avviene su tutti i piani dello spazio: frontale, sagittale e trasversale. E' maggiore sul piano sagittale.

Il movimento, dalla completa estensione alla completa flessione, varia da 0° a 140°.

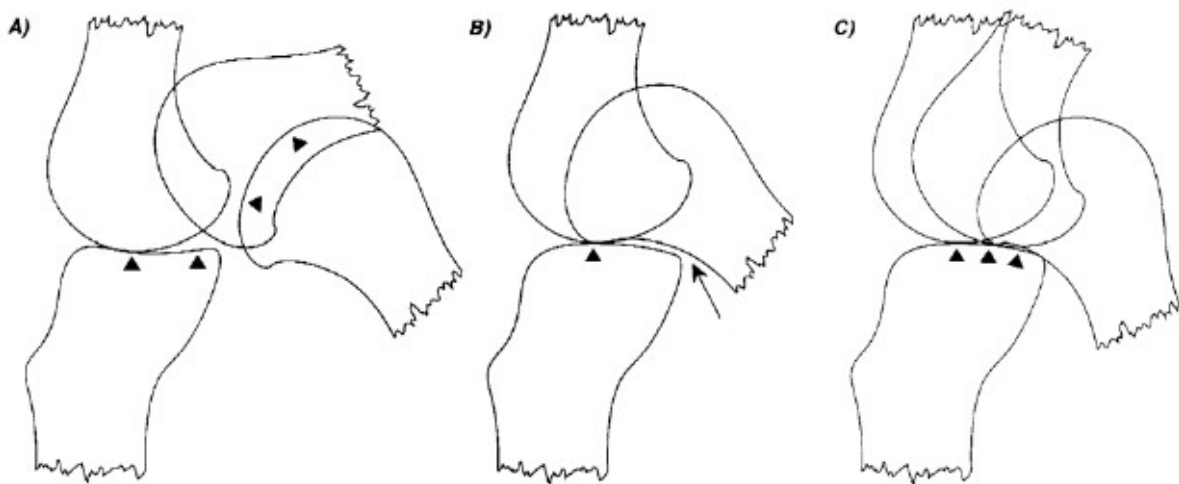
Nella marcia: 0° - 67°

salire e scendere le scale: 0° - 90°

sedersi: 0° - 90°

Nella flessione-estensione, il movimento è di rotolamento e scivolamento.

Se ci fosse solo rotolamento, il piatto tibiale risulterebbe troppo corto in rapporto allo spostamento dei condili e si arriverebbe alla lussazione posteriore del femore.



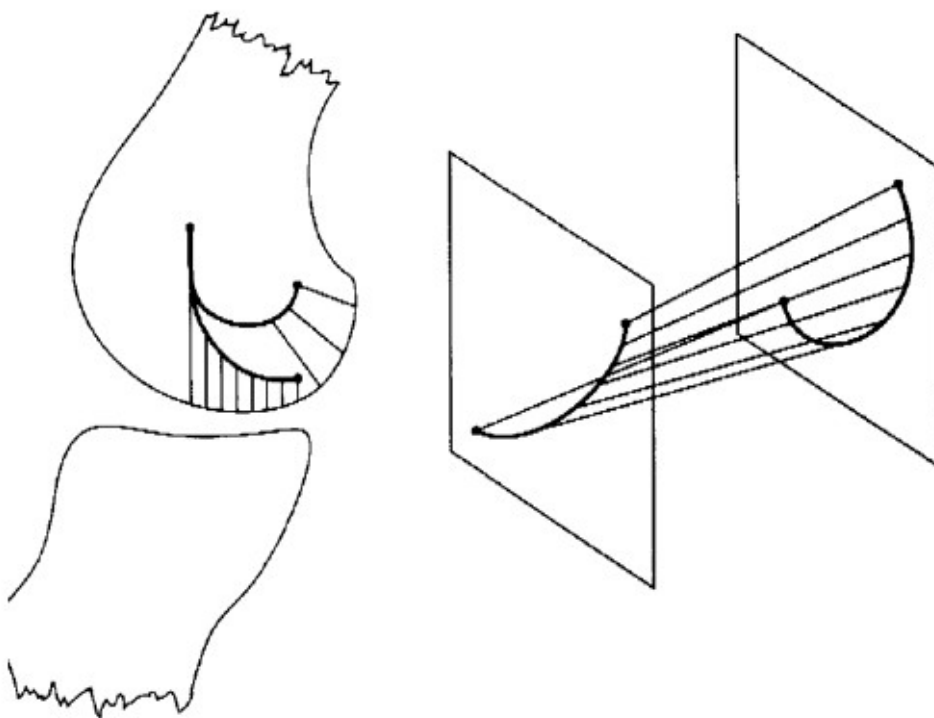
Il rapporto tra i due movimenti è variabile; a partire dalla estensione massima il condilo comincia la fase di rotolamento alla quale si aggiunge quella di scivolamento che diventa la sola componente negli ultimi gradi di flessione

Data l'asimmetria dei condili, lo scivolamento si effettua dapprima sul condilo interno e poi su quello esterno, mentre il contrario avviene nel rotolamento.

Asse di flessoestensione

Se non ci fosse scivolamento, si potrebbe individuare, istante per istante, unendo i centri di rotazione dei due condili. Tali assi giacciono su piani obliqui a causa della differenza tra raggio di curvatura dei due condili.

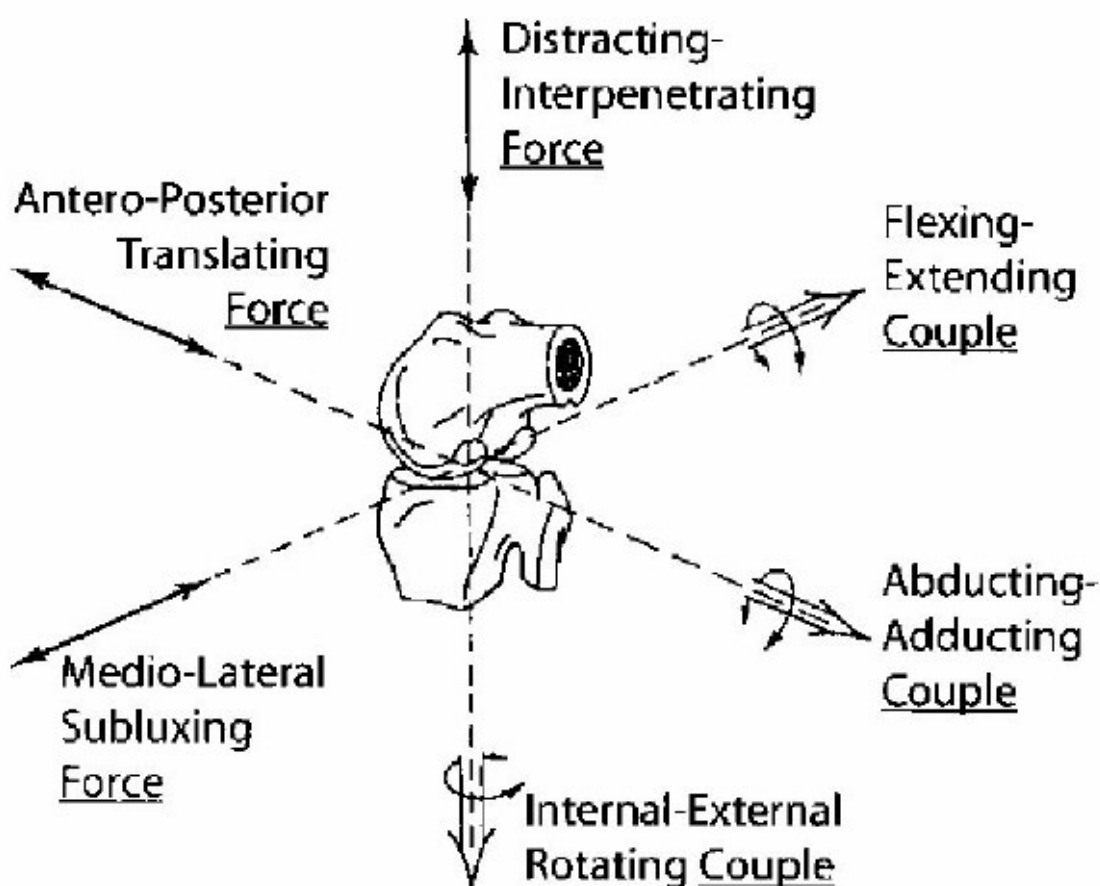
Se aggiungiamo che si ha scivolamento diverso per i due condili, si vede che l'asse è ancora più obliquo.



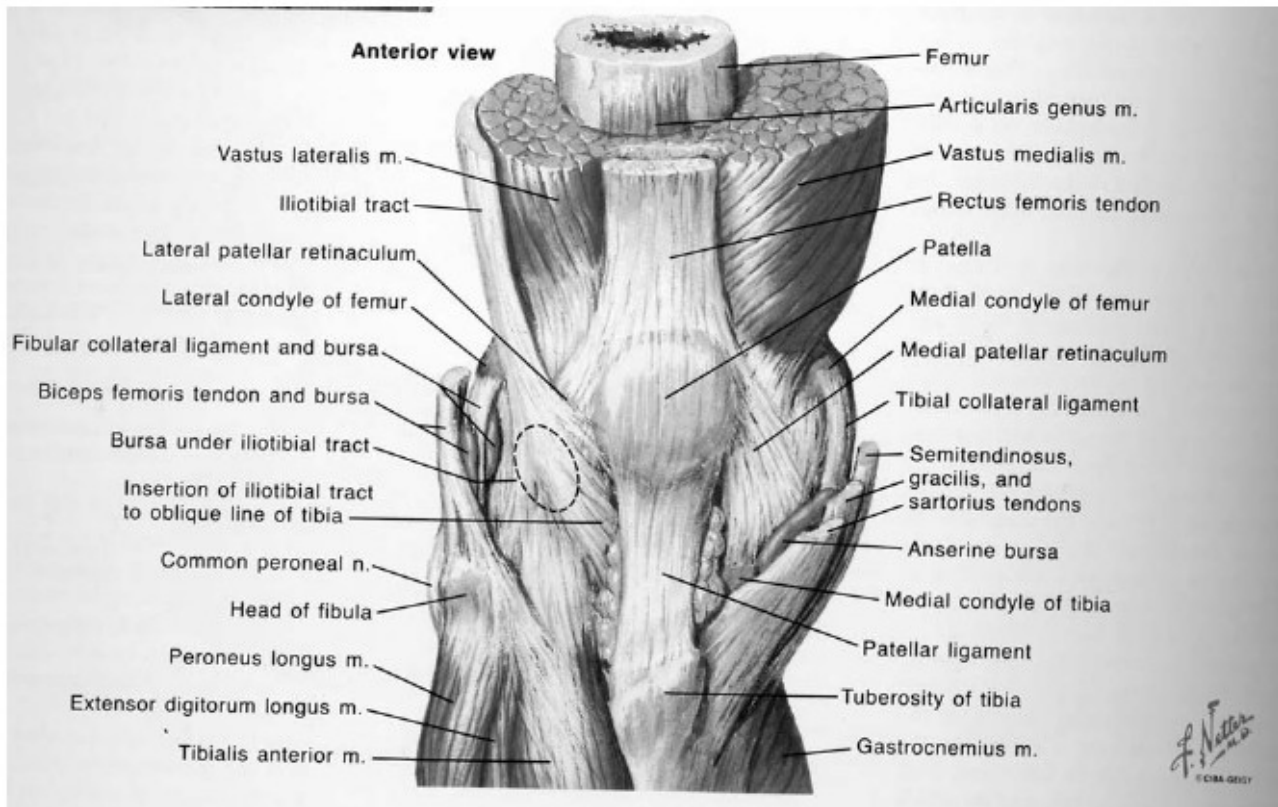
Quando il movimento di rotolamento è arrivato alla fine e il movimento di strisciamento è massimo, l'asse di flessoestensione si è spostato da anteriore a “molto” posteriore”

Carichi sul ginocchio

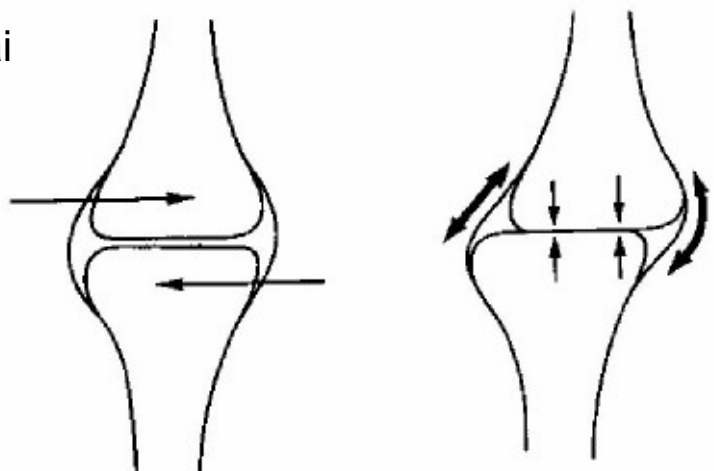
- Le forze in direzione dell'asse della tibia resistono alla compenetrazione delle ossa o alla loro distrazione
- Le forze nella direzione anteroposteriore e/o mediolaterale resistono (o inducono) traslazioni
- La coppia intorno all'asse mediolaterale resiste alla (o induce) flessione ed estensione
- La coppia intorno all'asse anteroposteriore resiste alla (o induce) adduzione e abduzione
- La coppia intorno all'asse della tibia resiste alla (o induce) rotazione mediale o laterale



Le sei componenti di sollecitazione sono trasmessa da un osso all'altro attraverso una combinazione di pressioni sulle superfici articolari e tensioni sui tessuti molli che circondano l'articolazione



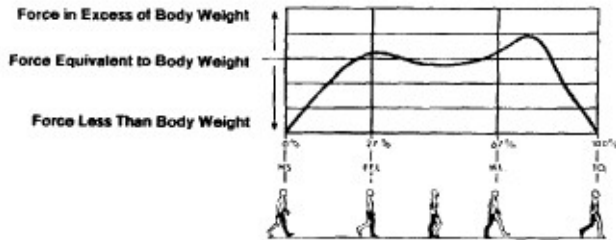
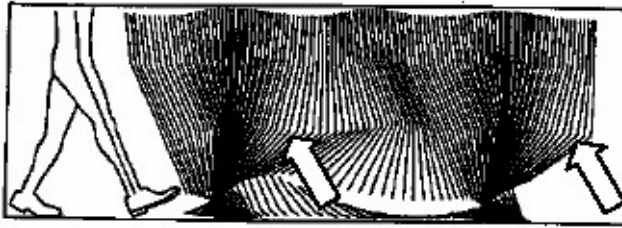
Le superfici articolari sono così lisce e così ben lubrificate che offrono una resistenza minima ai movimenti di scorrimento, al punto che non trasmettono valori significativi di azioni tangenziali. Possono trasmettere solo azioni normali alle superfici.



I tendini, i muscoli e i legamenti trasmettono solo tensioni nella direzione delle loro fibre.

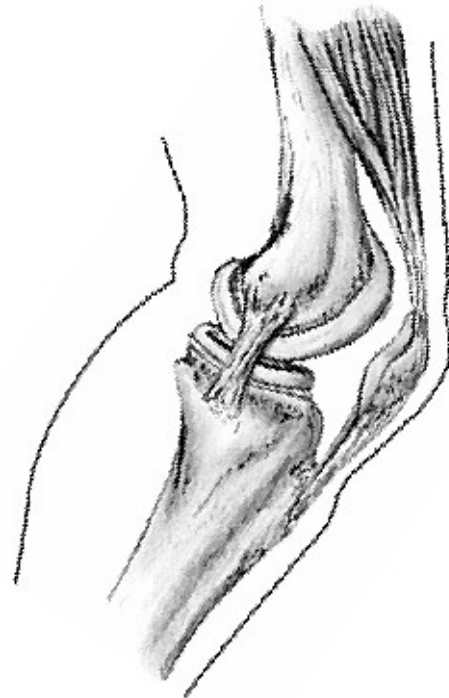
Aumenta la forza di compressione tra le cartilagini

Forze nella flessione-estensione



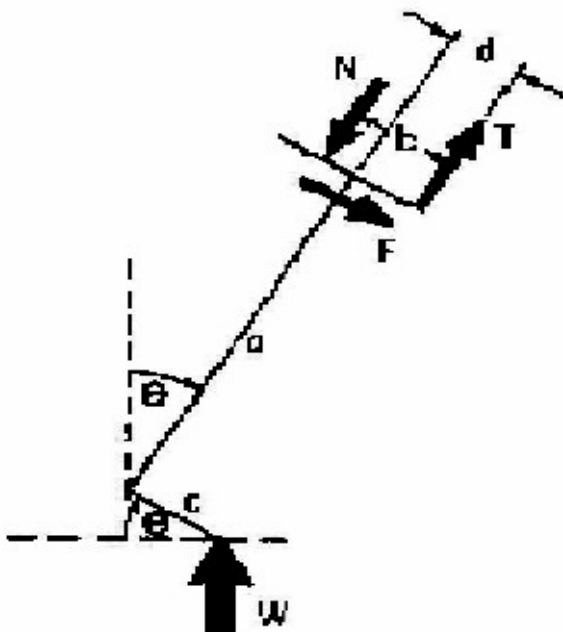
Nel corso della deambulazione, il massimo valore della forza che il piede scambia con il suolo si ha nella fase di spinta

Il ginocchio è leggermente flessa e il tendine rotuleo è teso e sopporta la forza T. I condili femorali sono schiacciati sul piatto tibiale con la forza N.



$$N = W \cos \theta - \frac{b}{a} \sin \theta$$

$$F = W \sin \theta$$



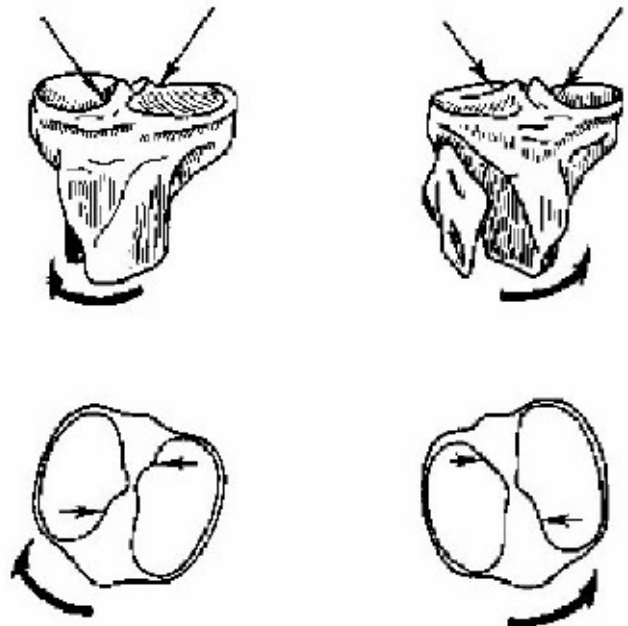
Tipo di attività	Forze sul ginocchio
Camminata in piano	3,02 P
Salita di rampa	3,97 P
Discesa di rampa	3,95 P
Salita di scale	4,25 P
Discesa di scale	3,83 P

Morrison, 1969

P=peso corpo

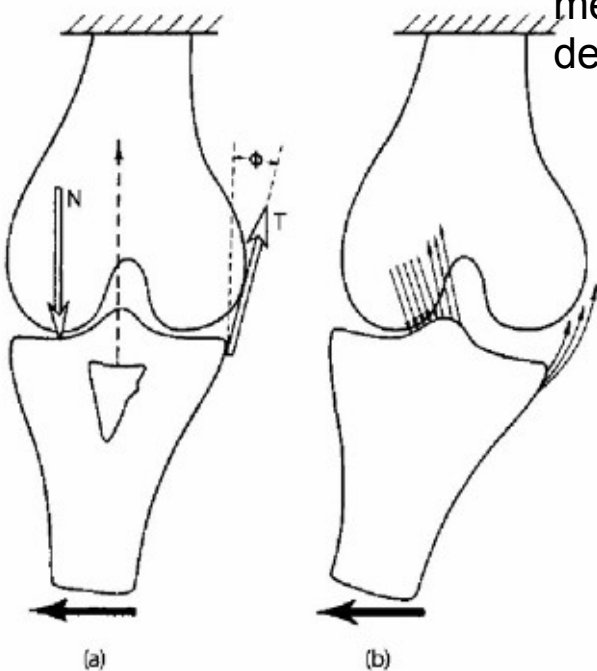
Forze nella rotazione

Durante il movimento di flessione di 90°, la tibia subisce una rotazione totale di circa 30°
 La presenza della eminenza tibiale limita il movimento di rotazione
 Durante la rotazione. L'area di contatto si sposta sul piatto tibiale



Forze nella abduzione e adduzione

Ai movimenti di adduzione e abduzione si oppongono sia i legamenti collaterali, sia i crociati anche se quest'ultimi con un braccio di leva poco favorevole
 Le forze di contatto vengono trasmesse in parte attraverso l'eminenza tibiale
 La forza di compressione sul piatto tibiale N e la trazione sul legamento collaterale esterno sono molto maggiori della componente mediolaterale che devono equilibrare



$$N = T = F \frac{a}{b} \approx 6$$

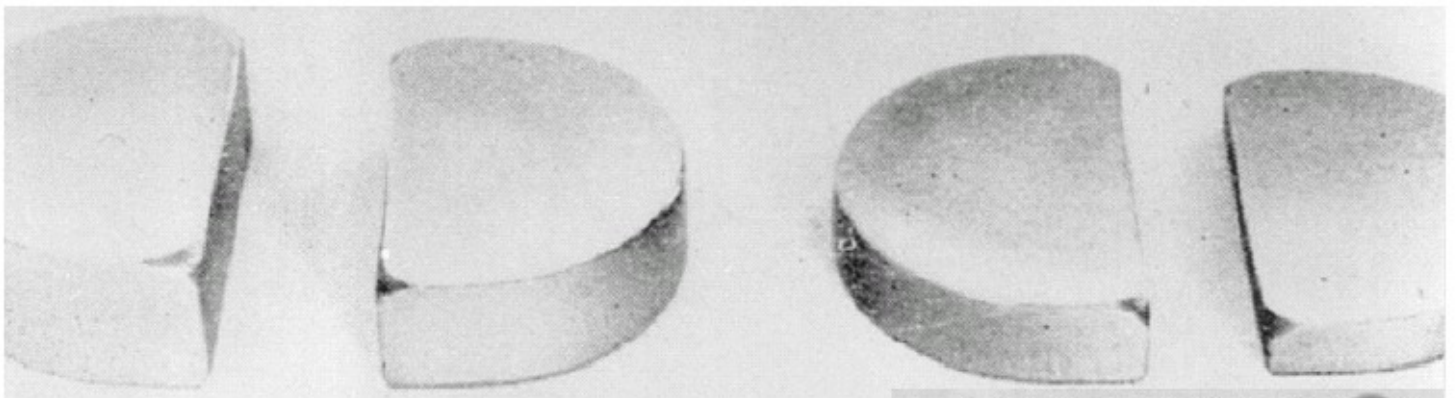
I primi modelli di protesi

Il concetto di recuperare la funzione del ginocchio modificando le superfici articolari ha cominciato a farsi largo nel XIX secolo

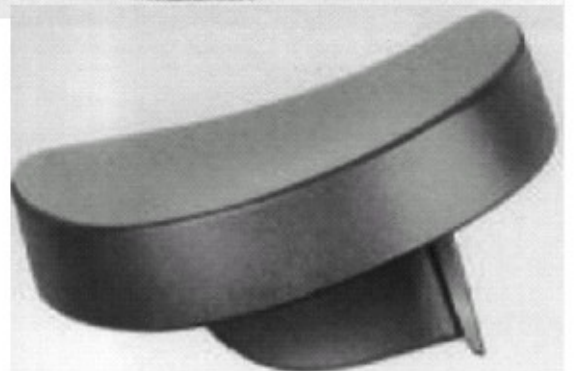
Nel 1860, Verneuil suggerì di interporre tessuti molli per ricostruire le superfici articolari dell'articolazione. I risultati però non furono positivi

Nel 1860, Ferguson resezionò entrambe le superfici articolari realizzando una mobilità tra i segmenti e la formazione di nuove superfici subcondrali
La soluzione però comportava una lassità tendinea e quindi la mancanza di stabilità dell'articolazione.

Nel 1958 MacIntosh iniziò interventi di emiartroplastica per trattare deformità in varo o in valgo del ginocchio. Inseriva delle protesi piane in materiale acrilico per correggere le deformità, ripristinare la stabilità e ridurre il dolore

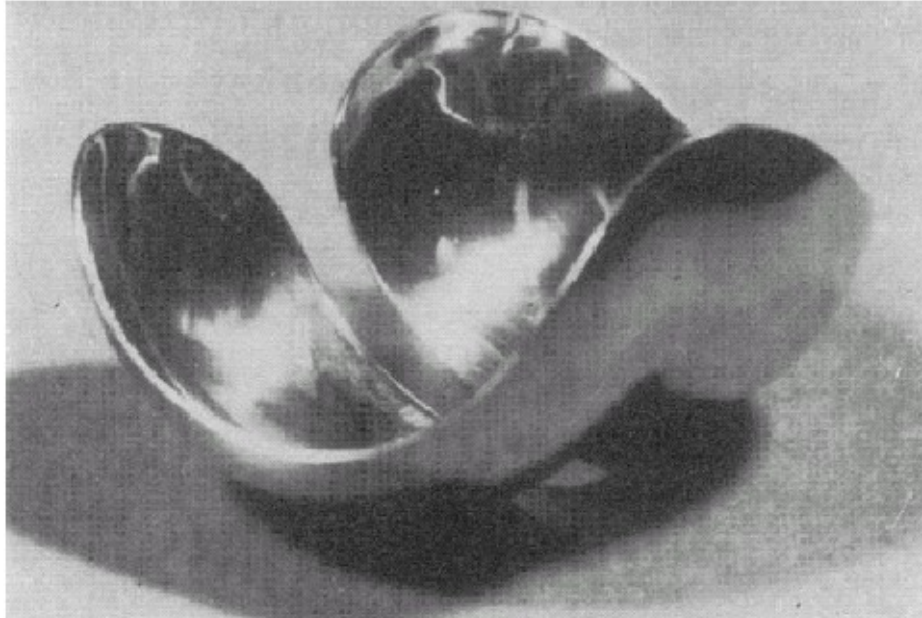


McKeever sviluppò una evoluzione dei piatti di MacIntosh in materiale metallico che ebbe un grande successo soprattutto nei casi di artrite reumatoide

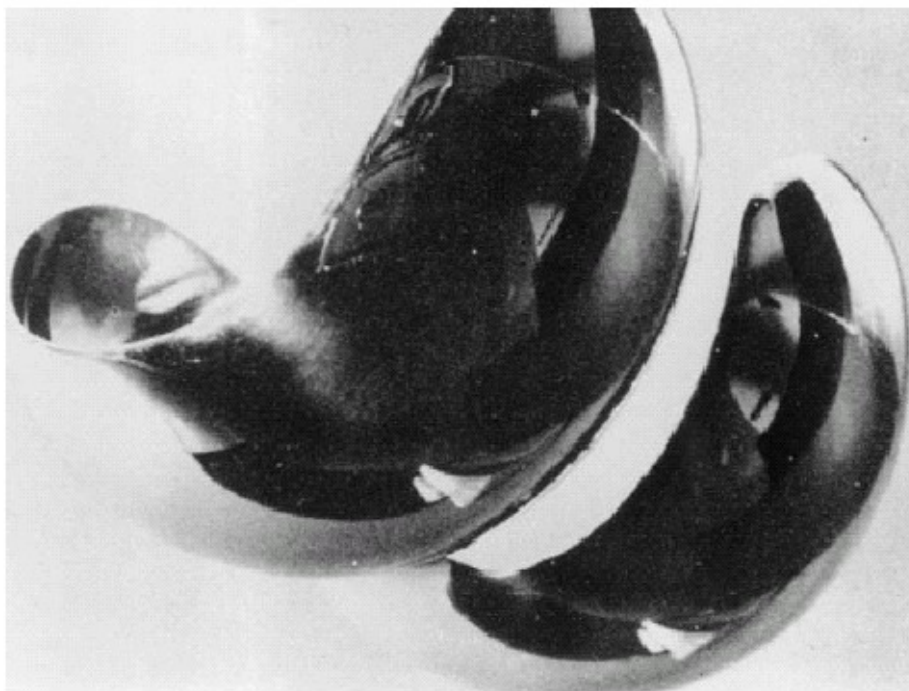


Furono proposte anche soluzioni che prevedevano il rivestimento della superficie condilare femorale

I primi tentativi sono di Smith-Petersen nel 1940 con una coppa in vitallium



Nel 1955, Platt produsse la sua Condylar Cup in acciaio inox



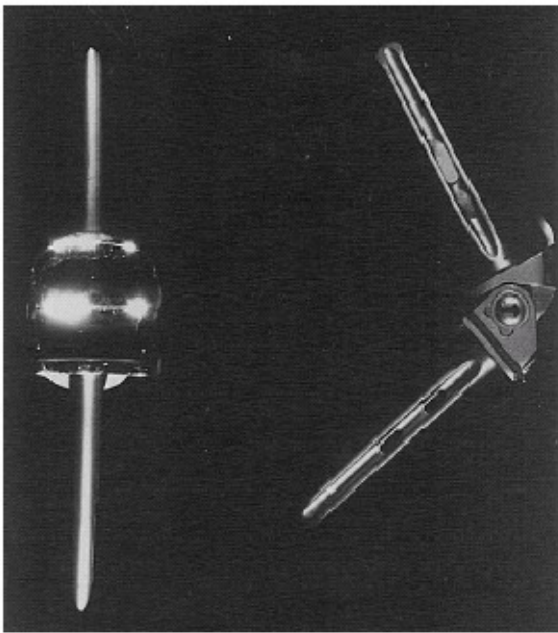
In entrambi i casi le coppe venivano adattate alla superficie condilare ma non erano bloccate ad essa

Le protesi a cerniera

Sono quelle che assicuravano la stabilità dell'articolazione ripristinando solo parzialmente la cinematica del ginocchio

La funzione stabilizzante è affidata totalmente alla protesi: ciascuna delle due metà della protesi devono trasmettere un momento flettente all'osso e quindi devono avere steli abbastanza lunghi

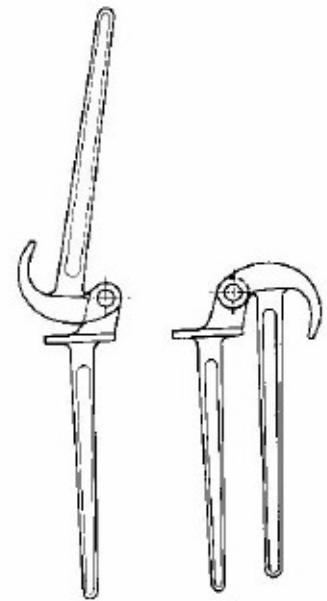
In alcuni casi lo stelo ha forma prismatica in quanto non è necessario che sostenga i carichi assiali che vengono sopportati da piatti che si appoggiano sulla tibia e sul femore



Walldius

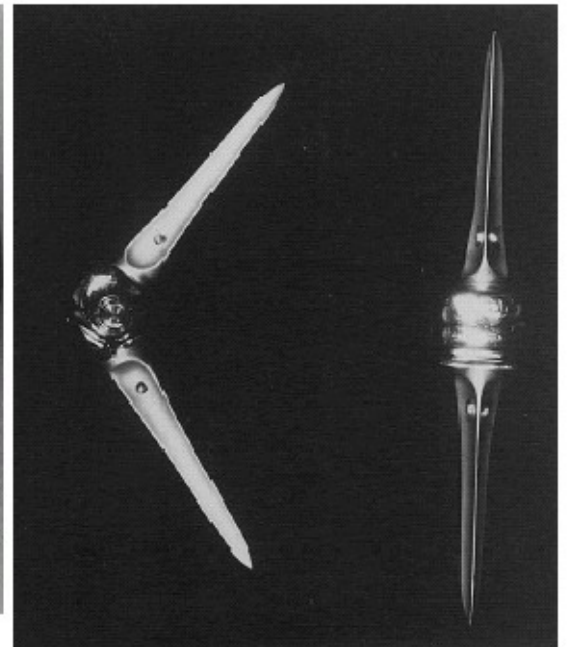


GUEPARR



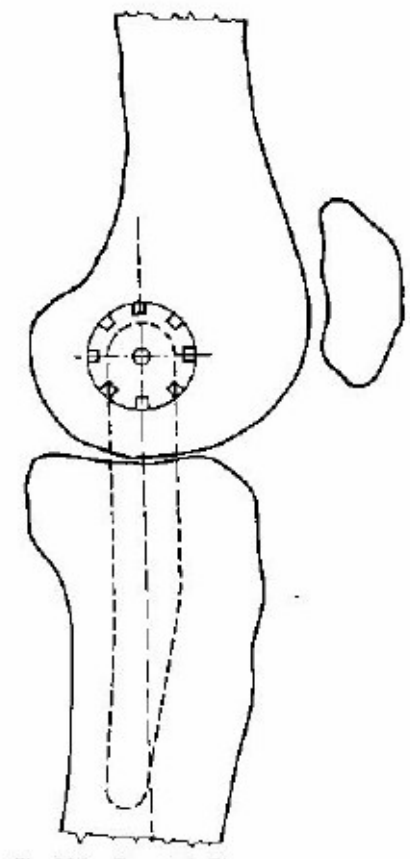
La protesi GUETARR è cementata mentre la Walldius è non cementata

In altre protesi come la Shiers e la McKee il piatto di appoggio è assente o è ridotto e la trasmissione degli sforzi avviene tramite il lungo stelo a cuneo



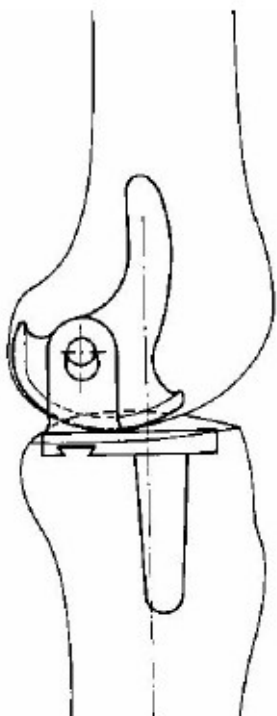
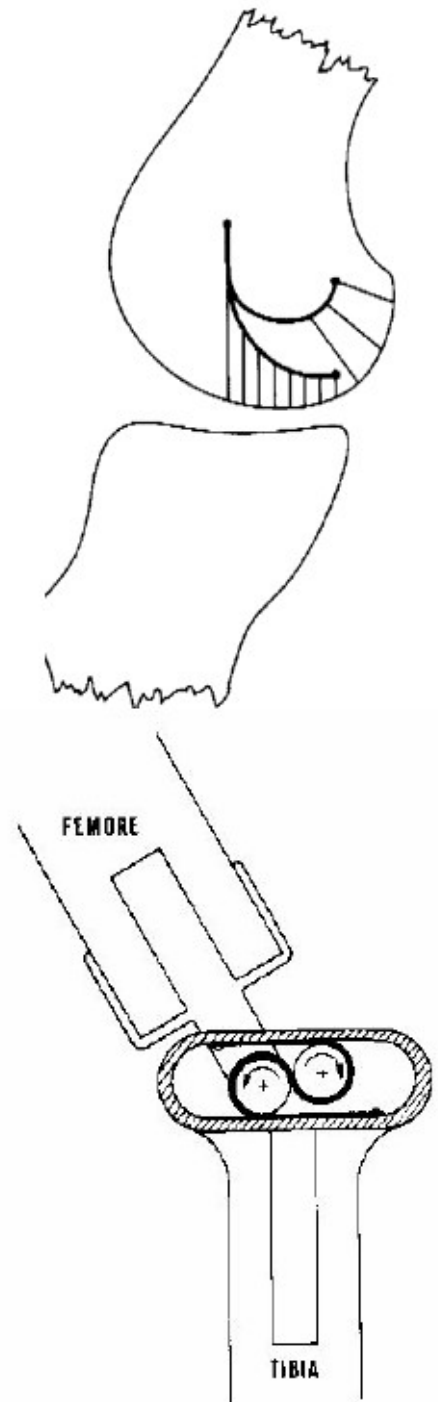
La sollecitazione che tali protesi trasmettono all'osso è completamente diversa da quella fisiologica e può dare luogo a rimodellamento osseo

Un tentativo di ridurre la resezione ossea è stato effettuato con la protesi di Elson-Watt in cui le bussole di scorrimento del perno venivano alloggiare in fori ricavati direttamente nell'epifisi femorale. Le sollecitazioni sul femore sono però molto lontane da quelle fisiologiche



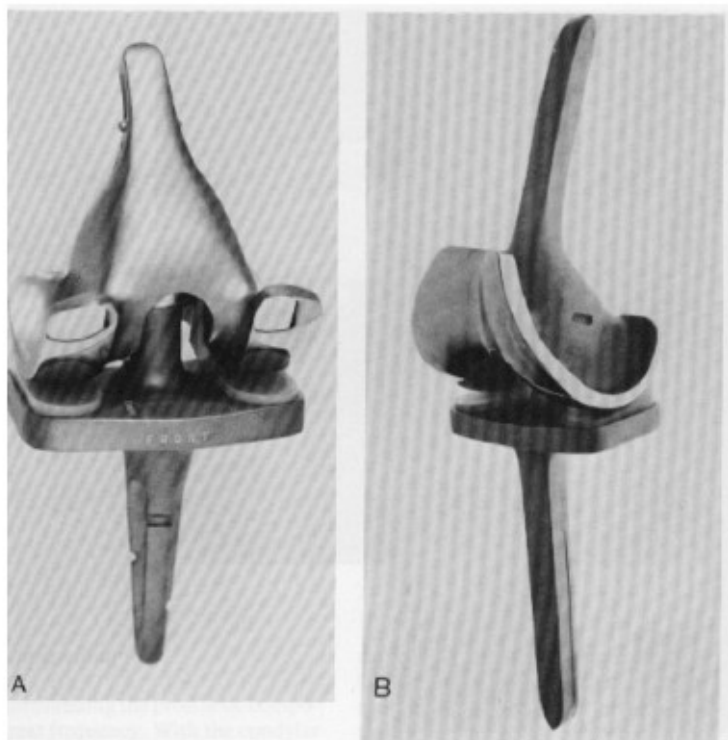
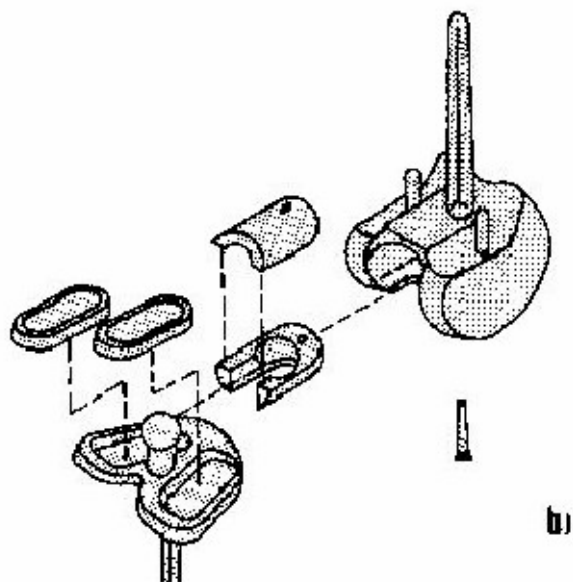
Il problema principale delle protesi a cerniera è quello che non rispettano gli spostamenti del centro di istantanea rotazione del ginocchio nel corso del movimento di flessione estensione

Per ovviare a questo problema sono state pensate soluzioni come la protesi Rolamite (di improbabile realizzazione) fornisce una risposta a tale esigenza (1973)
In essa l'asse di rotazione si sposta arretrando nel corso della flessione come nel ginocchio umano

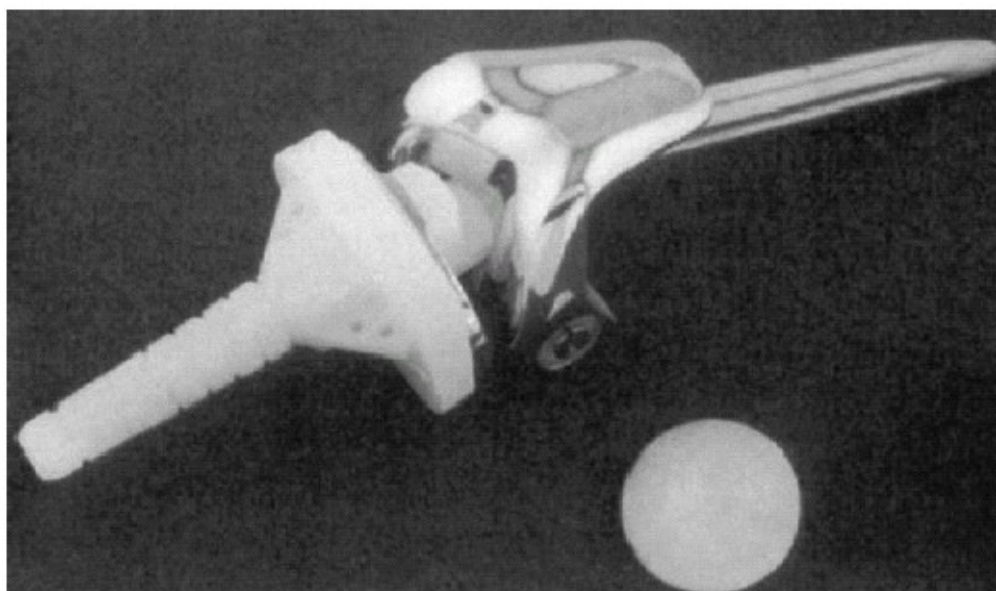


Una ulteriore soluzione è fornita dalla stabilo-condilare di Walker (!973) nella quale la cerniera è costituita da un perno e da un'asola. Questa soluzione permette un movimento in senso assiale

Nella protesi sferocentrica (1981), alla stabilità provvede un fulcro sferico scorrevole in una gola cilindrica, mentre alla corretta rotazione provvede la forma dei condili femorali; è inoltre permessa la rotazione della tibia.



Il concetto della sferocentrica è stato in seguito ripreso da altre protesi tra cui la KRH (Kinematic Rotating Hinge) che viene ancora commercializzata dalla Howmedica per quei casi in cui sia presente una grave insufficienza legamentosa



Protesi di superficie

Le protesi di superficie ricostruiscono, eventualmente cambiandone la forma, le superfici a contatto di tibia e femore

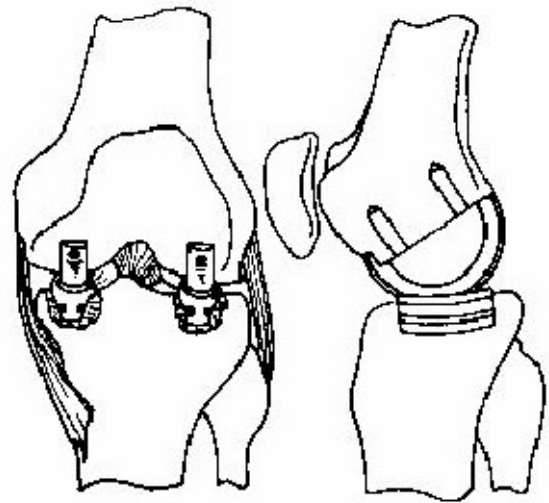
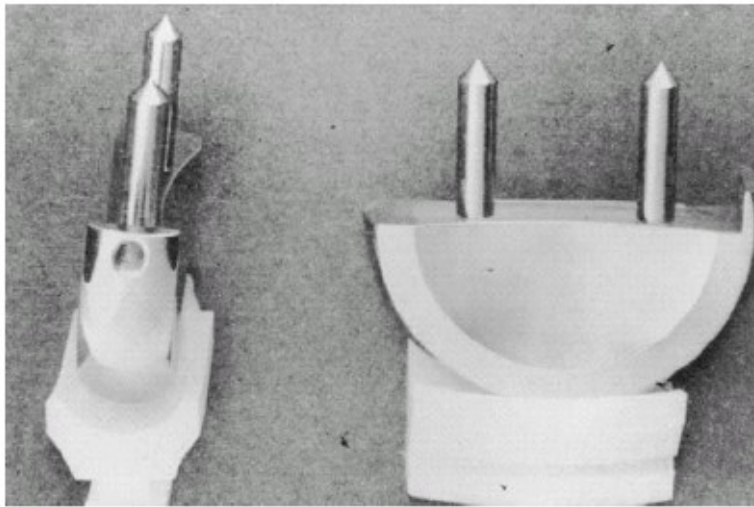
E' possibile dare a queste protesi una legge del moto simile a quella naturale agendo sulla forma delle superfici

La maggior parte della stabilità della protesi deve essere attiva, cioè deve essere esercitata dai legamenti e dai muscoli

Le due parti di una protesi di superficie si possono trasmettere carichi solo in direzione normale alle superfici a contatto. Si può quindi adottare un appoggio sull'osso molto semplice, senza lunghi steli

L'osso è così sollecitato in un modo molto vicino a quello fisiologico

Gunston impiantò la sua prima protesi nel 1968. Era basata su due componenti femorali semicircolari metallici e in due piste tibiali in polietilene ad alta densità

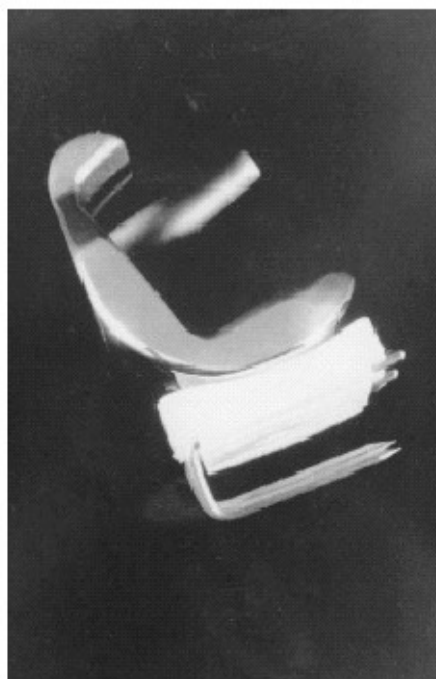


Fu la prima volta che in un ginocchio vennero utilizzati contemporaneamente metallo, polietilene e cemento.

Questa soluzione permetteva di conservare i legamenti crociati ma la trasmissione delle forze, sia sulla tibia che su femore avveniva in modo lontano da quello fisiologico in quanto i componenti venivano montati effettuando profonde incisioni sulle epifisi ossee.

La ICLH (Imperial College London Hospital) di Freeman e Swanson fu utilizzata per la prima volta nel 1970

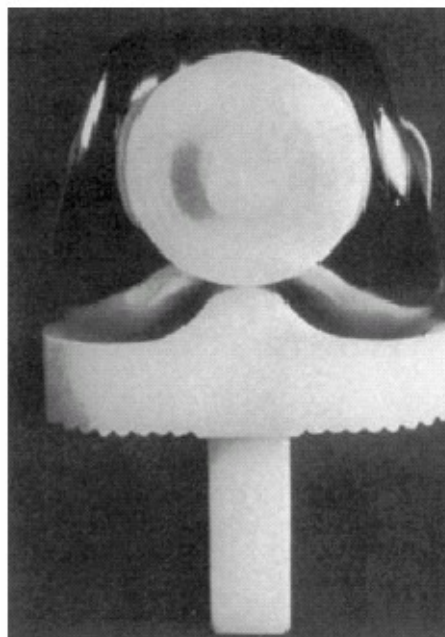
La parte femorale era realizzata in lega Co-Cr e la parte anteriore era piatta per limitare l'iperestensione
La parte tibiale era realizzata in polietilene ad alta densità



Il passo successivo fu rappresentato dalla protesi bicondylare, ottenuta collegando due protesi monocondilari con un ponticello trasversale. Questa soluzione permetteva di salvare i legamenti crociati



Una soluzione diversa che invece implica il sacrificio dei crociati, è rappresentata dalla Total Condylar Prosthesis di Insall



Considerazioni progettuali

Le protesi a cerniera hanno avuto un notevole sviluppo nel disegno con una diminuzione della dissipazione energetica nel giunto e un aumento dei gradi di libertà complessivi.

Tali protesi vengono utilizzate però solo in rari casi di gravi instabilità capsulari legate a danni degenerativi o infiammatori particolarmente estesi. Non sono pertanto attualmente di largo impiego.

E' pertanto più interessante analizzare i criteri di progetto delle protesi anatomiche finalizzati sia alla ricostruzione più accurata possibile degli aspetti cinematici, sia al prolungamento della sua vita (usura del polietilene).

Gli aspetti da considerare sono:

- il disegno della componente femorale
- il disegno della componente tibiale
- la conservazione del LCP
- l'asimmetria del disegno
- l'impiego di menischi mobili

Componente femorale

I requisiti sono:

- Ampia superficie condilare per aumentare la stabilità e ridurre l'usura
- Possibilità di conservare le strutture capsulari e legamentose
- Presenza di una troclea per lo scorrimento della rotula

La soluzione ideale è quindi quella di riprodurre fedelmente l'anatomia dell'epifisi distale del femore. Usualmente però vengono effettuate delle semplificazioni.

L'asimmetria dei condili può essere sacrificata senza gravi alterazioni nella cinematica e limitando il numero delle componenti necessarie e il costo dell'impianto

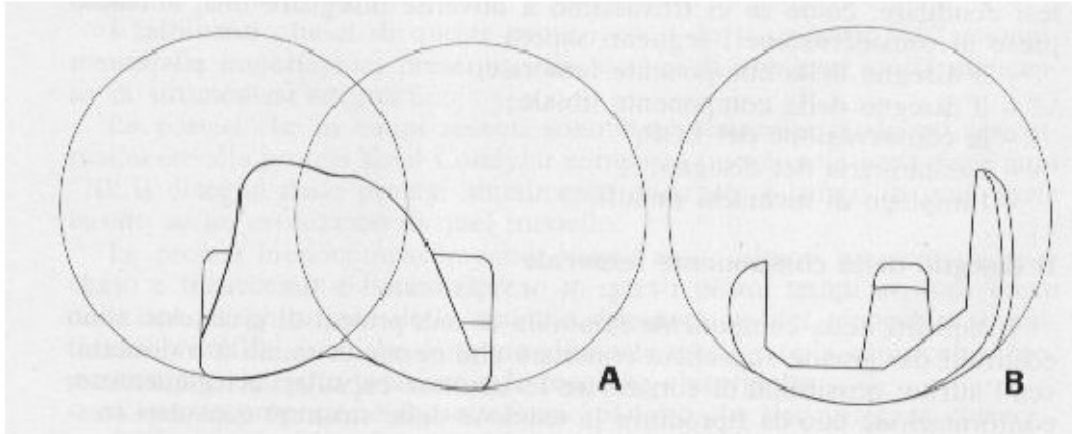
I raggi di curvatura possono essere ridotti a tre:

Raggio distale anteriore che si adatti al raggio della porzione anteriore del piatto in polietilene per avere una stabilità completa in estensione e per guidare la rotula

Raggio della porzione distale posteriore, in cui si sviluppa il movimento di rotolamento e di scivolamento

Raggio superficie posteriore superiore che permette la flessione completa del ginocchio scongiurando il pericolo di conflitto con il piatto tibiale

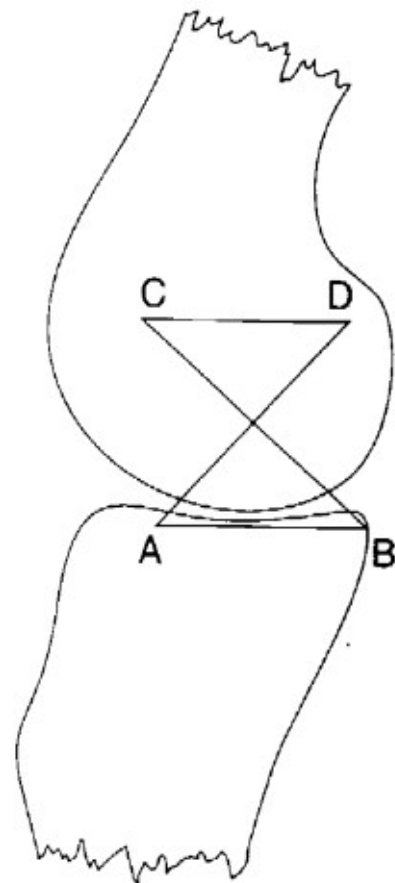
Il profilo della sezione frontale delle volute condiloidee deve essere disegnato in maniera tale da offrire il massimo delle superfici utilizzabili per il contatto con il polietilene in modo da abbassare l'usura.



Componente tibiale

Le zone di contatto tra femore e tibia durante le flessione-estensione sono puntualmente variate secondo una legge che dipende dall'azione dei legamenti crociati (combinazione di rotazione e scivolamento)

E' impensabile che tale complessa regolazione del movimento possa esservi anche in una protesi articolare in cui i legamenti crociati siano stati rimossi



Una protesi di ginocchio in cui debba essere prevista l'assenza di almeno uno dei legamenti crociati non può affidare la sua stabilità solo alle strutture capsulari e legamentose residue e deve essere disegnata in maniera tale che possieda una sua intrinseca stabilità

Un giunto meccanico di questo tipo risulta stabile nella flessione-estensione se i raggi di curvatura del condilo e del piatto in polietilene sono corrispondenti: non vi può essere infatti traslazione anteriore o posteriore

Si ha però una grave limitazione nelle libertà di rotazione e viene annullato il meccanismo di spostamento posteriore del centro di rotazione

Un disegno di protesi che affidi la stabilità alle strutture capsulari residue deve avere una superficie articolare del polietilene praticamente piatta. Teoricamente lo spostamento posteriore del centro di rotazione è affidato alla funzione residua del legamento crociato posteriore ma praticamente la stabilità articolare risulta ridotta sia sul piano antero-posteriore che laterale.



Il piatto in polietilene può essere scavato in maniera tale da limitare con i suoi margini solo le libertà eccessive di traslazione del condilo femorale