

**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**Biomateriali e struttura di protesi totale del ginocchio con ritenzione dei legamenti crociati**

**Relatrice: Prof.ssa SILVIA TODROS**

**Laureanda: ILARIA DELL'AQUILA**

**ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024**

**26 Settembre 2024**

# INDICE

<b>INTRODUZIONE.....</b>	<b>3</b>
<b>1 ANATOMIA.....</b>	<b>4</b>
<b>1.1 Anatomia dell'articolazione del ginocchio.....</b>	<b>4</b>
<b>1.2 Problematiche più frequenti e patologie del ginocchio.....</b>	<b>7</b>
<b>2 DISPOSITIVI PROTESICI PER IL GINOCCHIO.....</b>	<b>9</b>
<b>2.1 Cenni alla storia dell'artroplastica.....</b>	<b>9</b>
<b>2.2 Tipologie di protesi.....</b>	<b>11</b>
2.2.1 Protesi parziali e totali.....	11
2.2.2 Protesi a cuscinetto mobile e a cuscinetto fisso.....	12
2.2.3 Protesi con e senza ritenzione del legamento crociato.....	14
<b>3 ANALISI DI PROTESI CON RITENZIONE DEL LEGAMENTO CROCIATO.....</b>	<b>16</b>
<b>3.1 Cenni al rapporto fra protesi e legamenti crociati nella storia.....</b>	<b>17</b>
<b>3.2 Composizione generale della protesi.....</b>	<b>18</b>
3.2.1 Struttura e componenti.....	19
3.2.2 Biomateriali in utilizzo.....	20
<b>4 ANALISI DEL DECORSO POST OPERATORIO.....</b>	<b>22</b>
<b>4.1 Principali meccanismi di fallimento della protesi.....</b>	<b>22</b>
4.1.1 Complicanze a breve termine.....	22
4.1.2 Complicanze a lungo termine.....	24
<b>4.2 Riabilitazione del paziente ed influenza della protesi sulla vita di tutti i giorni. 25</b>	
<b>5 CONCLUSIONI E PROSPETTIVE FUTURE.....</b>	<b>27</b>
<b>BIBLIOGRAFIA e SITOGRAFIA.....</b>	<b>29</b>

## INTRODUZIONE

In un mondo che sta progressivamente "invecchiando" e che deve affrontare una popolazione sempre più diversificata, le problematiche da risolvere diventano sempre più specifiche e si evolvono parallelamente al cambiamento della società stessa. Questo fenomeno riguarda diverse macroaree, ma tra queste non si può certamente escludere il settore della sanità, sia pubblica che privata, anzi, tale ambito risulta essere tra i più colpiti dalle trasformazioni in corso. L'aumento dell'età media della popolazione impone la necessità di sviluppare costantemente nuove tecnologie o di perfezionare quelle esistenti, al fine di rispondere ai nuovi bisogni emergenti dei pazienti. Questo discorso assume particolare rilevanza in riferimento al settore di interesse di questa tesi, ossia l'ortopedia. In questo ambito, l'obiettivo primario degli interventi di artroplastica è sempre stato quello di tutelare la salute del paziente, offrendo protesi che siano durevoli nel tempo e che si integrino al meglio nel corpo umano, sia dal punto di vista della biocompatibilità (attraverso la scelta di biomateriali idonei) sia da quello della cinematica (mediante l'analisi dei movimenti). Questo elaborato si propone di analizzare una specifica categoria di dispositivi protesici, approfondendone l'evoluzione e mettendone in evidenza pregi e difetti, attraverso un confronto con altre soluzioni protesiche. La categoria oggetto di studio è quella delle protesi totali di ginocchio con ritenzione dei legamenti crociati (CR-TKA). Questi dispositivi si distinguono per la capacità di preservare uno o entrambi i legamenti crociati, fondamentali per la stabilità e la biomeccanica dell'articolazione. La ritenzione dei legamenti crociati offre il potenziale vantaggio di mantenere una cinetica articolare più naturale, ma comporta anche sfide tecniche e biomeccaniche che ne condizionano l'applicazione clinica. Il ginocchio, infatti, rappresenta una delle articolazioni più soggette a danni, sia per traumi che per processi degenerativi, rendendo particolarmente rilevante la ricerca di soluzioni protesiche efficaci e durature. L'obiettivo finale è offrire una panoramica esaustiva e aggiornata sulle opzioni disponibili, contribuendo alla comprensione delle migliori pratiche cliniche e delle future direzioni di ricerca in questo campo cruciale della medicina ortopedica.

# 1 ANATOMIA

L'articolazione del ginocchio, insieme alle articolazioni dell'anca e della caviglia, sostiene il peso del corpo quando è nella stazione eretta, quando si cammina, quando si corre, ecc.

Il corretto interagire di tutte le sue parti fa sì che il ginocchio garantisca la sua funzionalità. In questa prima parte dell'elaborato verranno presentate le informazioni fondamentali relative all'anatomia del ginocchio. Inizieremo con un'analisi della struttura anatomica dell'articolazione, descrivendo i suoi elementi principali e come funzionano insieme e concluderemo con un breve excursus sulle problematiche più comuni e sulle patologie che possono colpire il ginocchio, rendendo necessaria la sua sostituzione parziale o totale con una protesi adeguata.

## 1.1 Anatomia dell'articolazione del ginocchio

Da un punto di vista strutturale il ginocchio è composto da due articolazioni comprese all'interno di una complessa capsula articolare: una fra il femore e la patella (articolazione femoro-patellare) e l'altra tra la tibia e il femore (articolazione femoro-tibiale).

La prima è una articolazione piana che permette ad un osso di scorrere sull'altro.

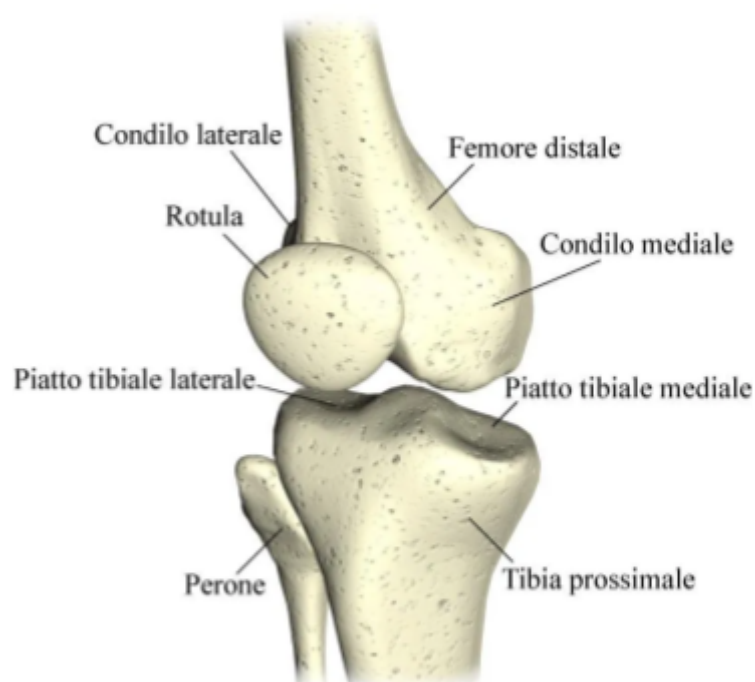


Fig.1 Componenti ossee del ginocchio [14]

La seconda, invece, viene detta articolazione a cardine o cerniera poiché consente un movimento analogo a quello di una porta sui cardini.

Anatomicamente parlando, invece, il ginocchio è formato da componenti ossee, muscolari e tendinee.

Le componenti ossee principali dell'articolazione del ginocchio (Figura 1) sono tre:

1. Il femore: è l'osso più lungo e robusto del corpo umano. La sua estremità distale (inferiore) presenta due condili, mediale e laterale; essi sono superfici arrotondate che si articolano con la tibia e la rotula e permettono la flessione-estensione del ginocchio.
2. La tibia: è l'osso più grande della gamba inferiore e supporta la maggior parte del peso corporeo. La parte prossimale (superiore) della tibia, chiamata piatto tibiale, presenta due superfici concave che si articolano con i condili del femore, formando la parte principale dell'articolazione del ginocchio.
3. La rotula (o patella): ha una forma appiattita con una superficie frontale convessa che si può individuare sotto la pelle ed è il più grande osso sesamoide umano. Si dice sesamoide un osso che si sviluppa all'interno del tendine di un muscolo (in questo caso il quadricipite) per proteggerlo da strappi o sfilacciamenti quando passa sopra l'estremità di un osso.

Anche se non c'è una corrispondenza perfetta fra i condili femorali e la parte superiore della tibia; l'articolazione del ginocchio è molto stabile. Questo sostegno è ottenuto grazie ai muscoli che la circondano e ai legamenti che la supportano.[2]

I principali muscoli coinvolti nel movimento del ginocchio sono il quadricipite femorale, che permette l'estensione della gamba, e i muscoli posteriori della coscia (ischiocrurali), che consentono la flessione.

La capsula articolare del ginocchio, però, non è una struttura continua.

Due formazioni fibrocartilaginee di forma semilunare, i menischi laterale e mediale, si trovano tra le superfici articolari della tibia e del femore. Essi agiscono da ammortizzatori, si adattano alla forma delle superfici articolari durante i cambiamenti di posizione del femore, incrementano l'area di superficie dell'articolazione femoro-tibiale e forniscono stabilità laterale all'articolazione.

Intorno ai margini dell'articolazione sono presenti i cuscinetti di tessuto adiposo che lavorano per ridurre l'attrito tra rotula e gli altri tessuti.

Per quanto riguarda i legamenti che stabilizzano l'articolazione del ginocchio (Figura 2), invece, sono sette: Il tendine del muscolo quadricipite femorale che continua nel legamento

patellare fornisce stabilità alla superficie anteriore dell'articolazione del ginocchio la cui capsula è discontinua.

Gli altri legamenti di supporto sono definiti extra capsulari o intra capsulari asseconda la localizzazione del legamento rispetto alla capsula articolare.

I legamenti extra capsulari comprendono:

- il legamento collaterale-tibiale che rinforza la superficie mediale del ginocchio e legamento collaterale-fibulare di rinforza la superficie laterale.
- Due legamenti superficiali, i legamenti polipeptidi che si estendono tra il femore e la testa della tibia e della fibula sul versante dorsale rinforzandolo.

I legamenti intra-capsulari comprendono:

- Il legamento crociato anteriore (*Anterior Cruciate Ligament, ACL*) e il legamento crociato posteriore (*Posterior Cruciate Ligament, PCL*) che connettono le aree intercondiloidee della tibia ai condili femorali.

I termini anteriore e posteriore si riferiscono alla posizione della loro origine rispetto alla tibia. Questi legamenti si incrociano procedendo verso il punto di inserzione sul femore limite allevamenti anteriori e posteriori del femore e mantengono l'allineamento dei condili femorali e tibiali.[1]

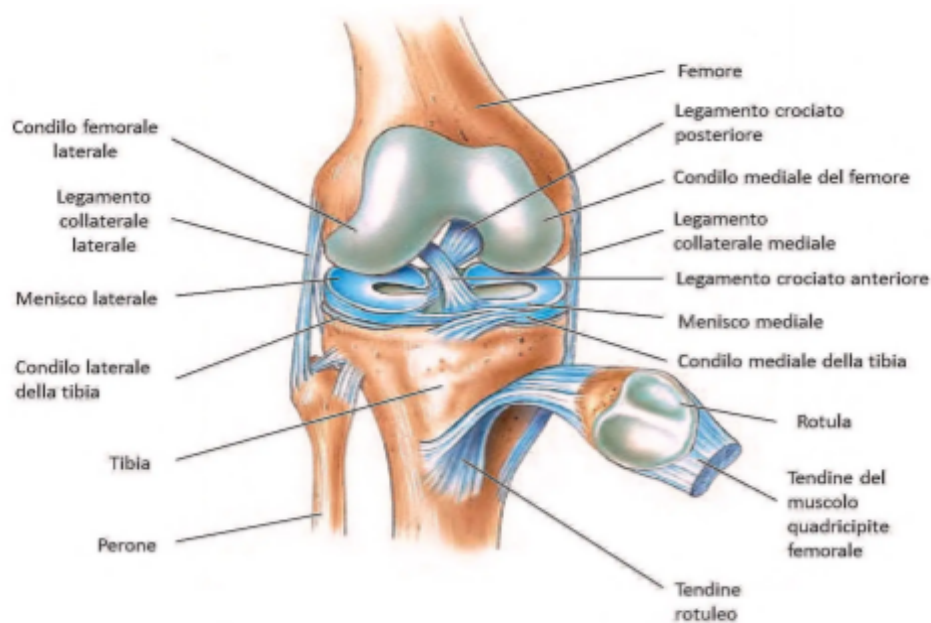


Fig.2 Muscoli e legamenti del ginocchio [15]

## 1.2 Problematiche più frequenti e patologie del ginocchio

Le patologie del ginocchio comprendono una vasta gamma di condizioni che possono compromettere la funzionalità e la qualità della vita. Le cause principali di queste problematiche possono essere traumi, degenerazione articolare, usura dovuta all'età o malallineamenti dell'arto.

Parte delle complicanze che affliggono l'articolazione del ginocchio sono le generali patologie di ossa e legamenti e muscoli come ad esempio frattura, parziale rottura e osteoporosi (nel caso delle patologie riguardanti la parte ossea) o tendiniti, infiammazioni in generale e nel caso peggiore strappi e rotture (per quanto invece riguarda la componente muscolare).

Altre patologie colpiscono, invece, specifiche componenti del ginocchio come i menischi : le lesioni meniscali, compromettono gravemente la funzionalità del ginocchio, accelerando la degenerazione articolare. La perdita parziale o totale del menisco, ad esempio, rende l'articolazione vulnerabile a un deterioramento precoce, motivo per cui è essenziale un intervento tempestivo per salvaguardare l'integrità articolare e ridurre i danni.

Queste lesioni sono spesso causate da traumi acuti, come torsioni o distorsioni, che colpiscono principalmente gli sportivi, soggetti a contatti diretti come contrasti o placcaggi. Anche l'usura legata all'età può indebolire il menisco, rendendolo più fragile e suscettibile a lesioni, anche durante movimenti quotidiani. Il deterioramento della cartilagine del

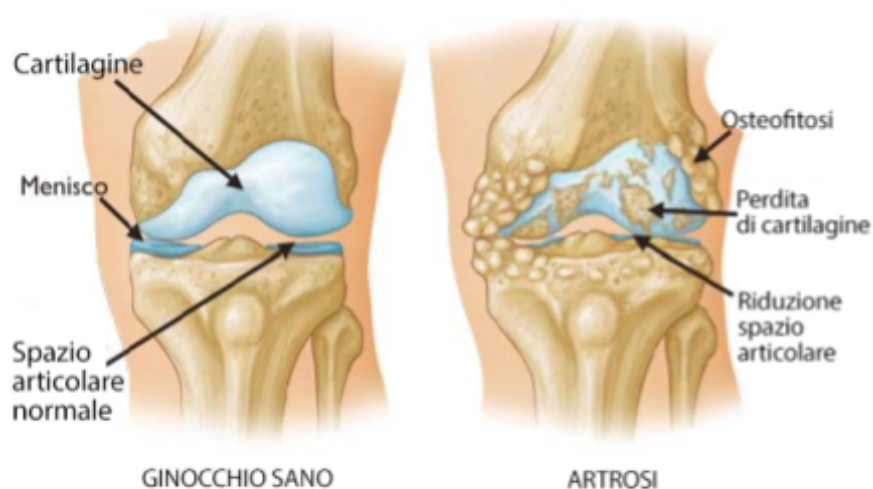


Fig.3 Ginocchio sano e ginocchio artrosico a confronto [16]

ginocchio, inoltre, può compromettere la deambulazione e, nei casi più avanzati, portare alla gonartrosi, una patologia dolorosa e invalidante.

La gonartrosi è una malattia degenerativa cronica che colpisce inizialmente la cartilagine del ginocchio, ma con il tempo coinvolge tutte le strutture articolari (Figura 3). Sebbene sia più comune negli anziani, può manifestarsi anche nei giovani a seguito di traumi, interventi chirurgici o alterazioni dell'asse di carico dell'arto inferiore. I sintomi principali includono dolore meccanico durante la deambulazione, gonfiore in caso di infiammazione, scricchiolii articolari e rigidità al movimento fino ad arrivare, nei casi avanzati, a deformazioni articolari.

Un'altra componente specifica del ginocchio soggetta a patologie è la rotula.

La lussazione rotulea è un infortunio del ginocchio in cui la rotula si sposta lateralmente, uscendo dalla sua posizione naturale provocando, alle volte, anche la patologia chiamata condropatia femoro-rotulea. Questa particolare complicazione è dovuta al mal scorrimento della rotula sulla troclea femorale, e provoca l'usura delle superfici cartilaginee compromettendo la viabilità del ginocchio ed i suoi movimenti.

In ultimo, ma non per importanza, sono da citare le patologie del ginocchio derivanti dalla deviazione assiale.

Le deviazioni assiali del ginocchio alterano la biomeccanica articolare e, nel tempo, causano la degenerazione della cartilagine. Quando l'allineamento tra anca, ginocchio e caviglia è alterato, si verifica una deviazione assiale, che può essere di due tipi (Figura 4): varismo (ginocchio a parentesi) e valgismo (ginocchio a "X"). Nel varismo, il carico va a gravare eccessivamente sulle componenti (menisco, cartilagine e osso subcondrale) della parte interna

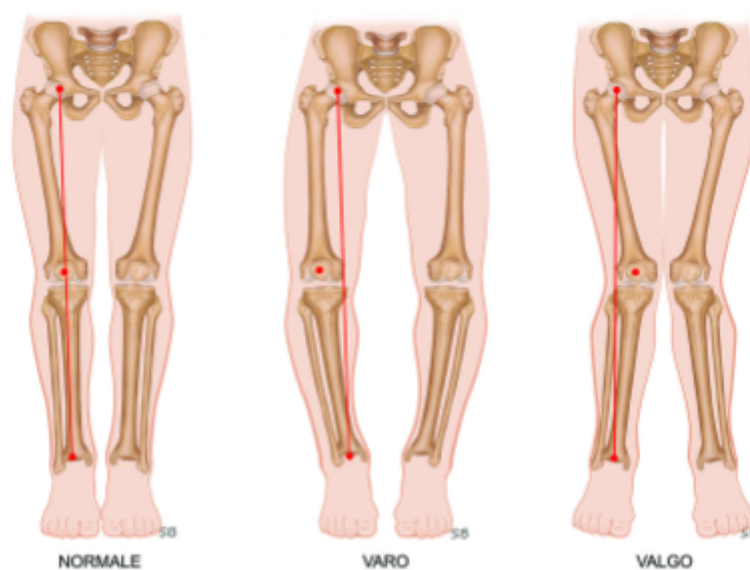


Fig. 4 Tipologie di deformazione assiale del ginocchio [17]



dell'articolazione, mentre nel valgismo il sovraccarico avviene sul menisco, sulla cartilagine e sull'osso subcondrale della parte esterna del ginocchio. Queste condizioni possono accelerare l'usura del menisco e della cartilagine, portando a un'artrosi precoce.[3]

## **2 DISPOSITIVI PROTESICI PER IL GINOCCHIO**

L'artroplastica del ginocchio ha una lunga storia che riflette l'evoluzione delle tecniche chirurgiche e dei materiali protesici. Da semplici interventi per alleviare il dolore, si è passati a complessi impianti in grado di ripristinare la funzionalità articolare. Questo capitolo ripercorre le tappe principali dello sviluppo delle protesi al ginocchio, analizzando poi le diverse tipologie di impianti oggi disponibili.

### **2.1 Cenni alla storia dell'artroplastica**

La storia delle protesi al ginocchio è segnata da un lungo percorso di innovazioni e perfezionamenti. I primi tentativi di ricostruzione articolare risalgono alla fine del XIX secolo, ma solo negli anni '70 si sviluppò il primo design di protesi per il ginocchio, che avrebbe gettato le basi per gli impianti moderni. Durante questo periodo, vennero introdotti concetti e tecnologie che, in gran parte, sono ancora utilizzati oggi. Nei primi esperimenti vennero utilizzati materiali come vescica di maiale, nylon, fascia lata e cellophane, ma senza successo. Nel 1890, Gluck progettò la prima protesi a cerniera, anche se non fu mai impiantata. Negli anni successivi, chirurghi come Boyd, Campbell, Cabitza, Kraft e Levinthal si concentrarono sulla sostituzione della parte femorale del ginocchio, mentre Burman, Macintosh e Kiaer lavorarono sulla superficie tibiale. Durante questo periodo, il vitallio, un materiale impiegato nell'artroplastica dell'anca, venne introdotto anche per la sostituzione del ginocchio. Tuttavia, problemi di allentamento precoce dell'impianto ne limitarono la diffusione[8]. Gli avanzamenti nella scienza dei materiali a metà del XX secolo favorirono una rapida evoluzione nel design delle protesi per il ginocchio, portando a soluzioni sempre più sofisticate e durature. Nel 1963 venne sviluppato il primo polietilene per protesi, un materiale che si sarebbe rivelato cruciale per la chirurgia ortopedica. Nel 1971, la FDA approvò l'uso del metilmetacrilato come cemento osseo per dispositivi medici, migliorando significativamente la stabilità e la longevità delle protesi. Le innovazioni introdotte da John Charnley, che avevano già rivoluzionato l'artroplastica dell'anca, furono adattate anche per la chirurgia del ginocchio, segnando un passo importante verso la moderna artroplastica totale

del ginocchio (*Total Knee Arthroplasty* TKA) [8]. Nello stesso anno, Gunston introdusse una protesi innovativa che si basava su corridori metallici fissati ai condili femorali, articolati con scanalature in polietilene sulla superficie tibiale [8]. Questo design, che preservava i legamenti collaterali e crociati, offriva un'articolazione più naturale e una maggiore longevità rispetto ai modelli precedenti. Tuttavia, nonostante i risultati iniziali promettenti, il fissaggio inadeguato all'osso nativo comportò fallimenti a lungo termine, evidenziando la necessità di ulteriori perfezionamenti. Il vero punto di svolta nello sviluppo delle protesi per TKA, però, si ebbe con la protesi bicompartimentale Freeman-Swanson (Figura 5), sviluppata nel 1973 da Michael Freeman e da S.A.V. Swanson [21]. Questa protesi non si limitava a garantire la stabilità meccanica, ma si concentrava anche sulla conservazione dell'anatomia naturale del ginocchio. A metà degli anni '70, venne poi progettata la protesi a interposizione bicondylare, che riproduceva fedelmente l'anatomia del ginocchio, con un componente femorale costituito da due protesi monocondilari unite da un ponte anteriore. Nel 1974, Insall

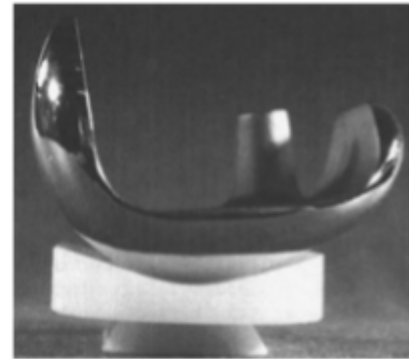


Fig.5 Protesi di Freeman-Swanson [8]

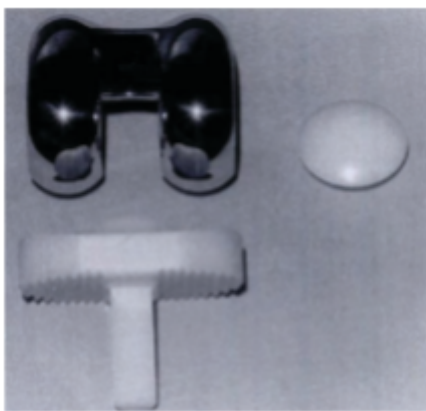


Fig.6 Protesi total condylar [8]

e collaboratori svilupparono il modello Total Condylar (Figura 6), ispirandosi ai principi della protesi bicondylare e del concetto di una TKA funzionale [21]. Questo modello, considerato la prima protesi moderna, si distinse per la sua notevole longevità e per i risultati clinici affidabili e riproducibili. Questi sviluppi si basavano su due approcci principali: uno mirava a replicare la cinematica naturale del ginocchio, ricreando l'anatomia originale, mentre l'altro si focalizzava sulla meccanica, dando priorità alla funzionalità rispetto

all'anatomia. Oggi, mentre il design delle protesi continua a evolversi, c'è un rinnovato interesse per i modelli che ricreano l'anatomia e la cinematica del ginocchio nativo, con l'obiettivo di migliorare ulteriormente la funzionalità e la soddisfazione dei pazienti.

## **2.2 Tipologie di protesi**

Un intervento di artroplastica al ginocchio consiste nella sostituzione di parti anatomiche originali danneggiate dallo stesso con componenti artificiali, chiamati impianti o protesi. Nella scelta di una protesi al ginocchio, esiste una numerosa disponibilità di varianti, ciascuna con caratteristiche specifiche. La decisione su quale impianto utilizzare dipende da una serie di fattori, tra cui le esigenze specifiche del paziente, determinate dal tipo di problema al ginocchio, dalla conformazione anatomica, dalla sua età, il suo peso, dal suo livello di attività e dal suo stato di salute generale. Inoltre, l'esperienza del chirurgo ortopedico e la sua familiarità con il dispositivo giocano un ruolo cruciale nella scelta dell'impianto più adatto. Anche il costo e le prestazioni storiche dell'impianto vengono considerati per garantire il miglior risultato possibile per il paziente. Esistono diversi modi per poter dividere tutte le varie tipologie di protesi; essi si basano spesso sulle caratteristiche della struttura delle stesse o su come interagiscono con la struttura anatomica originale del paziente. Si può parlare quindi di protesi parziali o totali, protesi a cuscinetto mobile o fisso e infine di protesi che sostituiscono o no il legamento crociato nativo del paziente (queste ultime due differenziazioni sono solitamente per protesi totali al ginocchio).

### **2.2.1 Protesi parziali e totali**

La differenza sostanziale fra protesi totali e protesi parziali al ginocchio sta in quanto della struttura anatomica generale viene sostituito dalle componenti protesiche. Protesi totali mirano a rimpiazzare completamente l'articolazione mentre quelle parziali si limitano solamente a parte di essa. Dal punto di vista anatomico, l'articolazione del ginocchio è suddivisa in tre compartimenti principali: il compartimento mediale (interno), il compartimento laterale (esterno), e il compartimento patello-femorale (anteriore). Le patologie che affliggono il ginocchio si possono quindi presentare anche solo in uno di questi compartimenti, rendendo la sostituzione parziale un'opzione valida. Quindi, sebbene la sostituzione totale del ginocchio sia la procedura più comune per trattare gravi patologie articolari, in alcuni casi, una sostituzione parziale del ginocchio può essere una soluzione più adeguata. Questa opzione è indicata quando solo una parte dell'articolazione del ginocchio è danneggiata, permettendo l'uso di impianti più piccoli e mirati (sostituzione monocompartmentale) per ricoprire esclusivamente l'area compromessa.

La sostituzione parziale del ginocchio presenta diversi vantaggi rispetto alla sostituzione totale. Viene eseguita attraverso un'incisione più piccola, il che si traduce in una degenza ospedaliera ridotta o addirittura nulla e in un recupero più rapido. Inoltre, i pazienti solitamente sperimentano meno dolore post-operatorio, una minore perdita di sangue, e un rischio inferiore di infezioni e coaguli di sangue. Numerosi studi hanno dimostrato che i pazienti idonei per una sostituzione monocompartimentale del ginocchio riportano ottimi risultati, con un recupero più naturale rispetto alla sostituzione totale. Questo è dovuto al fatto che la procedura preserva le strutture sane del ginocchio, contribuendo a una maggiore sensazione di naturalezza e a una migliore capacità di piegamento del ginocchio. Tuttavia, un possibile svantaggio della sostituzione parziale è la maggiore probabilità di dover ricorrere a ulteriori interventi in futuro. Se infatti la patologia che ha reso necessaria l'operazione di artroplastica progredisce anche nei compartimenti del ginocchio precedentemente non afflitti da essa, potrebbero essere necessari altri interventi se non addirittura una sostituzione totale dell'articolazione. [11]

### 2.2.2 Protesi a cuscinetto mobile e a cuscinetto fisso

Nella TKA, le componenti protesiche utilizzate sono principalmente costituite da metallo e polietilene, e sono progettate per replicare il funzionamento biomeccanico naturale dell'articolazione del ginocchio (Figura 7). Gli impianti a cuscinetto fisso rappresentano una delle soluzioni più comunemente adottate nella chirurgia di sostituzione del ginocchio. In

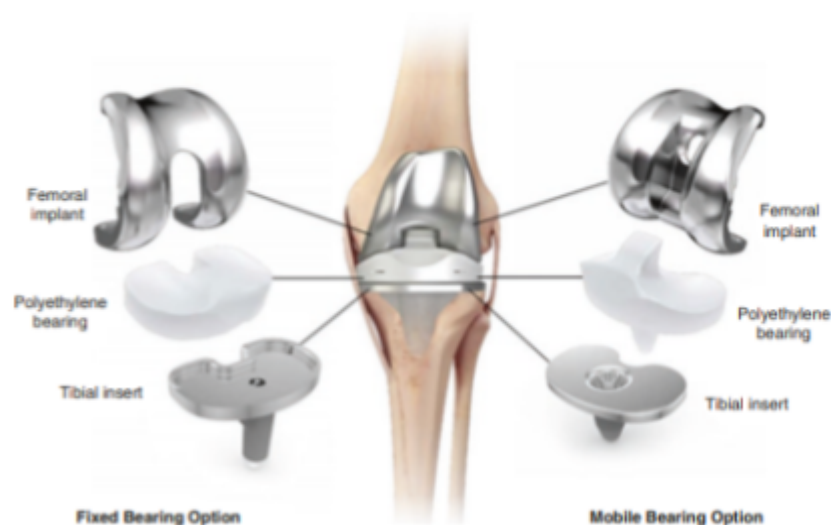


Fig. 7 Scomposizione a confronto di dispositivi protesici a cuscinetto sia fisso che mobile [8]

questo design, il polietilene, che costituisce la componente tibiale, è saldamente fissato all'impianto metallico sottostante. Questa configurazione crea una superficie ammortizzata su cui la componente femorale, anch'essa metallica, può scorrere durante il movimento del ginocchio. La stabilità offerta dal fissaggio rigido del polietilene è uno dei principali vantaggi di questo design, poiché riduce il rischio di mobilizzazione dell'impianto e garantisce una maggiore durata nel tempo. Tuttavia, la rigidità del cuscinetto fisso limita la capacità del ginocchio di adattarsi ai movimenti rotazionali naturali, il che può influenzare la biomeccanica del cammino e la funzionalità post-operatoria. In alternativa, gli impianti a cuscinetto mobile, noti anche come piattafirme rotanti, offrono una maggiore flessibilità nei movimenti rotazionali del ginocchio. In questo design, l'inserito in polietilene è progettato per ruotare di brevi distanze all'interno del vassoio tibiale metallico. In questo modo viene permessa una maggiore conformità alle forze meccaniche esercitate durante i movimenti del ginocchio, in particolare nei movimenti di torsione e nelle attività che richiedono una flessione profonda. L'idea alla base del cuscinetto mobile è di replicare in modo più accurato la cinematica naturale del ginocchio, riducendo lo stress sulle componenti protesiche e potenzialmente migliorando la sensazione di normalità nel movimento. Entrambi i design, a cuscinetto fisso e mobile, offrono vantaggi specifici e presentano alcune limitazioni. Gli impianti a cuscinetto fisso sono generalmente preferiti per la loro semplicità costruttiva e la comprovata affidabilità a lungo termine. Sono meno complessi dal punto di vista chirurgico e offrono una soluzione stabile che riduce il rischio di usura precoce. D'altra parte, gli impianti a cuscinetto mobile possono offrire un vantaggio in termini di comfort e funzionalità, soprattutto in pazienti giovani e attivi che necessitano di una maggiore flessibilità nei movimenti. Nonostante le promesse teoriche di ciascun design, oltre 20 anni di ricerca clinica comparativa non hanno dimostrato una superiorità definitiva di un approccio rispetto all'altro. La scelta tra un impianto a cuscinetto fisso e uno a cuscinetto mobile dipende spesso dalle preferenze del chirurgo, dalle esigenze specifiche del paziente e dalle caratteristiche biomeccaniche individuali. La mancanza di evidenze schiaccianti a favore di uno dei due design suggerisce che entrambi possono essere efficaci, purché selezionati e impiantati correttamente nel contesto clinico appropriato.[10]

### 2.2.3 Protesi con e senza ritenzione del legamento crociato

Nel contesto della sostituzione totale del ginocchio, una delle scelte fondamentali riguarda la gestione dei legamenti crociati, in particolare del PCL. Le protesi possono essere progettate per rimuovere o preservare questi legamenti, con diversi approcci che influenzano la funzionalità e la stabilità dell'articolazione post-operatoria.

Il design *Posterior-Stabilized* (PS) (Figura 8) prevede la rimozione dei legamenti crociati, in particolare del PCL. In questo tipo di impianto, la funzione del PCL viene sostituita da elementi meccanici della protesi. Nello specifico, la componente tibiale è dotata di una superficie rialzata e di un perno interno che si inserisce in una camma presente nella componente femorale. Questo meccanismo lavora in sinergia per imitare la funzione del PCL, impedendo al femore di scivolare troppo in avanti sulla tibia quando il ginocchio si flette. Alcuni impianti *PS* sono progettati con un perno di dimensioni maggiori che contribuisce anche a sostituire la funzione dei legamenti collaterali mediale e laterale, offrendo una maggiore stabilità al ginocchio sostituito.

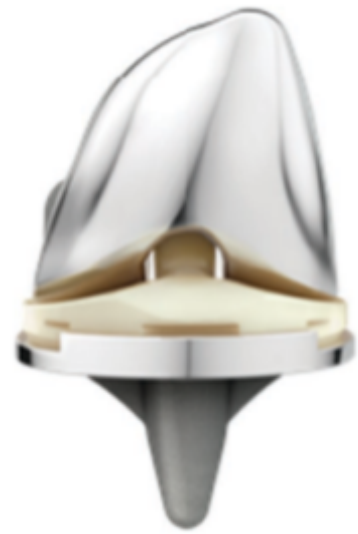


Fig.8 Impianto Posterior-stabilized [8]

Il design *Cruciate-Retaining* (CR) (Figura 9) si differenzia nettamente dal *PS* poiché, come suggerisce il nome, prevede la conservazione del PCL. In questo caso, il PCL viene mantenuto intatto, mentre il ACL viene solitamente rimosso. Gli impianti CR non utilizzano il meccanismo di perno centrale e camma presente nei *PS*. Questo tipo di impianto è adatto per quei pazienti in cui il PCL è ancora in buone condizioni e può continuare a svolgere il suo ruolo stabilizzante nell'articolazione del ginocchio.

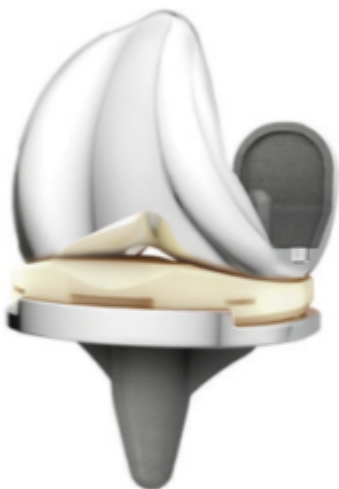


Fig.9 Impianto Cruciate-Retaining [8]

Un'opzione più recente sul mercato è il design *BiCruciate-Retaining* (BCR) (Figura 10), che si propone di conservare sia l'ACL che il PCL. L'idea alla base di questo approccio è che, preservando entrambi i legamenti, il ginocchio sostituito possa garantire una

funzionalità più simile a un ginocchio naturale. Tuttavia, dato che i componenti *BCR* sono relativamente nuovi, non ci sono ancora studi che ne dimostrino chiaramente i vantaggi specifici rispetto agli altri design.[10]

Gianluca Castellarin, Edoardo Bori , Laurence Rapallo, Silvia Pianigiani e Bernardo Innocenti in un loro recente studio hanno cercato di dare una risposta al quesito su quale tipo di protesi potesse avere un migliore riscontro a livello di sopportazione del carico[24]. In questo studio sono state analizzate quattro protesi di ginocchio appartenenti alla stessa famiglia di prodotti, ciascuna con un diverso livello di vincolo, utilizzando il metodo degli elementi finiti per confrontarne le prestazioni in termini di area di contatto e stress tibiale di von Mises nell'osso e nell'inserto. Le protesi studiate includevano due modelli GENUS® *Mobile Bearing Cruciate-Retaining* (GENUS® MB CR) (uno con inserto standard e uno con inserto ultra-congruente), un modello *Fixed Bearing Posterior Stabilized* (FB PS) e un *Fixed Bearing Constrained Condylar Knee* (FB CCK). Queste ultime sono dispositivi semi-vincolati che utilizzano un sistema post-cam, simile ai design PS, ma con un post più grande e una scatola femorale più profonda. La geometria del CCK limita la flessione e riduce la traslazione antero-posteriore, rendendolo un'opzione valida per pazienti con insufficienza del legamento collaterale mediale e/o laterale. Per quanto riguarda i materiali utilizzati, per la componente femorale e tibiale è stato usato come modello il cobalto-cromo (CoCr), mentre per l'inserto tibiale il polietilene ad altissimo peso molecolare (UHMWP). Un coefficiente di attrito di 0,04 è poi stato applicato a tutte le interazioni tra i componenti protesici, inclusi il contatto tra il componente femorale e l'inserto tibiale, e tra quest'ultimo e il componente tibiale.



Fig. 10 Protesi Bicruciate-Retaining [8]

Le simulazioni sono state eseguite su tre configurazioni che rappresentano le condizioni di carico tipiche dell'articolazione del ginocchio durante le attività quotidiane:

- Configurazione A: simula la fase di atterraggio durante il ciclo del passo,
- Configurazione B: rappresenta la fase di stacco durante il ciclo del passo,
- Configurazione C: simula il passaggio dalla posizione seduta a quella eretta.

Per valutare lo stress tibiale, sono state definite, invece, quattro aree di interesse:

- Zone prossimali mediali e laterali: vicine al piatto tibiale con uno spessore di 5 mm,
- Zone distali mediali e laterali: a 30 mm dalla superficie del taglio tibiale, con uno spessore di 20 mm.

I risultati hanno mostrato che l'inserito ultra-congruente del modello MB CR presenta una maggiore congruenza, con un'area di contatto fino a tre volte superiore rispetto agli inserti fissi. Nella configurazione A, l'area di contatto del MB CR ultra-congruente aumenta del 25% nella configurazione B e diminuisce del 50% nella configurazione C. Per i modelli FB, lo stress risultava distribuito più anteriormente nella configurazione B e più posteriormente nella configurazione C. L'analisi degli stress tibiali ha rilevato valori medi di von Mises inferiori a 1,2 MPa per tutti i modelli. Tuttavia, il modello FB CCK ha registrato stress più elevati nella configurazione B rispetto agli altri, mentre il FB PS ha mostrato valori più alti sul lato mediale nella configurazione A e su entrambi i lati nella configurazione C. In tutte le configurazioni, gli stress tibiali nelle zone prossimali e distali erano simili tra i modelli, con una distribuzione simmetrica tra le zone mediali e laterali dell'inserito. Lo studio ha evidenziato che il design ultra-congruente a cuscinetto mobile offre la migliore performance in termini di stabilità articolare e distribuzione uniforme dello stress, grazie all'ampia area di contatto. Sebbene non ci siano state differenze significative nella distribuzione dello stress tibiale tra i modelli, è stato osservato che i diversi design influenzano significativamente lo stress all'interfaccia tra i componenti femorali e tibiali, rendendo questo un fattore chiave nella scelta della protesi più adatta per ciascun paziente.

### **3 ANALISI DI PROTESI CON RITENZIONE DEL LEGAMENTO CROCIATO**

Il rapporto tra protesi al ginocchio e legamenti crociati ha subito un'evoluzione significativa nel corso della storia. Dalle prime protesi che tentavano di preservare i legamenti crociati, ai modelli che ne prevedevano la resezione per semplificare l'intervento e migliorare la stabilità, il dibattito su come trattare questi legamenti durante l'artroplastica continua tutt'oggi. Questo capitolo esplorerà la composizione e la struttura delle protesi CR, esaminando i componenti protesici principali e i biomateriali utilizzati nella loro fabbricazione.



### **3.1 Cenni al rapporto fra protesi e legamenti crociati nella storia**

In questa tesi abbiamo già analizzato come le protesi al ginocchio si siano evolute nell'ultimo secolo. Durante questo processo di evoluzione, che ha visto il cambiamento di modelli, biomateriali e strategie di impianto, si è spesso passati dalla filosofia CR a quella PS. Gli impianti iniziali, come i modelli Gunston Polycentric, Duocondylar e Geometric, erano progettati per ricoprire i compartimenti mediale e laterale del ginocchio mantenendo i legamenti crociati [12], ma erano soggetti a forze traslazionali che causavano frequenti allentamenti. Negli anni '70, si comprese che la conservazione dei legamenti crociati complicava l'intervento, mentre la loro resezione semplificava la procedura e migliorava la fissazione. Protesi come la Total Condylar adottarono questa filosofia, sacrificando i legamenti crociati per garantire maggiore stabilità [12]. Negli anni '80, i design delle protesi totali del ginocchio si differenziarono tra CR, che manteneva il PCL per garantire un risultato più anatomico e funzionale, e PS, che lo sostituiva con un meccanismo a camma e perno, considerato più semplice da impiantare e con un rollback più affidabile. Il ginocchio Geometric, sviluppato per preservare entrambi i legamenti crociati, incontrò problemi di conflitto cinematico che portarono a allentamenti tibiali e fallimenti precoci, riducendo l'interesse per i design BCR. Sebbene negli anni '80 Townley e Cartier abbiano cercato di rilanciare il design BCR con risultati clinici promettenti, le difficoltà tecniche e i fallimenti del ginocchio Geometric frenarono ulteriori sviluppi [9]. L'interesse per la preservazione dei legamenti crociati è riemerso con le protesi parziali del ginocchio e l'introduzione di interventi chirurgici minimamente invasivi nei primi anni 2000. Tuttavia, nonostante risultati accettabili, questi impianti richiedevano notevole abilità chirurgica e non offrivano risultati a lungo termine paragonabili a quelli delle protesi CR e PS [9]. Ancora oggi, le due filosofie di trattamento del legamento crociato si confrontano spesso nel contesto dell'artroplastica del ginocchio, senza che una prevalga definitivamente sull'altra.

### 3.2 Composizione generale della protesi

Quando si analizza la composizione delle protesi al ginocchio, siano esse di tipo CR o PS, si



Fig.11 Componenti generali di una protesi totale al ginocchio [20]

osserva che entrambe condividono una struttura di base costituita da tre componenti fondamentali (Figura 11). Questi elementi principali comprendono due parti metalliche – una femorale e una tibiale – e un inserto polimerico che si interpone tra di esse. Il ruolo di quest'ultimo è cruciale: esso agisce da cuscinetto, consentendo un movimento fluido tra le componenti metalliche e riducendo l'attrito. L'inserto polimerico è progettato con concavità specifiche nelle zone di contatto con la componente femorale, garantendo un allineamento corretto e una distribuzione uniforme delle forze durante il movimento del ginocchio. In alcuni casi particolari, in base alle esigenze del paziente, il chirurgo può decidere di intervenire anche sulla rotula. Questo intervento prevede la copertura della superficie interna della rotula con un elemento in polietilene, migliorando così la funzionalità e la durabilità della protesi.

### 3.2.1 Struttura e componenti

La principale differenza tra le protesi CR e PS risiede nel design dell'inserto polimerico

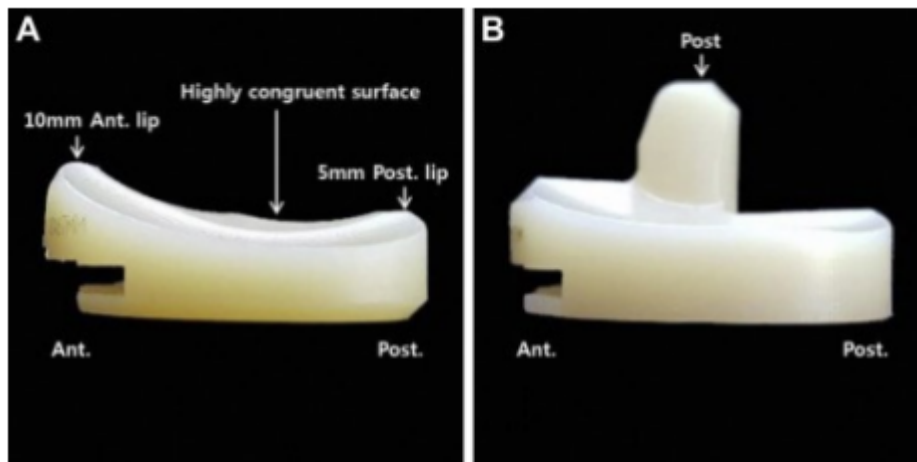


Fig.12 Inserti polimerici proteici per protesi CR (sx) e PS (dx) [18]

(Figura 12). Nella protesi PS, l'inserto polimerico è caratterizzato da uno spessore pressoché uniforme lungo tutta la sua superficie, con l'aggiunta di un elemento cilindrico centrale. Questo elemento si inserisce in una specifica camma presente nella componente femorale, sostituendo la funzione del PCL e stabilizzando l'articolazione durante i movimenti di flessione del ginocchio. Al contrario, nella protesi CR, il design dell'inserto polimerico è differente. In questo caso, l'inserto presenta uno spessore variabile: la parte anteriore è generalmente più spessa rispetto a quella posteriore. Questa variazione nello spessore è progettata per lavorare in sinergia con il PCL conservato, permettendo al legamento di continuare a svolgere la sua funzione naturale di stabilizzazione del ginocchio. Quando si esegue un'artroplastica del ginocchio con preservazione del PCL, è fondamentale assicurare un corretto bilanciamento del legamento stesso per evitare l'instabilità che può derivare da una sua rottura durante la flessione. A tal fine, è stato introdotto un inserto in polietilene a piatto profondo, noto anche come inserto ultracongruente. Questo tipo di inserto offre una conformità moderata nei piani coronale e sagittale, riducendo il rischio di carico ai bordi dovuto a traslazioni anteriori anomale, grazie all'elevazione del labbro anteriore della protesi. Inoltre, l'inserto ultracongruente previene l'elevazione del femore durante la flessione e la sublussazione posteriore della tibia. Questi inserti ultracongruenti sono progettati per ridurre l'usura o la rottura del sistema camma-perno, e possono prevenire la perdita ossea nel sito di taglio intercondilare, rappresentando un approccio innovativo che non solo preserva il PCL, ma fornisce anche un livello di conformità adeguato nella TKA. Tuttavia, rimane

fondamentale condurre ulteriori studi clinici a lungo termine e comparativi per valutare l'efficacia delle tecniche di preservazione, sostituzione e sacrificio del PCL[12]. Un'altra differenza nella struttura della protesi si pone nella presenza di una grande scanalatura nel centro della componente femorale, lasciata apposta per dare spazio al PCL. Nelle protesi PS invece dove sta la scanalatura è presente una “scatola” che permette il corretto funzionamento delle stesse.

### 3.2.2 Biomateriali in utilizzo

Nella progettazione delle protesi al ginocchio, la scelta dei biomateriali è cruciale per garantire la durata e la funzionalità dell'impianto. I materiali metallici sono comunemente impiegati per le componenti femorale e tibiale grazie alle loro eccezionali proprietà meccaniche. Questi metalli, con un elevato modulo di Young, offrono una rigidità notevole e limitano le deformazioni elastiche, assicurando che l'impianto possa sopportare carichi considerevoli senza subire deformazioni plastiche permanenti. Inoltre, in caso di sollecitazioni eccessive, i metalli in campo plastico tendono a non rompersi immediatamente, consentendo la sostituzione del componente senza compromettere la sicurezza dell'impianto. I componenti femorali delle protesi per la sostituzione totale del ginocchio sono prevalentemente realizzati in titanio e in una lega di cobalto-cromo-molibdeno (CoCrMo). Le protesi in CoCrMo hanno dimostrato un'elevata durata nel tempo, con un tasso di sopravvivenza post-operatoria che supera i 15 anni, come riportato da numerosi studi [22-23]. Tuttavia, l'ipersensibilità ai metalli e il distacco asettico, condizioni che interessano oltre il 10% dei pazienti, possono compromettere la longevità degli impianti, portando a eventuali fallimenti. In confronto ai materiali tradizionali, l'utilizzo di ceramica di zirconia allumina, grazie alla sua elevata resistenza ai graffi, ha mostrato un miglioramento significativo delle prestazioni.[8] Un altro vantaggio nell'usare biomateriali ceramici si nasconde nella loro bio-inerzia che potrebbe risolvere il problema di possibili allergie a metalli del paziente. In particolare nell'ambito dei materiali ceramici si sta studiando la ceramica ad alte prestazioni (BIOLOX® delta, Figura 13): un materiale biocomposito che combina i vantaggi dell'allumina e dello zirconia. Essa è



Fig.13 protesi realizzata con ceramica BIOLOX® delta [19]

chimicamente e idrotermicamente stabile, mostra un'eccezionale bassa velocità di usura e possiede una resistenza meccanica e una tenacità alla frattura superiori [13]. Per quanto riguarda gli inserti, che agiscono come cuscinetti tra le superfici metalliche, si preferisce l'uso di materiali polimerici ad elevata cristallinità. Questi polimeri sono scelti per la loro eccellente resistenza agli urti e per un modulo elastico sufficientemente elevato, che consente di mantenere la funzionalità del ginocchio e di minimizzare l'usura. La combinazione di questi materiali contribuisce a un bilanciamento ottimale tra resistenza e flessibilità, indispensabile per il buon esito delle protesi al ginocchio. L'uso del polietilene (PE) nella sostituzione totale del ginocchio, come accennato precedentemente, risale alla metà del ventesimo secolo. Uno dei principali motivi di fallimento tardivo delle protesi è legato all'usura del PE indotta (più avanti nell'elaborato approfondiremo questo tipo di complicazione): per risolvere questo problema ad alcuni polietileni è stata aggiunta vitamina E per contrastare l'effetto dei radicali liberi, ma non ci sono studi disponibili che dimostrino la superiorità a lungo termine di questa modifica. Il nuovo polietilene ad alto grado di reticolazione (HXPE) ha rivoluzionato l'artroplastica totale dell'anca in termini di tasso di usura, ma risultati simili non sono stati riprodotti nelle artroplastiche del ginocchio [8]. L'impiego di HXPE nell'artroplastica del ginocchio ha però mostrato risultati promettenti, soprattutto a breve e medio termine, in termini di riduzione dell'usura e miglioramento della durabilità. Quando utilizzato in un design di artroplastica totale del ginocchio a stabilizzazione posteriore (PS TKA), l'HXPE ha dimostrato di ridurre i detriti di usura tra il 67% e il 75%, un dato significativo che riflette l'efficacia di questo materiale nel ridurre il deterioramento delle componenti protesiche. Inoltre, i componenti in HXPE hanno mostrato una durabilità superiore del perno tibiale rispetto al polietilene convenzionale. L'HXPE potrebbe anche offrire ulteriori vantaggi, come una migliore congruenza anatomica e una maggiore resistenza all'ossidazione, fattori che contribuiscono alla longevità dell'impianto. Alcuni studi hanno esplorato l'uso di un materiale plastico preformato in stampi per creare componenti protesici, suggerendo che queste innovazioni potrebbero ridurre i costi di impianto in futuro e rappresentare una valida alternativa per i design protesici contemporanei. [13]

## **4 ANALISI DEL DECORSO POST OPERATORIO**

Questo capitolo affronta le possibili complicanze che possono insorgere dopo un intervento di artroplastica al ginocchio e le strategie di riabilitazione post-operatoria. Nonostante i progressi tecnologici e le tecniche chirurgiche avanzate, esistono rischi legati all'intervento e problemi legati alla protesi stessa. La riabilitazione gioca un ruolo cruciale nel minimizzare queste complicanze, favorendo il recupero funzionale e migliorando la qualità della vita del paziente. Analizzeremo le principali complicanze, i protocolli riabilitativi e le migliori pratiche per un recupero ottimale

### **4.1 Principali meccanismi di fallimento della protesi**

Nonostante il ruolo primario di un intervento di artroplastica e di inserimento di una protesi sia quello di migliorare le condizioni di vita del paziente, non è raro che dopo l'operazione si possano verificare delle complicanze. I meccanismi di fallimento di una protesi sono molteplici ma si possono dividere principalmente in due modi : classificandoli in base al tipo di impianto , intervento o tecnica chirurgica utilizzata o a quando queste complicanze si verificano rispetto all'intervento ( a breve o a lungo termine) .

#### **4.1.1 Complicanze a breve termine**

Tra le complicanze a breve termine sono compresi tutti quei meccanismi di fallimento che si presentano nei primi due anni dopo l'intervento chirurgico. L'infezione è la principale e la più comune causa di queste complicanze (Figura 14). La definizione utilizzata per determinare la presenza di un'infezione secondo l'International Consensus Group (come adattamento della definizione della Musculoskeletal Infection Society) è la seguente:

Si considera presente un'infezione periprotetica articolare quando è soddisfatto uno dei criteri maggiori o tre dei cinque criteri minori [4]:

##### **Criteri maggiori:**

- Due colture periprotetiche positive con organismi fenotipicamente identici, OPPURE
- Presenza di un tragitto fistoloso comunicante con l'articolazione.

##### **Criteri minori:**

- Elevati livelli sierici di proteina C-reattiva e velocità di sedimentazione degli eritrociti).
- Conta elevata di globuli bianchi nel fluido sinoviale OPPURE risultato positivo (++ o superiore) al test con striscia reattiva per l'esterasi leucocitaria.
- Percentuale elevata di neutrofili polimorfonucleati nel fluido sinoviale.
- Analisi istologica positiva del tessuto periprotetico.
- Una singola coltura positiva.



Fig. 14 Ginocchio vittima di infezione post intervento di artroplastica [6]

Per prevenire un'infezione le misure precauzionali devono essere adottate sia durante l'operazione che prima andando a lavorare direttamente sul paziente e assicurandosi che esso in primis sia nelle condizioni ottimali per procedere con l'intervento.

Un altro tipo di complicanza a breve termine è l'artrofibrosi, meccanismo di fallimento che ha un impatto particolarmente grave sul paziente. L'artrofibrosi si presenta quando, nonostante si sottoponga a regimi di fisioterapia e riabilitazione, il paziente non riesca a progredire dopo l'inserimento della protesi. Le cause sono molteplici e riconducibili a vari ambiti: problemi possono sorgere sia in sala operatoria che venire direttamente dalla storia medica del paziente. Un esempio di complicanza chirurgica riguarda la protesi stessa: può infatti capitare, soprattutto quando non si utilizzano protesi modellate sui dati del paziente, che gli impianti o parte di essi risultino delle dimensioni sbagliate e che questo porti a rigidità dell'articolazione e difficoltà nel muovere il ginocchio, questo soprattutto accade nelle protesi con ritenzione del legamento crociato. In riferimento, invece, a fattori di rischio del paziente, certe patologie possono contribuire al presentarsi dell'artrofibrosi come ad esempio il diabete e l'artrite reumatoide, senza contare l'impatto che potrebbero avere precedenti interventi chirurgici e la conseguente presenza di cicatrici.[6]

### 4.1.2 Complicanze a lungo termine

Le complicanze a lungo termine sono quelle che si presentano dopo più di due anni dall'intervento chirurgico di inserimento della protesi. Questo tipo di complicanze è generalmente legato alla struttura e alla composizione della protesi e spesso sorge nel momento in cui essa si usura con il tempo.

Un esempio di come questo può avvenire riguarda, appunto, l'usura del polietilene utilizzato in certi tipi di protesi; non è raro infatti che al passare degli anni questo materiale subisca una degradazione (Figura 15) . Nonostante questo però, negli ultimi dieci anni, il polietilene utilizzato nelle protesi ha subito notevoli miglioramenti grazie a innovazioni nei metodi di produzione, sterilizzazione e conservazione. L'aggiunta di antiossidanti e l'uso della radiazione hanno rafforzato

le reticolazioni del materiale, diminuendo così il tasso di usura. Sebbene i benefici dei nuovi polietilene siano ben documentati nella chirurgia protesica dell'anca, le evidenze relative alle protesi di ginocchio sono ancora scarse. Tuttavia, si prevede che questi nuovi materiali ridurranno significativamente l'usura, estendendo la durata delle protesi di ginocchio fino a 20-30 anni.

Un altro tipo di complicanza visibile spesso solo a lungo termine viene rilevata nel cattivo



Fig. 16 Foto a raggi X di una protesi al ginocchio mal allineata [6]

allineamento del ginocchio e della protesi (Figura 16). Questo problema è spesso dovuto all'incapacità di riconoscere l'allineamento naturale del ginocchio del paziente e a un bilanciamento inadeguato o eccessivo dei tessuti molli, insieme a tagli ossei mal eseguiti. Mentre una protesi d'anca non ben allineata tende a fallire rapidamente a causa della lussazione, una protesi di ginocchio può durare più a lungo prima di manifestare problemi (per questo motivo, tale meccanismo di fallimento viene inserito in questa categoria).

L'ultima complicanza che citeremo in questa tesi non è sicuramente una delle meno comuni e consiste nella



Fig. 15 Componente di polietilene usurata [6]



frattura peri-protetica. L'aumento della richiesta di operazioni di artroplastica al ginocchio fa sì che aumenti anche la richiesta di protesi e di conseguenza provoca anche un aumento di probabilità che si verifichino complicanze anche gravi, come la frattura periprotetica. Nel contesto della protesi totale di ginocchio, la frattura periprotetica è definita come una frattura che si verifica entro 15 cm dalla superficie dell'articolazione o 5 cm dallo stelo[5]; tali fratture sono più comuni intorno alla componente femorale, ma si verificano con la stessa frequenza anche intorno alle componenti tibiale e rotulea. Spesso la causa di queste fratture è dovuta a traumi esterni a bassa velocità come cadute o colpi di forza limitata che vanno ad impattare sulla struttura, magari già vecchia e usurata della protesi, provocandone la rottura. In questi casi l'unica cosa che rimane da fare è preparare ed effettuare un altro intervento per la sostituzione del dispositivo protesico danneggiato [6].

## **4.2 Riabilitazione del paziente ed influenza della protesi sulla vita di tutti i giorni.**

La riabilitazione post-operatoria dopo un intervento di sostituzione totale del ginocchio è fondamentale per il recupero funzionale dell'articolazione.

Gli esercizi riabilitativi devono essere eseguiti con un'intensità sufficiente a favorire miglioramenti significativi in forza e funzionalità, obiettivi che possono essere raggiunti solo nelle fasi più avanzate della riabilitazione, generalmente dopo due mesi dall'intervento.

Per affrontare le debolezze muscolari persistenti, la perdita di condizionamento fisico e le limitazioni funzionali, è essenziale partecipare a programmi di esercizio più completi ma non è da sottovalutare il primo periodo di recupero dopo l'intervento.

Nella fase iniziale, infatti, i programmi di esercizio si concentrano principalmente sul miglioramento dei movimenti base del ginocchio e sulla mobilità indipendente per dare modo al paziente di poter iniziare subito il percorso di riabilitazione senza allo stesso tempo forzare troppo un "nuovo" ginocchio e potenzialmente incorrere in tutte le complicanze esplorate nella sezione precedente del capitolo.

Il percorso riabilitativo inizia subito; nel giorno dell'intervento (*Post Operative Day* POD 0), il fisioterapista introduce esercizi di mobilità a letto, mirati a far camminare il paziente per circa 3 metri con assistenza. Nei giorni successivi (POD 1 e 2), si prosegue con esercizi per rafforzare il ginocchio, migliorare la circolazione e ridurre la rigidità, con l'obiettivo di dimettere il paziente entro 2-4 giorni; mentre nel POD 3, si valuta l'uso di stampelle o bastoni e si prepara il paziente alla dimissione arrivando anche ad esercizi di camminata sulle scale.

Un aspetto molto importante e spesso trascurato è quello della percezione del dolore del paziente: come dopo un qualsiasi intervento è normale che l'interessato provi un certo livello di dolore ma dopo l'inserimento di una protesi totale al ginocchio questo può variare da lieve a grave. È importante che i pazienti segnalino il dolore al personale sanitario. La gestione del dolore, concordata con chirurgo e anestesista, è essenziale non solo per alleviare il disagio, ma anche per permettere ai pazienti di eseguire correttamente il programma di esercizi post-operatorio. In ogni caso infatti il paziente non viene mai lasciato da solo nel suo percorso ed è sempre affiancato da personale esperto che lo aiuta durante tutto il tempo della riabilitazione anche assegnando il necessario supporto attraverso ausili alla deambulazione. Esistono vari tipi di questi ausili (Figura 17), ciascuno con livelli di supporto diversi ed è il fisioterapista è il professionista più adatto a valutare quale sia il più appropriato per il paziente. Solitamente, si inizia con un deambulatore nei primi giorni, per poi passare progressivamente a stampelle, bastoni, e infine camminare senza supporto, di solito dopo 6 settimane. Il tempo necessario varia per ogni paziente, e le decisioni su quando cambiare ausilio devono essere prese insieme al fisioterapista e al chirurgo.



Fig.17 Diversi tipi di dispositivi ausiliari alla deambulazione [7]

Il paziente viene solitamente dimesso dopo 2-4 giorni dall'operazione ma la sua riabilitazione non deve essere trascurata nel periodo di riposo nell'ambiente domestico. Per un recupero ottimale di tutte le funzionalità del ginocchio, infatti, è necessario che il paziente continui a svolgere gli esercizi assegnati dal fisioterapista anche dopo le dimissioni dall'ospedale fino a quattro volte al giorno. Con i dovuti accorgimenti è consigliato anche riprendere la deambulazione con piccole camminate regolari per la casa usando nei primi tempi gli ausili necessari come da raccomandazione degli esperti. Continuare con la fisioterapia fino ad un periodo di sei settimane post intervento può poi ancora portare benefici, ma passato quel

range temporale non ci sono studi generali che attestano un impatto significativo sulla mobilità e deambulazione del ginocchio: è però possibile che per soggetti particolari sia necessario un periodo riabilitativo più lungo prima di tornare alla vita di tutti i giorni.

Se il paziente era tipico praticare sport il ritorno in pista potrebbe essere più complicato ma non impossibile se si tratta di sport a basso impatto. La maggior parte degli hobby e delle attività abituali del paziente possono essere reintrodotti nella quotidianità dopo e sei settimane di riabilitazione ma se si parla di sport a basso o medio impatto il periodo consigliato di riposo è il doppio, ovvero dodici settimane riabilitative in totale dopo l'intervento. [7]

## **5 CONCLUSIONI E PROSPETTIVE FUTURE**

Le protesi al ginocchio rappresentano una soluzione chirurgica consolidata e altamente efficace per il trattamento di condizioni degenerative e traumatiche dell'articolazione, come l'osteoartrosi avanzata e le lesioni complesse. Negli ultimi decenni, i progressi nella progettazione degli impianti e nella selezione dei materiali hanno significativamente migliorato gli esiti clinici, prolungando la durata degli impianti e migliorando la qualità della vita dei pazienti. Tuttavia, nonostante questi sviluppi, rimangono sfide e problematiche che richiedono ulteriori ricerche e innovazioni.

Uno degli aspetti più critici per il successo a lungo termine di una protesi al ginocchio è la scelta del materiale. L'usura del polietilene, insieme alle problematiche legate all'ipersensibilità ai metalli e al distacco asettico, continua a rappresentare un'importante sfida. Le nuove formulazioni di polietilene ad alta reticolazione e l'introduzione di materiali alternativi, come la ceramica di zirconia allumina, hanno dimostrato di ridurre l'usura e migliorare la resistenza, ma la loro applicazione richiede ancora un'attenta valutazione e ulteriori studi per determinarne l'efficacia a lungo termine.

La scelta del design protesico, che può includere modelli a stabilizzazione posteriore o a conservazione del PCL, deve essere attentamente ponderata in base alle caratteristiche individuali del paziente e alle specifiche condizioni cliniche. Sebbene l'evoluzione dei materiali e dei design protesici abbia aperto nuove opportunità, ha anche sollevato nuove questioni riguardanti la loro applicazione ottimale.

Nonostante il livello di sofisticazione e successo raggiunto dalle protesi al ginocchio, l'ottimizzazione dei materiali, la personalizzazione del trattamento e il follow-up a lungo termine rimangono cruciali per migliorare ulteriormente i risultati clinici e la durabilità degli impianti. Le ricerche future dovrebbero concentrarsi su studi comparativi a lungo termine, sull'analisi del comportamento dei nuovi materiali in condizioni d'uso prolungate e sulla valutazione dell'impatto delle diverse tecniche chirurgiche, con l'obiettivo di affinare le linee guida cliniche e migliorare ulteriormente la cura dei pazienti. In questo contesto, l'uso delle nuove tecnologie di stampa 3D si presenta come una delle direzioni più promettenti per lo sviluppo di impianti metallici e strumenti protesici personalizzati, offrendo soluzioni innovative e su misura per affrontare le sfide cliniche più complesse.

## BIBLIOGRAFIA e SITOGRAFIA

[1] *Frederic H. Martini, Robert B. Tallitsch, Judi I. Nath* “ Anatomia Umana” EdiSES 2019

[2] *Peter Abrahams* “ Atlante del Corpo Umano: una guida completa per comprendere il corpo umano” DIX editore 2011

[3] <https://www.pasqualegifiuni.it/> consultato il 17/08/2024

[4] *Parvizi J, Gehrke T.* International consensus group on periprosthetic joint infection. Definition of periprosthetic joint infection. *J Arthroplast.* 2014;

[5] *Yoo JD, Kim KN.* Periprosthetic fractures following total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res.* 2015;

[6] *Gautam Chakrabarty* Mechanisms of Failure in Total Knee Arthroplasty: Diagnosis and Evaluation

[7] *Nikhil Gupta* Optimal Rehabilitation After Total Knee Arthroplasty

[8] *Harpreet Singh Gill and Sarthak Kadakia* Implant Evolution and Design Rationale in Total Knee Arthroplasty

[9] *Bertrand W. Parcells, MD, and Alfred J. Tria Jr., MD* The Cruciate Ligaments in Total Knee Arthroplasty

[10] <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/knee-replacement-implants/> consultato il 29/08/2024

[11] <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/unicompartmental-knee-replacement/> consultato il 29/08/2024

[12] *Eun-Kyoo Song, Jong-Keun Seon, Jae-Young Moon and Yim Ji- Hyoun* The Evolution of Modern Total Knee Prostheses

[13] *Anuj Lal, William Dominic Marley, and Nikhil Shah* Evolving Trends in Total Knee Arthroplasty

[14] <https://lucabusanelli.it/1-articolazione-del-ginocchio/>

[15]<https://medicinaonline.co/2017/02/12/tendine-rotuleo-anatomia-funzioni-e-patologie-in-sintesi/>

[16] <http://www.marcocapuzzo.it/artrosi-ginocchio/>

[17] <https://marcheggianimuccioli.it/it/ginocchio/osteotomie-di-ginocchio-2/>

[18] *Sung W. Jang MD , Man S. Kim MD , In J. Koh MD, PhD , Sween Sohn MD , Chulkyu Kim MD , Yong In MD, PhD* Comparison of Anterior-Stabilized and Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty in the Same Patients: A Prospective Randomized Study  
Author links open overlay panel

[19][https://www.researchgate.net/figure/Ceramic-Multigen-Plus-Knee-with-BIOLoXR-delta-ceramic-femoral-component\\_fig1\\_224946870](https://www.researchgate.net/figure/Ceramic-Multigen-Plus-Knee-with-BIOLoXR-delta-ceramic-femoral-component_fig1_224946870)

[20] <https://federicogiardina.com/protesi-di-ginocchio/>

[21] *Raymond P. Robinson MD, FACS* The Early Innovators of Today's Resurfacing Condylar Knees

[22]. *Karachalios T, Varitimidis S, Bargiotas K, Hantes M, Roidis N, Malizos KN.* An 11-to 15-year clinical outcome study of the Advance Medial Pivot total knee arthroplasty: pivot knee arthroplasty.

[23]. *Callaghan JJ, Martin CT, Gao Y, Pugely AJ, Liu SS, Goetz DD, Kelley SS, Johnston RC.* What can be learned from minimum 20-year followup studies of knee arthroplasty?

[24] *Gianluca Castellarin, Edoardo Bori , Laurence Rapallo , Silvia Pianigiani and Bernardo Innocenti* Biomechanical analysis of different levels of constraint in TKA during daily activities