

DISEG - DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA STRUTTURALE, EDILE E GEOTECNICA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Tagli femorali e tibiali nella protesica di ginocchio: errori e conseguenze nell'outcome

Relatore

Prof.ssa Cecilia Surace

Candidato

Marica Menozzi matricola: 267508

Correlatori

Dott. Filippo Maria Surace

Ing. Oliver Grimaldo Ruiz

Ing. Mariana Reinoso Rodriguez

Abstract

Arthrosis is one of the main diseases affecting the population, particularly the overs 60's, of which one out of two people is affected. Although its onset may be influenced by lifestyle, diet, and sexual life, it is a degenerative disease that must be addressed as soon as possible. When it affects the knee joints, and when more conservative treatments have no effects, the definitive intervention is a total knee arthroplasty (TKA), which consists of replacing damaged joint surfaces with a metal implant. Although today this is a consolidated procedure, however, there are still many studies aimed at perfecting and optimizing both surgery and implant, to restore the patient's lifestyle and to meet ever-greater needs.

Among the most critical points within the intervention procedure, there is the insertion of the innermedullary guide inside the femoral canal. This is a theme that still presents some ambiguity in interpretation or variability in the surgeon's preferences. The correct insertion of the guide is a determining factor for the entire operation, indeed bone resections and prosthesis positioning depend on it. Errors in this phase can compromise the final result of the operation.

This thesis project aims to simulate and analyse TKA considering orthopaedic surgical guidelines emphasizing the correct positioning and insertion of the medullary guide in the femoral canal, highlighting the main surgical errors that can lead to procedure failures. The 3D model of the knee joint was reconstructed from the Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) dataset obtained from an unknown patient on the Embody3D site. The procedure for simulating bone resections was reproduced (with due differences between reality and simulated work environment) to understand how different starting conditions may influence the outcome of the approach and therefore to clarify which are the optimal parameters to be adopted.

Sommario

L'artrosi è una delle principali malattie che colpiscono la popolazione, in particolare gli ultrasessantenni, di cui è affetta una persona su due. Sebbene la sua insorgenza possa essere influenzata dallo stile di vita, dalla dieta e dalla vita sessuale, è una malattia degenerativa che deve essere affrontata il prima possibile. Quando colpisce le articolazioni del ginocchio e quando i trattamenti più conservativi non hanno effetti, l'intervento definitivo è un'artroplastica totale del ginocchio (PTG), che consiste nel sostituire le superfici articolari danneggiate con un impianto metallico. Nonostante oggi si tratti di una procedura consolidata, sono comunque ancora molti gli studi volti a perfezionare e ottimizzare sia la chirurgia che l'impianto, per ripristinare lo stile di vita del paziente e per soddisfare esigenze sempre maggiori.

Tra i punti più critici all'interno della procedura di intervento vi è l'inserimento della guida internomidollare all'interno del canale femorale. Questo è un tema che presenta ancora alcune ambiguità nell'interpretazione o variabilità nelle preferenze del chirurgo. Il corretto inserimento della guida è un fattore determinante per l'intera operazione, da esso dipendono infatti le resezioni ossee e il posizionamento della protesi. Errori in questa fase possono compromettere il risultato finale dell'operazione.

Il progetto di tesi mira a simulare e analizzare la PTG considerando le linee guida chirurgiche ortopediche che enfatizzano il corretto posizionamento e inserimento della guida midollare nel canale femorale, evidenziando i principali errori chirurgici che possono portare a fallimenti della procedura. Il modello 3D dell'articolazione del ginocchio è stato ricostruito dal set di dati Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ottenuto da un paziente sconosciuto sul sito Embody3D. La procedura per la simulazione delle resezioni ossee è stata riprodotta (con le dovute differenze tra realtà e ambiente di lavoro simulato) per capire come differenti condizioni di partenza possano influenzare l'esito dell'approccio e quindi per chiarire quali sono i parametri ottimali da adottare.

Indice

Elenco delle tabelle	7
Elenco delle figure	8
Introduzione	12
1. Anatomia del ginocchio	13
1.1 Riferimenti anatomici	13
1.2 Struttura del ginocchio	14
1.2.1 Strutture ossee	14
1.2.2 Apparato capsulo-legamentoso	16
2. Biomeccanica del ginocchio	19
2.1 Movimenti del ginocchio	20
2.2 Forze articolari	22
2.3 Deviazioni assiali: varismo e valgismo	22
3. Cause principali e incidenza dell'artroplastica totale di ginocchio	24
4. Soluzioni alternative	30
4.1 Soluzioni conservative	30
4.2 Terapie chirurgiche	31
5. Artroplastica totale di ginocchio	33
5.1 Classificazione	33
5.1.1 Classificazione in base ai compartimenti sostituiti	33
5.1.3 Classificazione in base al tipo di inserto	39
5.1.4 Classificazione in base al tipo di fissazione utilizzata	41
5.2 Materiali	43
5.3 Cause di fallimento	45
5.4 Esempi di protesi sul mercato	47
5.5 Procedura chirurgica	58
6. I tagli femorali e tibiali: errori e conseguenze	65
6.1 Errori legati all'esecuzione da parte del chirurgo	
6.1.1 Femore distale	67
6.1.2 Femore anteriore e posteriore	69
6.1.3 Tibia prossimale	71
6.1.4 Rotula	73
6.1.5 Allineamento anatomico (o cinematico)	74
6.2 Errori legati alla strumentazione	75
6.2.1 Errori di taglio causati dalla rotazione della lama della sega	75

B	Bibliografia e sitografia	109
R	RingraziamentiRingraziamenti	108
9.	. Conclusioni e progetti futuri	106
	8.3 Resezioni ossee	102
	8.2 Simulazione dell'asta endomidollare e del foro di ingresso	101
	8.1 Misure pre-operatorie	99
8.	. Simulazione della procedura chirurgica	99
	7.3 Fase 3: Post-processing	98
	7.2 Fase 2: Segmentazione delle immagini e realizzazione del modello 3D	95
	7.1 Fase 1: Ricerca e analisi delle immagini in formato DICOM	94
7.	. Ricostruzione 3D del modello anatomico del ginocchio	94
	6.2.3 Errori legati alla guida endomidollare	79
	6.2.2 Errori dovuti al movimento relativo tra la guida di taglio e il femore distale	76

Elenco delle tabelle

Tabella 1. Numero di interventi per tipo di intervento	27
Tabella 2. Numero di interventi di revisione per causa e tipologia di intervento precedente	28
Tabella 3. Caratteristiche meccaniche della stellite	43
Tabella 4. Caratteristiche meccaniche dell'UHMPWE	43
Tabella 5. Caratteristiche meccaniche del titanio	44
Tabella 6. Componenti in ceramica	44
Tabella 7. Composizione chimica del Biolox® Delta Ceramic	51
Tabella 8. Dimensione AP per diversi angoli di taglio del femore distale sul piano sagittale	68
Tabella 9. Angolo in valgo femorale distale per i 3 punti di ingresso con un'asta da 6 mm	84
Tabella 10. Misurazioni angolari con foro allargato	85
Tabella 11. Valori usati per la segmentazione	96
Tabella 12. Misure ossee di riferimento	. 100
Tabella 13. Proprietà meccaniche dei componenti del modello	107

Elenco delle figure

Figura 1. Piani ed assi di riferimento	13
Figura 2. Femore	14
Figura 3. Tibia	15
Figura 4. Rotula	15
Figura 5. Legamenti del ginocchio	16
Figura 6. Menischi	17
Figura 7. Atlante di risonanza 1	18
Figura 8. Atlante di risonanza 2	18
Figura 9. Atlante di risonanza 3	18
Figura 10. Asse meccanico e asse anatomico e linea articolare	19
Figura 11. Angoli di flesso-estensione	20
Figura 12. Meccanismo di rotolamento e scivolamento	21
Figura 13. Rotazione interna ed esterna del ginocchio	21
Figura 14. Centro di pressione nel ginocchio sano	22
Figura 15. Ginocchio varo, normale e valgo	22
Figura 16. Centro di pressione del ginocchio patologico	23
Figura 17 Ginocchio sano e ginocchio artrosico	25
Figura 18. Mercato ortopedico globale della sostituzione dell'articolazione	25
Figura 19 Mercato globale ortopedico relativo alle diverse articolazioni	26
Figura 20. Suddivisione del mercato globale in base ai sistemi di sostituzione	26
Figura 21. Interventi primari e interventi di revisione	29
Figura 22. Interventi primari e di revisione. Valori osservati 2001-2014 e stime 2015-2029	29
Figura 23. Artroscopia di ginocchio	31
Figura 24. Rappresentazione delle cambre	32
Figura 25. Rappresentazione osteotomia di ginocchio	32
Figura 26. Protesi monocompartimentale	34
Figura 27. Protesi totale con bottone rotuleo	34
Figura 28. Protesi a ritenzione dei crociati	35
Figura 29. Protesi PS	36
Figura 30. Protesi a cerniera	36
Figura 31. Protesi a pivot mediale	37
Figura 32. Lift-off femorale	38
Figura 33. Confronto tra protesi CR e PS in termini di traslazione A/P	38
Figura 34. Confronto protesi CR e PS in termini di aree di contatto durante la traslazione A/P	39
Figura 35. Protesi a piatto mobile	40
Figura 36. Interfaccia tra i diversi materiali di una protesi cementata	41
Figura 37. Usura dell'inserto tibiale in polietilene	45
Figura 38. Differenze tra la componente femorale maschile e femminile	47
Figura 39. Piatto tibiale asimmetrico	47
Figura 40. Inserto tibiale ultracongruente e congruente	48
Figura 41. Tesi di usura del polietilene	48
Figura 42. Componente tibiale con perno anteriore	49
Figura 43. Rotazione dell'inserto mobile	49
Figura 44. Area di contatto dei condili simmetrici	49

Figura 45. Protesi Physica System	50
Figura 46. Protesi Multigen Plus System	50
Figura 47. Tasso di usura del polietilene rispetto a diversi materiali	51
Figura 48. Confronto tra le resezioni femorali convenzionali e quelle del sistema Anthem	52
Figura 49. Design dell'inserto PS High Flex	52
Figura 50. Piatto tibiale asimmetrico ed inclinato posteriormente	53
Figura 51. Journey (modelli CR e BCS)	53
Figura 52. Sporgenza dei condili posteriori rispetto alla tibia	
Figura 53. Journey II XR, con conservazione di entrambi i legamenti crociati	
Figura 54. Modelli Journey II TKA	
Figura 55. Modularità dei componenti nei diversi tipi di impianto	
Figura 56. Tasso di usura volumetrico medio di CoCr contro polietilene convenzionale (CPE), CoCr co	
polietilene reticolato (XLPE) e OXINIUM contro XLPE come pubblicato dalle rispettive aziende c	
rispettivi impianti.	
Figura 57. Protesi iTotal Identity, modello CR con inserto in due pezzi	_
Figura 58. Proiezioni pre-operatorie	
Figura 59. Vie di accesso, dritta sulla linea mediana o curva medialmente	
Figura 60. Via di accesso pararotulea mediale, varianti midvastus e subvastus	
Figura 61. Gap rettangolari in flessione ed estensione	
Figura 62. Tipologie di gap in flessione ed estensione e soluzioni	
Figura 63. Allineamento intramidollare	
Figura 64. Artroplastica totale di ginocchio computer assistita	
Figura 65. Mascherine che individuano il posizionamento "personalizzato"	
Figura 66. Modellino dell'osso del paziente	
Figura 67. Allineamento neutro	_
	_
Figure 69. Tagli poll'outroplection di giposphie	
Figure 69. Tagli nell'artroplastica di ginocchio	
Figure 70. Pianificazione del taglio femorale distale	
Figura 72. Variazione della dimensione AP del femore	
Figura 73. Guida di taglio 4 in 1	_
Figura 74. Angolo Q	
Figura 75. Effetto relativo della rotazione femorale sul tracking rotuleo	
Figura 76. Offset condilare posteriore	
Figura 77. Asse anatomico e meccanico della tibia	-
Figura 78. Tagli a 0° e 3° di varo e outliers nei due casi	
Figura 79. Guida di taglio della rotula	
Figura 8o. Posizionamento componente rotuleo	
Figura 81. Allineamento anatomico	
Figura 82. Allineamento anatomico e allineamento classico	
Figura 83. Rappresentazione del massimo errore possibile tra taglio anteriore e posteriore	
Figura 84. Errori di taglio causati dalla rotazione della lama della sega con quattro tipi di lame	76
Figura 85. Vibrazione media e spostamento massimo	77
Figura 86. Movimenti relativi tra la guida e il femore distale con metodo di fissazione singola	77
Figura 87. Movimenti relativi tra la guida e il femore distale con metodi di fissazione combinati	78
Figura 88. Guida femorale intramidollare	79
Figura 90. Rappresentazione del femore distale e del posizionamento dei 3 punti di partenza	per
l'allineamento intramidollare	81

Figura 91. L'allineamento sagittale dei 3 diversi punti di ingresso della guida indomidollare	81
Figura 92. Conseguenze sul piano coronale dei 3 diversi fori di ingresso della guida endomidollare	82
Figura 93. Stima matematica del potenziale errore di allineamento θ	83
Figura 94. Rappresentazione schematica del femore con 3 punti di ingresso dell'asta intramidollare	84
Figura 95. Femore distale con inserimento dell'asta intramidollare	86
Figura 96. Modello matematico per stimare il massimo errore potenziale con la guida endomidollare.	. 87
Figura 97. Angoli di varo/valgo , di flesso-estensione e di rotazione	88
Figura 98: Effetto della rotazione della guida intramidollare sul piano di taglio femorale distale	88
Figura 99. Distribuzione complessiva dell'angolo degli assi femorali	90
Figura 100. Misurazione della forma del femore prossimale, medio e distale	91
Figura 101. Scala Hounsfield	94
Figura 102. Schermata all'apertura di un file DICOM nel software Materialise Mimics Medical	95
Figura 103. Range di thresholding predefiniti	96
Figura 104. Maschere e segmenti ossei dopo la segmentazione	97
Figura 105. Modello osseo 3D completo	99
Figura 106. Angolo di valgismo	. 100
Figura 107. Asta intramidollare e foro allargato	101
Figura 108. Resezione femorale distale	102
Figura 109. Piani di taglio per le resezioni anteriore e posteriore	103
Figura 110. Taglio della tibia prossimale, vista frontale e laterale	
Figura 111. Resezione tibiale	104
Figura 112. Taglio della rotula	105

Introduzione

L'intervento di artroplastica totale di ginocchio nasce alla fine degli anni '6o. Con il passare del tempo ovviamente, grazie ai progressi dei materiali, della strumentazione chirurgica e all'analisi della letteratura, ci sono stati innumerevoli passi avanti sia in termini di impianto protesico, sia di tecnica chirurgica. I miglioramenti hanno comportato una diminuzione dei tempi di degenza per il paziente, minor numero di complicanze intra e post-intervento e dunque un ripristino soddisfacente della qualità della vita.

L'intervento si rende necessario quando la cartilagine del ginocchio è compromessa, danneggiata dall'artrosi o da altre patologie. L'artrosi è un processo infiammatorio cronico che oggi rappresenta la più comune delle malattie dell'apparato muscolo scheletrico. Si stima che in Italia essa colpisca 4 milioni di persone (12% della popolazione). [1] Questa malattia ha conseguenze molto importanti dal punto di vista sociale, infatti circa il 3% di chi ne è affetto ha limitazioni in termini di produttività sul lavoro. [1] Da questo si capisce l'importanza di un intervento che possa fermare l'avanzare della patologia.

Oggi l'artroplastica di ginocchio è un approccio sicuro ed efficace, tanto che attualmente in Italia ogni anno vengono impiantate circa 80mila di queste protesi. Di questi soggetti che vengono operati, più dell'80% percepisce meno dolore e ha avuto cambiamenti positivi sulla deambulazione e sullo svolgersi di attività della vita quotidiana (100° Congresso della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia, GIOT).

Esiste tuttavia una considerevole percentuale di pazienti che non si ritengono pienamente soddisfatti in seguito all'intervento. Le complicanze sono ancora adesso numerose e di origine diversa. Il corretto posizionamento della protesi è un fattore chiave nella riuscita dell'intervento; oggi si è di comune accordo nel dire che la sopravvivenza dell'impianto è strettamente legata ad un corretto equilibrio tra l'anatomia e la sostituzione delle superfici articolari.

Uno dei punti critici della procedura che regola i passi successivi è l'inserimento dell'asta endomidollare all'interno del canale femorale. Essa simula il canale midollare dell'osso quindi l'asse anatomico. In base a questa stima e alla misura pre-operatoria dell'angolo di valgismo (angolo tra l'asse meccanico e l'asse anatomico), vengono eseguiti i tagli, quindi posizionate le componenti protesiche. Se il taglio del distale non è corretto, conseguono a cascata una serie di errori che si sommano e si ripercuotono sull'esito finale.

Nonostante in letteratura non si trovino molti studi a riguardo, si tratta di un tema importante che se analizzato attentamente, può ulteriormente ottimizzare la procedura che già oggi è valida e consolidata.

In questo lavoro ci concentreremo proprio sulla fase di inserimento della guida, quindi la posizione del foro di ingresso e l'orientamento dell'asta stessa all'interno del femore; vedremo come diversi valori di questi parametri incidono positivamente o meno sul risultato finale e quindi quali di essi rientrano tra le misure consigliate.

1. Anatomia del ginocchio

1.1 Riferimenti anatomici

Innanzitutto, è necessario stabilire dei riferimenti, così da poter poi avere chiari i movimenti del ginocchio. La posizione anatomica di riferimento, per convenzione è definita nel modo seguente:

- stazione eretta
- talloni uniti
- braccia distese lungo i fianchi
- palmi delle mani rivolti in avanti

Rispetto alla posizione anatomica di riferimento vengono definiti i piani e gli assi anatomici. [2]

Piani anatomici:

- piano sagittale (o mediale o di simmetria): divide in metà destra e sinistra il corpo
- piano frontale (o coronale): divide il corpo in metà anteriore e posteriore
- piano trasversale (o orizzontale): divide il corpo in metà superiore e inferiore.

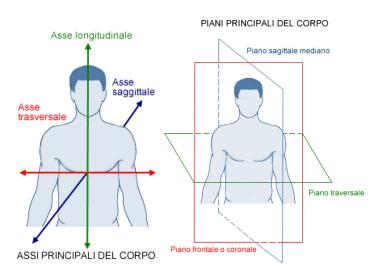


Figura 1. Piani ed assi di riferimento [2]

Assi anatomici:

Nascono dalle intersezioni dei piani anatomici e sono perpendicolari ad essi

- asse longitudinale (cranio-caudale): origina dall'intersezione dei piani sagittale e frontale ed è quindi perpendicolare al piano trasversale. Rispetto a tale asse sono permessi i movimenti di torsione della testa e del tronco e di rotazione degli arti.
- asse trasversale (latero-laterale): origina dall'intersezione dei piani frontale e trasversale ed è perpendicolare al piano sagittale. Rispetto a tale asse è permessa la flesso-estensione.
- asse antero-posteriore (sagittale): origina dall'intersezione dei piani sagittale e trasversale ed è perpendicolare al piano frontale. Rispetto a tale asse avvengono i movimenti di adduzione e abduzione.

_

La parte anatomica di un arto o di un organo può essere così definita:

- mediale, se è vicina al piano sagittale
- laterale, se è lontana dal piano sagittale
- prossimale, se è vicina al centro del corpo
- distale, se è lontana rispetto al centro del corpo

1.2 Struttura del ginocchio

L'articolazione del ginocchio è una delle articolazioni più grandi, robuste e complesse del corpo umano.

Il compito principale consiste nella ricerca di un compromesso funzionale: garantire allo stesso tempo mobilità e stabilità. Infatti, se durante la fase di estensione (posizione in cui il ginocchio è soggetto al maggior stress meccanico) si ha un'elevata stabilità, nella fase di flessione in cui avviene il movimento, c'è bisogno di mobilità. [2]

In realtà bisogna possibile distinguere tra due articolazioni:

- <u>Femoro-tibiale:</u> è formata dall'epifisi distale del femore e dal piatto tibiale. Può essere assimilata ad un "ginglimo", cioè un'articolazione in cui l'unico movimento permesso è la flesso-estensione sul piano sagittale. Tuttavia, quando il ginocchio è flesso si può compiere anche un movimento di rotazione poiché le superfici articolari non sono perfettamente complementari tra loro. [3]
- <u>Femoro-rotulea</u>: formata dalla troclea femorale e dalla faccia posteriore della rotula. [4] E' stabilizzata dalla capsula articolare, dai legamenti collaterali, crociati e dal legamento rotuleo.

1.2.1 Strutture ossee

Il femore

Fa parte delle ossa lunghe, quindi è formata da un corpo centrale (diafisi) e due estremità (epifisi): quella prossimale si interfaccia con l'anca nell'articolazione coxo-femorale, quella distale invece con la tibia e la rotula. Il femore distale è costituito da due superfici rivestite di cartilagine, i condili. Essi hanno forma e raggi di curvatura diversi: il condilo mediale è più grande e circolare e discende più in basso. Lo spazio tra i due prende il nome di fossa intercondiloidea. Superiormente rispetto ai due condili sono situati gli epicondili, mediale e laterale, punti di inserzione dei legamenti collaterali. [2]



Figura 2. Femore: vista frontale (destra) e posteriore (sinistra) [2]

La tibia

Come il femore, fa parte delle ossa lunghe. In questo caso, ci interessa la parte prossimale dell'osso, ovvero il piatto tibiale. Questo si presenta come una regione appiattita divisibile in due masse ossee: i condili tibiali, laterale e mediale. Il centro del piatto tibiale è occupato dall'eminenza intercondiloidea, costituita da due protuberanze, o spine, mediale e laterale. [2]

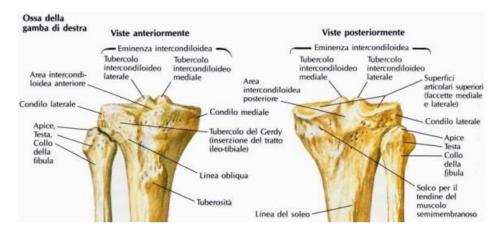


Figura 3. Tibia: vista frontale (sinistra) e posteriore (destra) [2]

La rotula (o patella)

È il più grande osso sesamoide del corpo [4] avente la forma di un triangolo curvilineo con ampia base prossimale e si trova all'interno della capsula articolare.

Nella parte anteriore, fornisce l'attacco al tendine del quadricipite femorale e al legamento rotuleo, quella posteriore, invece, si interfaccia con il femore (articolazione femoro-rotulea).

Lo spessore della superficie articolare, di circa 4-5 mm [2], è un dato molto importante, infatti è il più grande spessore di cartilagine di tutto l'organismo ed è dovuto al fatto che nella flessione, quando il quadricipite è contratto, il ginocchio subisce forze di compressione elevate [2].

Esplica il suo ruolo funzionale più importante durante la fase di estensione del ginocchio, quando permette di aumentare il braccio di leva del quadricipite femorale e quindi migliorarne l'effettiva capacità di estensore. [2]

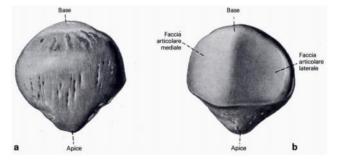


Figura 4. Rotula: vista frontale (sinistra) e posteriore (destra) [2]

1.2.2 Apparato capsulo-legamentoso

Capsula articolare

La capsula articolare è assimilabile ad un manicotto fibroso che avvolge l'articolazione e ne costituisce la parte non ossea. La superficie interna è delimitata dalla membrana sinoviale dentro la quale si trova il liquido sinoviale, fondamentale per lubrificare e proteggere le superfici articolari. Insieme a muscoli e legamenti, la capsula contribuisce alla stabilità del ginocchio. [3-4]

Legamenti

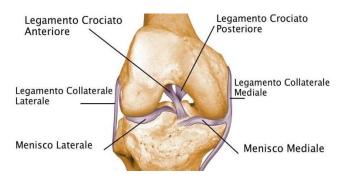


Figura 5. Legamenti del ginocchio [5]

I legamenti più importanti dell'articolazione del ginocchio sono i crociati e i collaterali.

Legamenti collaterali

I legamenti collaterali sono strutture fibrose che hanno il ruolo di rinforzare la capsula e assicurare la stabilità laterale del ginocchio durante l'estensione. Poiché lavorano in questa fase saranno tesi, mentre in flessione sono rilassati. [6] Hanno la funzione di contenere i movimenti di abduzione/adduzione.

Il legamento collaterale laterale (LCL) è lungo circa 5 cm, nasce dall'epicondilo laterale del femore e si inserisce nella superficie laterale della testa del perone. Si oppone alla tendenza di varismo del ginocchio. Il legamento collaterale mediale (MCL) è lungo circa 8 cm, nasce dall'epicondilo mediale del femore e si inserisce lateralmente alla tibia. Ha la funzione di opporsi al valgismo.

Legamenti crociati

I legamenti crociati si trovano all'interno della capsula articolare ed appaiono effettivamente incrociati tra loro. Si classificano in anteriore e posteriore in base all'inserzione sulla tibia. Sono costituiti da fibre di collagene e da fibre elastiche (10%) che conferiscono resistenza alla trazione.

Il legamento crociato anteriore (LCA) nasce dalla spina tibiale anteriore e si inserisce sul condilo laterale. È lungo circa 3,3 cm ed è dotato di numerosi meccanorecettori, sensibili ad allungamenti e velocità di allungamento [6]. La resistenza del legamento non è costante, ma si riduce con l'età. Questo legamento impedisce la lussazione in avanti della tibia; inoltre, funge da stabilizzatore secondario contro la rotazione interna della tibia e il valgismo del ginocchio [6]. Rispetto all'LCP è più fragile e soggetto a lesioni [3]

Il legamento crociato posteriore (LCP) nasce dalla spina tibiale posteriore e si inserisce sul condilo mediale. È più corto e meno obliquo rispetto al crociato anteriore, ma è molto più resistente. Serve principalmente per opporsi alla traslazione posteriore della tibia, qualunque sia il grado di flessione del ginocchio ma anche alla rotazione esterna della tibia e ad un eccessivo valgismo/varismo del ginocchio. Inoltre, assume un ruolo importante anche per bilanciare l'asimmetria che c'è tra i condili femorali [6].

Menischi

Si tratta di due cuscinetti di cartilagine fibrosa a forma di 'C' interposti tra femore e tibia.

I principali compiti che sono in grado di eseguire:

- assorbono gli urti
- aumentano la stabilità
- distribuiscono il peso corporeo su tutta la superficie superiore della tibia; se il peso fosse trasmesso su un'area minore, aumenterebbe l'usura dell'articolazione
- distribuiscono il liquido sinoviale così che i movimenti risultino più fluidi
- riducono l'attrito del 20%
- migliorano la congruenza tra le superfici articolari di tibia e femore.
- limitano la rotazione. [3]

La loro rimozione non comporta una variazione compromettente del movimento, ma nel tempo, la mancanza di questi cuscinetti determina una degenerazione artrosica dell'articolazione. Dunque, oggi queste strutture assumono una maggiore importanza rispetto al passato, quando, in alcuni casi di sportivi, erano addirittura asportati preventivamente.

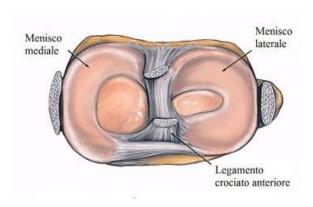


Figura 6. Menischi [3]

Muscoli

I muscoli del ginocchio svolgono diverse funzioni importanti: permettono il movimento dell'articolazione o la bloccano quando necessario, provvedono alla stabilità dinamica e assorbono i carichi riducendo lo stress sulle altre strutture articolari.

Si può dire che, in generale, i muscoli estensori appartengano al compartimento anteriore e i flessori a quello posteriore. Dunque, nella fase di estensione interviene il gruppo del quadricipite, ossia il retto femorale, il vasto laterale, il vasto intermedio ed il vasto mediale, invece per quanto riguarda la flessione si ha il semimembranoso, il semitendinoso e capo lungo e corto del bicipite femorale. [7]

Tendine rotuleo

Non è altro che il prolungamento del tendine del quadricipite femorale e collega la rotula con la parte superiore della tibia. Ha una forma piatta, è lungo circa 8 cm e largo circa 4 cm ed è molto resistente; proprio per questo motivo spesso è impiegato negli interventi di ricostruzione dell'LCA. Dal punto di vista della funzione aiuta a mantenere in sede la rotula e affianca il quadricipite durante l'estensione. [6]

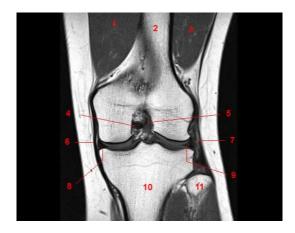


Figura 7. Immagine MRi ginocchio sano con strutture anatomiche, sezione coronale. 1, Muscolo vasto mediale. 2, Femore. 3, Muscolo vasto laterale. 4, Legamento crociato posteriore. 5, Legamento crociato anteriore. 6, Legamento collaterale tibiale 7, Legamento collaterale fibulare. 8, Menisco mediale. 9, Menisco laterale. 10, Tibia. 11, Perone [8]



Figura 8. Immagine MRi di un ginocchio sano con strutture anatomiche, sezione sagittale. 1, Femore. 2, Tendine del muscolo quadricipite. 3, Rotula. 4, Tendino rotuleo. 5, Legamento crociato anteriore. 6, Tibia. 7, Capo mediale (interno) del muscolo Gastrocnemio. 8, Legamento crociato posteriore. 9, Arteria e vena poplitea [8]

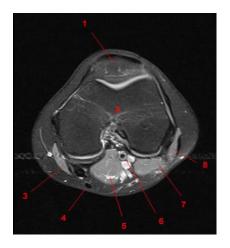


Figura 9. Immagine MRi ginocchio sano con strutture anatomiche, sezione assiale. 1, Rotula. 2, Femore. 3, Muscolo sartorio. 4, Tendine del muscolo semitendinoso. 5, Capo mediale (interno) del muscolo Gastrocnemio. 6, Arteria e vena poplitea 7, Capo laterale (esterno) del muscolo Gastrocnemio. 8, Tendine e Muscolo bicipite femorale. [8]

2. Biomeccanica del ginocchio

L'asse anatomico del femore è definito come la linea che corre nella metà del canale femorale intramidollare, unendo la fossa trocanterica a un punto di meno di 1 cm mediale rispetto al centro del ginocchio.

L'asse meccanico del femore, invece, è definito come la linea che unisce il centro della testa femorale con il centro del ginocchio. Tra i due assi esiste quindi un angolo, detto angolo di valgismo, di circa 6°. [9]

L'asse anatomico della tibia percorre la diafisi tibiale, mentre quello meccanico può essere coincidente o parallelo ad esso, di pochi millimetri mediale rispetto al precedente.

Insieme gli assi meccanici costituiscono l'asse meccanico dell'arto inferiore; questo, pur variando da persona a persona, in media è 3° in varo, dunque la tibia sarà a 3° di varo, mentre il femore a 9° di valgo rispetto alla verticale. [9]

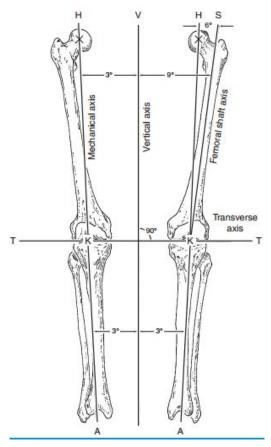


Figura 10. Asse meccanico e asse anatomico e linea articolare. [10]

2.1 Movimenti del ginocchio

1) Flessione/estensione

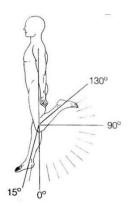


Figura 11. Angoli di flesso-estensione [2]

La flesso-estensione è il movimento principale del ginocchio ed è una rotazione intorno all'asse trasversale.

L'estensione può essere attiva o passiva. Nella posizione di riferimento l'arto è già in allungamento massimo (o°), tuttavia si può effettuare un movimento di iperestensione di 5°-10°. In alcuni soggetti questo valore può essere ancora maggiore e allora si ha una condizione patologica detta 'ginocchio recurvato'. [11]

La flessione è il movimento opposto, (la parte posteriore della gamba si avvicina alla coscia) e può essere anch'essa attiva o passiva:

- flessione attiva: si raggiungono circa 140° se l'anca è flessa o 120° se è estesa;
- flessione passiva: in questo caso si avvicina il tallone al gluteo e si ottengono valori maggiori, circa 160°; è inoltre un buon test per vedere se ci sono problemi all'apparato estensore. [11]

In realtà la flessione è l'insieme di due diversi movimenti (roll-back), ovvero il rotolamento e scivolamento all'indietro del femore sulla tibia: i condili femorali ruotano all'indietro e contemporaneamente scivolano in avanti sul piatto tibiale. [2] Questa combinazione permette al ginocchio di avere una maggiore articolarità, cosa che non sarebbe possibile nel caso in cui non scivolasse indietro, poiché si creerebbe a livello posteriore un conflitto tra il femore distale e la tibia posteriore.

Il roll-back si sviluppa grazie alle diversità delle superfici articolari. Infatti, il raggio di curvatura del condilo femorale mediale è relativamente uniforme e quindi esso rimane per lo più fermo durante la flessione del ginocchio, mentre il condilo femorale laterale arretra sulla tibia (roll-back posteriore) a causa della variazione del raggio di curvatura. Anche il piatto tibiale mediale e laterale hanno una forma diversa: il compartimento laterale è leggermente convesso, e la minore congruenza tra le superfici promuove il roll-back durante la flessione del ginocchio. Al contrario, il compartimento mediale è concavo, e consente un minore roll-back e un movimento di tipo pivot, più vincolato [9]. Risulta evidente che il CIR non è costante.

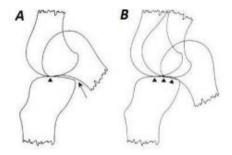


Figura 12. Meccanismo di rotolamento (A) e scivolamento (B). [2]

Man mano che aumenta il grado di flessione, lo scivolamento predomina fino alla completa flessione, quando il rotolamento è assente. Man mano che la flessione aumenta, la superficie di contatto tra i condili femorali e la superficie articolare tibiale diminuisce. Il punto di contatto cambia in modo significativo per il femore durante l'arco di movimento, molto meno per la tibia; in particolare, durante l'estensione si ha il contatto con il condilo distale e in flessione con il condilo posteriore. [2-9]

2) Rotazione

Il movimento di rotazione avviene attorno all'asse longitudinale dell'articolazione e può essere effettuato solo quando il ginocchio è flesso poiché a ginocchio esteso, femore e tibia sono solidali. [11]

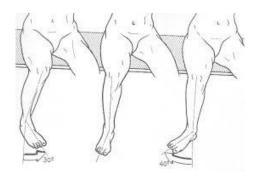


Figura 13. Rotazione interna ed esterna del ginocchio [2]

Si assume come posizione di riferimento il soggetto seduto con ginocchio flesso a 90°; la rotazione si definisce interna se la punta del piede è rivolta in dentro, esterna viceversa e i valori medi sono rispettivamente 30° e 40°. Questi valori aumentano in caso di passività. [11]

3) Adduzione/Abduzione

Si tratta di movimenti lievi che avvengono sul piano frontale. Sono permessi circa 5º di abduzione e 10º di adduzione. [11]

2.2 Forze articolari

Il ginocchio essenzialmente lavora in compressione sotto l'azione della gravità. [11]

In base alle articolazioni che consideriamo possiamo avere forze femoro-tibiali o femoro-patellari. Durante il cammino, la forza tra femore e tibia è variabile, ma può raggiungere fino a 5 volte il peso corporeo, mentre quella femoro-patellare risulta inferiore, circa la metà del peso del corpo. [6]

Alcune attività come la salita e la discesa di scale incidono poco sulla porzione femoro-tibiale e più su quella femoro-patellare (2-3 volte il peso corporeo), altre come la corsa o il salto rappresentano invece i carichi più elevati per entrambi i compartimenti: si arriva a 25 volte il peso del corpo sulla femoro-tibiale e 20 volte sulla femoro-rotulea. [6]

In condizioni fisiologiche, a causa dell'angolazione tra femore e tibia, le sollecitazioni che interessano la zona mediale e quella laterale saranno diverse; in particolare, durante il cammino, il centro di forza si trova medialmente. [6]

Nel ginocchio patologico si hanno invece situazioni diverse.

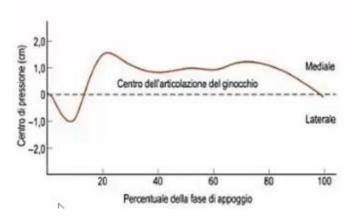


Figura 14. Centro di pressione nel ginocchio sano

2.3 Deviazioni assiali: varismo e valgismo

Quando esistono delle deviazioni assiali rispetto all'allineamento fisiologico si hanno delle condizioni patologiche; le due principali deformazioni sono il valgismo (gambe ad 'X') e il varismo (gambe ad 'O'). Nei soggetti di sesso femminile è frequente una condizione di leggero valgismo, mentre negli individui maschili e sportivi più spesso si ritrova un ginocchio varo. [12]



Figura 15. Ginocchio varo, normale e valgo [18]

Il ginocchio valgo consiste nella deviazione dello stesso verso la linea mediana del corpo; l'angolo esterno, formato dall'asse del femore e quello della tibia, è inferiore a quello normale. [13] Viceversa, nel ginocchio varo tale angolo aumenta. In altre parole, nel primo caso si vede il centro dell'articolazione del ginocchio spostato medialmente e lateralmente nel secondo (figura 15). In queste condizioni si possono verificare nel giro di alcuni anni, alterazioni degenerative del tessuto cartilagineo e osseo (gonartrosi) e squilibri tensionali a carico della capsula, dei legamenti e dei muscoli. Spesso questo è ulteriormente aggravato da una sintomatologia dolorosa. [7]

Demuylder et al. classificano le deviazioni dell'articolazione secondo il grado di deformità: ginocchia bene allineate (deviazione $0^{\circ}-3^{\circ}$), deformità comuni ($4^{\circ}-10^{\circ}$), deformità sostanziali ($11^{\circ}-20^{\circ}$), deformità importanti ($21^{\circ}-30^{\circ}$) e deformità estreme ($>30^{\circ}$) [14]

Nei casi in cui le deviazioni siano importanti o arrechino sofferenza al paziente, si rende necessario intervenire con un approccio chirurgico o conservativo a seconda della gravità.

Dal punto di vista dei carichi, le distribuzioni e le intensità variano. Per esempio, nel ginocchio varo sono maggiormente sollecitate le strutture articolari mediali: con un varismo di 2,5° queste aumentano del 70%, con 5° di varismo aumentano del 95% [2-6]. Al contrario, nel ginocchio valgo risultano più intense le forze poste lateralmente all'articolazione: se il valgismo è di 2.5° la forza aumenta del 50%, se è di 5° si avrà un aumento del 75%. [6]

Durante le fasi del cammino, l'andamento risulterà alterato rispetto a quello fisiologico: in condizioni di ginocchio varo, tutti i carichi sono presenti solo sul compartimento mediale, viceversa, per il ginocchio valgo risulta più utilizzato quello laterale.

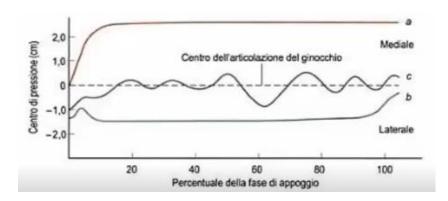


Figura 16. Centro di pressione del ginocchio durante il cammino con deformità in varo a) ed in valgo b)

3. Cause principali e incidenza dell'artroplastica totale di ginocchio

L'intervento di artroplastica totale di ginocchio si rende necessario a causa di una serie di patologie o problemi che interessano l'articolazione. La causa più comune è senza dubbio la gonartrosi, che verrà approfondita in questo capitolo, ma possono rappresentare un motivo di protesizzazione anche l'artrite reumatoide (malattia autoimmune che colpisce le articolazioni rendendole rigide e provocando dolore al paziente), emofilia (le articolazioni sono danneggiate dai continui sanguinamenti con conseguenza simili a quelle dell'artrite), ma anche fratture o tumori ossei. [16]

L'artrosi, come si è detto, è una delle principali patologie che provocano il dolore al ginocchio nonchè il ricorso ad un intervento di artroplastica. Può essere, infatti, molto invalidante ed incidere negativamente sulla qualità della vita della persona che ne è affetta. [17]

Le articolazioni più colpite da questa patologia sono:

colonna lombare: 33%colonna cervicale: 30%

ginocchio: 27%anca: 25%mani: 11%piedi: 9%

- colonna dorsale: 0.9% [15]

Nello specifico risulta una malattia degenerativa, cronica e progressiva che colpisce l'articolazione ed in particolare nel ginocchio prende il nome di gonartrosi. Può essere vista come una lenta e continua usura della cartilagine articolare che a livello delle superfici coinvolte, in questo caso i condili femorali ed il piatto tibiale, si assottiglia ed espone l'osso sottostante. Quando la patologia progredisce, prima si assiste alla comparsa di osteofiti, piccole escrescenze appuntite, al restringimento della rima articolare e nelle fasi più inoltrate i muscoli si ritirano fino a determinare una condizione di rigidità dell'articolazione. [2]

I principali fattori di rischio sono:

- l'età: aumenta con l'invecchiamento
- il genere: colpisce per lo più le donne sopra i 60 anni
- il peso: induce un sovraccarico continuo che provoca usura
- le deviazioni ossee: se esiste una condizione di ginocchio varo o valgo la situazione è ulteriormente aggravata. Vale anche il viceversa, cioè se l'artrosi è asimmetrica, questo crea uno squilibrio dei carichi e un disallineamento dei normali assi. [2]

L'artrosi può essere distinta in primaria o secondaria.

L'artrosi primaria (o primitiva) è il tipo più comune, non ha altre cause se non il naturale processo di invecchiamento dell'articolazione.

L'artrosi secondaria, invece, è legata ad una serie di fattori: eventi traumatici (insorge su pregresse fratture), infezioni, malattie infiammatorie (artrite reumatoide), diabete, displasia dell'anca e condizioni di valgismo/varismo.



Figura 17 Ginocchio sano (sinistra) e ginocchio artrosico (destra) [19]

Poiché non esiste una vera e proprio cura, al fine di rallentare la patologia e prevenire ulteriori gravosità, diventano fondamentali sia una diagnosi precoce sia il successivo trattamento.

Il sintomo più ricorrente è senz'altro il dolore; il paziente lo avverte camminando ma, soprattutto, alzandosi da una sedia, salendo le scale o inginocchiandosi. A questo si accompagnano rigidezza articolare, riduzione della mobilità e sensazione di instabilità.

Nel momento in cui la sintomatologia dolorosa non è più sostenibile e semplici attività di vita quotidiana risultano compromesse, bisogna pensare ad una possibile soluzione. A tal proposito è bene ricordare che prima di arrivare ad un intervento di artroplastica, vanno considerati anche approcci più conservativi.

Oggi, in tutto il Mondo si eseguono con successo interventi di protesizzazione per la sostituzione di un'articolazione al fine di trattare l'osteoartrosi. Tutt'ora queste procedure sono in costante aumento, in particolare, la domanda è cresciuta in special modo con l'introduzione della chirurgia robotica e con gli impianti 3D patient-specific che comportano una serie di benefici come la riduzione del dolore, dei tempi, dell'invasività della procedura e della riabilitazione post-operatoria, migliorando in generale la qualità della vita del paziente. [20]

Inoltre, si prevede la crescita della popolazione anziana e di conseguenza il numero di pazienti con problemi di artrosi. Per questi motivi, si è valutato che nei prossimi anni che il mercato globale delle protesi ortopediche raggiungerà un CAGR (Compound Annual Growth Rate) del 5,1% entro il 2026. [20]

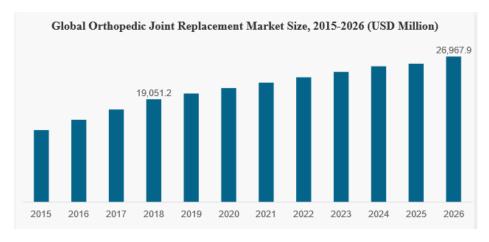


Figura 18. Mercato ortopedico globale della sostituzione dell'articolazione [19]

Nello scenario mondiale attuale, lo Stato che detiene la quota maggiore negli interventi di sostituzione di articolazioni, è il Nord America, probabilmente grazie alle sempre più innovative procedure chirurgiche. Inoltre, si prevede che l'aumento del numero di persone che soffrono di obesità a causa di uno stile di vita sedentario aumenterà il verificarsi di problemi legati alle ossa nel paese, alimentando così la crescita del settore. Tuttavia, anche il mercato Asiatico sta mostrando una crescita considerevole, favorita dalle numerose iniziative messe in atto dal governo in ambito di dispositivi medici. [20]

Nello specifico, per le protesi di ginocchio, la dimensione del mercato mondiale è stata valutata oltre 9 miliardi di dollari nel 2019 e si prevede che crescerà di oltre il 4,5% CAGR fino al 2026. [20]

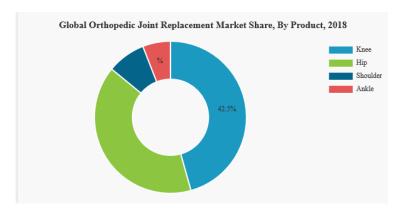


Figura 19 Mercato globale ortopedico relativo alle diverse articolazioni [20]

Nello scenario europeo 2019, la Germania detiene la maggiore quota di fatturato. Questo dato è legato al fatto che, come riporta Eurostat, circa il 28,0% della popolazione totale della Germania aveva un'età superiore a 60 anni nel 2017. [20]

In base al prodotto, il mercato è diviso in sistemi di sostituzione primaria, di revisione e di sostituzione parziale del ginocchio. I sistemi di sostituzione primaria del ginocchio sono i più diffusi ed hanno registrato una crescita sostanziale con 7,4 miliardi di dollari nel 2019.[20]

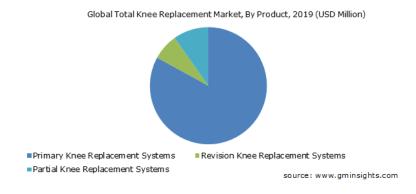


Figura 20. Suddivisione del mercato globale in base ai sistemi di sostituzione

Anche l'Italia è ai primi posti in Europa per numero di protesi impiantate in tutte le articolazioni e per il livello di affidabilità, secondo quanto emerso durante il 100° Congresso della Società Italiana di Ortopedia e Traumatologia (Siot). Secondo i dati della Siot, in Italia ogni anno si registrano oltre 200.000 interventi di protesi, di cui circa 85.000 sono protesi di ginocchio.

Alcuni dati epidemiologici ci sono pervenuti attraverso il Registro Italiano delle Artroprotesi 2019 (RIAP). In base alle regioni e alle strutture che hanno partecipato alla raccolta dati, si contano 29.198 interventi. L'83,6% sono sostituzioni totali e il 16,4% monocompartimentali. Le protesi di primo impianto sono le più frequenti (94,5%) mentre gli interventi di revisione sono il 5,5% di cui il 73,5% revisione di tutte le componenti.

TIIPO DI INTERVENTO	NUMERO DI INTERVENTI (N) (interventi totali 29.198)	PERCENTUALE %
Primario	27.588	94,5
- totale	23.064	83,6
- monocompartimentale	4.524	16,4
Revisione	1.610	5,5
- revisione parziale	358	22,2
- revisione totale	1.184	73,5
- rimozione, sostituzione spaziatore	47	2,9
- impianto primario di sola rotula su protesi già impiantata	21	1,3

Tabella 1. Numero di interventi per tipo di intervento (RIAP 2019)

Genere ed età

Da questo studio sono stati confermati due dati importanti: la predominanza del genere femminile su quello maschile (con un rapporto di 2:1) e quella della classe di età sopra i 65 anni.

Cause di intervento

La principale causa di intervento è l'artrosi primaria, 94,1% dei casi. Le altre cause più rare sono artrosi post-traumatica (1,5%), patologia reumatica (0,5%) ed altre diagnosi (4%).

Interventi di revisione

Gli interventi di revisioni sono necessari perché si verifica: mobilizzazione asettica nel 41,6% dei casi (di più componenti nel 26%), dolore nel 16,7% e infezione nel 15,5%.

	REVISIONE (*)	
	N	%
Causa dell'intervento	1.610	
Mobilizzazione asettica di più componenti	418	26,0
Mobilizzazione asettica componente femorale	88	5,5
Mobilizzazione asettica componente tibiale	160	9,9
Mobilizzazione asettica componente rotuleo	4	0,2
Usura materiali	38	2,4
Lussazione protesica	39	2,4
Instabilità	56	3,5
Frattura periprotesica	19	1,2
Rottura protesi	23	1,4
Rottura spaziatore	2	0,1
Infezione	249	15,5
Rigidità	25	1,6
Progressione della malattia	37	2,3
Protesi dolorosa	269	16,7
Altro	183	11,4
Intervento precedente	1.610	
Primario totale	992	61,6
Primario monocompartimentale	267	16,6
Reimpianto	116	7,2
Spaziatore	143	8,9
Altro	92	5,7
*revisione parziale o totale, impianto di sola rimozione, rimozione con impianto di spaziatore	_	

Tabella 2. Numero di interventi di revisione per causa e tipologia di intervento precedente (RIAP 2019)

Componente rotulea e fissazione

La componente rotulea è impiantata soprattutto in interventi di revisione (62%), e più raramente in protesi monocompartimentali (1,8%). Nel 12,1% è impiantata in interventi totali primari.

Nella maggior parte dei casi si è utilizzato un fissaggio con uso del cemento.

Componente tibiale e fissazione

Per quanto riguarda le protesi totali di primo impianto, si utilizza un piatto tibiale a menisco fisso nel 51,1%, quasi sempre con ricorso alla fissazione con cemento.

Un altro studio RIAP condotto nel 2016 e basato sugli ultimi 15 anni (2001-2015) conferma la crescita costante del numero di interventi, sia totale che di revisione.

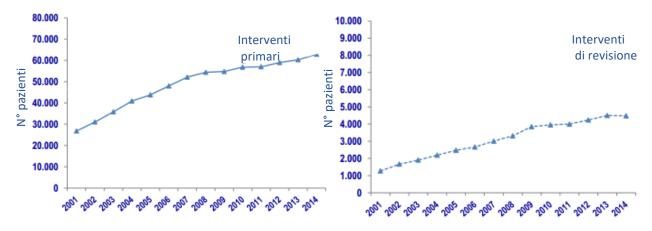


Figura 21. Interventi primari (+135%) e interventi di revisione (+253%) (RIAP 2016)

È stata fatta anche una stima sui valori raggiunti entro il 2030. Il trend di crescita viene riportato nel grafico sottostante.

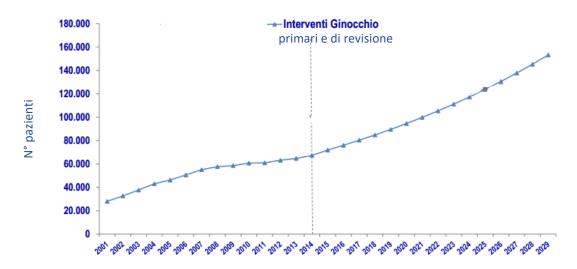


Figura 22. Interventi primari e di revisione. Valori osservati 2001-2014 e stime 2015-2029 (Valori 2029: 153,000 (+27%) (RIAP 2016)

Conclusioni

Sapendo che oggi il numero di protesi di ginocchio impiantate arriva a circa 85.000 ogni anno, possiamo concludere che la previsione era corretta. L'aumento nel numero di impianti non riguarda solo i pazienti di età sopra i 65 anni, ma anche più giovani (<55 anni). Questo dato potrebbe essere dovuto a diversi fattori: un aumento dell'incidenza dell'artrosi e la possibilità di effettuarne una diagnosi precoce; la scelta dei chirurghi di trattare il paziente precocemente per evitare complicanze e avere un esito più favorevole; una maggiore richiesta dei pazienti delle generazioni più giovani che sono meno propensi ad attendere l'insorgere di sintomi debilitanti; una verosimile maggiore possibilità di accesso alle cure.

4. Soluzioni alternative

Come abbiamo detto, l'intervento di artroplastica è un tipo di approccio 'senza ritorno', dunque deve essere scelto nel momento in cui le altre terapie, conservative o meno, hanno fallito. [21]

Le condizioni per cui si può valutare un approccio diverso e meno invasivo solitamente sono:

- artrosi ancora in fase iniziale
- età giovane del paziente
- alto livello di attività

In tutti i casi lo scopo è quello di alleviare il dolore, correggere gli eventuali mal allineamenti e trattare le lesioni associate. Tuttavia, bisogna specificare che, nonostante queste tecniche possano temporaneamente migliorare la condizione del paziente, comunque non costituiscono una vera e propria cura della malattia. [21]

4.1 Soluzioni conservative

Terapia farmacologica

I farmaci più utilizzati per trattare l'artrosi appartengono alla famiglia degli antiinfiammatori non steroidei. Ne esistono diversi in base alla tollerabilità, ma in generale da tutti si ottengono risultati meno soddisfacenti quanto più è alto il livello di degenerazione cartilaginea. [21]

Terapia infiltrativa

Un'altra pratica molto diffusa per trattare l'artrosi sono le infiltrazioni, ovvero iniezioni di farmaco intraarticolare. I farmaci utilizzati appartengono alla classe degli steroidi (cortisone) oppure acido ialuronico e suoi derivati. Gli studi hanno dimostrato che lo strato più superficiale della superficie articolare viene in parte ricostruito, che si verifica una crescita di condrociti e che sono ripristinate le proprietà visco-elastiche del liquido sinoviale e un'azione anti-infiammatoria. [21] Per questi motivi, i risultati che si hanno dall'impiego di questa terapia si possono ritenere abbastanza soddisfacenti.

Trattamento con ortesi

Hanno l'obiettivo principale di alleviare il dolore riducendo gli stress nel compartimento sovraccaricato e di fornire migliore stabilità. Tuttavia, la loro efficacia è garantita solo in situazioni in cui l'artrosi è ai primi stadi e le deviazioni assiali sono modeste. [21]

4.2 Terapie chirurgiche

Artroscopia

Questa metodologia si caratterizza per l'inserimento di una piccola telecamera all'interno dell'articolazione. In questo modo si può osservare da vicino ed in modo non invasivo l'articolazione e affrontare una serie di problemi:

- rimuovere parte della cartilaginea danneggiata, dei detriti e dei menischi (sbrigliamento)
- eseguire il lavaggio
- riparare la cartilagine danneggiata
- ricostruire un legamento lesionato

Nonostante i risultati siano soddisfacenti in termini di riduzione del dolore, questo approccio in genere è ritenuto controindicato per individui con deviazioni assiali rilevanti del ginocchio.[21]

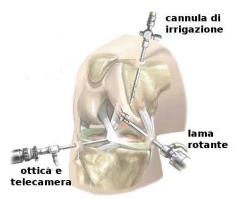


Figura 23. Artroscopia di ginocchio [28]

Trapianto di condrociti

Si tratta di un metodo che prevede la copertura con cartilagine sana di zone danneggiate. È un tipo di terapia ancora in fase di sviluppo e infatti oggi è limitato a piccoli difetti e pazienti giovani e attivi, in articolazioni senza deviazioni assiali importanti. Inoltre, i tempi di recupero sono piuttosto lunghi. Nonostante i limiti, non si può escludere che, con l'avanzamento della tecnologia e degli studi questo metodo possa sviluppare le sue grandi potenzialità e trovare impiego in maggior numero di situazioni. [21]

Epifisiodesi

Quando si ha a che fare con situazione di varismo o valgismo del ginocchio e con pazienti entro un certo range di età (è essenziale una condizione di accrescimento del tessuto cartilagineo), si può ricorrere all'epifisiodesi. Si utilizza per bambini di circa 11-12 anni e in genere non è consigliata prima degli 8 anni. Prevede il ricorso a mezzi di sintesi come placche o cambre.

È importante monitorare il paziente, soprattutto fino al raggiungimento della maturità dei tessuti e allo stesso tempo verificare che non ci siano alterazioni alla correzione angolare raggiunta. Gli studi testimoniano affidabilità, sicurezza e semplicità della procedura.

Tra le complicazioni invece, si riportano casi di estrusione delle cambre durante la crescita, la rottura in fase di intervento o di rimozione, lieve limitazione del movimento articolare post-intervento e tra i problemi più comuni, cicatrici antiestetiche. [22]



Figura 24. Rappresentazione del posizionamento delle cambre nella parte mediale-distale della cartilagine femorale [22]

Osteotomie

Sono procedure chirurgiche conservative di gonartrosi descrivibili come resezioni mirate di porzioni ossee tramite addizione o sottrazione di cuneo osseo. A livello del ginocchio esistono quelle tibiali o femorali a seconda del compartimento interessato. Entrambe hanno come scopo primario quello di rallentare una situazione artrosica provvedendo alla ridistribuzione delle sollecitazioni del ginocchio, limitando il carico sulla zona usurata; a questo si accompagnano riduzione del dolore, stabilità articolare e ripristino della funzionalità. Inoltre, a differenza delle protesi, l'articolazione viene conservata e questo mantiene la propriocettività [23].

È un tipo di intervento indicato in pazienti con meno di 60 anni quando si ha un'artrosi da sovraccarico del compartimento mediale o laterale, dovuta ad una deviazione assiale o a seguito di un trauma. Al contrario, risulta essere controindicato per esempio nel caso di patologie infiammatorie (artrite reumatoide) e metaboliche delle articolazioni. [12]

Come regola generale per le ginocchia vare o recurvate si predilige un'osteotomia tibiale prossimale di valgizzazione; per le ginocchia valghe oppure per quelle flesse si opta per un'osteotomia femorale distale sovracondilica di varizzazione. [12] Inciderà poco la modalità di esecuzione, se addizione o sottrazione. [23]



Figura 25. Rappresentazione osteotomia di ginocchio [24]

5. Artroplastica totale di ginocchio

Si tratta di un dispositivo impiantabile che sostituisce del tutto o in parte l'articolazione danneggiata. Come abbiamo già detto, è un'azione definitiva ed irreversibile in quanto elimina porzioni di osso e tessuti e dunque viene scelta solo in seguito al fallimento di altri trattamenti più conservativi.

I principali obiettivi da raggiungere sono di carattere anatomico, biologico e meccanico:

- riduzione del dolore
- riproduzione della naturale biomeccanica dell'articolazione sana
- stabilità e mobilità (flessione almeno di 90°)
- garantire una corretta distribuzione dei carichi
- corretto allineamento dell'asse meccanico
- minimo attrito tra le superfici a contatto
- corretta integrazione dell'impianto con l'osso
- corretto bilancio legamentoso
- minimo danno ai tessuti circostanti
- sacrificare meno osso possibile [25-26]

5.1 Classificazione

Oggi esistono molti tipi di protesi sul mercato, (circa 11.000 brevetti [18]) e si possono classificare in base a diversi criteri:

- compartimenti sostituiti;
- vincolo meccanico;
- inserto;
- tipo di fissazione. [6]

La decisione sul modello da adottare tiene conto di una serie di obiettivi comuni, nel rispetto delle peculiarità del paziente, tuttavia è in parte soggettiva poiché è legata anche alle preferenze personali e dall'esperienza del chirurgo. [25]

5.1.1 Classificazione in base ai compartimenti sostituiti

Protesi Monocompartimentale (o monocondilare)

Questo tipo di protesi, come suggerisce il nome stesso, riveste solo un compartimento, dunque comprende un solo condilo femorale metallico, il corrispondente compartimento tibiale e l'inserto di polietilene. È la soluzione ottimale quando l'artrosi è confinata ad un unico compartimento (più spesso quello femorotibiale mediale) [6]. È preferibilmente adottata in pazienti anziani o poco attivi, ma richiede allo stesso tempo una struttura legamentosa integra. [6-21]

In confronto alla protesi totale ha alcuni vantaggi: innanzitutto mantiene intatto il compartimento non danneggiato, riduce il tempo dell'intervento, consente un movimento di maggiore ampiezza (ROM), un'andatura più fisiologica, migliore propriocezione, minore sanguinamento postoperatorio, recupero funzionale più veloce. [27]

Alcuni autori [27] sostengono che questa protesi causi al paziente meno dolore, conferisca maggiore stabilità e migliore capacità nel salire le scale rispetto alla protesi totale.

Per quello che riguarda i reimpianti, quelli delle protesi monocompartimentali rispetto alle totali sono più di tre volte superiore a distanza di 10 anni dall'intervento. [27] Le principali cause di fallimento sono la progressione dell'artrosi a carico del comparto controlaterale, la mobilizzazione asettica, l'infezione e il dolore. [29]

I risultati di questo tipo di protesi sono ancora oggi oggetto di dibattito tra gli autori: per alcuni si tratta di un intervento definitivo, altri invece pensano che sia un primo passo verso la protesi totale. [6]



Figura 26. Protesi monocompartimentale [30]

Protesi totale (o tricompartimentale)

In questo caso vengono sostituiti tutti i compartimenti, mediale e laterale ed eventualmente anche quello patello-femorale. È composta da una componente femorale in lega metallica che sostituisce i condili, una componente tibiale in metallo inserita sulla parte prossimale dell'osso ed un inserto in polietilene interposto tra questi due. Se la rotula è danneggiata si effettua una resezione posteriore della stessa e la si sostituisce con un bottone interamente in polietilene o metal-backed. [7]



Figura 27. Protesi totale con bottone rotuleo [31]

5.1.2 Classificazione in base al vincolo meccanico

Quasi sempre viene rimosso il legamento crociato anteriore, mentre il posteriore, se è in buone condizioni viene mantenuto e partecipa alla stabilizzazione del sistema. [6] Viceversa, sarà presente un vincolo, ovvero quella parte dell'impianto creata per contrastare le forze agenti sul ginocchio e provvedere alla stabilità. [32-33] Come regola generale, si utilizza il vincolo minore possibile compatibilmente con la necessità di ottenere un'articolazione stabile e mobile. Infatti, all'aumentare del grado di vincolo, oltre ad una maggiore sicurezza, si associano anche maggiore resezione ossea, minor range articolare, maggiori stress all'interfaccia osso-protesi e minore sopravvivenza dell'impianto. [32]

Molte volte è durante l'intervento stesso che avviene la decisione definitiva sul grado di vincolo da adottare. Per questo motivo è molto importante avere a disposizione in sala operatoria impianti protesici modulari che permettono l'aggiunta di eventuali componenti compatibili, così da poter fronteggiare anche la situazione più complessa e risparmiare su tempi e costi di intervento. [32-33]

Protesi CR (a ritenzione del crociato posteriore)

Viene scelta quando i muscoli ed i legamenti collaterali, oltre all'LCP, sono in buono stato e possono essere utilizzati per assicurare la stabilità. In genere è indicato per pazienti con alte richieste funzionali.[32]

La componente tibiale presenta una superficie piatta, senza la sporgenza di altre strutture (fittoni). [6]



Figura 28. Protesi a ritenzione dei crociati [34]

Protesi PS (posteriormente stabilizzata)

In questo caso il crociato posteriore viene rimosso. In genere si caratterizzano per inserti tibiali più spessi e che presentano al centro una cresta che si articola con una camma (box) ricavata nella componente femorale e che insieme a questa costituisce il vincolo per il movimento antero-posteriore, ossia fornisce un freno ad un'eccessiva traslazione in avanti del femorale sulla tibia evitando la lussazione del femore. [6-25]

Attualmente si trovano in commercio inserti ultracongruenti che assolvono la funzione di vincolo attraverso la massima conformità del design: l'inserto in polietilene ha il bordo anteriore rialzato e questo determina un minor rischio di traslazione A/P durante la flessione.

Rispetto ai tradizionali modelli PS hanno il vantaggio di risparmiare più osso, d'altra parte esiste un rischio aumentato di usura dell'inserto, di riduzione del ROM e di mobilizzazione asettica. [33] Possono essere usati anche in impianti CR. [32]



Figura 29. Protesi PS [7]

Protesi a cerniera (vincolata)

Sono protesi molto rigide che permettono soltanto movimenti di flesso-estensione sul piano sagittale. Dal punto di vista della struttura, le componenti hanno entrambe lunghi fittoni per essere inseriti nei canali midollari, assicurando così la stabilità dell'articolazione. Si intuisce che l'impiego sia limitato a situazione di estrema fragilità ossea, per esempio in seguito ad un tumore o quando muscoli e legamenti non sono integri ed efficienti. [6]

A causa dell'eccessiva rigidità dell'impianto e delle diverse conseguenze post-operatorie, tra cui mobilizzazioni asettiche, usura ed infezioni, questi modelli sono per lo più indicati in casi di revisione. [2]



Figura 30. Protesi a cerniera [35]

Protesi a pivot mediale

Un tipo di protesi che si è diffuso particolarmente negli ultimi venti anni è quella a pivot mediale la cui particolarità risiede nella presenza di un'elevata congruenza del compartimento mediale. Inoltre, il compartimento laterale possiede un maggiore grado di libertà rispetto a quelle tradizionali. Il tutto assicura una migliore e più naturale cinematica del ginocchio.

L'innovativo design dei due compartimenti, inoltre, determina una riduzione del movimento paradossale di scivolamento anteriore del femore sulla tibia in modo che il soggetto avverta una sensazione di più stabilità del ginocchio, soprattutto se paragonate con gli impianti a stabilizzazione posteriore. Allo stesso tempo il pivot mediale consente una sufficiente stabilità in antero-posteriore, indipendentemente dalla scelta di conservare o meno il crociato posteriore.

Dagli studi condotti su pazienti che hanno ricevuto questo tipo di impianto, sono risultate ottime conclusioni, le quali sottolineano la rapida ripresa delle piene funzioni dell'articolazione e la riduzione del dolore per il soggetto. [36]



Figura 31. Protesi a pivot mediale [37]

Controversia LCP: conservazione o sacrificio

Ancora oggi in letteratura esistono pareri discordanti sul conservare o meno il crociato posteriore, si tratta di una controversia ancora non risolta, così come la scelta di cementare o no le componenti o quella di sostituire la rotula. Dalla letteratura si apprende, infatti, che in termini di esiti clinici e funzionali non ci sia una superiorità dell'uno o dell'altro impianto. [32]

Tra i vantaggi delle protesi CR: migliore propriocezione, biomeccanica più fisiologica, maggior stabilità dell'impianto, possibilità di fissaggio senza cemento, maggiore conservazione della rima articolare e minore resezione ossea grazie all'assenza del box femorale. [32] Inoltre, l'assenza del meccanismo post-cam, elimina i problemi dovuti alla dissociazione o impingement del meccanismo stesso. [32] D'altra parte, altri autori sostengono che, durante la flessione, si possa verificare una traslazione anteriore con conseguente riduzione del range articolare e dell'efficacia del quadricipite. [38]

Le situazioni in cui questo tipo di soluzione non è adatto sono casi di instabilità posteriore, come nell'artrite reumatoide, di insufficienza del legamento o di deformità gravi.

Le caratteristiche a favore di un impianto PS sono invece: maggior semplicità da parte del chirurgo di ottenere un corretto bilancio legamentoso, cinematica (roll-back femorale) più prevedibile, buona articolarità in flessione e impossibilità di avere insufficienza o rottura tardiva del LCP. [32]



Figura 32. Lift-off femorale [39]

Uno dei maggiori problemi è ancora una volta legato all'usura del polietilene. È noto che i carichi sul ginocchio sono distribuiti in modo tale che il 60% pesi sulla parte mediale e il 40% su quella laterale, tuttavia, in caso di sbilancio legamentoso, questa discrepanza può essere ulteriormente accentuata. Il liftoff femorale è l'aumento di spazio tra i condili e l'inserto, distacco che si accentua tra 60° e 90° di flessione (nei casi più gravi arriva a 8 mm). Secondo gli studi, nelle protesi CR, il lift-off si verifica per lo più lateralmente, provocando un consumo eccentrico mediale del polietilene. [38] Negli impianti in cui il crociato è rimosso, invece, il lift-off può essere sia mediale che laterale. Per affrontare questo problema, una possibile soluzione sembra la geometria congruente dell'inserto. È stato infatti dimostrato che con questa geometria gli stress sul polietilene sono minori di quelli generati con un polietilene "flat".

Per quanto riguarda le differenze in termini di cinematica, è interessante osservare i risultati di uno studio in cui si confrontavano le versioni PS e CR di un design con curva J multi-raggio del modello PERSONA® [40]. Le differenze erano statisticamente significative in termini di traslazione A/P e aree di contatto.

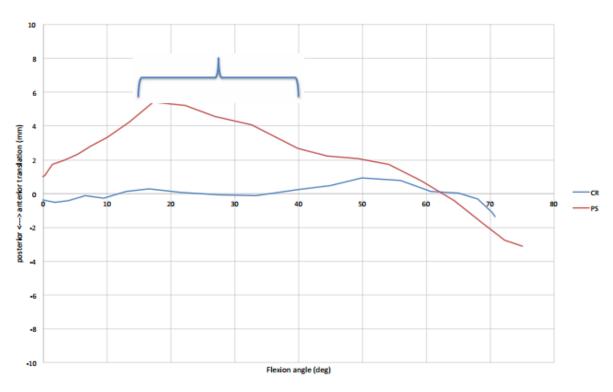


Figura 33. Confronto tra protesi CR e PS in termini di traslazione A/P [40]

Dal grafico soprastante, si può notare come, nel range di flessione tra 15° e 40°, mentre la protesi CR non comporta sensibili spostamenti in direzione A/P, il modello PS trasla prima in avanti e poi la presenza di vincoli fa scorrere il femore all'indietro, evitando la lussazione anteriore.

Anche tra il compartimento laterale e mediale dei due modelli esistono delle differenze: il compartimento laterale CR aveva una traslazione anteriore leggermente maggiore del lato mediale (mediale: 9 ± 2 mm / laterale: 11 ± 2 mm), differenza però più significativa per il modello PS (laterale 17 ± 2 mm / mediale 11 ± 2 mm). Dunque, il comportamento complessivo di PS e CR TKA concorda con il normale movimento del ginocchio, ovvero hanno confermato una traslazione anteriore delle aree di contatto femoro-tibiale, maggiore per il compartimento laterale rispetto a quello mediale.

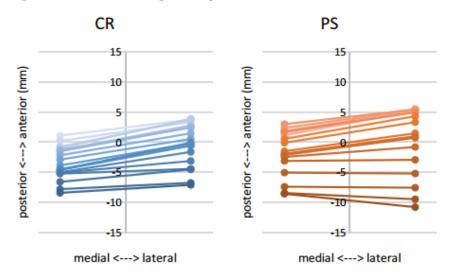


Figura 34. Confronto protesi CR e PS in termini di aree di contatto durante la traslazione A/P [40]

Inoltre, il modello PS ha dimostrato di avere una rotazione mediale più ampia rispetto al modello CR che eseguiva un movimento più cilindrico. Questi diversi comportamenti possono essere spiegati dalla forma specifica del polietilene della protesi CR che è altamente congruente con la componente femorale, così da evitare la traslazione anteriore ma allo stesso tempo limitando anche il movimento dei due compartimenti. Anche la presenza stessa del LCA è un fattore determinante, infatti alcuni autori hanno dimostrato che il PCL distribuisce le forze in modo più equo sui lati mediale e laterale, mentre la presenza del meccanismo del perno e della camma facilita il perno mediale ed evita traslazioni A/P paradossali. [40]

5.1.3 Classificazione in base al tipo di inserto

Negli interventi di artroplastica totale di ginocchio i menischi devono essere eliminati. È quindi necessario sostituirli con un componente opportuno che possa replicarne la funzione.

L'inserto viene interposto tra i condili femorali ed il piatto tibiale, sul quale appoggia e solitamente è interamente in polietilene (PE).

A seconda del movimento permesso tra l'inserto e il piatto tibiale si distinguono due diversi modelli.

Protesi con inserto fisso

L'inserto è fissato tramite un vincolo al piatto tibiale durante l'intervento ed è solidale ad esso nei movimenti. [2] E' la soluzione più adottata negli interventi anche perché offrono un'ampia gamma di movimento e sono di lunga durata.

Protesi con inserto in mobile

In questo tipo di protesi tra l'inserto ed il piatto tibiale sono possibili relativi movimenti di rotazione. [6] Gli autori ritengono che sia adeguato un range di circa 10°-12°. [41]



Figura 35. Protesi a piatto mobile [42]

Controversia sul tipo di piatto: mobile o fisso

Le protesi a piatto mobile nascono per limitare l'usura del polietilene e il conseguente fallimento delle protesi per osteolisi causato dai suoi detriti. Alcuni studi [43] hanno infatti dimostrato che, se nelle protesi a piatto fisso (PF) la rotazione avviene tra l'inserto in polietilene e la componente femorale, in quelle a piatto mobile il moto relativo è tra l'inserto ed il piatto tibiale. Questo è il punto chiave: il movimento del piatto limita gli sforzi di taglio sulla superficie dell'inserto in modo rilevante rispetto ai modelli PF e questo determina una bassissima produzione di detriti di polietilene.

Ancora oggi ci sono pareri contrastanti e in alcuni casi non sono emerse differenze sostanziali tra i due modelli. [43]

Considerano la rotazione assiale in caso di ginocchia sane, i valori sono di circa 5,7° in fase di appoggio e 11,1° in fase di avanzamento del passo. Durante la flessione, in media si può arrivare a 17,3°. Sia in caso di protesi a piatto mobile che fisso, la rotazione assiale, in media, si riduce a 1,2°. [43]

Normalmente, in fase di flessione si ha il roll-back del femore sulla tibia che è più concentrato sul condilo esterno (-5,8 mm) che su quello mediale (-0,4 mm), tuttavia nel ginocchio protesizzato, esso è ridotto a circa 2 mm da entrambi i lati. In un impianto PF è stata riscontrata una maggiore ampiezza della traslazione A/P piuttosto che in uno a piatto mobile; il motivo risiederebbe nell'elevata congruenza tra l'inserto in polietilene e il componente femorale che, in quest'ultimo tipo di protesi, riduce la traslazione A/P. [43]

Dalla letteratura si apprende che i pazienti con protesi a piatto mobile hanno subito mostrato riduzione del dolore anteriore. [44] Al contrario, la complicanza più frequente riscontrata in questo tipo di design è la lussazione.

Si può concludere che, allo stato attuale, non ci sia una superiorità di una rispetto all'altra, anzi, dopo una prima fase di entusiasmo per le protesi a piatto mobile, oggi a causa della mancanza di migliori risultati clinici e minor flessibilità nell'utilizzo di questo impianto, si riporta un maggiore ricorso a inserti fissi. [44] I numeri relativi agli anni 2002-2012 confermano questa tesi: decremento dal 19% al 7% degli inserti mobili e aumento dal 81% al 91% di quelli fissi. [44]

5.1.4 Classificazione in base al tipo di fissazione utilizzata

La componente protesica può essere fissata all'osso principalmente tramite tre metodi. [7]

Protesi cementata

È la soluzione più frequente. In questo caso sia la componente tibiale che quella femorale sono cementate. Il cemento non è altro che polimetilmetacrilato (PMMA), ovvero una resina acrilica termoindurente e biocompatibile che polimerizza direttamente in sala operatoria. Non si tratta di un collante bensì di riempitivo, spesso addizionato con antibiotico per ridurre il rischio di infezioni.[7]

L'indicazione tipica è una qualità ossea del paziente non adeguata. Il cemento non solo rende uniformi le discontinuità dovute ai tagli chirurgici, ma funge anche da smorzatore essendo interposto tra un materiale molto rigido (la protesi) e uno molto meno rigido (l'osso).

Tra i problemi tipici relativi all'impiego del cemento vi è l'usura da terzo corpo: capita che piccoli frammenti di resina si stacchino dal blocco principale e vadano a finire nei dintorni dell'articolazione. Anche la mobilizzazione compare tra le possibili complicanze post-intervento: è un materiale che nel tempo si degrada e questo causa inevitabilmente una perdita di legame tra le due interfacce. [6]

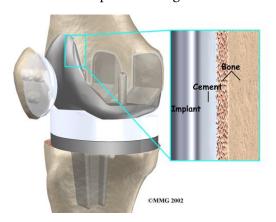


Figura 36. Interfaccia tra i diversi materiali di una protesi cementata [45]

Con il cemento si ottiene subito un ottimo ancoraggio all'osso, ma allo stesso tempo questo può rivelarsi una complicazione in caso di revisione poiché saranno più lunghi i tempi dell'intervento. [7]

Protesi non cementata

Si sceglie per pazienti che presentano ancora una buona qualità ossea.

In questo caso la protesi ha uno strato superficiale rugoso che assicura l'ancoraggio all'osso tramite un metodo a pressione (press-fit). Dopo un primo legame segue il naturale processo di osteointegrazione che completa il fissaggio tra le due interfacce. Non essendoci un materiale interposto che funge da collante, almeno inizialmente risulta più complesso ottenere una buona stabilità, d'altra parte l'assenza di cemento, comporta una maggiore stabilità secondaria. È ridotto anche il rischio di mobilizzazione: questo aspetto dipende dalla capacità della protesi, in termini di struttura e di materiali, di indurre una corretta crescita ossea, cioè di distribuire in modo corretto il carico tra protesi e osso. [6]

I sistemi non cementati generalmente presentano un rivestimento superficiale in idrossiapatite o in titanio poroso, inoltre richiedono tagli ossei più precisi per aumentare la superficie di contatto tra la protesi e l'osso. [25]

Protesi ibrida

In questo caso una delle due componenti, di solito quella tibiale, viene cementata, mentre l'altra ha un fissaggio di tipo press-fit. [6]

5.2 Materiali

Il componente femorale

In genere per il componente femorale si utilizza la stellite, una lega metallica composta da cobalto (66%), cromo (28%) e molibdeno (6%) (le percentuali possono variare tra i diversi produttori [25]). È biocompatibile, resistente alla corrosione, possiede ottime proprietà tribologiche ed il pezzo finale può essere ottenuto in forma quasi definitiva. [46]

Densità	8,21 g/cm ³
Durezza Vickers	326
Carico di rottura a trazione	724 MPa
Limite di snervamento	517 MPa
Modulo di Young	248 GPa
Allungamento a rottura	9%

Tabella 3. Caratteristiche meccaniche della stellite [46]

Una volta veniva usato il titanio con le sue leghe, materiale conosciuto per le sue ottime proprietà di biocompatibilità, lavorabilità e biotollerabilità. Tuttavia, il grande problema del titanio, è la formazione dell'ossido passivante sulla sua superficie quando è esposto all'ossigeno; questo spessore può frammentarsi e aumentare così l'usura del polietilene. Anche gli acciai sono stati abbandonati come possibile alternativa, non possedendo caratteristiche meccaniche adeguate [7-46] Oggi, sul mercato si trovano anche protesi in OXINIUM, un'innovativa lega metallica ideata dalla Smith&Nephew.

L'inserto

I componenti meniscali sono esclusivamente in polietilene (PE), ottenuto per polimerizzazione dell'etilene. Il processo di formazione è molto importante e le condizioni in cui esso avviene (pressione, temperatura ecc) influenzano il prodotto finale in termini di peso molecolare, struttura e proprietà chimico-fisiche [7].

In particolare, per l'inserto articolare viene usato il PE ad elevatissimo peso molecolare, UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene). Esso possiede ottime proprietà meccaniche, come elasticità, resistenza all'urto, all'abrasione, a rottura, a snervamento ed a fatica, nonché basso coefficienti di attrito, inerzia chimica e biocompatibilità. [7-46]

Densità	0,927-0,944 g/cm ³
Carico di rottura a trazione	зо МРа
Limite di snervamento	20 MPa
Modulo di Young	0,725-0,775 GPa
Allungamento a rottura	300%

Tabella 4. Caratteristiche meccaniche dell'UHMPWE [46]

L'inserto non è visibile nelle immagini radiografiche.

Il componente tibiale

È realizzato con un materiale metallico, il titanio, la sua lega Ti₆Al₄V o la stellite. Quest'ultima è più usata negli impianti non cementati, ma con rivestimenti osteoconduttivi (titanio poroso, idrossiapatite). [46]

Il titanio ha caratteristiche che lo rendono adatto a questo tipo di dispositivi: è il materiale metallico con il maggior grado di biocompatibilità con l'organismo e ha proprietà meccaniche simili a quelle dell'osso. Per contro, il problema che da sempre limita il suo largo impiego è legato alle proprietà tribologiche e dunque nel caso di inserti mobili non può essere usato.

Densità	4,4 g/cm ³
Durezza Vickers	349
Carico di rottura a trazione	950 MPa
Limite di snervamento	88o MPa
Modulo di Young	114 GPa
Allungamento a rottura	14%

Tabella 5. Caratteristiche meccaniche del titanio [46]

La ceramica nelle protesi di ginocchio

Per le ragioni discusse in precedenze, la stellite sembra essere la scelta più ovvia per la componente femorale, tuttavia essa diventa discutibile quando si tratta di usura del polietilene. In questo senso sono stati introdotti dei nuovi materiali ceramici che secondo gli studi riducono il degrado dell'inserto. Nei casi di allergie ai metalli (Nichel, Cromo o Cobalto), inoltre, risultano fondamentali per il paziente poiché allo stato attuale, rappresentano l'unica alternativa possibile. Dunque, sono biocompatibili, bioinerti e non causano reazioni allergiche. [47]

In passato, l'allumina era il materiale ceramico più utilizzato, tuttavia i risultati non sono stati soddisfacenti per via delle scarse proprietà meccaniche, limitata resistenza agli urti nonché complicanze sull'adesione tra il metallo e l'allumina stessa. [46]

Oggi si trovano in commercio materiali innovativi di ultima generazione, ancora oggetto di studi e followup a lungo termine, ma che sembrano molto promettenti. [48]



Tabella 6. Componenti in ceramica [49]

5.3 Cause di fallimento

L'artroplastica totale di ginocchio oggi è ormai un intervento valido e consolidato, con un tasso di soddisfazione post-operatorio tra il 75% e l'89% e di sopravvivenza di più del 97% a 5 anni post-intervento. Nonostante questo, si registra ancora un considerevole livello di insoddisfazione da parte dei pazienti di circa il 20%. Essi lamentano dolore e non percepiscono un miglioramento della qualità della vita [2]. Inoltre, da un recente studio è emerso che se si considerano i pazienti affetti da ansia e depressione, questi abbiano un rischio aumentato di circa 6 volte di non essere soddisfatti dall'intervento. [50]

In media una protesi di ginocchio ha una vita di circa 15 anni, ma l'età, il sesso, il peso e il livello di attività possono incidere negativamente su tale valore. [6] Anche la procedura stessa e le abilità del chirurgo possono essere dei fattori che contribuiscono al fallimento della protesi. La diagnosi è il primo aspetto fondamentale da cui bisogna partire per capire quale sia la causa del fallimento. In base al momento in cui il paziente avverte il dolore si possono escludere alcune possibilità e analizzarne altre: per esempio se si avvertono i sintomi avviene subito dopo l'intervento allora facilmente sarà un problema legato all'operazione stessa, altrimenti, se il dolore compare anni più tardi, può essere un fallimento a fatica, per usura ecc. [50]

Usura del polietilene

Storicamente è stata tra le principali cause di fallimento delle protesi totali di ginocchio, oggi, invece, grazie agli sviluppi nei processi di lavorazione e sterilizzazione, il materiale è stato notevolmente migliorato ed i problemi legati al suo utilizzo ridotti. Comunque, resta ancora una delle problematiche principali che portano al reimpianto.

L'UHMWPE consente di ottenere ottimi risultati quando si trova a contatto con superfici perfettamente finite e di elevata durezza. [46] Un allineamento non corretto o il continuo strisciamento del femore sul piatto tibiale, comportano un maggiore degrado del materiale. Proprio per questo movimento fisiologico (backside wear), diversi autori suggeriscono uno spessore dell'inserto non inferiore a 8 mm [50]. Altri fattori che provocano usura sono: particelle da usura da terzo corpo, stress di taglio e da contatto, ossidazione dei materiali, design dell'impianto e materiali scelti. [46]

Dalla letteratura si evince anche come sussista una relazione tra il danno da usura e parametri del paziente quali il peso e il suo livello di attività. Ovviamente influisce anche il tempo trascorso dall'impianto. Evidenze cliniche mostrano che a lungo termine l'usura può portare alla mobilizzazione dell'impianto. [46]

Sul mercato, negli ultimi anni è stato introdotto il polietilene antiossidante, ossia con aggiunta la vitamina E, che conferisce maggiore resistenza. Sebbene sia nato per le protesi d'anca, sembra una soluzione promettente anche per il ginocchio, tanto che si prevede che gli inserti in polietilene antiossidante registreranno un CAGR del 10,8% entro il 2026 [51].



Figura 37. Usura dell'inserto tibiale in polietilene [52]

Altre cause

Mobilizzazione settica/infezione

Si tratta di una complicanza a breve termine, quindi che si presenta dopo pochi giorni all'intervento. [6] Nonostante tutte le misure preventive, si verifica in circa lo 0,5–1,9% dei casi di PTG e nell'8– 10% dei casi di revisione. [50]

Mobilizzazione asettica

Con un tasso di incidenza del 31 –55%, oggi è la causa principale di revisione. [50] Le origini sono diverse: mal allineamento (stress shielding), instabilità, osteolisi, scollamento meccanico o del cemento. [50] È una complicanza a medio termine, si verifica in genere dopo alcuni mesi dall'intervento. [6]

Fratture

Sono causa di revisione per circa il 2,5% dei casi. Le fratture femorali sono le più frequenti (0,3-2,5%), seguite da quelle tibiali (0,4-1,7%) e quelle di rotula. (0,6% circa). [50]

Rigidità

Si tratta di un'eventualità rara, anche se in letteratura la sua incidenza è riportata tra l'1,3 e il 60%. L'ampia variabilità probabilmente è dovuta alle diverse interpretazioni che gli autori danno al concetto di rigidità dell'impianto; è accettato che una protesi è rigida quando non permette un range di movimento maggiore di 70°. Tra i fattori di rischio: fattori biologici (precedenti interventi chirurgici, diabete, patologie infiammatorie, ecc.), fattori intraoperatori (mal posizionamento delle componenti, osteofiti residui, bilancio legamentoso non corretto, ecc.), fattori psicologici del paziente o scarsa riabilitazione postoperatoria. [50]

Instabilità

È una complicanza molto frequente, colpisce infatti il 10-20% dei pazienti, ma non sempre provoca dolore. Le cause sono varie: errore chirurgico, scelta errata del design protesico, lesione dei legamenti, rottura della protesi o usura dei materiali. Si possono avere tre tipi di instabilità: in flessione, in estensione o in recurvato. [50]

Cedimento a fatica

Si tratta di un fallimento che si verifica alcuni anni dopo l'intervento e che riguarda per lo più il piatto tibiale. Le cause esse sono attribuibili all'osteolisi, che rende insufficiente il supporto dell'osso, una stabilità non adeguata, un mal posizionamento dell'impianto, carico eccessivo dovuto al peso del paziente. [53]

Allergie ai metalli

Alcuni autori riportano che l'ipersensibilità ai metalli, quali Nichel, Cromo o Cobalto, è causa dell'1 –2% delle revisioni [50].

Rottura impianto

È una complicanza molto rara che interessa in ordine di frequenza, il componente in polietilene come conseguenza di una severa usura, il piatto tibiale e il componente femorale soprattutto in caso di assenza di cemento, poiché questo permette una distribuzione dei carichi più uniforme. [50]

5.4 Esempi di protesi sul mercato

Zimmer

♣ Gender Solution Natural Knee Flex

Zimmer è stata la prima azienda a evidenziare le differenze, in termini di forma più che di dimensione, tra le ginocchia di uomini e donne. Il femore femminile appare più stretto in direzione medio-laterale e di forma trapezoidale. Per questi motivi si avranno resezioni minori in spessore ed in larghezza. [54]



Figura 38. Differenze tra la componente femorale maschile e femminile in spessore (sinistra) e larghezza medio-laterale (destra) [54]

Allo stesso modo, la Zimmer è stata anche la prima azienda ad intuire la potenzialità dei piatti tibiali asimmetrici: essi assicurano un'ottima copertura del plateau tibiale, creando stabilità senza impingement dovuto a sporgenza e riproducendo la naturale anatomia del paziente. [54]

Per facilitare il naturale meccanismo di roll-back, i condili femorali sono asimmetrici: quello laterale esegue un movimento posteriore maggiore del condilo mediale, aumentando in tal modo la flessione dell'articolazione. Il sistema Natural-Knee Flex permette una flessione fino a 155° con ampie aree di contatto anche per angoli elevati. [54]



Figura 39. Piatto tibiale asimmetrico [54]

È possibile scegliere, in fase di intervento, se adottare un piatto mobile o fisso.

L'inserto articolare è realizzato in polietilene ad alta reticolazione per una prolungata resistenza alla delaminazione, all'ossidazione e all'usura. [54]



Figura 40. Inserto tibiale ultracongruente e congruente [54]

Nel caso di fissaggio non cementato o superficie articolare ultracongruente, il sistema presenta il rivestimento poroso CSTi $^{\text{TM}}$ [54].

NexGen

Caratteristiche della tecnologia Flex:

- distanza tra i condili ampia, in modo da ottimizzare la rotazione interna/esterna durante la flessione elevata e garantire maggiore spazio all'LCP.
- maggior cut-out anteriore riduce il rischio di impingement della rotula a elevati valori di flessione.
- larghezza medio-laterale ridotta permette più flessibilità nel posizionare il componente e aiuta a mantenere un tracking rotuleo ottimale.
- il profondo solco patellare aumenta l'area di contatto, riduce la pressione e il dolore sulla rotula e consenta il normale tracking rotuleo
- gli stress da contatto sono distribuiti su un'ampia area
- flessione fino a 155° [55]

La Zimmer ha sviluppato il Prolong, polietilene altamente reticolato, progettato per ridurre l'usura, la delaminazione e la degradazione ossidativa. [55]

Dalle simulazioni in vitro è emersa una riduzione dell'81% dell'usura volumetrica totale dei componenti della superficie articolare CR e del 78% in quelli PS, rispetto al polietilene convenzionale. [55]

La modularità dei componenti consente al chirurgo di passare, durante l'intervento, da un modello a ritenzione del crociato ad uno stabilizzato posteriormente. Inoltre, è possibile l'intercambiabilità tra i componenti NexGen standard e i componenti NexGen Flex. [55]

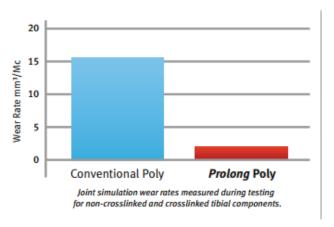


Figura 41. Nei test di laboratorio, i componenti in polietilene convenzionali hanno mostrato un'usura quasi 8 volte maggiore rispetto ai campioni di polietilene Prolong [55]

NexGen LPS-Flex Mobile e LPS-Mobile Bearing

Le protesi di ginocchio Zimmer NexGen LPS-Flex Mobile e LPS-Mobile sono stabilizzate posteriormente e con piatto mobile. Sulla superficie anteriore del tibiale è presente un perno, situato in prossimità del punto di inserzione del legamento crociato anteriore (LCA). La superficie della tibia è altamente lucidata e questo permette di ridurre al minimo l'attrito articolare e l'usura del polietilene. [55]



Figura 42. Componente tibiale con perno anteriore [55]

La presenza del vincolo anteriore apporta una serie di vantaggi:

- riproduce il centro di rotazione anatomico
- riduce le forze femoro-rotulee responsabili del dolore anteriore del ginocchio, sublussazione e lussazione rotulea, usura del componente, danni e mobilizzazione
- previene lo spin-out dell'inserto, fenomeno osservato in altri sistemi a piatto mobile
- consente una rotazione interna/esterna dell'inserto di $\pm 25^{\circ}$ (50°) evitando la traslazione anteroposteriore e l'usura dell'inserto
- consente di riprodurre il normale roll-back femorale in flessione.[55]

La NexGen LPS-Mobile permette una flessione di 120°, la LPS-Flex Mobile di 155°. Quest'ultima è dotata di un taglio anteriore sull'inserto in polietilene più profondo rispetto alle altre protesi; in questo modo si riduce la tensione del meccanismo estensore e si fornisce maggiore spazio al tendine rotuleo durante la flessione profonda. [55]



Figura 43. Rotazione dell'inserto mobile [55]

I condili simmetrici sono progettati per ridurre l'usura aumentando l'area di contatto e distribuendo lo stress in modo più uniforme.[55]



Figura 44. Area di contatto dei condili simmetrici [55]

♣ NexGen CR-Flex Mobile Bearing & NexGen CR-Flex Fixed Bearing Knee

I condili sono asimmetrici e collaborano con l'LCP per facilitare il normale roll-back asimmetrico del femore sulla tibia durante la flessione. [55]

Lima

Physica System

Fanno parte del sistema Physica tre diversi modelli: il Kinematic Retaining (KR), il Posterior Stabilized (PS) e il Cruciate Retaining (CR). Tutte le configurazioni condividono lo strumentario e c'è la possibilità di averle in varie taglie, così da potersi adattare alle differenti anatomie dei pazienti e risparmiare tessuto osseo.[56]



Figura 45. Protesi Physica System [56]

Multigen Plus System

È disponibile la versione a conservazione del crociato posteriore (CR) e quella a stabilizzazione posteriore (PS), entrambe con le varianti a piatto mobile o fisso, cementate o non cementate, in più tagli e con inserti ultracongruenti. La geometria del componente femorale è la stessa per le diverse configurazioni.

I piatti tibiali a livello posteriore sono inclinati di 6° al fine di migliorare la mobilità e la funzione del quadricipite; le flange femorali sono inclinate di 5° in avanti per eliminare il rischio di notch femorale.

I materiali sono quelli più comuni, quindi la componente femorale è in lega di CrCo, quella tibiale in Ti_6Al_4V e l'inserto in UHMWPE. Nel fissaggio non cementato, il rivestimento ha il nome commerciale di PoroTi. [28]



Figura 46. Protesi Multigen Plus System [57]

È possibile, in fase intraoperatoria, passare da un impianto primario ad uno di revisione, da fisso a mobile, da non cementato a cementato.

La Lima nel 2007 lancia una versione del Multigen Plus in Biolox® Delta Ceramic, un composito a matrice di allumina combinato con altri composti per migliorarne ulteriormente le proprietà.

Materiale	Percentuale (%)
ZrO ₂	24,0-25,5
Y_2O_3	0,5-0,7
Cr_2O_3	0,2-0,4
Sr0	0,7-0,9
Impurità	≤0,22
Al_2O_3	resto

Tabella 7. Composizione chimica del Biolox® Delta Ceramic [57]

Si tratta di un materiale stabile e ben tollerato con una superficie estremamente dura e liscia; queste caratteristiche permettono di diminuisce l'usura del polietilene e risolvere i problemi di ipersensibilità ai metalli, oltre a garantire un'alta sopravvivenza (96% a 5 anni dall'intervento).

Il sistema in ceramica, disponibile in cinque diverse taglie, è compatibile con i modelli CR o PS e può essere abbinato ad inserti di tipo mobile o fisso. La componente femorale in ceramica e quella in metallo presentano lo stesso design, così da agevolare la decisione del chirurgo in fase intraoperatoria. [57]

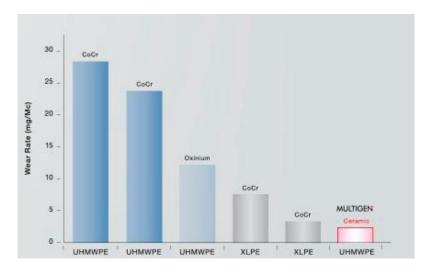


Figura 47. Tasso di usura del polietilene rispetto a diversi materiali [57]

Smith&Nephew

4 Anthem

Ha una sopravvivenza a 15 anni del 98%. È disponibile nei modelli CR e PS in forme e tagli diversi per potersi adattare alle diverse esigenze dei pazienti. Una protesi più conforme all'anatomia comporta infatti, una minore usura dell'inserto, un miglioramento della cinematica e diminuzione del dolore. [58]

Il design della componente femorale presenta condili simmetrici ed una flangia stretta, ma soprattutto, la versione PS, presenta un box per cui si risparmia significativamente tessuto osseo rispetto ad altri modelli PS (durante l'intervento, l'eccessiva resezione può portare a fratture dei condili).[58]

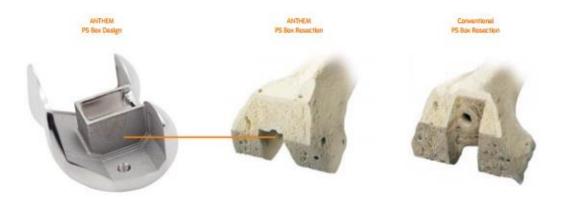


Figura 48. Confronto tra le resezioni femorali convenzionali e quelle del sistema Anthem [58]

Il design dell'inserto ANTHEM™ si basa sui design GENESIS™ II e LEGION™. [58]

La versione CR ad alta flessibilità (fino a 155°) possiede un profondo solco anteriore. In questo modo si riduce la tensione sul tendine rotuleo, consentendo un movimento più naturale della rotula e si influenza positivamente il dolore anteriore del ginocchio. Inoltre, aiuta anche a eliminare l'impingement della rotula durante la flessione profonda. [58]

Il bordo posteriore dell'inserto è ribassato, questo diminuisce lo stress da contatto e, durante la flessione profonda, evita il carico del bordo e mantiene in tensione il legamento collaterale. [58]

Per garantire la copertura ottimale dell'osso ($\geq 95\%$) e distribuire in modo uniforme le forze, la componente tibiale ha una forma asimmetrica; invece, per consentire buona libertà di movimento e un carico ottimale all'osso, il piatto tibiale, anziché essere orizzontale, risulta inclinato posteriormente di circa 3° . [58]



Figura 49. Design dell'inserto PS High Flex [58]

Il piatto è sottile ma resistente ed ha uno spessore massimo di 2,3 mm; in questo modo si può aumentare lo spessore minimo del polietilene e migliorare la conservazione dell'osso.

I componenti tibiali che utilizzano la lucidatura DURAHONE, insieme al meccanismo di bloccaggio a coda di rondine periferico, riducono il micro-movimento, e quindi l'usura, dell'inserto del 29% rispetto ai metodi di lucidatura manuale. Infine, per migliorare la presa del cemento, si utilizza il processo di sabbiatura che determina una certa rugosità superficiale del componente. [58]

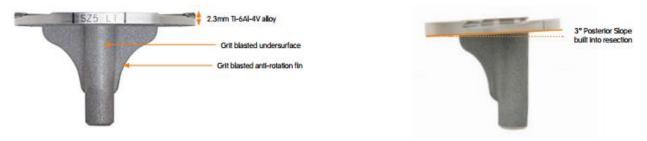


Figura 50. Piatto tibiale asimmetrico ed inclinato posteriormente [58]

♣ Journey II

Il sistema Journey II comprende le versioni BCS, CR e XR



Figura 51. Journey a conservazione del crociato anteriore (modello XR) ed a replicazione del crociato (modelli CR e BCS) [59]

• Journey II BCS (bi-crociato stabilizzato)

E' un sistema adatto a pazienti giovani che intendono mantenere uno stile di vita attivo. Permette la flessione fino a 155° ed il normale roll-back del femore, nonostante il sacrificio di entrambi i legamenti. La flessione profonda è garantita dall'offset mediale posteriore più largo e dai condili femorali asimmetrici e più estesi che durante il movimento aumentano l'area di contatto. [59]

Rispetto ad una protesi tradizionale, viene migliorato l'allineamento del femore e della tibia lungo l'asse meccanico in modo da ricreare la naturale cinematica dell'articolazione: è evidente (Figura 52) che il condilo posteriore è meno sporgente. Ciò fa sì che durante la flessione non si verifichi un eccessivo scorrimento in avanti del femore e conseguenti situazioni di instabilità. [59]



Figura 52. Sporgenza dei condili posteriori rispetto alla tibia [18]

• Journey II XR

Dalla metanalisi risulta chiaro che i pazienti che conservano entrambi i legamenti crociati dopo un intervento di artroplastica hanno un tasso di soddisfazione più alta. Allo stato attuale, anche se 6 pazienti su 10 presentano un ACL intatto, i sistemi di PTG tradizionali prevedono l'asportazione del legamento. [59] JOURNEY ™ II XR ™ è un impianto che mette insieme i vantaggi della conservazione del LCA e la sopravvivenza a lungo termine della PTG ed oggi i risultati sono simili a quelli di una soluzione standard. [59] Il componente femorale ha i condili asimmetrici, ma soprattutto l'inserto ha un design unico, con due parti, mediale e alterale, indipendenti tra loro. La placca tibiale lucidata riduce l'usura posteriore. [59]



Figura 53. Journey II XR, con conservazione di entrambi i legamenti crociati [59]

Alcuni studi riportano le potenzialità di questo impianto:

- schemi di movimento del ginocchio più fisiologici rispetto ai modelli CR.
- nel caso di impianti bilaterali, questo impianto è stato preferito rispetto alle versioni CR e PS.
- propriocezione da parte del paziente dopo l'impianto, paragonabile a quella dopo UKA. [59]



Figura 54. Modelli Journey II TKA [59]

↓ Legion

Le opzioni del sistema di ginocchio totale LEGION includono:

- GENESIS II Total Knee (CR e PS)
- LEGION CR, sistema a conservazione del crociato
- LEGION PS, sistema stabilizzato posteriormente
- LEGION RK, sistema di revisione
- LEGION HK, sistema con cerniera

LEGION è un sistema altamente versatile e consente ai chirurghi di semplificare il processo decisionale fornendo soluzioni personalizzate. Infatti, offre la possibilità di passare durante l'intervento da un impianto CR ad uno PS, fino a protesi di revisione, semplicemente con l'aggiunta di componenti compatibili. [60]



Figura 55. Modularità dei componenti nei diversi tipi di impianto [60]

LEGION e GENESIS II sviluppano un'articolazione equivalente ma lo fanno attraverso approcci chirurgici diversi, in particolare riguardo la rotazione femorale esterna. LEGION ha condili posteriori simmetrici mentre GENESIS II ha un condilo posteriore mediale più sottile per via della rotazione esterna incorporata.[60]

OXINIUM e Tecnologia VERILAST

Nel 1997, Smith & Nephew ha introdotto OXINIUM ™ Zirconio Ossidato, una lega metallica brevettata, disponibile per i sistemi di anca e di ginocchio.

Le principali caratteristiche sono biocompatibilità, durezza e resistenza all'abrasione e ai graffi.

Grazie a queste ottime proprietà gli impianti hanno dimostrato una riduzione dell'usura di più della metà rispetto alle leghe CrCo e di sensibilità ai metalli. Rispetto alla lega convenzionale in cromo cobalto, OXINIUM contiene infatti, molto meno cobalto (<0,002%), cromo (<0,02%) e nichel (<0,0035%).[61]

La superficie dell'OXINIUM è oltre due volte più dura e 5 volte più resistente all'abrasione rispetto al cromo-cobalto. Inoltre, è ridotto il rischio di fratture fragili rispetto agli impianti in ceramica e il peso è del 20% inferiore meno rispetto al cromo-cobalto. [61]

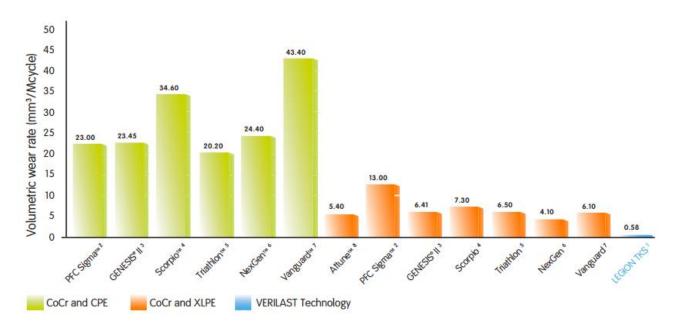


Figura 56. Tasso di usura volumetrico medio di CoCr contro polietilene convenzionale (CPE), CoCr contro polietilene reticolato (XLPE) e OXINIUM contro XLPE come pubblicato dalle rispettive aziende con i rispettivi impianti. [61]

Smith & Nephew è l'unica azienda a offrire la tecnologia VERILAST™, la combinazione di OXINIUM, per il componente femorale, con l'inserto in polietilene ad altissimo peso molecolare altamente reticolato (UHMWPE). È una soluzione pensata per i pazienti più giovani e attivi, per soddisfare le loro aspettative in termini di prestazioni di usura, ma anche per i pazienti con sensibilità ai metalli. [61]

È compatibile con i sistemi JOURNEY II BCS, JOURNEY II CR e i sistemi LEGION. Se utilizzata in combinazione con quest'ultimo, ha dimostrato una significativa riduzione dell'81% dell'usura nei test simulati rispetto ai materiali convenzionali. Allo stesso modo è anche stato dimostrato che può durare fino a 30 anni di usura, ovvero il doppio dell'attuale standard di 15 anni. [61]

Conformis

↓ iTotal Identity

Oggi è l'unico impianto totale di ginocchio disponibile sul mercato, pensato e progettato per adattarsi all'anatomia individuale ed unica di ogni paziente.

Tramite scansioni TC 3D, viene estratta la geometria articolare naturale dei pazienti: in questo modo si riesce a eliminare problemi di sporgenza, sotto-copertura, dimensionamento, resezioni ossee inutili e di conseguenza, prevenire situazioni di dolore e/o revisione.

Dunque, utilizzando i dati del paziente, attraverso un software dedicato, si realizzano le curve J femorali specifiche, il componente tibiale per massimizzare la copertura ed inserti tibiali abbinati correttamente.

Per quanto concerne la tecnica chirurgica, il sistema che viene fornito è monouso e la strumentazione minima e altamente personalizzata per ogni fase della procedura.

Caratteristiche:

- Flangia e condili femorali asimmetrici
- Inserto tibiale CR: unico o in due pezzi, nella versione standard iPoly o iPoly XE, UHMWPE altamente reticolato e con aggiunta vitamina E.

Estensioni dello stelo disponibili da 20 mm e 40 mm [62]



Figura 57. Protesi iTotal Identity, modello CR con inserto in due pezzi [63]

5.5 Procedura chirurgica

Valutazione radiografica pre-operatoria

Prima dell'operazione il paziente viene sottoposto ad una serie di esami clinici così da poter fornire al chirurgo un quadro completo della situazione. Tra gli esami più importanti ci sono quelli radiografici, eseguiti in diverse condizioni per valutare altrettanti fattori: appoggio bipodalico (normale e sotto carico) per valutare l'asse meccanico ed eventuali deformità, vista frontale, laterale e assiale dell'articolazione, quest'ultima per studiare con attenzione la rotula ed il suo posizionamento rispetto alla troclea femorale.

Dalla vista coronale dell'articolazione si può capire se la rotazione è corretta o meno: la testa del perone deve essere per circa ¼ della sua superficie, nascosta dalla tibia. Inoltre, si analizza la presenza di artrosi in uno o entrambi i compartimenti, la variazione della normale rima articolare, la presenza di osteofiti o cisti subcondrali.

Dalle proiezioni laterali in leggera flessione, deve evidenziarsi l'allineamento tra i condili femorali posteriori (altrimenti significa che c'è una rotazione del femore), la linea articolare e lo stato dei tendini e legamenti. In particolare, i condili femorali posteriori devono essere allineati con la tibia posteriore, altrimenti significa che il legamento crociato anteriore non è perfettamente integro e può verificarsi usura del compartimento posteriore. Anche la posizione della rotula e del tendine rotuleo sono importanti fattori da considerare; per esempio, una rotula più bassa del normale è un problema perché limita la flessione. [64]







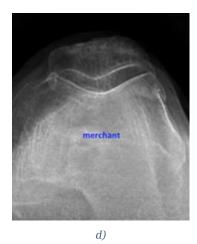


Figura 58. Proiezioni preoperatorie: a) vista frontale dell'intero arto inferiore, b) vista frontale dell'articolazione, c) vista laterale e d) assiale [64]

Vie di accesso

La scelta della via di accesso chirurgico considera diversi fattori tra cui il tipo di protesi, presenza di deviazioni assiali o cicatrici oltre che la preferenza e l'esperienza del chirurgo. [65]

Indipendentemente da quale accesso si scelga, è essenziale ottenere una visualizzazione adeguata delle strutture, minimizzando i rischi neurovascolari e per il tessuto muscolare, promuovendo, invece, la guarigione dei tessuti molli e massimizzando la funzione post-operatoria. [66]

L'accesso anteriore mediano con capsulotomia pararotulea mediale rappresenta la via di accesso più diffusa e utilizzata; laddove ci si trovi invece a dover affrontare un pronunciato valgismo può essere indicato un accesso laterale. [65]

In seguito all'anestesia e al posizionamento del paziente in decubito supino, si esegue l'incisione. Questa può essere una linea mediana diritta, oppure una leggera curva mediale o laterale. Alcuni autori [67] ritengono che le incisioni curvilinee siano migliori per la guarigione delle ferite, d'altra parte però, comportano un maggiore indebolimento della pelle. L'incisione più comune è quindi una linea mediana diritta. La lunghezza è variabile, in genere non superiore a 20 cm. [67]

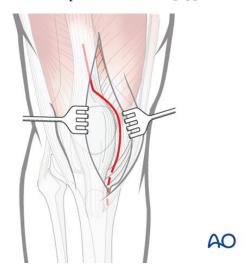


Figura 59. Vie di accesso, dritta sulla linea mediana o curva medialmente [68]

La resezione viene condotta fino all'apparato estensore, in modo che il tendine del quadricipite, la rotula e il tendine rotuleo siano tutti facilmente visualizzati.

La maggior parte dei chirurghi, per accedere alle strutture più interne dell'articolazione, sceglie un'artrotomia retinacolare mediale, curvilinea o diritta. L'artrotomia curvilinea (o pararotulea) è probabilmente il metodo più comune. In questa fase della procedura il ginocchio viene flesso e la rotula rovesciata. A questo punto può essere eseguita l'artroplastica del ginocchio. [66]

Esistono anche altri approcci, tra cui il subvastus e il midvastus, possibili anche con intervento miniinvasivo. Questo non esita soltanto in una minore incisione, ma si riferisce anche al numero di lesioni ai
tessuti molli. Anche l'accesso parapatellare mediano è disponibile con questo metodo in modo da evitare
l'incisione del tendine del quadricipite. Questa artrotomia limitata crea una "finestra mobile" in cui
l'articolazione non è visibile contemporaneamente, piuttosto l'incisione deve essere spostata durante
l'intervento per poter esporre l'osso sottostante necessario. [69]

Subvastus (e mini subvastus)

Questo approccio ha l'obiettivo di conservare il gruppo estensore, evitando l'incisione del tendine del quadricipite. Secondo alcuni studi, migliorerebbe il recupero del muscolo e ridurrebbe il dolore, mentre altri sostengono che non solo non offre alcun beneficio, ma aumenta anche le problematiche della ridotta visualizzazione del ginocchio. Non è un metodo raccomandato in ginocchio con deformità significativa o in pazienti obesi. [69]

Midvastus (e "mini-midvastus")

Si tratta di un compromesso tra i due approcci precedenti: incide meno il tendine del quadricipite e fornisce una migliore visualizzazione rispetto al subvastus. [69]

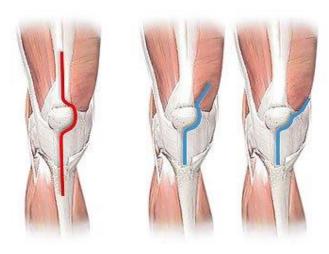


Figura 60. Via di accesso pararotulea mediale, varianti midvastus e subvastus [70]

Bilanciamento legamentoso

Per essere considerato correttamente bilanciato, un ginocchio deve avere spazi di flessione ed estensione rettangolari e della stessa misura, così che i due compartimenti sviluppino la stessa tensione. Nel caso in cui il gap è trapezoidale, si avrà un lato più allentato ("apertura del gap") che quindi sarà meno in tensione dell'altro; ciò potrebbe causare una PTG instabile e/o un'usura asimmetrica fino ad un precoce fallimento. [71]

Uno squilibrio eccessivo, per esempio con lo spazio di flessione più grande di quello in estensione possono causare instabilità in flessione, dolore, gonfiore, problemi a deambulare, usura anomala, allentamento meccanico prematuro dei componenti e disturbi nel tracking femoro-rotuleo. [72]

Le resezioni ossee e la tensione dei tessuti molli circostanti possono influenzare il gap di flessione (90°) e il gap di estensione (0°). Spesso, nonostante i tagli siano corretti, a per via dello squilibrio dei tessuti molli, il gap risulta trapezoidale.

In concomitanza allo svilupparsi dell'artrosi, tipicamente insorge e progredisce anche una deformità di varo o valgo. Negli anni, queste anomalie influiscono sulla tensione dei legamenti attorno al ginocchio. Una deformità in varo (90% dei casi) provoca l'allungamento dei legamenti laterali, mentre i legamenti mediali diventano tesi e rigidi. Per la deformità in valgo si verifica l'opposto. [71]

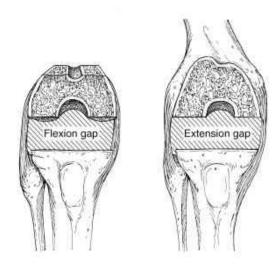


Figura 61. Gap rettangolari in flessione ed estensione [73]

L'approccio standard ha come esito il raggiungimento della stessa tensione mediale e laterale a 0° e 90°. Sono scelti soltanto due punti di riferimento (0° e 90°) perché più facilmente controllabili tecnicamente per i chirurghi, sebbene l'obiettivo sia quello di stabilizzare il ginocchio per l'intera gamma di movimento.

Il tessuto molle viene bilanciato eseguendo "rilasci" che tolgono tensione alle strutture tese e consentono a quel lato dello spazio di aprirsi per adattarsi all'altro lato.

Dopo ogni 'rilascio' bisogna ricontrollare i gap. [71]

PRIMARY TKA		EXTENSION GAP (distal femoral condyle)		
		TIGHT	NORMAL	LOOSE
FLEXION GAP (posterior condyles)	TIGHT	cut tibia	cut more posterior condyle	then thicker poly
	NORMAL	cut more distal condyle; or release posterior capsule	:)	cut more posterior condyle then thicker poly
	LOOSE	cut distal femur or release posterior capsule; then thicker poly	cut distal femur or release posterior capsule; then thicker poly	larger poly

Figura 62. Tipologie di gap in flessione ed estensione e soluzioni [71]

Tecniche chirurgiche per l'impianto protesico

Oltre alla tecnica tradizionale, oggi sono disponibili altre procedure chirurgiche innovative per l'intervento di protesi totale di ginocchio. Le principali sono:

- Navigazione chirurgica (Chirurgia computer assistita, CAS);
- o Chirurgia custom-fit con guide di taglio personalizzate e strumentazione paziente-specifica (PSI);



Figura 63. Allineamento intramidollare [74]

Navigazione chirurgica (CAS)

Oggi, con lo sviluppo della tecnologia, la navigazione chirurgica è una pratica che sta prendendo piede nello scenario ortopedico, rappresenta infatti un mezzo molto utile che affianca il chirurgo durante l'intervento e lo aiuta a raggiungere i principali obiettivi: attraverso tagli ossei molto accurati, si ottiene sia un asse meccanico post-operatorio che un bilanciamento legamentoso corretti.

Secondo alcuni autori, in ambito di artroplastica di ginocchio, la CAS permetterebbe di ottenere un accurato posizionamento dei componenti sul piano frontale, sagittale e di rotazione: i dati a supporto di questa affermazione mostrano che, con la CAS si può ottenere nel 90,4% dei casi, un allineamento femorale entro 2º dell'asse meccanico del femore (contro il 65,9% dell'approccio standard) e nel 95,2% un allineamento tibiale entro 2º dell'asse meccanico della tibia (rispetto al 79,7% dell'approccio standard). [75]

Un aspetto da non sottovalutare è il fatto che tutti i dati relativi al paziente sono forniti dal sistema stesso durante la procedura chirurgica e dunque non c'è bisogno di eseguire onerosi esami pre-operatori come Risonanza Magnetica o TC. È utile nei casi di deformità gravi. [18] D'altro canto, si tratta di una procedura complessa che richiede più tempo per essere eseguita. Inoltre, i costi sono più elevati rispetto alla tecnica tradizionale. Inoltre, per alcuni autori i potenziali vantaggi sono un più sofisticato bilanciamento dei tessuti molli, piuttosto che la superiorità nell'allineamento della gamba coronale Per queste ragioni sono necessari ulteriori studi clinici e follow-up per valutare benefici e costi.



Figura 64. Artroplastica totale di ginocchio computer assistita [76]

Tecnologia 'Custom-fit'

L'aspetto peculiare di questo metodo è sicuramente la fase di studio pre-operatorio: tramite diverse tecniche di imaging (TC o RMN), si ricostruisce virtualmente la parte ossea del ginocchio del paziente.

Sulla base di questa replica anatomica, si può realizzare anche un blocco di taglio customizzato, oppure si utilizzano maschere standard, basate comunque su punti di riferimento specifici. I punti di repere unici del paziente fanno riferimento o agli osteofiti, in caso sia stato effettuato un esame TC, o sulle cartilagini, in caso di RMN. Dunque, le guide di taglio vengono fissate tramite due perni. [18-77]

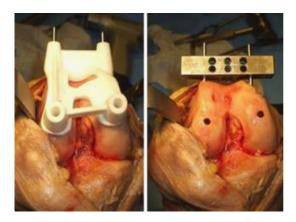


Figura 65. Mascherine che individuano il posizionamento "personalizzato" [77]

Con questa tecnica si hanno alcuni importanti vantaggi. Innanzitutto, i tempi dell'anestesia e quelli dell'operazione sono ridotti (non si utilizzano guide intra o extra-midollari), poi di conseguenza si abbassano i rischi di infezione. È stato dimostrato, tramite uno studio, che, in media, il tempo necessario per un intervento di artroplastica totale di ginocchio con tecnica tradizionale dura 125 minuti, invece la tecnologia 'custom fit' con le guide di taglio specifiche per il paziente, comporta un risparmio di 12 minuti. Questo approccio è anche caratterizzato da una riduzione dei costi economici relativi a pulizia e sterilizzazione degli strumenti chirurgici, poiché è richiesto un minor numero.

Tra gli altri aspetti positivi, la riduzione del dolore e della perdita di sangue (per l'assenza di guide intramidollari). [18] Secondo alcuni autori si può ottenere un allineamento dell'asse meccanico neutro migliore rispetto alle tecniche tradizionali (87% vs 77%) e con margini di errore sotto la soglia standard di 3°, quindi paragonabili a quelli ottenuti con la CAS. [77]

Grazie alla scrupolosa pianificazione pre-operatoria, è possibile prevedere con precisione la dimensione della componente femorale nel 92% dei casi, risultati anche migliori di quelli ottenibili con la CAS. Il principale limite resta la complessità della fase pre-operatoria, il costo elevato delle maschere di taglio e dell'imaging. [77]

Per concludere, allo stato attuale delle cose, non sembrano ancora esserci dati sufficienti per poter dimostrare una vasta applicabilità di questa tecnologia e pertanto sono necessari ulteriori studi e follow-up a più lungo termine. [77]



Figura 66. Alcune aziende, oltre alla mascherina "customizzata", forniscono un modellino dell'osso del paziente in modo tale che il chirurgo possa valutare come essa debba essere appoggiata [77]

6.I tagli femorali e tibiali: errori e conseguenze

Gli obiettivi comuni a tutte le tecniche di impianto sono il raggiungimento di un corretto allineamento degli assi, il posizionamento delle componenti ed un adeguato bilanciamento dei tessuti molli. Tutti questi fattori sono determinanti per la sopravvivenza dell'impianto.

L'allineamento meccanico si ripropone di posizionare la rima articolare perpendicolare all'asse meccanico: le resezioni avverranno, dunque, ortogonalmente rispetto all'asse meccanico di femore e tibia. [67]

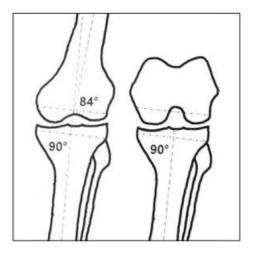


Figura 67. Allineamento neutro (classico): le resezioni ossee femorale e tibiale avvengono ortogonalmente all'asse meccanico rispettivo [67]

Questo tipo di allineamento non segue necessariamente l'anatomia, bensì ricerca le esigenze meccaniche dell'impianto in termini di fissazione, stabilità ed usura. [78] Per quanto riguarda il piano sagittale, l'allineamento è più difficile di quello sul piano frontale, ma altrettanto importante poiché strettamente legato al range di estensione del ginocchio.

Il femore, essendo tale anche fisiologicamente, si porta in una configurazione procurvata, per la tibia, invece, bisogna evitare il posizionamento in recurvato, ma è tollerato un procurvato. Se il ginocchio ha una flessione entro i 5º allora va bene, d'altra parte un recurvato seppur lieve, va evitato per impedire il conflitto del box femorale contro la camma tibiale negli impianti PS, e quindi usura precoce del polietilene.[67]



Figura 68. Componente femorale procurvata [67]

Indipendentemente dal modello di protesi o dalla tecnica scelta, i tagli ossei fondamentali sono quattro: la tibia prossimale, il femore distale, il femore anteriore e il femore posteriore, ognuno dei quali ha un diverso contributo sull'esito dell'intervento. In genere, al fine di ristabilire la linea articolare fisiologica, la quantità di osso resecato corrisponde allo spessore del componente protesico. [67]

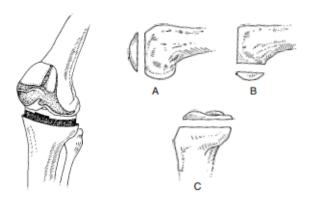


Figura 69. Tagli nell'artroplastica di ginocchio:
A) taglio femorale distale.
B) taglio femorale posteriore.
C) taglio tibiale prossimale. [79]

Un taglio sbagliato può comportare la scelta obbligata di ricorrere ad impianti più grandi o più piccoli rispetto all'anatomia del paziente, causando quindi una corrispondenza inesatta delle dimensioni. Se l'impianto ha una dimensione maggiore della componente ossea resecata, le componenti sporgeranno rispetto all'osso e questo comporta una serie di problemi come dolore, aumento della pressione articolare femoro-rotulea, maggiore sanguinamento e osteolisi.

Secondo Mahoney e Kinsey, una sporgenza della componente femorale di 3 mm o superiore in almeno una zona è stata associata ad un aumento del 90% delle probabilità di dolore al ginocchio 2 anni dopo l'intervento. [72]

Nella pratica clinica, realizzare tagli ossei precisi non è così semplice, anzi capita che in seguito a resezioni non corrette si creino spazi di 0,5 - 1,0 mm tra le superfici osso-impianto. Questi spazi possono ritardare il processo di osteointegrazione o addirittura impedire la fissazione. [72]

Gli errori di taglio possono essere divisi in due gruppi principali:

- errori commessi nell'esecuzione stessa da parte del chirurgo.
- errori legati alla strumentazione, quindi causati dal punto di ingresso sul femore distale con l'uso di guide intramidollari femorali, dallo spazio tra la guida di taglio e la sega o dalla mobilità della guida durante il taglio.

6.1 Errori legati all'esecuzione da parte del chirurgo

6.1.1 Femore distale

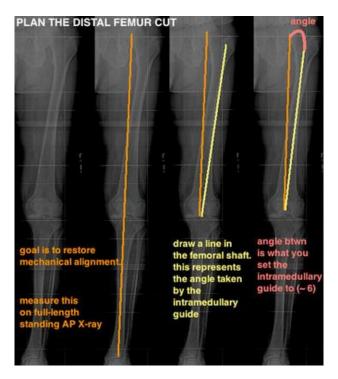


Figura 70. Pianificazione del taglio femorale distale [80]

Il femorale distale è il primo taglio da eseguire.

Dagli esami pre-operatori, tramite radiografia in appoggio bipodalico, viene determinato l'asse meccanico, dopodiché, con la guida intramidollare si individua l'asse anatomico e quindi si ricava l'angolo tra i due, di circa 6°. In caso di ginocchio varo o valgo, è possibile aumentare o diminuire questo angolo per la correzione. [80]

Il taglio del femore distale influenza il gap in estensione. Se i tagli ossei sono eseguiti correttamente (o° per la tibia e 6° per il femore), le superfici di tibia e femore distale saranno parallele e formeranno un rettangolo, indicando un gap di estensione bilanciato. Se lo spazio è trapezoidale, esisterà uno squilibrio dei tessuti molli che richiede una regolazione. [80]

Solitamente si taglia il femore distale di circa 9 mm. Una resezione eccessiva crea un gap in estensione maggiore di quello in flessione con conseguente recurvatum, viceversa, una resezione insufficiente crea una contrattura in flessione. [67]

Questo taglio influisce anche sulla linea articolare e sul tracking rotuleo, poiché mentre la posizione della rotula resta costante, la sua relazione con la rima articolare può variare. Per esempio, con un taglio di 9 mm e componente spessa 9 mm, la linea articolare verrà ripristinata correttamente, invece, con un taglio di 11 mm e componente di 9 mm, si avrà una rotula più bassa di 2 mm rispetto alla linea articolare rialzata. Questo si chiama "Patella Baja". Se una rotula normale impegna il solco trocleare a 15°-20° di flessione, nel caso di Patella Baja la rotula entra prima nella tacca intercondiloidea e colpisce il polietilene causando dolore, osteolisi e limitando la flessione. La rotula bassa, tuttavia, è un problema più frequente nei reimpianti, quando viene perso osso metafisario dopo l'espianto della componente femorale.

Nella situazione opposta, quando la linea articolare è abbassata, la rotula risulta rialzata e viene chiamata "Patella Alta". In generale è difficile abbassare la linea di giunzione (creando la "Patella Alta") perché gli inserti in polietilene sono disponibili in tante dimensioni (con scarti di 2 mm) quindi se erroneamente si tagliano 2 mm in più dalla tibia, con l'aggiunta di 2 mm sull'inserto si ricrea la linea nativa. [80]

Sul piano sagittale, il taglio del femore distale influenza la dimensione AP e quella della componente da impiantare, tuttavia l'entità di questa relazione non è ben chiara. A questo proposito è stato condotto uno studio [72] che si propone di capire come varia la dimensione AP quando si taglia il femore distale in flessione o estensione e se queste variazioni (con tagli in posizione flesse ed estese di 3° e 5°) siano tanto significative da determinare un impianto di dimensioni diverse. In generale, se si taglia il femore distale in posizione estesa, al fine di evitare il notch anteriore, si preferisce posizionare il componente femorale anteriormente, viceversa, in posizione flessa si vuole evitare che si crei uno spazio anteriore tra osso e protesi e quindi si posiziona il componente posteriormente.

Angolo del taglio	Dimensione A-P		
femorale	Media ± SD	Range	
Standard	52.2 ± 3.2	46.1-62.5	
3° in estensione	54.4 ± 3.2	47.4-64.5	
5° in estensione	55.7 ± 3.3	49.0-65.3	
3° in flessione	51.2 ± 3.0	45.2-60.1	
5° in flessione	50.0 ± 2.9	44.3-58.9	

Tabella 8 . Dimensione AP per diversi angoli di taglio del femore distale sul piano sagittale [72]

La Tabella 8 mostra i risultati ottenuti dai tagli distali nel piano sagittale e le conseguenze in termini di dimensione AP. Rispetto a questi dati, possiamo affermare che quando si effettua una resezione in estensione del femore distale si ha un aumento in termini di dimensione AP, viceversa, quando il taglio è eseguito in flessione, la dimensione AP diminuisce rispetto alla posizione standard (allineata perpendicolare all'asse anatomico femorale distale sul piano sagittale, tuttavia i risultati sono simili anche per l'allineamento perpendicolare all'asse meccanico del femore).

Un cambiamento di 3 mm nella dimensione AP può comportare un impianto di dimensioni diverse. Infatti, la maggior parte delle protesi si presenta in diverse taglie femorali, per esempio la dimensione AP aumenta da 2 a 4 mm per ogni taglia. Impianti con maggiori variazioni di dimensioni, forniscono migliore vestibilità.

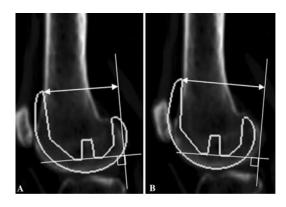


Figura 71. (A) Incremento della dimensione AP del femore distale con 5° di flessione. (B) Decremento della dimensione AP del femore distale con 5° di estensione. Le misure sono esequite parallelamente alla superficie di taglio distale. [72]

6.1.2 Femore anteriore e posteriore

Probabilmente queste due resezioni rappresentano la fase più critica della procedura.

La resezione anteriore passa attraverso il solco trocleare e influenza la femoro-rotulea. [80] Una resezione eccessiva può provocare il notching del femore distale, al contrario, con una sotto-resezione si può avere movimento limitato e disfunzione femoro-rotulea. [67]

Il taglio posteriore avviene attraverso i condili femorali posteriori e influenza il gap di flessione.

I tagli anteriore e posteriore devono essere paralleli e insieme sono importanti per la rotazione femorale. La rotazione sarà corretta se il gap ha forma rettangolare.

Prima di eseguire questi tagli, bisogna selezionare la dimensione dell'impianto tramite una guida alle taglie. Il taglio del femore anteriore, posteriore, gli smussi anteriore e posteriore vengono eseguiti tutti con la "guida di taglio 4 in 1" opportunamente denominata e disponibile per ogni dimensione del femore. [80]

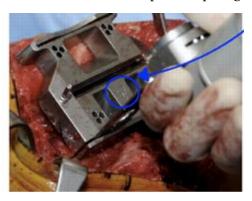


Figura 72. Guida di taglio 4 in 1 [80]

La resezione posteriore del femore è un passaggio cruciale: in un ginocchio sano i condili femorali posteriori non sono uguali, di conseguenza, una linea che li attraversa non è parallela al taglio tibiale e non basterà posizionare una maschera sotto i condili femorali posteriori per avere una rotazione neutra (si avrebbe una rotazione interna di 3°). Si può, invece, compensare con una maschera che ha 3° di rotazione esterna impostata e posizionarla sotto i condili femorali posteriori per ottenere la rotazione neutra. Soluzioni alternative prevedono altri punti di riferimento per orientare la maschera di taglio: una possibilità è la linea di Whitesides, una retta verticale parallela all'asse meccanico, oppure l'asse transepicondilare (collega gli epicondili mediale e laterale), una linea orizzontale perpendicolare all'asse meccanico. [80]

Dunque, si può scegliere una di queste 3 tecniche per ottenere la rotazione neutra.

La rotazione neutra è particolarmente importante perché influisce sul tracking rotuleo; soprattutto la rotazione interna ha conseguenze negative.

Le forze sulla rotula sono rappresentate dall'angolo Q. Esso indica la forza della sublussazione laterale, che si vuole ridurre al minimo (si ricerca un basso valore di Q). L'angolo Q ha valore di circa 13°-14° negli uomini e 17°-18° nelle donne (aumenta con la larghezza del bacino). La rotazione interna della componente femorale, o la sua medializzazione sposta il solco rotuleo medialmente rispetto al tubercolo tibiale: ciò aumenta l'angolo Q. Lo stesso succede con la tibia, dunque l'obiettivo è evitare la medializzazione e la rotazione interna delle componenti che causano dolore. [81-82]



Figura 73. Angolo Q [81]

Una rotazione interna di 1-4° provoca inclinazione/tracking rotuleo laterale; con $5-8^{\circ}$ si ha sublussazione rotulea e dolore; una rotazione interna grave $> 8^{\circ}$ può causare lussazione e fallimento.

Se la rotazione è errata ci sono conseguenze anche sul gap in flessione: la rotazione interna del femore causa una resezione eccessiva del condilo laterale e troppo scarsa del condilo mediale, determinando un lato mediale stretto e un lato laterale allentato.

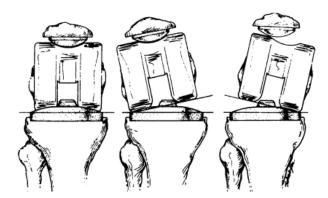


Figura 74. Effetto relativo della rotazione femorale sul tracking rotuleo. La posizione neutra e una posizione ruotata esternamente sono ben tollerate dalla rotula. La rotazione interna del femore muove medialmente il solco trocleare e contribuisce al maltracking femoro-rotuleo

Come abbiamo detto, lo spazio di flessione deve essere rettangolare (indicazione della rotazione) e della stessa dimensione dello spazio di estensione (circa 9 mm).

Il riferimento posteriore è il miglio modo per ottenere entrambe le cose: si posiziona una maschera dietro i condili femorali, si prende la misura (es.9 mm), si segnano due punti con altrettanti perni e si inserisce la guida di taglio 4 in 1 della misura scelta, su di essi.

Il vantaggio di questa tecnica è che si ricrea il normale offset del condilo posteriore (distanza tra la tangente al corticale posteriore del femore e l'estremità posteriore dei condili femorali posteriori). Questo parametro è importante perché è strettamente legato all'arco di movimento prima che si verifichi l'impingement. Un offset normale o aumentato ricrea il normale arco di movimento, se è invece ridotto, sposta la corticale posteriore del femore più vicino alla parte posteriore del ginocchio; in questo modo si verifica prima l'impingement e si riduce la flessione del ginocchio.

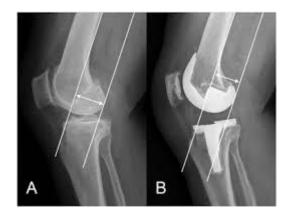


Figura 75. Offset condilare posteriore [84]

Il metodo con riferimento posteriore ha però un problema: la profondità del taglio anteriore non viene misurata direttamente, ma determinata dalla dimensione della maschera di taglio 4 in 1. Tecnicamente, il problema non dovrebbe esistere poiché il femore è già stato dimensionato il femore e quindi la maschera dovrebbe tagliare la giusta quantità di osso. Tuttavia, molti femori non si adattano perfettamente a una taglia, e quindi il taglio anteriore potrebbe essere o troppo superficiale, causando un riempimento eccessivo della femoro-rotulea perché si ha poco osso e molto metallo, o troppo profondo, determinando il notching del femore (il taglio anteriore entra nella diafisi femorale e aumenta il rischio di frattura periprotesica).

Come soluzione alternativa si può usare il riferimento anteriore, tecnica opposta alla precedente. Prevede la misura diretta della profondità del taglio anteriore e il posizionamento di due perni per fissare la maschera di taglio 4 in 1. Ora la profondità anteriore sarà corretta (nessuna notching e nessun riempimento eccessivo, 'overstuffing'), d'altra parte il problema è che il taglio del condilo femorale posteriore sarà più variabile in base all'anatomia del femore del paziente. Se il femore è grande rispetto alle dimensioni della guida 4-in-1, verrà rimosso posteriormente troppo osso, il che ridurrà l'offset del condilo posteriore e il range di movimento. Viceversa, se il femore è piccolo rispetto alla guida 4-in-1, si taglierà troppo poco osso e lo spazio di flessione sarà piccolo rispetto a quello di estensione. [81]

Per ultimare i tagli del femore, vengono effettuati i tagli obliqui e lo scasso centrale nel caso di protesi PS. La posizione dello scasso centrale determina la posizione in medio-laterale dello scudo femorale: pertanto la tendenza è di lateralizzarla il più possibile per favorire il tracking rotuleo. [83]

6.1.3 Tibia prossimale

Il taglio tibiale influenza sia il gap in estensione che quello in flessione. Durante il movimento, l'area e i punti di contatto tra femore e tibia variano: la tibia anteriore è il punto di contatto principale durante l'estensione e la tibia posteriore lo è durante la flessione. Dunque, si può agire su entrambi i gap variando il taglio. [80]

La tibia viene tagliata a o° (perpendicolare all'asse meccanico/anatomico), mentre sappiamo che la linea articolare è in leggero varo (circa 3°). Ciò significa che la resezione è maggiore per il compartimento laterale, e se diventa eccessiva, causa lassità in varo. È possibile compensare con un rilascio mediale dei tessuti molli oppure regolando i tagli femorali; in questo caso si sotto-reseca il femore distale laterale per riconciliare il gap di estensione, e si bilancia il gap di flessione aggiungendo 3° di rotazione esterna. [80]



Figura 76. Asse anatomico e meccanico della tibia. [80]

Si potrebbe semplicemente tagliare la tibia di 3º in varo, tuttavia la scelta di tagliare a oº è giustificata dai chirurghi con un approccio conservativo poiché esiste sempre un margine di errore. Gli studi hanno dimostrato che se il nostro obiettivo sono oº, si può avere un errore fino a 3º (in varo o in valgo) nel 30% dei casi, consentendo comunque impianti stabili. Se invece volessimo ottenere sin dall'inizio 3º di varo, mantenendo lo stesso range di errore, si arriverebbe ad un massimo di 6º di varo. Questo valore provoca un taglio mediale più profondo, esponendo l'osso spongioso a forze troppo elevate con rischio di rottura e mobilizzazione. Pertanto, i chirurghi ritengono più sicuro un taglio a oº. [80]

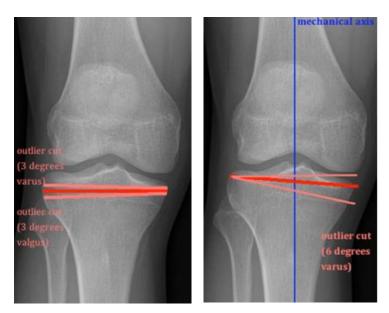


Figura 77. Tagli a 0° (sx) e 3° di varo (dx) e outliers nei due casi [80]

Come per il femore, anche per la tibia si misura prima l'asse meccanico, tramite Rx, e poi l'asse anatomico, questa volta con una guida extra-midollare.

6.1.4 Rotula

È importante riconoscere che il resurfacing rotuleo non è sempre richiesto nelle protesi di ginocchio e non è lo standard in molti paesi; tuttavia esiste un'ampia controversia, tanto che negli Stati Uniti è invece lo standard.

Per il taglio della rotula, vanno innanzitutto misurati diametro e spessore al fine di definire la taglia della componente protesica. Per quanto riguarda lo spessore, da esso va sottratto lo spessore del componente protesico scelto, comunque come regola generale va mantenuto un bone stock di almeno 2 cm, altrimenti si corre il rischio di frattura dell'osso. La guida quindi viene poi regolata in base al risultato che si ottiene. È importante evitare di tagliare la rotula troppo sottile perché aumenta il rischio di frattura quando la rotula viene tagliata a <12 mm di rotula nativa. [80]

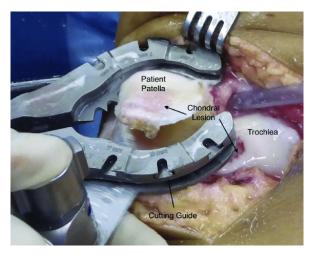


Figura 78. Guida di taglio della rotula [85]

Viceversa, una sotto-resezione (quindi un maggiore spessore osseo) provocano overstuffing del compartimento femoro-rotuleo, si crea una tensione anteriore e laterale e questo provoca una diminuzione del ROM e aumentano i rischi di tilt e sublussazione. Bisogna poi forare la superficie appena tagliata con 3 fori, in cui andrà inserita prima la prova e poi l'impianto definitivo. Il design protesico standard ha 3 pioli perché il rischio di frattura è inferiore rispetto al design a piolo singolo (è minore la tensione sviluppata tra osso ed impianto). Con la protesi di prova si misura lo spessore complessivo che dovrebbe risultare uguale a quello iniziale e si eseguono anche alcuni controlli per valutare il tracking rotuleo.

Per quanto riguarda il posizionamento della protesi, è consigliata una medializzazione di circa 2,5 mm; in questo modo migliora il tracking rotuleo e diminuiscono le forze di contatto femoro-rotuleo in fase di flessione. Sempre per gli stessi motivi, come abbiamo già visto, è possibile agire anche regolando il posizionamento medio-laterale della componente femorale. [86]

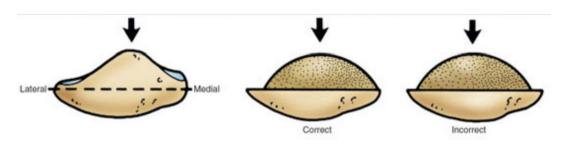


Figura 79. Posizionamento componente rotuleo [86]

6.1.5 Allineamento anatomico (o cinematico)

È un tipo di allineamento che tiene conto dell'anatomia del paziente, in particolare del fatto che la linea articolare sia a 3° di varo. Dunque, i tagli saranno a 3° di varo per la tibia e 9° di valgo per il femore. [3] In questo caso la rima articolare è parallela al suolo. [67]

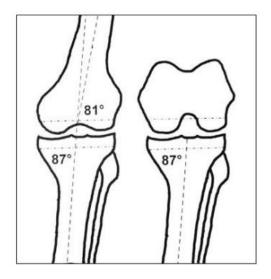


Figura 80. Allineamento anatomico (o cinematico) [67]

La resezione del femore distale è parallela alla linea articolare distale del femore (3° in valgo). Per il taglio femorale posteriore si utilizza un sistema di riferimento posteriore impostato a o° di rotazione (a differenza dell'allineamento meccanico, a 3° di rotazione esterna) quindi a diretto contatto con i condili posteriori.

La resezione della tibia avviene in leggero varo, a 3º (nell'allineamento meccanico è a oº).

Nonostante alcuni studi passati dimostrassero che i tagli tibiali oltre 3,9° di varo erano causa di maggiori possibilità di fallimento, studi più recenti non mostrano evidenze di effetti avversi. [80]

Oltre alla preferenza del chirurgo, il metodo 'meccanico' è preferibile con un morfotipo neutro, leggero varo o deformità in valgo riducibile. Viceversa, un allineamento anatomico è più indicato in pazienti con ginocchia vare. [78]

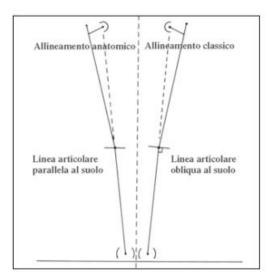


Figura 81. Allineamento anatomico e allineamento classico (o neutro) [67]

6.2 Errori legati alla strumentazione

6.2.1 Errori di taglio causati dalla rotazione della lama della sega

Tra gli errori di taglio ce ne sono alcuni legati alla strumentazione stessa e che devono essere controllati.

È stato condotto uno studio interessante per valutare in particolare gli errori dovuti alla rotazione della lama della sega all'interno della fessura della guida.

In questo studio [87] è stata utilizzata una guida di taglio femorale 4 in 1 con spessore 20 mm e fessure da 1,5 mm. Sono state prese in considerazione 4 tipi di lame per sega: lame strette (12,5 mm) e larghe (25 mm), con spessori standard (1,2 mm) e più spesse (1,4 mm). Con la sega oscillante sono stati eseguiti i tagli anteriori e posteriori che, a livello teorico, devono essere paralleli, tuttavia, al fine di valutare il massimo errore possibile, sono stati eseguiti tagli divergenti e convergenti. È stata valutata la distanza tra i due tagli a diverse profondità (0, 1, 2, 3, 4, 5 e 5,5 cm).

L'errore massimo di un taglio si ottiene dividendo per quattro la differenza tra la distanza del taglio divergente e quella del taglio convergente.

$$M.E. = \frac{(D-C)}{4}$$
NTERIOR CUTS
POSTERIOR C

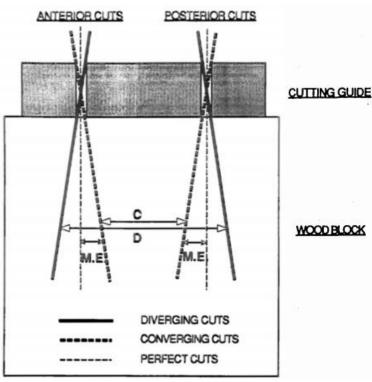


Figura 82. Rappresentazione del massimo errore possibile tra taglio anteriore e posteriore. (D: distanza in tagli divergenti provino; C: distanza nel provino di tagli convergenti; M.E.: errore massimo in un taglio) [87]

Come si può vedere in Figura 83, all'aumentare della profondità del taglio, il massimo errore dovuto all'oscillazione della lama della sega aumenta, a prescindere dalla lama utilizzata.

La lama più spessa (1,4 mm) presentava errori massimi significativamente inferiori rispetto alle lame con spessore standard (1,2 mm) a qualsiasi profondità di taglio. Le due diverse larghezze di una stessa lama, invece, mostravano differenze meno significative.

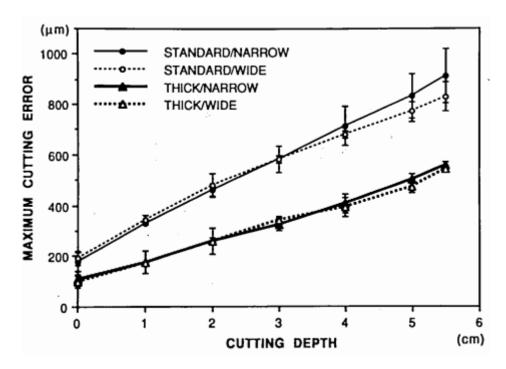


Figura 83. Errori di taglio massimi causati dalla rotazione della lama della sega con quattro tipi di lame: lame strette (12,5 mm) e larghe (25 mm) con spessori standard (1,2 mm) e più spesse, (1,4 mm). [87]

Se la mano del chirurgo si trova a circa 15 cm dalla guida di taglio, le deflessioni antero-posteriori della mano, che causano l'errore massimo di taglio, saranno circa 2,2 mm con lama da 1,2 mm e 0,7 mm con lama da 1,4 mm. Questi valori sono stati riscontrati anche nella pratica e sembrano essere comuni tra i chirurghi, quindi difficili da evitare.

6.2.2 Errori dovuti al movimento relativo tra la guida di taglio e il femore distale

Un altro problema legato all'uso della strumentazione chirurgica è la presenza di un movimento relativo tra la guida ed il tessuto osseo sottostante.

La guida può essere fissata al femore in vari modi, o tramite fissazione centrale o fissazione periferica. [87]

La fissazione centrale si ottiene fissando la guida di taglio a un'asta intramidollare inserita nel canale midollare e a sua volta l'asta è fissata all'osso tramite piccole alette. Questo metodo ha due varianti: guida di taglio 'allentata' se è consentito un movimento di 0,5-1,0 mm della guida stessa, oppure guida di taglio 'stretta' se viene aggiunta una vita e non è consentito movimento.

La fissazione periferica, invece, si ottiene con perni o morsetti inseriti nei fori della guida di taglio.

Anche in questo caso, è stato condotto uno studio [87] che analizza vari scenari possibili e calcola gli errori. La guida di taglio è stata posizionata sulla superficie di taglio distale e fissata al femore con vari metodi. È stata utilizzata una lama stretta con spessore standard e sono stati eseguiti gli smussi anteriore e posteriore ed i tagli anteriore e posteriore. I movimenti relativi tra la guida di taglio e il femore distale (direzioni medio-laterale e antero-posteriore) sono stati misurati tramite due trasduttori differenziali variabili linearmente (LVDT). Per ogni taglio è stata calcolata la vibrazione massima e fatta la vibrazione media. Lo spostamento massimo della guida di taglio è stato calcolato come l'intervallo massimo dei movimenti della linea di base nei quattro tagli.

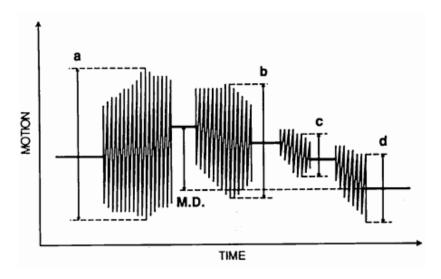


Figura 84. Vibrazione media e spostamento massimo. 'a', 'b', 'c' e 'd', vibrazioni massime della guida durante gli smussi anteriore, posteriore e i tagli anteriore e posteriore, rispettivamente. Vibrazione media = (a + b + c + d)/4 M.D., spostamento medio [87]

Inizialmente vengono analizzate situazioni diverse con fissazione singola.

Se si utilizzano perni grandi si ha una fissazione migliore, in entrambe le direzioni, rispetto a perni piccoli, sia in termini di vibrazione media che spostamento massimo, tuttavia senza significative differenze.

Con i morsetti si riducono le vibrazioni, ma non controllano gli spostamenti (oltre 1500 µm).

Tra i metodi di fissazione singola, l'asta intramidollare fissata al blocco di taglio con una vite aggiuntiva (guida stretta) sembra il metodo che dà i migliori risultati. Esso riduce notevolmente vibrazioni e spostamenti della guida, anche rispetto al gruppo con guida allentata.

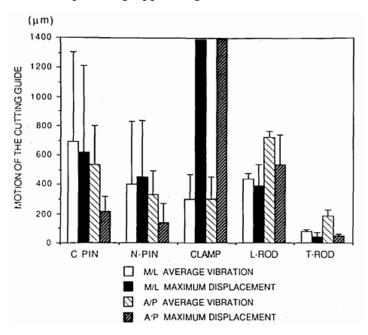


Figura 85. Movimenti relativi tra la guida di taglio e il femore distale nei gruppi con il solo metodo di fissazione singola. (perno piccolo, perno grande, asta libera e asta stretta) [87]

In un secondo momento, l'analisi è stata ripetuta utilizzando combinazioni diverse di fissazioni (Figura 87).

Complessivamente, sono stati ottenuti risultati migliori rispetto alla fissazione singola, per esempio la combinazione di perni grandi e morsetti, era migliore della sola fissazione con perni o con morsetti, ma gli spostamenti massimi erano ancora 50 - 100 μ m o più.

La combinazione che ha fornito i migliori risultati è stata la fissazione stretta con asta intramidollare combinata con la fissazione periferica (perni e/o morsetti). Gli spostamenti massimi in questo caso sono stati inferiori a $50 \mu m$.

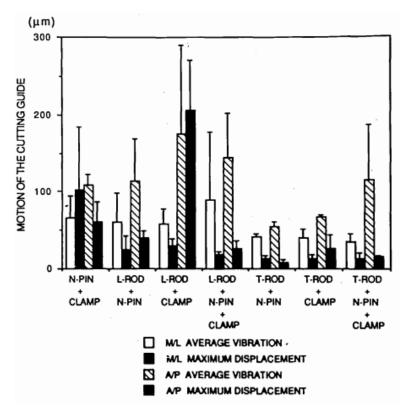


Figura 86. Movimenti relativi tra la guida di taglio e il femore distale nei gruppi con metodi di fissazione combinati (perno piccolo, asta libera e asta stretta) [87]

Il motivo per cui metodi di fissaggio singoli hanno dato risultati peggiori dei metodi con combinazione di fissaggio, è legato al fatto che i primi si ancoravano ad osso di scarsa qualità, invece la guida endomidollare stretta si relaziona con l'osso subcondrale del solco rotuleo, relativamente duro, e con l'osso corticale endosseo duro.

In conclusione, ricordando i risultati ottenuti da questi studi, errori di taglio superiori a 0,5 mm possono essere causati sia dall'alternanza della lama della sega che dal movimento della guida per il taglio. Entrambi dovrebbero essere ridotti al minimo diminuendo entrambi i fattori di errore, ovvero utilizzando una lama spessa e fissando rigidamente la guida di taglio al femore distale con i metodi di fissazione combinati di un'asta centrale e perni o morsetti periferici.

6.2.3 Errori legati alla guida endomidollare

Il sistema meccanico tradizionale prevede l'impiego di guide intra ed extra midollari. Esse nascono con lo scopo di aiutare il chirurgo durante l'intervento chirurgico e poter migliorare l'accuratezza dei tagli femorali e tibiali. All'inizio, per il femore, si utilizzavano sistemi extramidollari che ricreavano l'asse meccanico, tuttavia oggi, sono stati in gran parte sostituiti da guide intramidollari, costituite da un'asta che viene inserita all'interno del canale midollare e che replica l'asse anatomico del femore. In questo modo, rispetto alle guide precedenti, vengono eliminati i problemi di localizzazione del centro dell'articolazione dell'anca, e quelli legati al trattamento di pazienti obesi. Per contro, la guida endomidollare può provocare un rischio più grande di embolia (a causa delle bolle d'aria che si possono formare), limitazioni o impossibilità nel suo impiego in caso di deformità ossea, traumi o presenza di mezzi di sintesi che ostruiscono il canale midollare. In casi di pazienti obesi o con canali midollari larghi si passa da un'accuratezza di 2º dall'asse neutro dal 90% al 72%. La situazione può essere ulteriormente aggravata in pazienti con gravi situazioni di valgismo o varismo; in questi si possono avere complicanze più gravi, problemi di mal posizionamento delle componenti e conseguente allineamento non ottimale dell'asse del ginocchio. Nonostante questo, i sistemi endomidollari sono comunque più accurati (80%-90% dei casi l'asse meccanico ricreato è entro 2º dal neutro) ed è per questo che, allo stato attuale, i moderni sistemi di protesi di ginocchio, ricorrono a questo tipo di guide femorali per eseguire i tagli. [75-88]

Poiché esiste un impatto diretto dell'allineamento sulla sopravvivenza a lungo termine della PTG, diventa fondamentale conoscere le criticità di questo strumento.

Gli errori possono essere dati da:

- posizione errata del punto di ingresso;
- rotazione dell'asta IM;
- lunghezza errata dell'asta IM;
- diametro insufficiente dell'asta IM per la cavità midollare. [89]



Figura 87. Guida femorale intramidollare.[60]

Deviazioni dai parametri corretti possono provocare un disallineamento complessivo dell'impianto anche di diversi gradi. [88] Jiang e Insall hanno notato che, nelle radiografie A-P, l'angolo dell'asse anatomico-meccanico non cambiava in modo significativo con la rotazione del femore. Ovviamente l'errore si riduce con una più precisa determinazione dell'asse anatomico. La rotazione può diminuire il valgo e conferire flessione/estensione al taglio A-P. Tuttavia, l'effetto è trascurabile per piccoli gradi di rotazione errata; per 10° di rotazione errata, l'effetto è ~1° sul piano sagittale e ~0,3° sul piano frontale. Potrebbe non essere possibile evitare errori derivanti dagli osteofiti o dall'incurvamento o dalla rotazione del femore durante la pianificazione basata su radiografie 2D. [89]

Punto di ingresso dell'asta IM

Questo parametro è fondamentale per il posizionamento della componente femorale, che a sua volta sappiamo essere un fattore determinante per l'allineamento dell'impianto sia in coronale (varo/valgo) che sagittale (flessione/estensione).

Diversi studi [89-90] hanno riportato che anche piccole deviazioni dal punto corretto di inserimento possono provocare un disallineamento di parecchi gradi, oltre che il notch del femore distale anteriore o overstuff del compartimento anteriore. Queste situazioni possono avere un impatto negativo sul risultato finale dell'impianto (per frattura del femore distale in corrispondenza della tacca o causando una ridotta mobilità). Comunque, viene influenzato negativamente l'intero l'allineamento dell'arto inferiore.

È consigliato identificare il punto di ingresso della guida già in fase pre-operatoria; nel caso di pazienti con osteofiti, bisogna rimuovergli e poi localizzare il punto di ingresso corretto.

Purtroppo, non sempre il punto di ingresso dell'asta intramidollare è stata considerato un passo fondamentale nel successo della protesi totale; in letteratura non sono disponibili precise informazioni su dove inserirla e sull'angolo di resezione appropriato del femore distale.

In generale, se l'errore nell'inserimento della guida (errore distale) è laterale, si avrà un mal allineamento in valgo del blocco (aumenta la quantità di valgo risultante); se il punto di ingresso è più mediale, allora si avrà un'inclinazione in varo (diminuisce la quantità di valgo risultante).

Al fine di migliorare l'accuratezza e la precisione dell'allineamento degli arti attraverso il sistema di guida endomidollare, che restano sempre strumenti controllati dalla mano dell'operatore e quindi legati alla loro esperienza, sono state introdotte tecniche assistite da computer; in questo modo è possibile verificare in sede intra-operatoria il corretto svolgimento della procedura e identificare eventuali errori di inserimento e allineamento dell'asta. Nonostante ci sia il potenziale per garantire il posizionamento ideale dell'asta IM, oggi tuttavia, la tecnologia assistita da computer non è ancora una pratica standard ed i suoi potenziali vantaggi clinici sono ancora in via di risoluzione: le principali preoccupazioni sono legate all'aumento dei tempi chirurgici correlato e all'elevato costo degli strumenti, che potrebbero limitarne l'adozione, soprattutto nei paesi sottosviluppati e in via di sviluppo. [89-90]

È stato condotto uno studio [90] che confronta i risultati ottenuti con i due sistemi analizzando tre diversi punti di ingresso nel femore distale: il primo foro è stato praticato centralmente al solco trocleare e gli altri due a distanza di 5 mm da esso rispettivamente nella parte anteriore e posteriore lungo l'asse anteroposteriore.

È stata quindi utilizzata una fresa da 5 mm di diametro per realizzare ciascuno dei 3 punti (Figura 90).

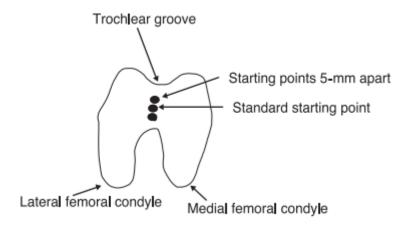


Figura 88. Rappresentazione del femore distale e del posizionamento dei 3 punti di partenza per l'allineamento intramidollare $\lceil 90 \rceil$

L'asta di allineamento è stata strumentata con emettitori a infrarossi in modo tale che l'allineamento dell'asta potesse essere confrontato con l'asse meccanico del femore determinato dal sistema di tracciamento assistito da computer. I risultati sono stati confrontati, sia sul piano coronale che su quello sagittale.

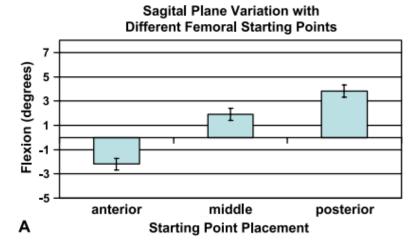


Figura 89. L'allineamento sagittale dei 3 diversi punti di ingresso della guida indomidollare.[90]

Dalla figura 91 si vede che rispetto al punto centrale, i punti posizionati anteriormente e posteriormente ad esso mostrano differenze in termini di flessione dell'asta intramidollare. In particolare, il foro di ingresso anteriore comporta un'angolazione di $-2,2^{\circ}$ +/- $1,4^{\circ}$ rispetto all'asse meccanico (ovvero condizione di recurvato della componente femorale); il punto centrale risultava in $1,9^{\circ}$ +/- $2,2^{\circ}$ di flessione della componente femorale rispetto all'asse meccanico femorale dal sistema di chirurgia assistita da computer e infine quello posteriore ha determinato una flessione di $3,8^{\circ}$ +/- $2,6^{\circ}$.

L'intervallo di flessione della componente femorale in relazione all'asse meccanico femorale definito dal computer era compreso tra $2,2^{\circ}$ di ricurvo e $8,7^{\circ}$ di flessione dal punto di partenza dell'ingresso della guida intramidollare anteriore a quello posteriore.

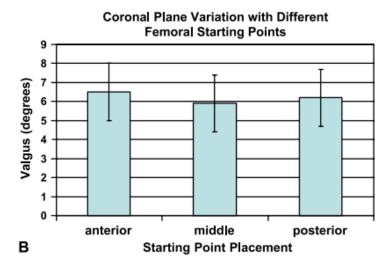


Figura 90. Conseguenze sul piano coronale dei 3 diversi fori di ingresso della guida endomidollare [90]

Per quanto riguarda l'allineamento sul piano coronale nei 3 diversi fori, non è emersa nessuna differenza significativa. L'allineamento in valgo medio era di $5,2^{\circ}$ +/- $0,9^{\circ}$. A seconda dell'angolo in valgo utilizzato per la resezione femorale distale, ciò può o meno comportare un cambiamento significativo nell'allineamento degli arti inferiori (cioè, se si utilizza un taglio femorale distale in valgo di 7° , ciò potrebbe comportare $1,8^{\circ}$ +/- $0,9^{\circ}$ di allineamento in valgo sul lato femorale dell'articolazione).

Da questo studio risulta evidente che non è sufficiente considerare solo l'allineamento coronale della guida endomidollare, ma bisogna considerare anche il piano sagittale; infatti, deviazioni di soli 5 mm rispetto alla posizione centrale (anteriormente o posteriormente) provoca variazioni significative. Per concludere, gli autori [90] raccomandano un punto di ingresso della guida situato antero-medialmente alla parte centrale del femore distale (circa 6,6 mm mediale al centro della tacca).

Come già sappiamo, la pianificazione preoperatoria ha un ruolo fondamentale nel risultato finale in termini di allineamento dell'impianto, in particolar modo essa è critica per i pazienti con deformità femorali o larghezza anormale del canale femorale. In questi casi, le scansioni TC degli arti inferiori con ricostruzione 3-D possono consentire una pianificazione più accurata ed un migliore allineamento.[89]

Tutti gli studi precedenti che esaminavano l'asta IM nella PTG erano basati sulla ricostruzione 2-D da radiografie o cadaveri.

È stato condotto uno studio [89] che utilizza ricostruzioni 3D per simulare la posizione di inserimento dell'asta IM nel canale femorale con l'obiettivo di evitare l'errore angolare che può verificarsi con i metodi 2D a causa dello spostamento della rotazione e dell'inchino del femore.

È stata considerata un'asta simulata di diametro 8 mm e lunghezza 20 cm, ed è stato utilizzato un modello matematico per calcolare l'errore di allineamento dell'asta IM come mostrato in Figura 93.

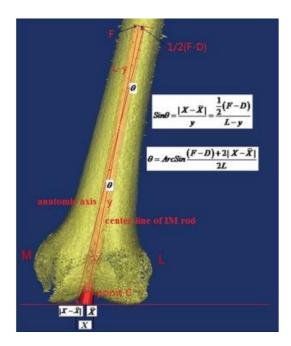


Figura 91. Stima matematica del potenziale errore di allineamento θ . [89]

- F: diametro del canale midollare 20 cm sopra la superficie articolare
- L: lunghezza dell'asta
- D: diametro dell'asta
- |X X⁻|: distanza dall'asse anatomico al punto mediato

Utilizzando il modello matematico di Novotny, si ottiene:

$$sin\theta = \frac{|X - X^{-}|}{y} = \frac{1/2(F - D)}{L - y}$$

Dopo la transizione a $sin\vartheta = \frac{(F-D)+2*|\mathbf{X}-\mathbf{X}^-|}{2L}$, l'errore angolare potenziale θ può essere calcolato da questa equazione matematica: $\vartheta = \arcsin\left[\frac{(F-D)+2*|\mathbf{X}-\mathbf{X}^-|}{2L}\right]$

Prendendo la tacca intercondilare come punto di ingresso per l'asta IM ($X^-=0$), risulta un errore medio dell'angolo potenziale θ di 1,45 \pm 0,35° (intervallo 0,49-2,36°) sul piano coronale e 2,28 \pm 0,64° (intervallo 1,43-3,68°) sul piano sagittale.

Con un punto di ingresso 3 mm mediale e 6 mm anteriormente alla tacca intercondiloidea, è stato invece calcolato un errore angolare potenziale massimo θ di 1,58° sul piano coronale e 1,95° sul piano sagittale; l'errore potenziale medio era 0,88 ± 0,21° (intervallo 0,46–1,58°) sul piano coronale e 1,13 ± 0,39° (intervallo 0,49–1,95°) sul piano sagittale.

Dunque, adottando un punto di ingresso medio di 3 mm mediale e 6 mm anteriore rispetto alla fossa intercondiloidea, si ottiene un potenziale angolo di errore sempre minore di 2º, quindi entro deviazioni accettabili e che assicurano sicurezza relativa anche in assenza di strumenti di guida avanzati. Questi parametri di ingresso, inoltre, determinavano errori angolari di circa la metà di quelli ottenuti con l'ingresso riferito alla tacca intercondiloidea.

Esiste uno studio molto importante [91] in cui viene ricavata la posizione del punto di inserimento ottimale dell'asta intramidollare come un rapporto (rispetto alle dimensioni mediolaterale e anteroposteriore del femore distale) e non come un valor medio; un valore mediato infatti può produrre errori nel caso di un femore piccolo o grande. Il punto di ingresso ottimale è stato calcolato come rapporto sul piano coronale e su quello sagittale. Il valore coronale è 0,53 volte la larghezza del femore distale misurato dalla corticale laterale. Il valore sagittale è 0,33 volte la dimensione antero-posteriore misurata dalla corticale anteriore.

Uno studio più recente [92] ha analizzato come i cambiamenti nel punto di ingresso di un'asta modificano il rapporto tra l'asta e la superficie articolare del femore distale ma anche con l'angolo di resezione del femore distale. Sono stati considerati 3 diversi punti di ingresso: A, apice della tacca intercondiloidea; B, 10 mm anteriormente ad A sullo stesso piano sagittale; C, 8 mm mediale al punto B. (Fig. 94).

Si è presa un'asta intramidollare di 50 cm di lunghezza e 6 mm di diametro e inserita nel canale femorale (registrando l'avanzamento all'interno) attraverso fori allargati per fare in modo che non venissero limitati i movimenti dell'asta. Sull'asta è stata montata una guida di taglio femorale e misurati gli angoli tra l'asta e il piano delle superfici condilari per entrambi gli estremi del movimento latero-mediale dell'asta. Le misurazioni sono state ripetute utilizzando un'asta più spessa di 9 mm di diametro.

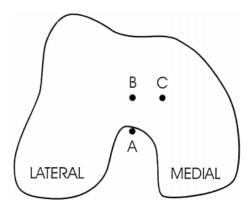


Figura 92. Rappresentazione schematica del femore con 3 punti di ingresso dell'asta intramidollare, A, B e C [92]

Punto di ingresso	Angolo medio in valgo	S.D.	Range
A	7.0°	1.6°	4-10°
В	8.0°	1.0°	7-10°
C	10.2°	1.0°	9-12°

Tabella 9. Angolazione in valgo femorale distale per i tre punti di ingresso utilizzando un'asta da 6 mm [92]

La Tabella 9 mostra gli angoli tra l'asta intramidollare e il piano dei condili per i tre diversi punti di ingresso utilizzando un'asta da 6 mm. Si può notare l'ampio range degli angoli per il punto di ingresso A, mentre gli angoli maggiori misurati erano nel punto di ingresso C. L'asta entrava nel canale di circa 25 cm, salvo in alcuni casi in cui raggiungeva solo 12 cm.

La Tabella 10 mostra invece i risultati ottenuti in seguito all'ampliamento del foro di ingresso (da 6 mm a 9 mm di diametro). Quando si utilizzava l'asta stretta c'era sempre una gamma di libertà latero-mediale, mentre in alcuni casi con l'asta larga, questa risultava saldamente fissata in posizione nel canale e non aveva un raggio di movimento latero-mediale. Inoltre, con il foro allargato era sempre possibile far avanzare l'asta di almeno 25 cm.

Diametro	Estremo	Angolo medio	S.D.	Range
dell'asta		valgo		
6 mm	mediale	10.6°	1.1°	9-12°
6 mm	laterale	6.5°	1.9°	3-9°
9 mm	mediale	9.6°	1.4°	7-11°
9 mm	laterale	7.2°	1.8°	5-10°

Tabella 10. Misurazioni angolari per posizioni estreme mediali e laterali dell'asta intramidollare avendo aumentato le dimensioni dell'ingresso buco [92]

L'intervallo medio di movimento latero-mediale era di 4,1° per l'asta stretta e di 2,4° per l'asta larga. L'intervallo di angoli misurato era di 3-12° per l'asta stretta e di 5-11° per l'asta larga.

Da questo studio si dimostra che i punti di ingresso anteriori o antero-mediali rispetto all'apice della tacca intercondiloidea forniscono un angolo in valgo riproducibile che differisce molto poco da soggetto a soggetto.

Un punto di ingresso anteriore dava un angolo medio in valgo di 8,0°, mentre un punto di ingresso mediale dava un angolo medio di 10,2°. Questi angoli differiscono leggermente da molte raccomandazioni precedentemente riportate per l'angolo di resezione femorale distale sulla base dell'analisi radiografica dei componenti impiantati.

Il punto di ingresso esattamente all'apice della tacca intercondiloidea dà un angolo medio di 7,0° con un ampio intervallo di valori a causa dell'impossibilità di far avanzare l'asta di una distanza sufficiente nel canale femorale. La probabile ragione dell'impedenza è che quando viene praticato un foro di ingresso nella tacca intercondiloidea, l'asta si attesta sulla corticale femorale anteriore a causa dell'arco del femore distale. In questo modo si determina anche una imprecisa impostazione del blocco di resezione.

Un punto di ingresso troppo posteriore posizionerà il taglio femorale in una flessione eccessiva.

Allargando il diametro del foro di ingresso abbiamo dimostrato che un'asta intramidollare stretta ha un range di movimento all'interno del canale intramidollare di 3-12° dall'estremità laterale a quella mediale e che un'asta larga aveva un range di 5-11°. Questa osservazione sottolinea l'importanza del punto di ingresso che può essere più importante nei pazienti anziani nei quali il riassorbimento corticale determina un capiente canale femorale. In pratica, ciò significa che un punto di ingresso posizionato in modo errato, troppo mediale o troppo laterale, potrebbe portare a una misurazione degli angoli grossolanamente imprecisa e a una resezione femorale distale non corretta. [92]

Per l'artroprotesi totale del ginocchio se la tibia viene tagliata perpendicolarmente al suo asse, eliminando così i 3° di varo tibiale, il blocco di resezione femorale dovrebbe essere impostato a 5° per il punto di ingresso anteriore e 7° per l'ingresso anteromediale, indipendentemente dal sesso, dall'altezza o dall'habitus corporeo del paziente.

Diametro e lunghezza dell'asta IM

Oltre all'errore dovuto al mal inserimento della guida, va considerato anche l'errore prossimale, ovvero la deviazione risultante in varo/valgo data dall'inclinazione prossimale dell'asta. Nei casi in cui il canale è particolarmente ampio, sarebbe utile una radiografia intraoperatoria per controllare la posizione dell'asta.

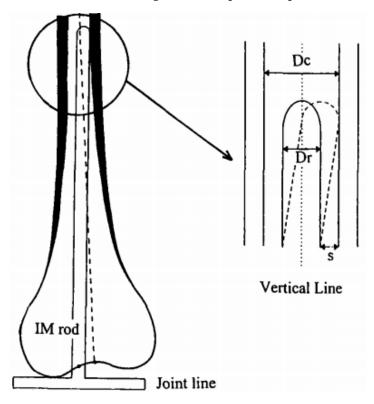


Figura 93. Femore distale con inserimento dell'asta intramidollare. (Dc: diametro del canale midollare, Dr: diametro dell'asta IM, s: differenza tra i due raggi) [93]

Uno studio [93] ha proposto un modello matematico per studiare gli errori legati alla guida endomidollare, compreso l'errore prossimale (Figura 95).

Si prenda come esempio un'asta di diametro 8 mm. Se l'errore di inserimento è nullo (errore distale), si nota che man mano che si sale lungo il canale, aumenta il potenziale errore di allineamento in varo/valgo (errore prossimale). A livello teorico, se il canale avesse una larghezza anch'esso di 8 mm non potrebbero esserci errori e quindi disallineamento. Solitamente il canale è più largo dell'asta utilizzata e dunque si avranno delle deviazioni: la deviazione mediale causerà l'inclinazione del blocco di resezione distale in valgo quella laterale, invece, provocherà un eccesso di varo.

Con un'asta del diametro di 8 mm e lunghezza 4 pollici, l'errore massimo era di 8,65°, mentre con un'asta di diametro 10 mm e lunghezza 12 pollici questo potrebbe essere ridotto a soli 0,76°.[93]

In altri studi [91-93] si è concordi nel raccomandare l'uso di un'asta con diametro di 9 mm e di 228,6 mm (9 pollici) di lunghezza. L'errore potenziale di un'asta da 9 mm di lunghezza 101,6 mm (4 pollici) sul piano coronale è di 5,5° e sul piano sagittale è di 4,74°. Questi valori diminuiscono a 0,66° sul piano coronale e 1,22° sul piano sagittale quando la lunghezza dell'asta viene aumentata a 228,6 mm (9 pollici). Risulta una relazione inversa tra diametro, lunghezza errore angolare: una lunghezza o un diametro maggiore producono un minore valore dell'angolo di deviazione. All'aumentare della lunghezza dell'asta utilizzata, il diametro prossimale del canale si riduce dando a un'asta più lunga meno possibilità di divergenza dall'asse anatomico, invece, maggiore è il diametro dell'asta, minore è la distanza tra il canale e l'asta e minore è l'errore potenziale. Sfortunatamente, le dimensioni delle aste più grandi sono molto meno universali e

sarebbero poco pratiche per molti pazienti. Inoltre, nel caso in cui l'asta fosse troppo lunga per essere completamente inserita nel canale, cercando di spingerla all'interno o passando ad un'asta più corta, si avrebbero ulteriori complicazioni. Sebbene non siano attualmente disponibili, i diametri variabili delle aste sarebbero un modo pratico per migliorare la precisione di questi sistemi.

Infine, bisognerebbe considerare anche le combinazioni di diversi tipi di errori. In genere si può dire che l'insieme degli errori prossimale e distale può avere un duplice effetto: o additivo, se entrambi se provocano un disallineamento in valgo (es, punto di ingresso laterale e deviazione intramidollare prossimale mediale) o di contrasto reciproco (es. punto di ingresso laterale e deviazione intramidollare prossimale laterale). [93]

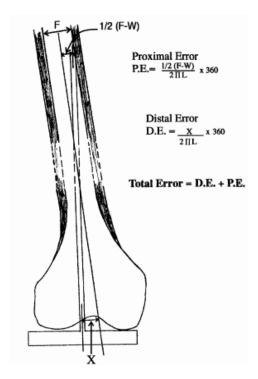


Figura 94. Modello matematico usato per stimare il massimo errore potenziale usando la guida endomidollare. (F: diametro midollare prossimale, L: lunghezza dell'asta, W: diametro dell'asta, X: distanza dal corretto ingresso dell'asta al centro della tacca intercondiloidea [93]

Rotazione dell'asta endomidollare

Nonostante non sia quasi mai stata studiata, è possibile che la rotazione dell'asta intramidollare attorno al proprio asse, influenzi l'allineamento del blocco di resezione del femore distale. In effetti, diversi studi hanno dimostrato che in direzione sagittale le aste non sono sempre parallele all'asse femorale meccanico ma presentano un angolo compreso tra 3° di estensione e 12° di flessione. È stato quindi ipotizzato che i piani di taglio coronale (varo/valgo) e sagittale (estensione/flessione) siano influenzati da cambiamenti rotazionali delle guide di allineamento femorale intramidollare, con conseguenti errori di taglio significativi. Gli errori di taglio coronale nel piano femorale distale potrebbero non solo provocare un disallineamento generale della gamba e spazi di estensione asimmetrici, ma anche innescare successivi errori di taglio sagittale. Gli errori di taglio sagittale possono causare notch femorale anteriore dell'impianto e influenzare le dimensioni del gap di flessione e dell'offset della componente posteriore.

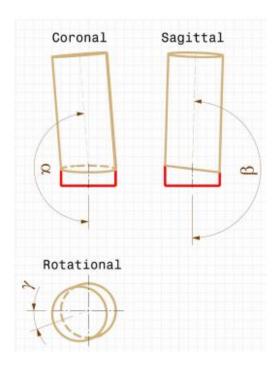


Figura 95. Angoli di varo/valgo sul piano coronale (α) , di flesso-estensione sul piano sagittale (β) e di rotazione (γ) [94]

Quando l'asta di allineamento è angolata in estensione rispetto all'asse femorale meccanico, la rotazione esterna aumenta l'angolo di taglio coronale effettivo, mentre la rotazione interna lo diminuisce. L'effetto opposto si riscontra con l'asta di allineamento in flessione: la rotazione interna diminuisce mentre la rotazione esterna aumenta l'angolo di taglio coronale. Per quanto riguarda l'allineamento sagittale, la rotazione esterna dell'asta determina una maggiore flessione effettiva del taglio, mentre la rotazione interna riduce la flessione effettiva.

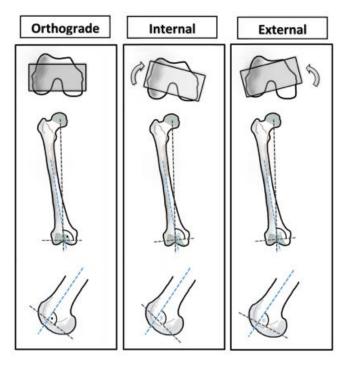


Figura 96: Effetto della rotazione della guida di allineamento intramidollare sul piano di taglio femorale distale. In un allineamento intramidollare la guida è intrusa in flessione neutra e 6° di valgo rispetto all'asse anatomico femorale risultando in un piano di taglio coronale ortogonale e sagittale distale rispetto all'asse femorale meccanico. Quando l'asta di allineamento intramidollare viene ruotata internamente (b), il piano di taglio coronale cambia in un taglio efficace in varo (δ) mentre nel piano sagittale il piano di taglio cambia in estensione (β). Quando l'asta di allineamento intramidollare viene ruotata esternamente (c), anche il piano di taglio coronale si trasforma in un taglio in varo (δ) , mentre nel piano sagittale il piano di taglio si trasforma in flessione (α), rispetto all'asse femorale meccanico. [94]

Per capire meglio si possono fare dei casi più pratici: per esempio, in caso di un'angolazione preimpostata di 6° valgo e assenza di deviazione sagittale, sul piano coronale si hanno piccole variazioni, entro 1,4° con 40° di rotazione esterna e interna. Se invece l'asta è allineata a 4° di estensione e ruotata internamente di 40°, l'allineamento coronale si riduce di 4° –2,0° in valgo. Al contrario, si vedono solo piccoli effetti quando viene applicata la rotazione esterna. È interessante notare che quando l'asta si trova in flessione rispetto all'asse meccanico, si può osservare l'effetto opposto, che mostra un angolo in valgo diminuito con rotazione esterna. Un'asta con 6° valgo preimpostato e 12° di flessione mostra un taglio in valgo di - 3,1° (significa 3,1 taglio in varo) quando l'asta è ruotata esternamente di 40°. Viceversa, un taglio efficace in valgo di 12,3° in valgo risulta quando l'asta è ruotata internamente di 40°. [94]

Questi risultati suggeriscono di essere cauti riguardo alla deviazione dell'allineamento sagittale e alla rotazione errata dell'asta. Recenti studi hanno però dimostrato che l'allineamento sagittale non può essere previsto dal chirurgo, in quanto l'esatta anatomia del femore rimane invisibile durante l'intervento. Allo stesso modo per la posizione esatta dell'asta, l'incurvamento e l'antiversione femorale. Inoltre, a causa del deterioramento, la stima del punto esatto di ingresso dell'asta di allineamento può causare difficoltà.

Possiamo concludere dicendo che l'allineamento rotazionale delle aste femorali intramidollari ha un forte impatto sul piano di taglio coronale e sagittale e dunque va considerato quando si utilizzano questi strumenti. L'effetto aumenta con il grado di valgo preimpostato, rotazione e flessione.

Influenza delle radiografie pre-operatorie e taglio di routine a 5°-6° di valgo

Diversi autori [95-96] sono d'accordo sul fatto che sebbene possano ritrovarsi aspetti comuni tra i vari pazienti e quindi alcune approssimazione siano sicure, esiste comunque un'ampia variazione nella forma femorale e nel valore dell'angolo di valgismo. Di conseguenza, le misurazioni preoperatorie dell'angolo formato dagli assi femorali anatomico e meccanico dovrebbero essere eseguite per consentire un taglio accurato del femore distale durante la PTG. Tuttavia, le radiografie a tutta lunghezza, comprese quelle antero-posteriori, non vengono eseguite sempre a causa dei costi elevati e della necessità di attrezzature speciali (bisogna tenere presente che le variazioni nella posizione del paziente durante l'acquisizione della radiografia a tutta lunghezza possono generare un errore fino a 2º nel calcolo dell'asse della gamba). È stato suggerito che la pianificazione preoperatoria con radiografie a tutta lunghezza dell'arto inferiore migliorerebbe l'accuratezza del posizionamento della componente femorale. Gli autori riportano variazioni angolari nelle posizioni delle componenti femorali di 1,6° e 1,4° tra radiografie 'corte' (17 pollici) e 'lunghe' (51 pollici). D'altra parte, altri autori [97] hanno riferito che l'uso di routine delle radiografie preoperatorie dell'intero arto inferiore, non si traduce in un miglioramento dell'allineamento del piano coronale postoperatorio dopo un'artroplastica totale del ginocchio non complicata. Infatti, oggi molti chirurghi, forti della loro esperienza, eseguono il taglio distale a 5°-6° di valgo. È lecito chiedersi se si tratti di una scelta sicura o azzardata. Alcuni sistemi di ginocchio totale, dunque, presumono che tutti i femori abbiano una variazione dell'asse anatomico-meccanico da 5° a 6° e per questo la guida di taglio è fissa. I 5°-6° della resezione in valgo del femore distale sono generalmente considerati sicuri da questi sistemi. La maggior parte dei sistemi, tuttavia prevede la presenza di una guida di taglio variabile che consente al chirurgo di regolare l'angolazione (sulla base delle misurazioni radiografiche pre-operatorie).

Per verificare la fattibilità di questa approssimazione è stato condotto uno studio [98] che analizza (per la popolazione britannica) la variazione dell'angolo tra l'asse anatomico e meccanico del femore e determinare la sicurezza da 5° a 6° del taglio in valgo femorale distale per un'artroprotesi totale del ginocchio di primo impianto in un caso di routine senza complicazioni.

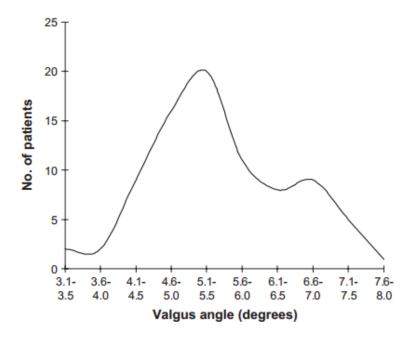


Figura 97. Distribuzione complessiva dell'angolo degli assi femorali.[98]

In questo studio è risultato un angolo medio in valgo tra l'asse anatomico e quello meccanico del femore di 5.4° +/- 0.9° . L'età, il sesso e la lateralità dell'arto non hanno causato differenze significative su questo angolo nel nostro studio (Fig.99). Sulla base di questi valori si può concludere che un taglio da 5° a 6° in valgo del femore distale per l'artroplastica totale primaria di ginocchio non complicata di routine sia effettivamente sicuro.

Altri autori confermano questi valori: Moreland ha riportato l'angolo fisiologico in valgo tra l'asse anatomico e meccanico del femore come 6,0 +/- 1,0°; Mcgrory et al. hanno riferito che dal 5° al 6° del taglio in valgo del femore distale con un adeguato bilanciamento dei tessuti molli e un taglio tibiale neutro durante un'artroplastica totale del ginocchio non complicata ripristina un asse meccanico neutro in più dell'85% dei casi. Hanno anche confrontato direttamente i risultati rispetto all'utilizzo delle radiografie a tutta lunghezza con cui l'angolo di taglio femorale distale variava da 5° a 8° (media, 6,2°). Per i pazienti con radiografie corte il femore distale è stato tagliato con un angolo di 5°. In tutti i casi, sono state eseguite lunghezza radiografie postoperatorie a tutta per valutare l'asse meccanico. Non c'era alcuna differenza significativa tra i due gruppi in termini di asse meccanico postoperatorio. Kharwadkar et al. [97] hanno invece utilizzato esami TC preoperatori per analizzare l'angolo di taglio in valgo distale. L'angolo medio era di $5,4^{\circ} \pm 0,9^{\circ}$ (intervallo: $3,3^{\circ}-7,6^{\circ}$). Non c'erano differenze significative di età, sesso o lateralità dell'arto tra i pazienti. Pertanto, l'uso di routine di un angolo in valgo 5° - 6° per il taglio femorale distale durante una PTG primaria non complicata dovrebbe ottenere un taglio perpendicolare all'asse meccanico femorale.

Uno studio su pazienti coreani [97] sembra invece in contrasto con questa semplificazione. È stato ipotizzato che le deformazioni femorali prossimali, medie e distali, come la coxa vara, la coxa valga, l'incurvamento della diafisi femorale e l'ipoplasia condilare potessero influenzare l'angolo di guida intramidollare femorale durante la PTG. Anche se ancora non è ben chiara la relazione esistente tra la forma del femore sul piano coronale e l'angolo di taglio in valgo distale quando si utilizza una guida femorale intramidollare, tuttavia è probabile che variazioni coronali della forma femorale possano provocare un taglio distale non perpendicolare all'asse meccanico femorale.

La forma femorale è stata valutata considerando tre angoli in relazione al femore prossimale, medio e distale; questi angoli sono rispettivamente l'angolo della diafisi del collo del femore (FNSA), l'angolo di curvatura femorale (FBA) e l'angolo femorale distale laterale meccanico (mLDFA).

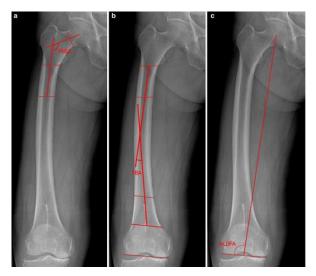


Figura 98. Misurazione della forma del femore prossimale, medio e distale. a) L'angolo della diafisi del collo del femore (FNSA) è l'angolo tra una linea verticale tracciata attraverso due linee orizzontali che bisecano il femore a o e 5 cm sotto la porzione più bassa del piccolo trocantere e una linea tracciata dal centro della testa del femore a il centro del collo del femore. b) L'angolo di piegamento femorale (FBA) è l'angolo tra le linee che bisecano il femore a o e 5 cm sotto la porzione più bassa del piccolo trocantere e una linea che collega i punti bisecando il femore a 5 e 10 cm sopra la superficie articolare distale. c) L'angolo femorale distale laterale meccanico (mLDFA) è l'angolo laterale tra la superficie articolare del femore distale e l'asse meccanico del femore [97]

I valori medi di FNSA, FBA e mLDFA erano $126^{\circ} \pm 4.8^{\circ}$ (intervallo: $115-148^{\circ}$), $0.8^{\circ} \pm 2.4^{\circ}$ (intervallo: $-5-16^{\circ}$) e $88.3^{\circ} \pm 3.1^{\circ}$ (intervallo: $75-99^{\circ}$), rispettivamente. L'angolo di guida intramidollare femorale medio era di $6.5^{\circ} \pm 1.3^{\circ}$ (intervallo: $4-13^{\circ}$): il 61% aveva un angolo di guida intramidollare femorale compreso tra 5° e 6° e 1° 8.

Il gruppo con un FBA > 3° aveva un angolo di guida intramidollare femorale medio più alto $(8,6^{\circ} \pm 2,2^{\circ})$ rispetto agli altri due gruppi. L'FNSA, che rappresenta la forma del femore prossimale, non ha mostrato alcuna correlazione con l'angolo di guida intramidollare femorale. L'FBA, che rappresenta la forma del femore medio, e l'mLDFA, che rappresenta la forma del femore distale, erano invece positivamente correlati l'angolo intramidollare femorale. con di guida L'FBA ha mostrato una correlazione particolarmente forte. Il numero relativamente elevato di pazienti (11,7%) con un inchino apparente > 3º suggerisce che l'uso di routine di un angolo di taglio femorale distale di 5° o 6° può provocare un tasso inaccettabilmente alto di mal allineamento postoperatorio. In altre parole, l'incurvamento della diafisi femorale sul piano coronale ha avuto la maggiore influenza sull'angolo di guida intramidollare femorale.

Pertanto, la conferma delle deformazioni femorali e la misurazione dell'angolo di guida intramidollare femorale devono essere eseguite preoperatoriamente su radiografie coronali che coprono l'intero femore. Ciò può comportare un taglio femorale distale più preciso durante la PTG. I risultati qui riportati sono in accordo con quelli di studi precedenti che mostrano ampie variazioni interpaziente nella forma del femore, inclusi piegamenti coronali, condili femorali deformati, coxa vara e coxa valga, nonché nell'angolo di guida intramidollare femorale. I pazienti di questo studio erano di origine coreana; pertanto, i risultati potrebbero non essere generalizzabili ad altre razze.

Controllo delle resezioni femorali

Nonostante le conoscenze acquisite e i progressi compiuti nell'artroplastica del ginocchio, per la tecnica convenzionale sono ancora descritti tassi rilevanti di valori anomali nell'allineamento coronale (14-32%) [99]. Se c'è una deviazione al di sopra del valore di cut-off accettato di \pm 3°, ci si può aspettare un risultato peggiore. Nonostante la precisa pianificazione preoperatoria, l'esecuzione della resezione rimane una fonte di errore per il successivo allineamento dell'impianto. Un controllo delle resezioni è quindi fondamentale. Mentre il controllo extramidollare (EM) delle resezioni non presenta problemi sulla tibia (la superficie della caviglia è ben esposta), un controllo EM delle resezioni femorali distali viene eseguito raramente. Poiché il centro dell'anca non è direttamente palpabile, un controllo intraoperatorio dell'asse femorale meccanico è impreciso, complicato e associato a una maggiore esposizione alle radiazioni.

E' stato condotto uno studio [99] per verificare la fattibilità di un controllo IM della resezione femorale distale. Per fare questo, in seguito al taglio, l'asta midollare e la guida di allineamento femorale distale sono state riposizionate. Dopo aver rilasciato il dispositivo di bloccaggio, è stata letta la posizione del piano di resezione rispetto all'asse anatomico femorale. Se questa deviava di oltre 0.5° dalla resezione pianificata, la resezione veniva corretta e il controllo ripetuto fino a quando la resezione era coerente con la pianificazione preoperatoria. Nel 59% dei casi è stato necessario eseguire una correzione intraoperatoria del taglio. Una resezione standard tra 5° e 7° avrebbe portato ad un corretto ripristino dell'asse meccanico solo nel 36% dei pazienti. Il punto di ingresso per l'asta intramidollare era in media di $5,4 \pm 4,5$ mm (da 6,8 mm laterale a 16,6 mm mediale) dall'asse femorale meccanico. La deviazione dell'asse meccanico della gamba intera valutata sulle radiografie post-operatorie della gamba intera in piedi era di $1,3^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$ (da $5,5^{\circ}$ in varo a $4,3^{\circ}$ in valgo). Se si considerano le deviazioni separatamente per le singole componenti, si ottiene una deviazione media della componente femorale di $0,1^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$ (da $4,3^{\circ}$ in varo a $3,7^{\circ}$ in valgo)

rispetto all'asse femorale meccanico e una della componente tibiale di $0.3^{\circ} \pm 1.2^{\circ}$ (da 4.2° in varo a 2.5° in valgo) rispetto all'asse tibiale meccanico. Il tasso di valori anomali > 3° sull'asse della gamba intera è stato del 6.8% (inferiore a quello riportato in letteratura). In relazione alle singole componenti, il tasso di valori anomali > 3° è stato dell'1.2% per la componente femorale e dell'1.9% per la componente tibiale.

Il risultato principale della presente indagine è stato che il controllo intramidollare della resezione femorale distale ha portato ad un preciso allineamento della componente femorale sul piano coronale. La tecnica per il controllo IM della resezione femorale distale qui presentata offre il vantaggio di poter essere eseguita rapidamente e in modo riproducibile, con un piccolo sforzo aggiuntivo. La necessità di una tale tecnica per il controllo delle resezioni è dimostrata dal fatto che il 59% delle resezioni doveva essere corretto dopo che erano state controllate. [99] I risultati radiologici postoperatori confermano questa osservazione con un'altissima precisione di allineamento dei componenti.

Conclusioni

I dati suggeriscono che, sebbene le attuali tecniche cliniche siano molto ben collaudate, possono essere ulteriormente migliorate e la precisione con cui vengono eseguite può ancora essere aumentata, riducendo le possibilità di risultati anomali e/o errati.

Tenendo presenta la variabilità dei parametri tra i diversi pazienti, alcuni possibili accorgimenti per ridurre al minimo gli errori introdotti dall'uso della guida endomidollare sono dunque:

- rimozione di eventuali osteofiti residui dalla tacca intercondiloidea;
- utilizzo di un'asta guida cannulata per aiutare a prevenire l'embolia adiposa
- allargamento del foro del canale intramidollare in direzione AP: questo consentirà al contenuto del canale midollare di fuoriuscire attraverso la fresa piuttosto che essere embolizzato;
- passaggio dell'asta midollare nel foro e risalita lungo il canale midollare del femore al fine di assicurarsi che il canale midollare non sia ostruito;
- evitare di spingere la guida IM troppo in dentro, poiché l'arco femorale aggiungerà una certa estensione al blocco di resezione distale e potrebbe causare intagli e fratture femorali;
- punto di ingresso situato in posizione anteriore (o antero-mediale) rispetto al centro della tacca intercondiloidea (inserzione del legamento crociato posteriore); in particolare si assume come riferimento 1 cm anteriore ed eventualmente 4-6 mm mediale
- se l'asta è inserita troppo lateralmente, il taglio distale sarà eseguito in valgo eccessivo;
- se l'asta è inserita troppo medialmente, il taglio verrà eseguito in varo relativo e la guida di taglio femorale distale si posizionerà eccessivamente distale (colpendo il bordo mediale distale del condilo mediale), il che ridurrà il gap di estensione
- un posizionamento posteriore eccessivo il più delle volte è il risultato di una valutazione errata della parte superiore della tacca intercondiloidea (a causa di un debridement inadeguato degli osteofiti della tacca); il posizionamento del foro troppo posteriore può portare alla flessione della componente femorale, che complicherà i successivi tagli femorali e porterà ad un'estensione incompleta del ginocchio;
- utilizzo di aste di diametri circa 9 mm
- utilizzo di aste di lunghezza almeno 228,6 mm (9 pollici)
- possibilità di produrre aste con diametri e/o lunghezze variabili
- controllo dei risultati con sistemi CAS
- utilizzo di un foro allargato per facilitare l'inserimento dell'asta

7. Ricostruzione 3D del modello anatomico del ginocchio

In questo capitolo verrà presentata la ricostruzione 3D del modello di un ginocchio sul quale successivamente verrà simulata una procedura di resezioni ossee per l'intervento di artroplastica totale di ginocchio.

7.1 Fase 1: Ricerca e analisi delle immagini in formato DICOM

Come punto di partenza, si sono ricercate immagini DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) riferite ad un esame di TC degli arti inferiori. Infatti, nonostante ci interessi solo l'articolazione del ginocchio (è stato scelto di studiare il ginocchio destro in particolare), per la fase pre-operatoria sono necessari alcuni esami e riferimenti che interessano l'intero arto.

Le immagini DICOM rappresentano il formato standard per analizzare informazioni ti tipo biomedico (immagini TC, MRi, radiografiche ecc.), poiché permettono lo studio dei parametri che ne regolano la comunicazione, la visualizzazione, l'archiviazione e la stampa. La TC è stata reperita sul sito *Embodi3D*, una libreria molto ampia di immagini mediche e modelli stampabili.

La Tomografia Computerizzata è uno strumento di diagnosi tramite immagini radiografiche che permette di esaminare ogni zona del corpo umano. Un fascio di raggi X viene convogliato sulla zona interessata e la attraversa dopo essere stato più o meno attenuato a seconda dei diversi tessuti che compongono il distretto corporeo analizzato. Questi vengono raccolti ed elaborati da un computer e dunque vengono ricostruite immagini in sezione e la geometria 3D dell'anatomia del tessuto. La qualità dell'immagine ottenuta dipende da vari fattori tra cui le proprietà del fascio di fotoni (dose, ampiezza ecc), dalla modalità di acquisizione, dalla collaborazione del paziente ecc.

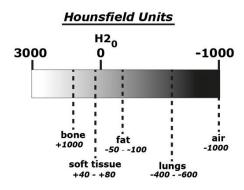


Figura 99. Scala Hounsfield.[100]

L'immagine è una sorta di mappa di pixel del coefficiente di attenuazione lineare del raggio attraverso i tessuti. I valori assunti da ogni pixel sono codificati da una diversa intensità su scala di grigi (dal bianco al nero linearmente). Il riferimento è la scala Hounsfield. In questo modo si avranno porzioni più chiare dove il raggio di fotoni è stato attenuato di più, viceversa, si avranno zone più scure. Le strutture ossee sono molto dense e quindi attenueranno maggiormente le radiazioni; sull'immagine risulteranno evidenziate in bianco (valore della scala Hounsfield elevato). [101]

Il paziente è un uomo: questo avrà leggere conseguenze sui valori di alcuni parametri fisiologici, diversi a seconda del sesso (es. angolo di valgismo fisiologico di 5° per gli uomini e 7° per le donne, circa).

Il paziente in questione non presenta patologie che possano incidere sul nostro studio, rilevanti deformità assiali degli arti inferiori o condizioni gravi di gonartrosi; per questo ultimo motivo, nel momento in cui dovranno essere eseguite le resezioni ossee, normalmente regolate sulla base del grado di degenerazione cartilaginea, verranno ipotizzati alcuni parametri.

7.2 Fase 2: Segmentazione delle immagini e realizzazione del modello 3D

Le immagini in formato DICOM sono state caricate e visualizzate tramite il software *Materialise Mimics Medica*l, un programma di elaborazione delle immagini 2D per la progettazione e lo sviluppo successivi di modelli tridimensionali.

L'interfaccia grafico del software nella visualizzazione standard, consiste in quattro viste diverse della stessa immagine: frontale (in alto a sinistra), assiale (in alto a destra), laterale (in basso a sinistra) e l'ultima in basso a destra rappresenta una vista 3D dell'oggetto.

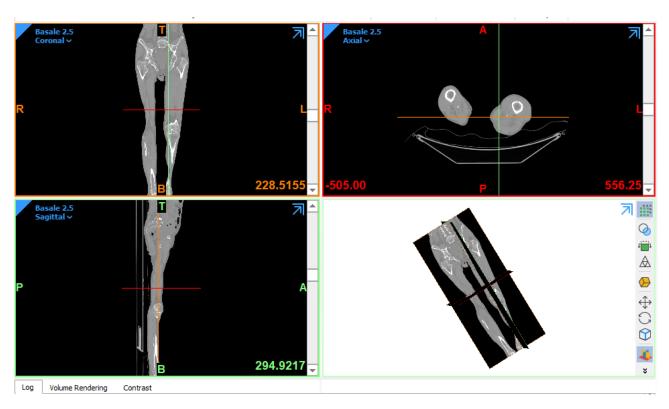


Figura 100. Schermata all'apertura di un file DICOM nel software Materialise Mimics Medical

Le immagini 2D vengono sottoposte alla segmentazione per creare le principali strutture di interessse (femore, tibia e rotula). Sulla base dei pixel che formano l'immagine si estraggono delle caratteristiche comuni e si classificano in base ad esse: una certa regione di pixel avrà determinate proprietà tipiche (intensità, colore, ecc.) e queste saranno diverse rispetto ad un'altra regione di pixel, accomunati da altri peculiari indici. In base a questo criterio si avrà che zone adiacenti avranno caratteristiche meno differenti rispetto a regioni più lontane.

Con il comando "thresholding" ('sogliatura') si sviluppa la fase di segmentazione; tenendo presente l'intensità della scala di grigi, l'obiettivo è quello di mettere insieme i pixel in base ad un valore ben definito. In prima battuta è stato selezionato il range calcolato da *Mimics* per il tessuto osseo ottenuto da immagini

TC: i pixel con valore compreso all'interno dell'intervallo verranno selezionati e creeranno l'oggetto da segmentare.

Name	Lower threshold (HU)	Higher threshold (HU)
Bone (CT)	226	3071
Soft Tissue (CT)	-700	225
Enamel (CT, Adult)	1553	2850
Enamel (CT, Child)	2042	3071
Compact Bone(CT, Adult)	662	1988
Compact Bone(CT, Child)	586	2198
Spongial Bone (CT, Adult)	148	661
Spongial Bone (CT, Child)	156	585
Muscle Tissue (CT, Adult)	-5	135
Muscle Tissue (CT, Child)	-25	139
Fat Tissue (CT, Adult)	-205	-51
Fat Tissue (CT, Child)	-212	-72
Skin Tissue (CT, Adult)	-718	-177
Skin Tissue (CT, Child)	-766	-202
Tooth (CT)	1200	3071
Prosthesis (CT)	800	3071

Figura 101. Range di thresholding predefiniti

A questo punto, dopo una prima definizione dell'oggetto da segmentare, si possono evidenziare le strutture ossee di nostro specifico interesse, quindi il femore, la tibia, e la rotula della gamba destra. Per fare questo verranno modificati in modo manuale gli estremi del *thresholding*, poiché, nonostante siano ancora parti ossee, ogni TC ha le sue caratteristiche. Per isolare ognuna di queste componenti si utilizzano delle apposite 'maschere'.

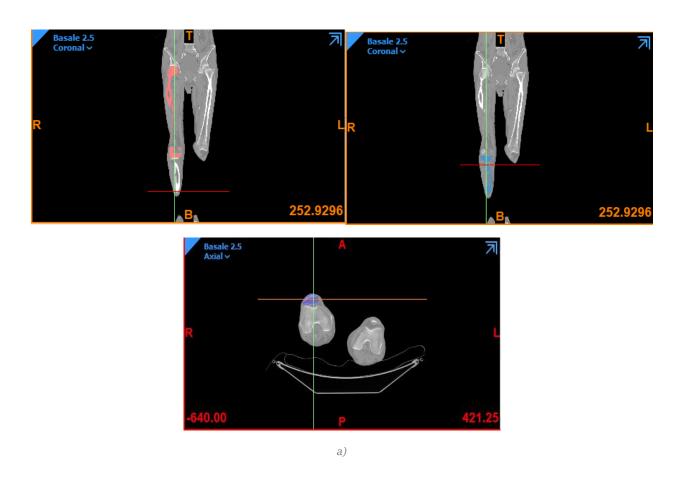
I range di thresholding sono stati i seguenti:

	Lower Threshold	Upper Threshold
Femore	80	3071
Tibia	88	3071
Rotula	80	1997

Tabella 11. Valori usati per la segmentazione

Così sono stati evidenziati con diversi colori i tre distretti. Per avere una prima idea sul risultato finale, per ognuno di essi è stato creato l'oggetto 3D corrispondente, tramite il comando *Calculate Part*. Risulta evidente che il volume appena generato non è esente da rumore e imperfezioni e va pertanto corretto. Per eliminare i problemi bisogna agire sulle maschere tramite i comandi *Draw* ed *Erase*: essi permettono di rimuovere parti di immagine che non interessano il componente in questione o, nel caso opposto, di selezionare e aggiungere zone che appartengono a quel distretto.

Viene ripetuto il calcolo dei volumi, che risultano così modificati (Figura 104). I file sono salvati in formato .stl.



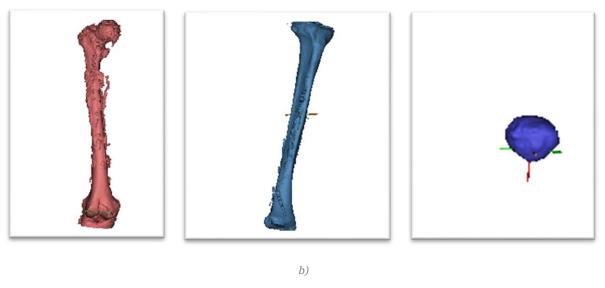


Figura 102. a) Maschere dei 3 segmenti ossei considerati: femore (rosa), rotula (blu) e tibia (azzurro), b) Segmenti ossei ricostruiti dopo la segmentazione

7.3 Fase 3: Post-processing

I modelli così creati presentano ancora numerosi errori e incongruenze. Per questo motivo deve essere eseguita una operazione di post-processing. Questo processo è un passaggio fondamentale per la visualizzazione e le operazioni sul modello (per esempio simulazione numeriche ad elementi finiti); inoltre diventa particolarmente importante quando si vuole realizzare una stampa 3D del modello in questione. Per questo esistono alcune funzioni che correggono i principali errori, mentre per altri sarà necessario intervenire manualmente.

L'operazione di post-processing viene eseguita su un altro software dedito all'ottimizzazione della struttura creata, ovvero *3-matic Research*. sempre appartenente al pacchetto *Materialise Magics*.

In particolare, per alleggerire il costo computazione del modello, è stata eseguita un'operazione di riduzione del numero di elementi della mesh con cui era stato realizzato il modello.

8. Simulazione della procedura chirurgica

8.1 Misure pre-operatorie

Una volta eseguito il post-processing, il modello completo viene così rappresentato sul software *3-matic Research* (Figura 104). Su tale programma verrà simulata l'intera procedura seguente.

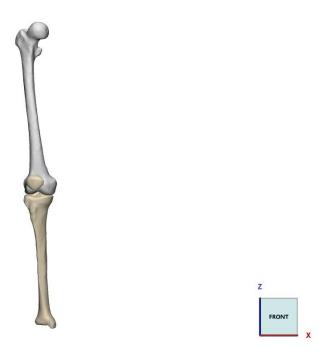


Figura 103. Modello osseo 3D completo

A questo punto, come prevede il protocollo pre-operatorio (verrà seguito il protocollo della Smith&Nephew per l'impianto della protesi LEGION), bisogna calcolare l'angolo di valgismo, ossia l'angolo tra l'asse meccanico e quello anatomico. Su tale misura si baseranno le regolazioni angolari delle guide e i tagli successivi, quindi il posizionamento finale della protesi, dunque si tratta di un parametro fondamentale per l'intera procedura.

Abbiamo dunque preso i riferimenti necessari, tracciato i due assi e calcolato l'angolo compreso tra essi, che è risultato di 5.40°. Esso rispetta il range di valori medi di angolo di valgismo, compreso tra 5° e 7°.



Figura 104. Angolo di valgismo

Il punto cardine di questo studio è la scelta del foro di ingresso dell'asta intramidollare. In base al punto in cui essa si inserisce nel femore distale, incide sull'angolazione dell'asta e quindi sulla lunghezza che penetra nel canale.

	Femore	Tibia	Rotula
M/L	88,11	84,39	-
A/P	75,21 -69,42	64,17	-
Spessore	-	-	26,96
Altezza	-	_	45,57
Diametro	-	_	52,72-45,40

Tabella 12. Misure ossee di riferimento

Prima di eseguire l'intervento, dalle radiografie pre-operatorie bisognerebbe controllare se esiste la presenza di un inchino femorale eccessivo o di un canale midollare largo; questi fattori possono influenzare negativamente la riuscita dell'intervento.

8.2 Simulazione dell'asta endomidollare e del foro di ingresso

L'asta è stata creata nel software di lavoro 3-matic Research, e caratterizzata dai seguenti parametri:

- forma di cilindro
- estremità inserita nel canale a forma di semisfera
- diametro 9 mm

Il valore del diametro è stato scelto in base a valori ricavati dalla letteratura che sono di uso comune nella pratica clinica. Inoltre, il protocollo Smith&Nephew prevede di utilizzare una fresa da 9,5 mm di diametro per aprire il canale femorale; anche per questo motivo è stata quindi selezionato questo diametro dell'asta. Il chirurgo, dopo aver assemblato lo strumento (asta intramidollare, blocco di resezione e blocco di allineamento in valgo), prende le misure per posizionare il foro e con una fresa (9,5 mm per questo protocollo) apre il canale (esegue una leggera pressione fino a quando la resistenza non diminuisce; a quel punto si è a contatto con il canale). Il canale eventualmente può essere allargato facendo ruotare delicatamente il trapano. A questo punto, viene inserita la guida fino a che essa non impatta contro il femore distale.

Noi abbiamo scelto una posizione del foro di 1 cm anteriore rispetto all'inserzione dell'LCP. Abbiamo posto un riferimento in quel punto, simulato ed allargato il foro con un cilindro di 1,2 cm di diametro. Abbiamo inserito l'asta all'interno del canale (facendo attenzione che restasse all'interno del range permesso dal foro), cercando di trovare una posizione adeguata; questo compito per noi è facilitato dal fatto che abbiamo la possibilità di visualizzare il canale femorale e quindi adattare (per quanto possibile con quel punto di ingresso) l'angolazione della guida. In questo modo abbiamo inserito l'asta per una lunghezza di circa 30 cm.

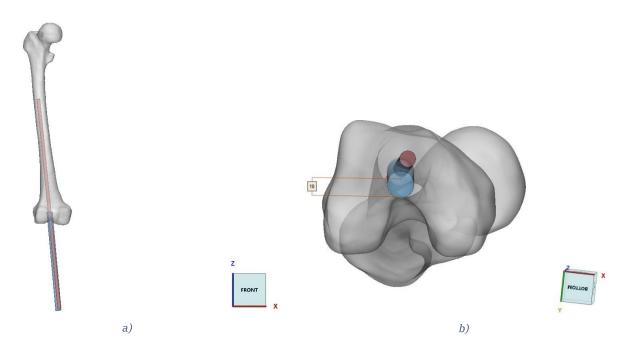


Figura 105. Asta intramidollare e foro allargato a) vista frontale e b) vista dal basso

8.3 Resezioni ossee

Il nostro paziente non presenta segni di artrosi, motivo principale per cui è necessario rimuovere l'osso compromesso e sostituirlo con un impianto in metallo. Per tale ragione, i tagli verranno ipotizzati in base le misure del paziente e all'esperienza del chirurgo, sotto le indicazioni del Dottor Surace.

Taglio del femore

Come da protocollo, il primo taglio da eseguire è quello del femore distale che deve essere perpendicolare all'asse meccanico. Per fare questo, il chirurgo, che ha di fronte a sé il sistema di guida assemblato, deve ruotarlo di una certa quantità in modo da portarlo a 90° rispetto all'asse meccanico. Nel nostro caso sono necessari 5° di rotazione; abbiamo tracciato un piano prima perpendicolare all'asta, in modo da simulare la guida, dunque ruotato questo stesso piano di 5°.

Sarebbe bastato creare un piano direttamente perpendicolare all'asse meccanico nel nostro caso, tuttavia abbiamo voluto seguire per quanto possibile la procedura chirurgica realistica in cui l'asse meccanico non è visibile, ma viene determinato proprio tramite l'uso dell'asta intramidollare. In questo modo i nostri dati, anche con margini di errore, dovrebbero essere più fedeli alla realtà.

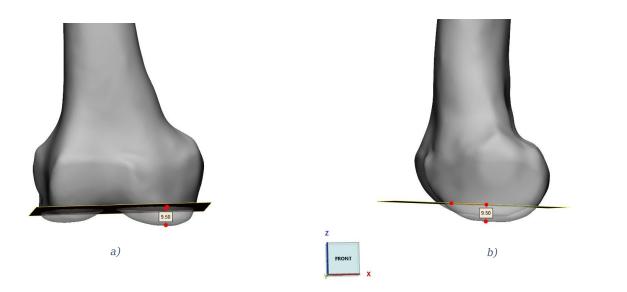


Figura 106. 4 Resezione femorale distale, a) vista frontale e b) laterale

Per il taglio è stato usato un piano parallelo al precedente e passante per il centro della gola intercondiloidea che viene usata come riferimento per questa prima resezioni. La quantità di osso da asportare è risultata di circa 9.5 mm (questo valore risulta congruente con lo spessore della protesi LEGION PS e CR; in questo modo dunque verrà ripristinata la corretta altezza della linea articolare).

Per i tagli posteriore e anteriore del femore, è stato simulato il riferimento posteriore: il chirurgo utilizza una mascherina che si appoggia ai condili posteriori, la ruota solitamente di circa 3º ed esegue le resezioni. Oltre a questo riferimento esistono anche quello dell'asse transepicondilare (TEA) o l'asse anteroposteriore (linea di Whiteside), perpendicolare al TEA.

La mascherina di taglio che utilizza è una 4 in 1, cioè permette di eseguire le resezioni del femore posteriore, anteriore e gli smussi corrispondenti, in base alla taglia stabilita. Per noi non è stato possibile individuare una taglia corretta della componente protesica in quanto le misure di riferimento osseo erano maggiori rispetto alla taglia più grande disponibile. Dunque le resezioni sono state eseguite su suggerimento del chirurgo.

Abbiamo quindi creato un piano che fosse tangente ad entrambi i condili posteriori, ruotato lo stesso di 3º verso l'esterno ed eseguito i due tagli. Il taglio anteriore viene eseguito in modo da essere a filo con la corticale esterna e evitando il notch (alcuni chirurghi tagliano anche fino a 3 mm di corticale, ma è stato riscontrato che entro questo intervallo non si verificano ancora conseguenze negative); il taglio posteriore, parallelo al precedente prevede l'asportazione di 9, 71 mm per il condilo mediale e 7, 19 mm per il condilo laterale. Questa differenza deriva dalla diversa geometria del femore.

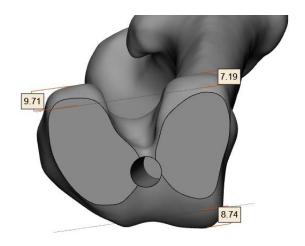


Figura 107. Piani di taglio per le resezioni anteriore e posteriore

Taglio della tibia

Per la tibia, solitamente si utilizza una guida extramidollare, poiché sono più facilmente reperibili i punti di repere per la determinazione dell'asse meccanico. Essa viene fissata all'estremità distale, alla caviglia (il cursore medio-laterale è regolato al centro dell'articolazione tibio-tarsica) mentre l'estremità a contatto con il femore è fissata prossimalmente al tubercolo tibiale.

Per questo taglio è stato creato un piano perpendicolare rispetto all'asse meccanico della tibia ed è stato eseguito il taglio.

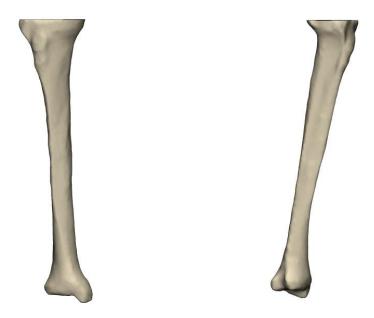


Figura 108. Taglio della tibia prossimale, vista frontale e laterale

Misurando a partire dal emipiatto mediale sono stati tagliati 9,77 mm di osso, mentre per quello laterale 10,52 mm. Questi valori numerici differenti sono coerenti con la angolazione di 3° in varo della linea articolare.

Lo stilo della S&N permette di regolare questa resezione da 1 a 13 mm in base al compartimento meno artrosico. Nel caso dell'emipiatto mediale il riferimento è il solco della concavità, viceversa, nel caso in cui fosse maggiormente compromesso l'emipiatto laterale, allora si adotta come riferimento la parte più elevata della convessità.

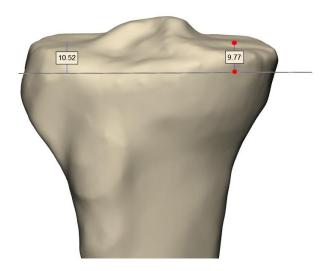


Figura 109. Resezione tibiale (mm)

3. Taglio della rotula

Nel nostro caso, la rotula ha uno spessore di circa 27 mm, dunque per mantenere una sezione ossea di almeno 15 mm si è scelto di tagliare a 9 mm. Il piano di taglio utilizzato è parallelo rispetto al piano di taglio del femore anteriore e posteriore.

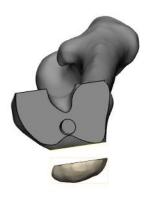


Figura 110. Taglio della rotula

9. Conclusioni e progetti futuri

Dalla simulazione della procedura di taglio sul modello, e dalle misure eseguite su di esso, si può concludere che se dovesse essere praticata una procedura chirurgica di artroplastica totale di ginocchio su tale paziente, se verrà seguita una procedura di questo tipo, le resezioni che eseguirà il chirurgo saranno corrette e non si dovranno attuare particolari modifiche prima di posizionare l'impianto.

Uno degli elementi chiave per il successo dell'intervento è sicuramente il foro di ingresso dell'asta endomidollare, dalla cui precisione dipendono le fasi successive della procedura. Usando un foro largo è possibile inserire l'asta per una lunghezza considerevole all'interno del canale e stabilire in questo modo un corretto riferimento rispetto all'asse meccanico. Con un taglio a 5°, infatti, la differenza nell'angolo di valgismo tra la misura pre-operatoria e quella con l'asta inserita, risulta di solo 0,9°. Questo valore è ampiamente al di sotto del range di sicurezza di 2° discusso nei capitoli precedenti. Questo è una prova del fatto che la posizione di inserimento dell'asta è corretta, ma soprattutto che la presenza di un foro allargato permette un maggiore range di inserimento e angolazione dell'asta in modo che entri il più possibile all'interno del canale e quindi replichi fedelmente l'asse anatomico del femore. Così facendo il primo taglio, quello del femore distale, risulterà quasi perfettamente perpendicolare rispetto all'asse meccanico, ristabilendo così un corretto allineamento della rima articolare.

Principalmente, i tagli posteriore e anteriore sono regolati in modo da mantenere il corretto offset femorale e evitare il notching, rispettivamente; il taglio della rotula permette invece, di mantenere una adeguata quantità di osso residuo così da evitare rischi di frattura e da permettere un corretto tracking femororotuleo nel momento in cui vengono posizionati i componenti.

Con queste resezioni sono stati ottenuti gap in flessione ed estensione rettangolari e di ugual misura; per questo motivo non ci saranno grandi differenze in termini di tensioni e la necessità di riequilibrare gli spazi attraverso un release dei legamenti.

Con il modello in questione sono possibili analisi successive. Per completare la simulazione dell'intervento sarebbe necessaria l'applicazione della protesi; questa può essere modellata a partire da zero oppure si può scansionare protesi una reale tramite uno scanner 3D. Quest'ultima dovrà essere posizionata secondo le resezioni eseguite. Per questa fase può essere utilizzato il software Rhinoceros, un programma di modellazione di forme ed oggetti 2D o 3D, usato soprattutto in ambiente di design industriale o di architettura. Nel caso in cui si utilizzi una protesi scansionata, se questa non dovesse corrispondere alle misure del paziente o alle resezioni eseguite, tramite il programma, è possibile scalare i vari componenti e adattarli al caso in esame. Ovviamente in questo modo, anche questo si arriverà ad un impianto 'custom made' a meno che le misure non coincidano perfettamente con le taglie esistenti.

Inoltre, abbiamo pensato che il lavoro possa essere portato avanti con una simulazione numerica ad elementi finiti, tramite il software Ansys. L'obiettivo potrebbe essere quello di valutare la distribuzione delle tensioni e degli spostamenti in gioco sul modello completo. Si potrebbe valutare una situazione più semplificata, di staticità, in cui la forza che agisce sull'articolazione (direzionata in base all'asse meccanico) dipende dal peso del paziente (il peso corporeo si distribuisce per circa il 50% su entrambe le ginocchia); oppure, ma sarebbe sicuramente più complesso, simulare il movimento di flesso estensione del giunto.

Tra i parametri della simulazione vanno impostati i materiali che caratterizzano i vari componenti del modello; se per esempio venisse utilizzata una protesi LEGION (Smith&Nephew) bisognerebbe conoscere le proprietà meccaniche dell'osso corticale, dell'Oxinium per la componente femorale, del titanio per quella tibiale ed infine dell'XLPE per l'inserto e per la componente rotulea. Inoltre, per risultati più veritieri sarebbe necessario simulare anche la presenza del cemento, in PMMA, interposto tra il modello osseo e l'impianto protesico.

	Osso	Titanio	XLPE	Oxinium	PMMA
	corticale			(lega Zr-2.5Nb)	
Modulo elastico	18GPa	114 GPa	~1 GPa	98 GPa	3,3 GPa
Coefficiente di	0.32	0.34	0.5	0.33	0,37
Poisson					
Resistenza alla	100-150 MPa	950 MPa	19 MPa	≥ 448 MPa	74 MPa
trazione a					
rottura					
Densità (g/cm³)	1.85	4.4	0.92	6.44	1.19

Tabella 13. Proprietà meccaniche dei componenti del modello

Ringraziamenti

Questo lavoro non sarebbe stato possibile senza la presenza di altre persone. Ho avuto l'aiuto ed il supporto della Professoressa Cecilia Surace, che insieme a suo fratello, il Dottore Filippo Maria Surace, mi hanno assegnato questo compito, portando avanti il mio interesse per il tema trattato. La loro gentilezza e la loro disponibilità mi ha permesso di concludere la tesi con serenità e soddisfazione; nonostante i miei momenti di ansia sono riusciti comunque a starmi accanto e a sopportarmi in questo periodo. Ringrazio anche i miei correlatori Mariana ed Oliver.

Un ringraziamento va anche al Dottor Alessandro Bistolfi e al suo specializzando Glauco che, seppur a distanza sono stati molto gentili offrendomi un aiuto su alcuni temi più specifici di loro competenza.

Fondamentali sono stati gli amici, alcuni in particolare. Vorrei ringraziare la mia migliore amica, Alice, il mio rifugio sicuro nei momenti di sconforto da quasi quindici anni, il mio amico Lorenzo che sa sempre come strapparmi un sorriso, le mie amiche Martina, Flavia e Ludovica, con la quale ho condiviso la quotidianità della vita universitaria per quasi tre anni.

Ringrazio tutta la mia famiglia, i miei nonni che con la loro dolce discrezione mi hanno fatto comunque sentire il loro supporto, mia zia e i miei cugini, da sempre miei sostenitori e infine mia madre che è stata sempre il mio punto di riferimento.

A me stessa dedico questo lavoro, alla mia costanza e alla mia passione, ai miei momenti no e alle belle emozioni che ho provato durante tutto questo percorso.

Bibliografia e sitografia

- [1] "Artrosi", https://www.fondazioneveronesi.it/magazine/tools-della-salute/glossario-delle-malattie/artrosi
- [2] Audenino, A., & Asmonti, I. (2019). Artroplastica di ginocchio computer assistita: ruolo del solco trocleare nella pianificazione dell'intervento e cinematica post-impianto.
- [3] "Anatomia del ginocchio", https://www.fisioterapiarubiera.com/anatomia-del-ginocchio/
- [4] "Bellin, S. (2011). LARS® (Ligament Augmentation & Reconstruction System): tecniche per la ricostruzione dei legamenti del ginocchio.
- [5] "Legamenti del ginocchio" https://i3.wp.com/www.sciaremag.it/wp-content/uploads/2019/06/crociato_1-940x742.jpg
- [6] Leporini, A. (2014). Analisi comparativa di diversi modelli di protesi di ginocchio mediante simulazione dinamica.
- [7] Comini, F. Il ruolo dell'articolazione femoro-rotulea nella artroplastica totale di ginocchio durante chirurgia computer assistita: Analisi cinematica in-vivo su un campione di pazienti.
- [8] "Atlante di risonanza magnetica" https://www.info-radiologie.ch/anatomie-irm-genou/fullsize/ligament-croise.ooo1_fs.jpg
- [9] "KNEE CHAPTERS", https://hipandkneebook.com/basic-concepts-tka
- [10] "Instrumentation in Total Knee Arthroplasty", https://www.78stepshealth.us/knee-arthroplasty/instrumentation-in-total-knee-arthroplasty.html
- [11] Kapandji, I. A., & Pagani, P. A. (2011). Anatomia funzionale. Milano: Monduzzi.
- [12] Benazzo, F., Piovani, L., & Vanelli, R. (2006). Il ruolo attuale dell'osteotomia di ginocchio. In *Osteoporosi: le nuove prospettive in ortopedia e traumatologia* (pp. 221-233). Springer, Milano.
- [13] Mancini, A., Morlacchi, C., & Perugia, D. (2003). Clinica ortopedica: manuale-atlante. Piccin.
- [14] Thienpont, E., Schwab, P. E., Cornu, O., Bellemans, J., & Victor, J. (2017). Bone morphotypes of the varus and valgus knee. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 137(3), 393-400.
- [15] "Epidemiologia- Osteoartrosi", http://www.osteoartrosi.eu/paz_epidemiologia.php
- [16] "Protesi al ginocchio, di Antonio Griguolo", https://www.my-personaltrainer.it/salute/protesi-ginocchio.html
- [17] "Artrosi", https://www.reumaonline.it/artrosi/#:~:text=La%2oclassificazione%2opi%C3%B9%2ocomunemente%2ousata, sono%2ocorrelati%2ocon%2ola%2opatologia.
- [18] Fantozzi, S., De Scrilli, M., Leardini, A., & Cenni, F. ANALISI VIDEOFLUOROSCOPICA SUL POSIZIONAMENTO DELLE COMPONENTI PROTESICHE NELLA SOSTITUZIONE TOTALE DI GINOCCHIO: CONFRONTO FRA DUE DIVERSI SISTEMI INNOVATIVI.
- [19] "Chirurgia ricostruttiva di ginocchio", http://www.protesimonocompartimentale.it/sites/default/files/ginocchio/4.png

- [20] Orthopedic joint replacement market size, share & COVID-19 impact analysis, by product (knee, hip, shoulder, ankle, and others), by procedure (total, partial and others), by end users (hospitals, ambulatory surgical centers, orthopedic clinics, and others) and regional forecast, 2020-2027", https://www.fortunebusinessinsights.com/industry-reports/orthopedic-joint-replacement-market-100314
- [21] Causero, A., & Beltrame, A. (2005). L'artroprotesi totale di ginocchio: indicazioni e alternative. In *La protesi di ginocchio di primo impianto* (pp. 1-22). Springer, Milano.
- [22] Fixsen, J. A. (2005). Epifisiodesi con cambre unilaterale per la deformità angolare del ginocchio. *EMC-Techniche Chirurgica Ortopedica*, *1*(1), 1-4.
- [23] Laurà, G., De Noia, M., Vergottini, G., & Ballis, R. (2013). Le osteotomie tibiali di addizione nelle gonartrosi e nelle deformità post-traumatiche in valgo: indicazioni, tecnica chirurgica, complicanze, risultati. *Archivio di Ortopedia e Reumatologia*, 124(1-3), 52-53
- [24] "Osteotomia" https://m.my-personaltrainer.it/salute/img3/osteotomia.gif
- [25] Cerbo M, Fella D, Jefferson T, Migliore A, Paone S, Perrini MR, Velardi L Agenas Report di HTA Le protesi per la sostituzione primaria totale del ginocchio in Italia Roma, Luglio 2009.
- [26] Turi, G., Barcaro, F., Zecchinato, G., Moras, G., Castaman, C., & Salmaso, G. (2005). La protesi a piatto mobile: indicazioni e risultati a lungo termine. In *La protesi di ginocchio di primo impianto* (pp. 185-192). Springer, Milano.
- [27] Fantasia, F., & Placella, G. (2019). La protesi monocompartimentale. *LO SCALPELLO-OTODI Educational*, 33(2), 123-131.
- [28] "Artroscopia di ginocchio" http://drpiliortopedico.it/wp-content/uploads/2014/04/ARTROSCOPIA-GINOCCHIO-KNEE-ARTHROSCOPY-1.jpg
- [29] Tedino, R., Capuzzo, A., & Tornago, S. (2019). Cause specifiche di fallimento: la rottura delle componenti. *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia*, *45*(1), S448-S451.
- [30] "Protesi al ginocchio monocompartimentale" https://www.protesiginocchioanca.com/protesimonocompartimentale-di-ginocchio-2016.jpg
- [31] "Due tipologie di protesi: totale e monocompartimentale" https://www.claudiomanzini.it/wp-content/uploads/2019/05/protesi-ginocchio-2-705x449.jpg
- [32] Giuntoli, M., Iannotti, F., & Fidanza, A. (2019). I gradi di vincolo nella chirurgia protesica di ginocchio dal primo impianto alla revisione. *La protesi totale del ginocchio computer-assistita: vantaggi, tecnica chirurgica e analisi della letteratura*, 45(1), 20.
- [33] "Vincolo di primo impianto", P. Adravanti A. Perrino A. Tecame, Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia 2019;45(Suppl. 1): S8-S11, 104° CONGRESSO NAZIONALE S.I.O.T
- [34] "Protesi ginocchio a conservazione di entrambi i legamenti crociati' https://www.artrosiginocchioanca.it/wp-content/uploads/2020/03/Schermata-2020-03-11-alle-15.02.40-e1585385501754.png
- [35] "Protesi di ginocchio cementata GMK HINGE", https://www.medicalexpo.it/prod/medacta/product-94141-606559.html

- [36] "Artroplastica totale del ginocchio", http://www.dottgiulini.it/2017/10/19/artroplastica-totale-del-ginocchio/
- [37] "Protesi di ginocchio ADVANCE®", https://www.medicalexpo.it/prod/shanghai-microport-orthopedics/product-77228-629217.html
- [38] Guido, G. I. U. L. I. O., Giannotti, S., Negretti, G., & D'arcangelo, M. (2005). Protesi di ginocchio: sacrificio vs. mantenimento del legamento crociato posteriore. La nostra esperienza. *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia*, 31.
- [39] "UNITED STATES SECURITIES AND EXCHANGE COMMISSION", http://ir.conformis.com/node/7546/html
- [40] Bontempi, M., di Sarsina, T. R., Muccioli, G. M. M., Pizza, N., Cardinale, U., Bragonzoni, L., & Zaffagnini, S. (2019). J-curve design total knee arthroplasty: the posterior stabilized shows wider medial pivot compared to the cruciate retaining during chair raising. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 1-10.
- [41] Aglietti, P., & Baldini, A. (2005). Protesi totali di ginocchio: principi generali. *EMC-Techniche Chirurgica Ortopedica*, 1(1), 1-9.
- [42] "Protesi di ginocchio a piatto mobile FHK®", https://www.medicalexpo.it/prod/fhorthopedics/product-68487-460450.html
- [43] Randelli, P., & Cabitza, P. (2006). La protesi totale di ginocchio a piatto mobile. GIOT, 32, 145-50.
- [44] Di Parma, C. D. C. C. (2015). Piatto fisso vs mobile nelle protesi totali di ginocchio. In *CONGRESSO NAZIONALE SIOT* (Vol. 4, No. 1, p. 91).
- [45] "ARTIFICIAL JOINT REPLACEMENT OF THE KNEE", https://www.fyzical.com/sarasota-cattlemen/Injuries-Conditions/Knee/Surgery/Artificial-Joint-Replacement-of-the-Knee/a \sim 351/article.html
- [46] Dalla Pria, P. (2005). I materiali. In *La protesi di ginocchio di primo impianto* (pp. 45-61). Springer, Milano.
- [47] B. S. Bal, D. D. Greenberg, T. J. Aleto: Primary Total Knee Replacement with a Zirconia Ceramic Femoral Component. Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty Ceramics in Orthopaedics2005, pp 183-190.
- [48] Zietz C, Bergschmidt P, Lange R, Mittelmeier W, Bader R. Third-body abrasive wear of tibial polyethylene inserts combined with metallic and ceramic femoral components in a knee simulator study. Int J Artif Organs 36(1):47-55, 2013
- [49] "Medical Ceramics Market Growth Strategies, Global Trend, Revenue, Size, Eminent Players Overview by 2023" https://www.medgadget.com/2019/11/medical-ceramics-market-growth-strategies-global-trend-revenue-size-eminent-players-overview-by-2023.html
- [50] Rosso, F., Cottino, U., Bruzzone, M., Dettoni, F., & Rossi, R. (2017). Il fallimento della protesizzazione del ginocchio: indicazioni alla revisione. *LO SCALPELLO-OTODI Educational*, 31(2), 110-1
- [51] "Polyethylene Glycol Market Size by Application (Medical & Pharmaceutical, Automotive, Building & Construction, Plastics, Aerospace), Industry Analysis Report, Regional Outlook, Price Trends, Competitive

- Market Share & Forecast, 2020 2026", https://www.gminsights.com/industry-analysis/polyethylene-glycol-market
- [52] Kaneeda, T., Utsumi, M., & Watanabe, E. (1999). Effects of Gamma Irradiation and Accelerated Aging on Wear Properties of UHMWPE Artificial Joint. In Proceedings of the Fourteenth Annual Meeting of the American Society for Precision Engineering, Raleigh (pp. 167-170).
- [53] FORLANI, G. (2011). Progettazione e studio di fattibilità di una nuova protesi di ginocchio.
- [54] "Zimmer® Gender Solutions™ NexGen® High-Flex Implants", https://pdf.medicalexpo.it/pdf-en/zimmer/nexgen-high-flex-implant/74894-172884.html
- [55] "Zimmer® NexGen® LPS-Flex Mobile and LPS-Mobile Bearing Knees", https://pdf.medicalexpo.it/pdf-en/zimmer/nexgen-lps-flex-mobile-and-lps-mobile-bearing-knee/74894-172883.html
- [56] "Protesi di ginocchio a piatto fisso Physica", https://www.medicalexpo.it/prod/lima-corporate/product-94137-740033.html
- [57] "THE TOTAL KNEE SYSTEM CERAMIC KNEE", https://pdf.medicalexpo.com/pdf/lima-corporate/multigen-plus/94137-110237.html
- [58] "ANTHEM Total Knee System Design Rationale", https://www.smith-nephew.com/key-products/orthopaedic-reconstruction/anthem/
- [59] "JOURNEYO II Total Knee Arthroplasty", https://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/journey-ii-total-knee-system/
- [60] "LEGION\(\) TKS Total Knee System", https://www.smith-nephew.com/professional/products/orthopaedic-reconstruction/knee-reconstruction/partial-and-total-knee/total-knee-replacement-portfolio/legion/
- [61] "VERILAST\" Technology for Knees", https://www.smith-nephew.com/key-products/orthopaedic-reconstruction/verilast-technology-knees/
- [62] "iTotal® Identity", https://www.conformis.com/surgeon-resource-center/products/identity-cr/
- [63] "Protesi di ginocchio cementata iTotal® CR", https://www.medicalexpo.it/prod/conformis/product-81460-523247.html
- [64] "PRE-OP EVALUATION, March 31, 2017 TKA X-Rays", https://hipandkneebook.com/tka-xrays/2017/3/14/pre-op-x-ray-evaluation
- [65] Falez, F., & Papalia, M. (2005). Le vie di accesso nelle artroprotesi di ginocchio di primo impianto. In *La protesi di ginocchio di primo impianto* (pp. 63-82). Springer, Milano.
- [66] Insall, J. N. (2006). Surgical techniques in total knee arthroplasty. Springer Science & Business Media.
- [67] Salvi, M., Caputo, F., Conte, M., Chelo, C., & Velluti, C. (2005). Allineamento e bilanciamento legamentoso. In *La protesi di ginocchio di primo impianto* (pp. 83-108). Springer, Milano
- [68] "Medial parapatellar approach- Principles", Surgery Reference, https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/distal-femur/approach/medial-parapatellar-approach#neurovascular-structures

- [69] "TKA SURGICAL APPROACH, March 15, 2017 TKA Techniques", https://hipandkneebook.com/tka-technique/2017/3/15/tka-surgical-approach
- [70] "Protesi di ginocchio Tecniche chirurgiche", Ortopedia Web, https://www.ortopediaweb.net/web/protesi-di-ginocchio-tecniche-chirurgiche/
- [71] "BALANCING TKA", March 14, 2017 TKA Techniques, https://hipandkneebook.com/tkatechnique/2017/3/15/balancing-tka
- [72] Nakahara, H., Matsuda, S., Okazaki, K., Tashiro, Y., & Iwamoto, Y. (2012). Sagittal cutting error changes femoral anteroposterior sizing in total knee arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 470(12), 3560-3565.
- [73] "Instrumentation in Total Knee Arthroplasty", 18 Dec 2020 | Knee Arthroplasty, AlfredJ.Tria,Jr., https://www.78stepshealth.us/knee-arthroplasty/instrumentation-in-total-knee-arthroplasty.html
- [74] "balanSys BICONDYLAR", Mathis European Orthopaedics,
 https://www.mathysmedical.com/it/prodotti/ginocchio?ajaxTemplate=1&tx_mathys_products%5Bactio
 n%5D=list&tx_mathys_products%5Bcontroller%5D=Product&tx_mathys_products%5Bproduct%5D=27
 3&type=2&cHash=079e98b47b95a623caa78e7307fae12e
- [75] Confalonieri, N., & Biazzo, A. (2019). La protesi totale del ginocchio computer-assistita: vantaggi, tecnica chirurgica e analisi della letteratura. *Giornale Italiano di Ortopedia e Traumatologia*, 45(1).
- [76] "COMPUTER-ASSISTED KNEE REPLACEMENT SURGERY", Dr. Ashwani Maichand, http://nriachievers.in/computer-assisted-knee-replacement-surgery-dr-ashwani-maichand/
- [77] Manzotti, A., & Confalonieri, N. (2013). L'utilizzo della tecnologia PSI. *LO SCALPELLO-OTODI Educational*, 27(3), 137-142.
- [78] Romagnoli, S., & Verde, F. (2013). L'allineamento coronale nelle protesi totali di ginocchio. *LO SCALPELLO-OTODI Educational*, *27*(3), 126-131.
- [79] "The Basic Principles", 31 Dec 2020 | Knee Arthroplasty, Giles R. Scuderi, https://www.78stepshealth.us/knee-arthroplasty/the-basic-principles.html
- [80] "TKA BONE CUTS", February 24, 2017, knee basics, https://hipandkneebook.com/tja-publication blog/2017/3/14/tka-bone-cuts
- [81] Gaitonde, D. Y., Ericksen, A., & Robbins, R. C. (2019). Patellofemoral pain syndrome. American family physician, 99(2), 88-94.
- [82] "PATELLAR TRACKING", February 2, 2017, knee basics, https://hipandkneebook.com/tja-publication-blog/2017/3/1/knee-basics-patella-mechanics
- [83] Pastrone, A., Bruzzone, M., Dettoni, F., Bonasia, D. E., Collo, G., & Rossi, R. (2013). Il posizionamento della componente femorale. LO SCALPELLO-OTODI Educational, 27(3), 116-119.
- [84] Kwon, S. K., Jain, N. P., Kang, J. Y., Kang, Y. G., & Kim, T. K. (2014). Influence of Posterior Condylar Offset on Maximal Flexion and Outcome Scales Following TKA in Asian Patients. Reconstructive Review, 4(4), 15-15.
- [85] Gelber, P. E., Ramírez-Bermejo, E., Ibañez, M., Grau-Blanes, A., Fariñas, O., & Monllau, J. C. (2019). Fresh osteochondral resurfacing of the patellofemoral joint. Arthroscopy techniques, 8(11), e1395-e1401

- [86] "La protesi di ginocchio con protesizzazione della rotula" di E.Sabetta, M.Giovanelli, http://www.ettoresabetta.it/public/La-protesi-di-ginocchio-con-protesizzazione-della-rotula.pdf
- [87] Otani, T., Whiteside, L. A., & White, S. E. (1993). Cutting errors in preparation of femoral components in total knee arthroplasty. The Journal of arthroplasty, 8(5), 503-510.
- [88] Nuno-Siebrecht, N., Tanzer, M., & Bobyn, J. D. (2000). Potential errors in axial alignment using intramedullary instrumentation for total knee arthroplasty. The Journal of arthroplasty, 15(2), 228-230.
- [89] Xiao, J., Wang, C., Zhu, L., Li, X., Liu, T., Wang, Q., & Qin, Y. (2014). Improved method for planning intramedullary guiding rod entry point in total knee arthroplasty. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 134(5), 693-698.
- [90] Mihalko, W. M., Boyle, J., Clark, L. D., & Krackow, K. A. (2005). The variability of intramedullary alignment of the femoral component during total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 20(1), 25-28
- [91] Novotny, J., Gonzalez, M. H., Amirouche, F. M. L., & Li, Y. C. (2001). Geometric analysis of potential error in using femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, *16*(5), 641-647.
- [92] Harding, I. J., Crawford, R. W., Mclardy-Smith, P., & Murray, D. W. (1999). The importance of femoral intramedullary entry point in knee arthroplasty. *The Knee*, *6*(3), 207-210.
- [93] Nuno-Siebrecht, N., Tanzer, M., & Bobyn, J. D. (2000). Potential errors in axial alignment using intramedullary instrumentation for total knee arthroplasty. The Journal of arthroplasty, 15(2), 228-230.
- [94] Maderbacher, G., Matussek, J., Keshmiri, A., Greimel, F., Baier, C., Grifka, J., & Maderbacher, H. (2018). Rotation of intramedullary alignment rods affects distal femoral cutting plane in total knee arthroplasty. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 26(11), 3311-3316.
- [95] Jeffery, J. A. (1999). Accuracy of intramedullary femoral alignment in total knee replacement: intraoperative assessment of alignment rod position. *The Knee*, 6(3), 211-215.
- [96] Wheeless, C. R. (2001). Wheeless' textbook of orthopaedics
- [97] Kim, J. M., Hong, S. H., Lee, B. S., Kim, D. E., Kim, K. A., & Bin, S. I. (2015). Femoral shaft bowing in the coronal plane has more significant effect on the coronal alignment of TKA than proximal or distal variations of femoral shape. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 23(7), 1936-1942.
- [98] Kharwadkar, N., Kent, R. E., Sharara, K. H., & Naique, S. (2006). 5° to 6° of distal femoral cut for uncomplicated primary total knee arthroplasty: is it safe?. The Knee, 13(1), 57-60.
- [99] Pfitzner, T., von Roth, P., Perka, C., & Matziolis, G. (2014). Intramedullary control of distal femoral resection results in precise coronal alignment in TKA. Archives of orthopaedic and trauma surgery, 134(4), 459-465.
- [100] "CT brain hemorrhage Indication/Technique", https://www.startradiology.com/internships/neurology/brain/ct-brain-hemorrhage/
- [101] Faggioni, L., Paolicchi, F., & Marinelli, M. (2010). Caratteristiche di base delle immagini TC. In *Elementi di tomografia computerizzata* (pp. 49-58). Springer, Milano.