

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea in Bioingegneria Meccanica

**Artroplastica di ginocchio computer
assistita: ruolo del solco trocleare nella
pianificazione dell'intervento e cinematica
post-impianto**

Relatori

prof.ssa Cristina BIGNARDI

prof. Alberto AUDENINO

Candidato

Irene ASMONTI

Supervisore aziendale Orthokey Italia Srl

ing. Simone BIGNOZZI

In collaborazione con l'Istituto Ortopedico Rizzoli

prof. Stefano ZAFFAGNINI

Aprile 2019

Sommario

Scopo Lo scopo di questo lavoro di tesi è di descrivere la morfologia del solco trocleare in soggetti affetti da gonartrosi e di verificarne l'utilizzo come repere durante interventi di protesi totale di ginocchio, valutando la cinematica post-impianto.

Metodi Si sono analizzati i dati di 106 pazienti operati tramite l'uso di un sistema di navigazione chirurgica imageless (BLU-IGS, Orthokey Italia Srl). Il solco trocleare è stato descritto sui tre piani anatomici; in particolare sul piano sagittale è stata verificata l'ipotesi che i punti acquisiti siano riconducibili ad una circonferenza analizzando: raggio e coordinate del centro della circonferenza ottenuta, reperi anatomici femorali (lunghezza femore, shaft, angoli di varo/valgo) e grandezze protesiche (raggio del solco protesico, taglia). I parametri cinematici considerati invece, sono stati l'angolo di flessione-estensione post-impianto ed i punti di contatto della protesi sul piatto tibiale.

Risultati Il solco trocleare è assimilabile ad una circonferenza di raggio $25,5 \pm 5,6$ mm. Non sono presenti correlazioni tra le grandezze della circonferenza individuata ed altri parametri morfologici del paziente; ci sono differenze statistiche tra la distanza anteroposteriore dello shaft anatomico rispetto all'asse meccanico ed il raggio del solco individuato ($p = 0,0065$) e tra il raggio trocleare e protesico ($p = 0,0004$). Post-intervento, la traslazione anteroposteriore del compartimento mediale è pari a $6,1 \pm 2,1$ mm e del laterale a $9,0 \pm 3,0$ mm.

Conclusioni Il presente studio ha fornito una valutazione affidabile e coerente della geometria, nel piano sagittale, della troclea femorale in pazienti affetti da gonartrosi. Mostra che l'utilizzo di sistemi di navigazione consenta al chirurgo di pianificare il posizionamento dell'impianto assicurando una buona cinematica post-operatoria del ginocchio.

Abstract

Purpose The aim of this study was to describe the morphology of the trochlear groove of osteoarthritic knees and to verify its use during total knee replacement surgery, evaluating the post-implant kinematics.

Methods Intra-operative navigation data were collected from 106 patients that received a TKA. All operations were guided by a non-image-based navigation system (BLU-IGS, Orthokey Italia Srl). The trochlear groove has been described on the three anatomical planes; in particular, on the sagittal plane the hypothesis has been verified that the acquired points are referable to a circumference by analyzing: radius and coordinates of the center of the fictitious circumference, anatomical femoral points (femur length, shaft, varus/valgus angle) and prosthetic sizes (radius of the prosthetic groove, size). The kinematic parameters considered instead, were the post-implant flexion-extension angle and the contact points of the prosthesis on the tibial plate.

Results The average radii of the curvature of the femoral trochlea were 25.5 ± 5.6 mm. There were no correlations between the magnitudes of the identified circumference and other patient morphological parameters and there were statistical differences between the anteroposterior distance of the anatomical shaft with respect to the mechanical axis and the radius of the detected groove ($p = 0.0065$) and between the trochlear and prosthetic radius ($p = 0.0004$). The anteroposterior displacements were 6.1 ± 2.1 mm for the medial condyle, and 9.0 ± 3.0 mm for the lateral condyle.

Conclusion The present study provided a reliable and consistent assessment of the sagittal plane geometry of the femoral trochlea in patients affected by gonarthrosis. It shows that the use of navigation systems allows the surgeon to plan the implant position ensuring good post-operative kinematics of the knee.

Indice

Introduzione	19
1 Anatomia e fisiologia del ginocchio	21
1.1 Definizione dei piani e degli assi anatomici	22
1.2 Articolazione femoro-tibiale	24
1.2.1 Anatomia	24
1.2.1.1 Assi anatomici dell'arto inferiore	26
1.2.2 Cinematica	28
1.2.2.1 Movimenti del ginocchio	28
1.2.2.2 Movimenti dei condili sulle glene durante la flessio- estensione	30
1.3 Articolazione femoro-rotulea	32
1.3.1 Anatomia e fisiologia	32
1.3.2 Cinematica	34
1.4 Gonartrosi	35
1.5 Protesi totale di ginocchio	35
1.5.1 Complicanze post-intervento	37
2 Materiali	39
2.1 Sistemi di navigazione chirurgica	39
2.1.1 Sistema di riferimento	44
2.1.2 Pianificazione dei tagli	44
2.2 Dataset	47
2.3 Descrizione protesi	48
2.3.1 Sistema di riferimento e punti notevoli	49
3 Metodi	51
3.1 Analisi del dataset	51
3.2 Trasformazione dei dati nel sistema di riferimento anatomico	51

3.3	Fitting troclea	54
3.3.1	Metodo del polinomio	55
3.3.2	Metodo di Newton-Gauss	56
3.4	Verifica tra impianto e troclea	57
3.4.1	Posizionamento della protesi	57
3.4.2	Analisi della curvatura protesica	61
3.5	Studio della cinematica	61
3.5.1	Convenzione di Grood & Suntay	63
3.6	Analisi statistica	64
4	Risultati	65
4.1	Analisi del dataset	65
4.2	Fitting troclea	67
4.2.1	Analisi troclee acquisite sul piano frontale e assiale	67
4.2.2	Analisi troclee acquisite sul piano sagittale	68
4.2.3	Relazione tra raggio trocleare e reperi anatomici	71
4.3	Analisi della curvatura del solco protesico e anatomico	74
4.4	Analisi della cinematica	77
5	Conclusioni	79
A	Posizionamento dei corpi nello spazio	83
	Bibliografia	87
	Ringraziamenti	91

Elenco delle figure

1.1	Piani anatomici di riferimento	22
1.2	Assi anatomici di riferimento	23
1.3	Femore: a sinistra vista anteriore, a destra posteriore. Tratta da [25].	24
1.4	Tibia: a sinistra vista anteriore, a destra posteriore. Tratta da [25].	25
1.5	Rotula: a sinistra vista anteriore, a destra posteriore	26
1.6	A: asse meccanico dell'arto inferiore; B: asse anatomico del femore. Adattata da [21].	27
1.7	Assi di riferimento per il posizionamento della componente femorale protesica. A: asse transepicondylare; B: linea di Whiteside; C: asse dei condili posteriori. Adattata da [21].	27
1.8	Movimento di flessione-estensione	28
1.9	Movimento di rotazione: a sinistra interno, a destra esterno. Tratta da [17].	29
1.10	Deviazioni laterali del ginocchio	30
1.11	Movimento di rollback del femore	30
1.12	Vista della superficie prossimale della tibia. Le linee trasversali collegano i centri posteriori dei condili mediale (a sinistra) e laterale (a destra) a diversi gradi di flessione. Tratta da [10].	31
1.13	Vista nel piano trasversale della troclea (a); carrucola fissa (b) . . .	32
1.14	Diagramma delle forze	33
1.15	A: PTG; B: ginocchio artrosico	36
2.1	Posizionamento in sala del sistema di navigazione computer-assistita. Adattata dal manuale "Knee3 Surgical Technique" dell'azienda BRAINLAB.	40
2.2	Esempio di posizionamento dei tracker femorali e tibiali. Tratta dal manuale "Knee3 Surgical Technique" dell'azienda BRAINLAB.	41
2.3	Acquisizione del punto più prossimale (a) e più distale (b) dell'asse meccanico femorale	42

2.4	Acquisizione del punto più prossimale dell'asse meccanico tibiale (a) e del malleolo laterale (b)	42
2.5	Acquisizione di alcuni punti di interesse	43
2.6	Acquisizione di alcuni punti di interesse in modalità STREAM	43
2.7	Rotazione nel piano trasversale	45
2.8	Valutazione del gap in estensione (a) ed in flessione (b)	45
2.9	Pianificazione finale dell'intervento	46
2.10	Valutazione della cinematica pre-operatoria (a) e post-operatoria (b)	46
2.11	Dati dal file di log	47
2.12	File .obj	48
2.13	Sistema di riferimento protesi	49
3.1	A: matrice di trasformazione, corrispondente a $A_{\text{telecamere}}^{A_{\text{tecnico}}}$. In questo caso non è presente il probe, bensì la star è solidale alla guida di taglio tibiale.	52
3.2	Sistema di riferimento anatomico femorale (a) e tibiale (b) dell'arto sinistro (vista frontale).	53
3.3	Pianificazione finale dell'impianto. Giallo: rotazione intorno a X; Rosso: rotazione intorno a Y; Verde: rotazione intorno a Z. Rosa: taglio mediale lungo Z (h_z); Arancione: taglio mediale lungo Y (h_y).	58
3.4	Vista sagittale della protesi prima di aver traslato l'origine del SR. In nero è rappresentato il piano ZX; <i>dist</i> rappresenta la distanza d'interesse lungo Y.	59
3.5	Vista sagittale della protesi dopo aver traslato l'origine del SR lungo Y. In nero è rappresentato il piano YX; <i>dist'</i> rappresenta la distanza d'interesse lungo Z.	60
3.6	Vista, nel piano sagittale, del profilo protesico finale rispetto ad alcuni reperi femorali	60
3.7	Punti di contatto dei condili protesici sul piatto tibiale.	62
3.8	(a): sistemi di riferimento anatomici per il segmento osseo prossimale e distale; (b): convenzione articolare per il complesso di ginocchio	63
4.1	Acquisizioni errate	66
4.2	Acquisizione corretta del solco	66
4.3	(a): Vista frontale del solco trocleare. (b): Vista assiale del solco trocleare.	67

4.4	Grafico della distribuzione dei raggi del solco femorale con il metodo di Newton-Gauss	70
4.5	Grafico di dispersione tra il raggio trocleare e la lunghezza del femore	71
4.6	Box plot del raggio trocleare e della y_{shaft}	72
4.7	Regressione lineare tra raggio trocleare e y_{shaft}	72
4.8	Grafico della distribuzione dei dati relativi alla coordinata z del primo punto del solco acquisito	73
4.9	Grafico della distribuzione dei valori relativi alla distanza tra solco protesico e femorale	75
4.10	Grafico di dispersione tra raggio trocleare e protesico	76
4.11	Grafico di dispersione tra orientamento solco femorale e rotazione componente femorale	76
4.12	Traslazione AP del compartimento mediale e laterale (mm). I valori sono normalizzati rispetto alla traslazione corrispondente a 0° di flessione.	77
4.13	Pattern di traslazione delle linee transcondilari durante la flessione. L'asse X è positivo medialmente, l'asse Y positivo posteriormente.	78
4.14	Traslazione ML del compartimento mediale e laterale (mm)	78
A.1	Terna di riferimento assoluta (rosso) e relativa (nero).	83
A.2	Rappresentazione di un punto R in terne di differenti coordinate. \underline{r} : posizione di R nel SR globale; \underline{r}' : posizione di R nel SR locale; \underline{p} : posizione dell'origine del SR locale rispetto al globale.	85

Elenco delle tabelle

4.1	Angoli di inclinazione del solco trocleare nei piani XZ e XY: è riportato l'angolo medio (in gradi) e la deviazione standard	68
4.2	Riepilogo dei risultati ottenuti (valor medio e deviazione standard) con il metodo di Newton-Gauss nei diversi casi	68
4.3	Riepilogo dei risultati ottenuti (valor medio e deviazione standard) con il metodo del polinomio nei diversi casi	68
4.4	Metodo di Newton Gauss 0°-90°: suddivisione del raggio trocleare in base al sesso	69
4.5	Riepilogo dei valori del raggio trocleare, del suo centro e della coordinata y dello shaft. Tutte le grandezze sono espresse in millimetri.	73
4.6	Riepilogo dei valori della coordinata z del primo punto acquisito dal chirurgo (millimetri).	74
4.7	Riepilogo dei valori statistici degli angoli corrispondente all'intersezione dei solchi e quelli dei primi punti acquisiti dal navigatore . .	74
4.8	Taglia protesica vs. raggio trocleare. Per ciascuna taglia vengono riportati i raggi protesici, il numero di pazienti a cui è stata impiantata tale protesi, il raggio medio e la deviazione standard delle troclee corrispondenti. Tutte le grandezze sono espresse in millimetri.	75
4.9	Rotazione della componente protesica femorale in pazienti con arto varo o valgo	77

Lista degli acronimi

ACP	Asse Condili Posteriori
AP	Anteroposteriore
ATE	Asse Transepicondylare
CAOS	Computer-Assisted Orthopedic Surgery
CR	Cruciate Retaining
LCP	Legamento Crociato Posteriore
MDC	Medial Distal Condyle
ML	Medio-laterale
MPC	Medial Posterior Condyle
OA	Osteoartrosi
PD	Prossimo-distale
RMN	Risonanza Magnetica Nucleare
SR	Sistema di Riferimento
TAC	Tomografia Assiale Computerizzata
TKA	Total Knee Arthroplasty

Introduzione

L'artroplastica totale di ginocchio (Total Knee Arthroplasty (TKA)) è un intervento chirurgico divenuto ormai di routine grazie al miglioramento del design e dei biomateriali protesici, al perfezionamento degli strumentari utilizzati in sala operatoria e, negli ultimi anni, alla possibilità di affiancare al medico sistemi di navigazione computer-assistita (Computer-Assisted Orthopedic Surgery (CAOS)) che consentono di "navigare" attivamente e con precisione le diverse fasi dell'intervento [26].

Tale intervento viene effettuato per ripristinare la mobilità articolare che diminuisce o cessa a causa, principalmente, dell'artrosi: malattia degenerativa che consiste nell'usura della cartilagine articolare provocando al soggetto dolore, gonfiore e deformazione dell'articolazione e, nei casi più gravi, immobilità della stessa. L'operazione consiste nel sostituire l'epifisi femorale e tibiale e, eventualmente, anche la rotula; l'articolazione femoro-rotulea ancora oggi rappresenta una questione in primo piano in quanto una delle cause più comuni di complicanze post-intervento è proprio il dolore anteriore del ginocchio. La rotula infatti funge da leva per la forza muscolare generata dal quadricipite ed il suo posizionamento, se non ottimale rispetto all'articolazione femoro-tibiale, può compromettere la riuscita a lungo termine dell'intervento.

Questo lavoro di tesi ha come focus il posizionamento della componente protesica femorale rispetto al solco trocleare, dove sappiamo scorrere la rotula, per valutare se la troclea possa essere utilizzata come repere anatomico per identificare la posizione ottimale dell'impianto protesico.

A tal fine la troclea è stata analizzata sia nella sua morfologia che in relazione ai parametri anatomici del femore e geometrici della protesi, per valutarne eventuali relazioni.

Lo studio è stato condotto su dati intra-operatori di circa 100 pazienti, acquisiti con il sistema di navigazione BLU-IGS dell'azienda Orthokey Italia Srl, in pazienti

affetti da gonartrosi e operati di TKA, con l'utilizzo del modello protesico U2 dell'azienda United Orthopedic Corporation.

Da una revisione della letteratura si è riscontrato che molti studi si focalizzano sulla geometria della troclea: la maggior parte va ad indagarne la profondità e l'orientamento nel piano trasversale e frontale; pochi invece ne valutano la curvatura nel piano sagittale [34]. In questi ultimi, considerando solo soggetti sani, essa viene assimilata ad un cilindro o ad un cerchio il cui asse è parallelo all'asse trocleare femorale ed il cui raggio è tale da rappresentare al meglio i punti che ne compongono il solco [6, 8, 13, 34].

Partendo quindi da tale ipotesi, si è voluto verificare se fosse estendibile anche al caso di pazienti patologici, risultato non scontato vista la deformazione ossea che consegue l'artrosi.

Un altro parametro fondamentale da analizzare, per valutare la riuscita positiva dell'intervento, è la cinematica protesica. Negli ultimi anni i chirurghi sono in grado di rilevare la cinematica intraoperatoria grazie all'utilizzo di sistemi di navigazione; tali informazioni possono essere utili sia per affinare la tecnica chirurgica che per anticipare l'outcome clinico post-operatorio, come dimostrato da Belvedere et al [4, 14, 22, 31]. L'uso della tecnologia CAOS per valutare la cinematica del ginocchio fornisce dati quantitativi e solidi riguardo il comportamento dell'articolazione, che possono essere comparati a quelli post-intervento: questo è di grande importanza per valutare sin da subito la funzionalità protesica.

L'elaborato è così strutturato: nel primo capitolo è presente una descrizione breve dell'anatomia e della biomeccanica delle articolazioni femoro-tibiale e femoro-rotulea, con focus sugli aspetti di interesse al fine del lavoro di tesi; nel secondo una descrizione dei sistemi di navigazione chirurgica, del dataset e del modello di protesi impiantato, con specifica dei sistemi di riferimento; nel capitolo tre vengono invece descritti i metodi implementati per lo studio morfologico del solco trocleare e della cinematica post-impianto. Il capitolo quattro riporta i risultati delle variabili descrittive della geometria trocleare, in relazione anche ad altri parametri anatomici e protesici ed i risultati circa le variabili cinematiche; infine nel capitolo quinto vengono discussi i risultati ed i risvolti futuri del lavoro.

Capitolo 1

Anatomia e fisiologia del ginocchio

Tra le tante articolazioni del corpo umano quella del ginocchio risulta essere una delle più grandi, robuste e complesse. Essa unisce lo scheletro della coscia a quello della gamba costituendo il fulcro su cui agiscono i muscoli estensori e flessori.

Si tratta di una struttura complessa che concilia due esigenze cinetiche contraddittorie: mobilità e stabilità. Il ginocchio infatti, da un lato presenta un'elevata stabilità nella fase di estensione totale, posizione nella quale subisce il maggior stress meccanico da parte del corpo; dall'altro garantisce una grande mobilità nelle fasi di flessione, per consentire un ampio movimento.

I segmenti ossei che costituiscono questa articolazione sono: femore, tibia, rotula e perone; il ginocchio è inoltre circondato da una capsula articolare rinforzata dalla presenza di numerosi legamenti. Nella capsula articolare sono presenti due articolazioni: la femoro-rotulea, tra la faccia posteriore della rotula e la superficie distale anteriore del femore, e la femoro-tibiale, tra i condili femorali e le cavità della tibia.

1.1 Definizione dei piani e degli assi anatomici

Per descrivere i movimenti e le posizioni relative tra le diverse parti del corpo, in anatomia, viene definita posizione anatomica di riferimento la posizione in cui il corpo risulta essere: eretto, con talloni uniti, braccia distese e palmi delle mani rivolti in avanti. Rispetto a tale orientamento, vengono definiti i piani e gli assi anatomici.

I piani anatomici sono tre (Fig. 1.1):

- *Piano sagittale*: attraversa il corpo longitudinalmente in direzione Antero-posteriore (AP), individuandone la metà destra e sinistra. La superficie di un arto più vicina ad esso è detta mediale, quella più lontana laterale;
- *Piano frontale*: attraversa il corpo parallelamente alla fronte e ne individua la metà anteriore e posteriore;
- *Piano trasversale*: è perpendicolare ai due piani precedenti ed individua la metà superiore ed inferiore del corpo.

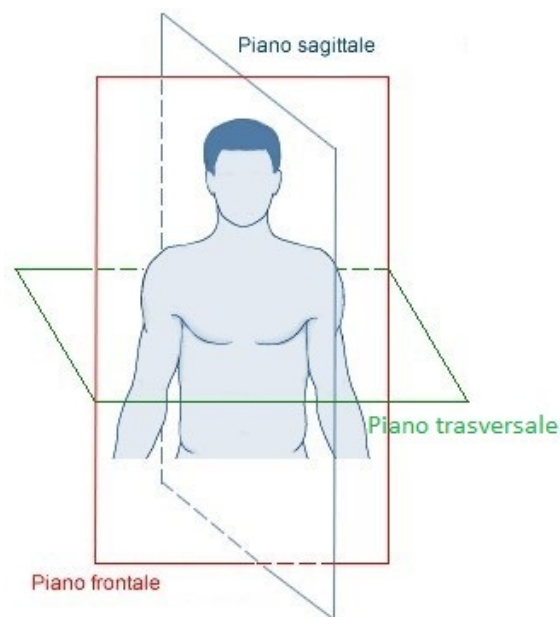


Figura 1.1: Piani anatomici di riferimento

Per la comprensione della posizione e dell'orientamento degli arti il riferimento è la loro radice: una zona è detta *prossimale* se più vicina a tale punto, *distale* altrimenti.

Per quanto riguarda gli assi anatomici (Fig. 1.2) invece, questi sono determinati dalle intersezioni dei piani sopra descritti.

- *Asse longitudinale*: è perpendicolare al piano trasversale, quindi è dato dall'intersezione tra il piano frontale e sagittale. Attorno ad esso avvengono i movimenti di torsione, in riferimento alla testa ed al tronco, e di rotazione in riferimento agli arti;
- *Asse trasversale*: è perpendicolare al piano sagittale, quindi è dato dall'intersezione tra il piano frontale e trasversale. Attorno ad esso avvengono i movimenti di flessione ed estensione;
- *Asse antero-posteriore*: è perpendicolare al piano frontale, quindi è dato dall'intersezione tra il piano sagittale e trasversale. Attorno ad esso avvengono movimenti di inclinazione laterale, in riferimento alla testa ed al tronco, e di adduzione ed abduzione in riferimento agli arti.

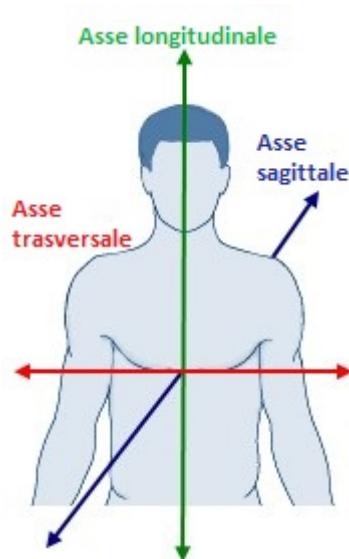


Figura 1.2: Assi anatomici di riferimento

1.2 Articolazione femoro-tibiale

1.2.1 Anatomia

Il *femore* (Fig. 1.3) è un osso lungo formato da una diafisi e due epifisi. L'epifisi prossimale è costituita da una testa, un collo e dal piccolo e grande trocantere e si articola con l'anca formando l'articolazione coxo-femorale, mentre quella distale con rotula e tibia costituendo l'articolazione del ginocchio. In particolare, l'estremità distale del femore è costituita da due superfici ovoidali, disuguali e convesse rivestite da cartilagine articolare: i condili, rispettivamente laterale e mediale. Il condilo mediale è più grande del laterale e, considerando il femore in posizione verticale, discende più in basso. I condili sono separati posteriormente dal solco intercondiloideo, mentre anteriormente si uniscono formando il solco trocleare. Lievemente spostati in alto rispetto ai due condili si osservano delle sporgenze ossee denominate, rispettivamente, epicondilo laterale e mediale che partecipano all'articolazione del ginocchio svolgendo la funzione di aggancio per il capo iniziale del legamento collaterale mediale e laterale.

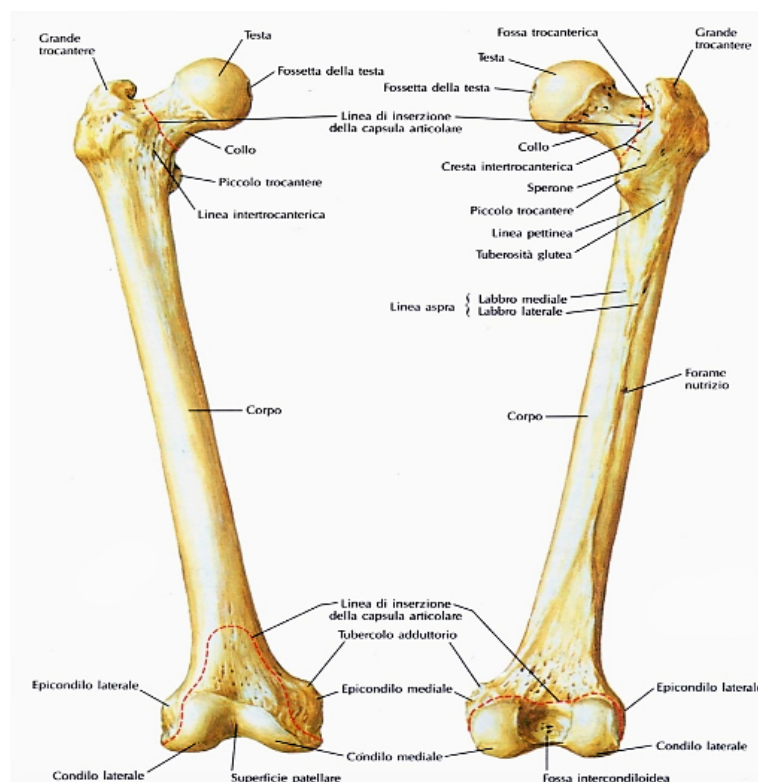


Figura 1.3: Femore: a sinistra vista anteriore, a destra posteriore. Tratta da [25].

La *tibia* (Fig. 1.4) è un osso lungo anch'esso costituito da un corpo con due estremità e, insieme al perone, costituisce lo scheletro della gamba.

L'estremità superiore della tibia è rappresentata dal piatto tibiale, una regione appiattita divisibile in due masse ossee: i condili tibiali, laterale e mediale. Il condilo mediale è concavo sia sul piano sagittale che frontale, in quanto deve accogliere il condilo femorale mediale che risulta essere più voluminoso. Il condilo laterale invece è convesso sul piano sagittale e concavo frontalmente, per garantire una maggiore ampiezza di rotazione. Al centro del piatto tibiale è presente l'eminanza intercondiloidea, formata da due tubercoli, detti spine: il mediale e il laterale. Nell'estremità inferiore della tibia è situato, medialmente, il malleolo mediale che determina una sporgenza sottocutanea alla caviglia. Lateralmente invece, tale estremità presenta dei legamenti che uniscono tibia e perone.

Il *perone* è un osso lungo, laterale rispetto alla tibia, più sottile di quest'ultima e che presenta un corpo e due estremità. La zona distale laterale si rigonfia originando il malleolo laterale.

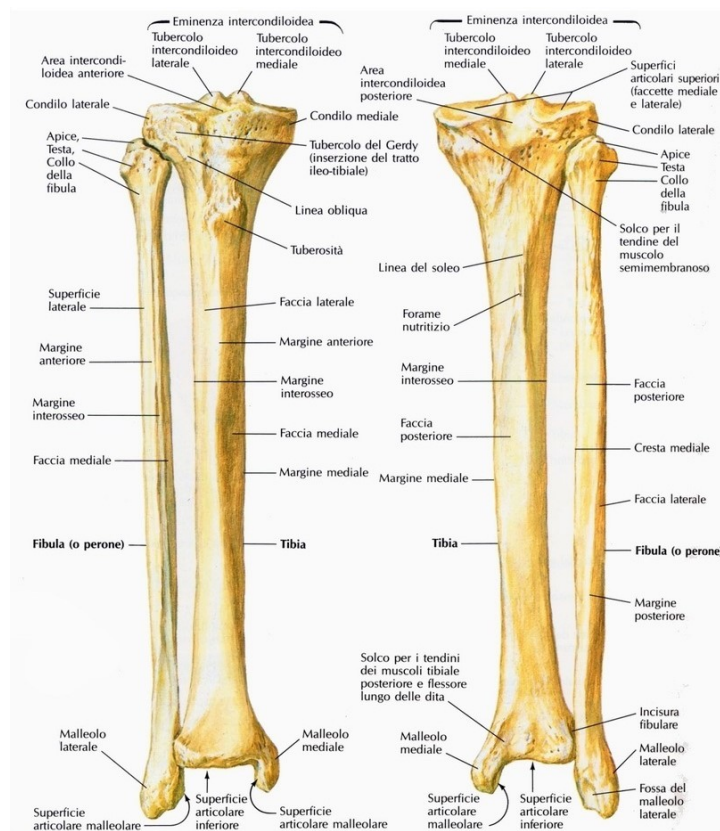


Figura 1.4: Tibia: a sinistra vista anteriore, a destra posteriore. Tratta da [25].

La *rotula* (o patella) (Fig. 1.5) è il più grande osso sesamoide presente nel corpo; osservandola sul piano frontale ha la forma di un triangolo curvilineo e presenta una base prossimale ampia ed un apice distale. Nella metà anteriore la patella dà attacco al tendine del quadricipite femorale; la parte posteriore è in rapporto con la cavità articolare ed è ricoperta da una cartilagine articolare molto spessa (4-5 mm): è il più grande spessore di cartilagine di tutto l'organismo e ciò si spiega per le pressioni considerevoli che subisce durante la contrazione del quadricipite femorale a ginocchio flesso [17].

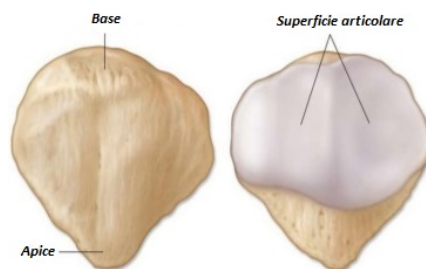


Figura 1.5: Rotula: a sinistra vista anteriore, a destra posteriore

1.2.1.1 Assi anatomici dell'arto inferiore

Gli assi principali del *femore*, che lo attraversano in direzione prossimo-distale, sono due: l'asse anatomico e quello meccanico (Fig. 1.6).

Il primo fa riferimento alla linea che congiunge il centro della diafisi del femore ed il centro del ginocchio (centro della gola intercondiloidea) mentre il secondo alla linea che congiunge il centro della testa femorale ed il centro del ginocchio, quest'ultimo rappresenta anche l'asse dei carichi del femore.

L'angolo che si forma tra i due si trova nel range dei 5°-7°.

Nel caso della *tibia* l'asse da definire è unico ed è quello anatomico: la congiungente il centro del ginocchio ed il centro della tibio-tarsica. L'asse diafisario della tibia coincide con la zona distale dell'asse dei carichi dell'arto inferiore.

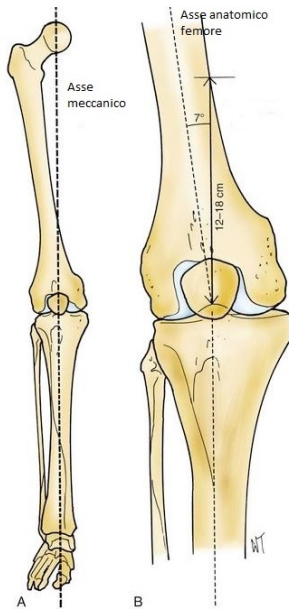


Figura 1.6: A: asse meccanico dell'arto inferiore; B: asse anatomico del femore. Adattata da [21].

Assi di riferimento per il posizionamento della protesi

- *Linea di Whiteside*: congiunge il punto più basso del solco trocleare ed il centro del solco. E' una linea verticale;
- *Asse Transepicondilare (ATE)*: congiunge l'epicondilo mediale al laterale;
- *Asse Condili Posteriori (ACP)*: congiunge i punti più posteriori del condilo mediale e laterale.

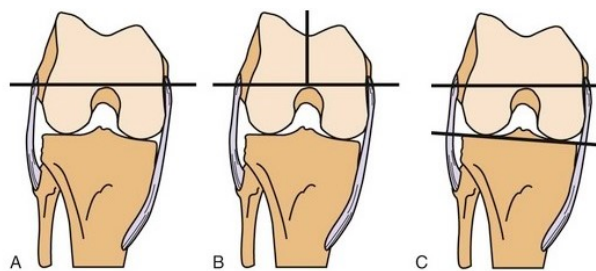


Figura 1.7: Assi di riferimento per il posizionamento della componente femorale protesica. A: asse transepicondilare; B: linea di Whiteside; C: asse dei condili posteriori. Adattata da [21].

Tutti e tre gli assi sono definiti nel piano trasversale (Fig. 1.7). La linea di Whiteside e la ATE risultano essere perpendicolari tra loro. Tra il ATE e ACP sono presenti 3° di rotazione, il particolare il ACP ruota rispetto al ATE.

1.2.2 Cinematica

L'articolazione tibio-femorale presenta sei gradi di libertà: tre traslazioni e tre rotazioni; i gradi di libertà traslazionali, rispetto ai rotazionali, sono maggiormente limitati a causa della presenza dei muscoli e dell'apparato capsulo legamentoso. Per quanto riguarda la rotazione, quella di entità maggiore si ha durante la flessione-estensione.

Ciò che si conosce oggi riguardo i movimenti del ginocchio ha radici lontane. I primi studi sull'anatomia di tale articolazione e su quella che comunemente viene chiamata cinematica sono stati pubblicati già tra il 1836 ed il 1917, tra questi ricordiamo lo scritto dei fratelli Weber (1836) che rappresenta uno dei primi testi sulla moderna biomeccanica. Tali testi risultano di difficile reperibilità e comprensione ma i punti fermi sulle nozioni odierne derivano da essi; una revisione della letteratura, insieme a nuovi studi, è stata effettuata da Freeman e Pinskerova [29].

1.2.2.1 Movimenti del ginocchio

I movimenti principali dell'articolazione del ginocchio sono tre.

Flessione-estensione

Il movimento principale del ginocchio è la flessione-estensione (Fig. 1.8).

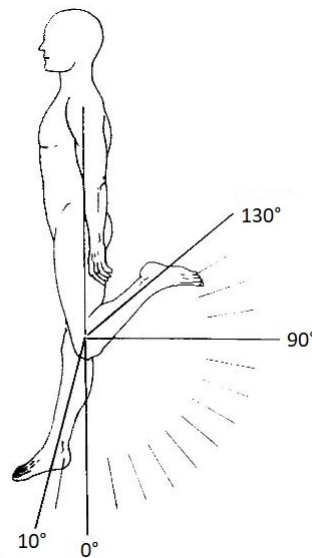


Figura 1.8: Movimento di flessione-estensione

La flessione è il movimento che avvicina la parte posteriore della gamba alla parte posteriore della coscia ed avviene attorno all'asse trasversale, l'estensione invece è definita come il movimento opposto; poiché nella posizione di riferimento anatomica l'arto è già in allungamento massimo, i movimenti estensori a partire da essa sono limitati ai 5°-10°, stato definito "iperestensione".

Rotazione

La rotazione interna-esterna della gamba (Fig. 1.9) attorno al suo asse longitudinale è possibile unicamente quando il ginocchio è flesso, in quanto, a ginocchio esteso, il blocco articolare rende la tibia solidale al femore.

La posizione di riferimento in questo caso è con il soggetto seduto a gambe pendenti ed il ginocchio flesso a 90°. La rotazione si definisce interna se la punta del piede è rivolta in dentro, esterna viceversa.

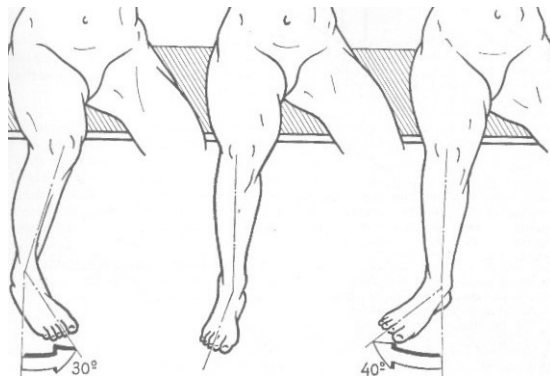


Figura 1.9: Movimento di rotazione: a sinistra interno, a destra esterno. Tratta da [17].

Adduzione/Abduzione

Il ginocchio non possiede tale grado di libertà, esiste però un lieve movimento che la gamba può compiere intorno ad un asse perpendicolare sia all'asse di flessione-estensione che a quello della gamba, che avviene nella posizione di riferimento utilizzata per definire la rotazione. Se tale movimento persiste anche a ginocchio esteso il comportamento è ritenuto patologico.

Le due principali deformazioni dell'arto inferiore sono valgismo e varismo (Fig. 1.10). Il varismo si può apprezzare misurando l'angolo tra l'asse diafisario del femore e quello della tibia, che diviene maggiore del valore fisiologico (170°); nel valgismo invece tale angolo diminuisce.

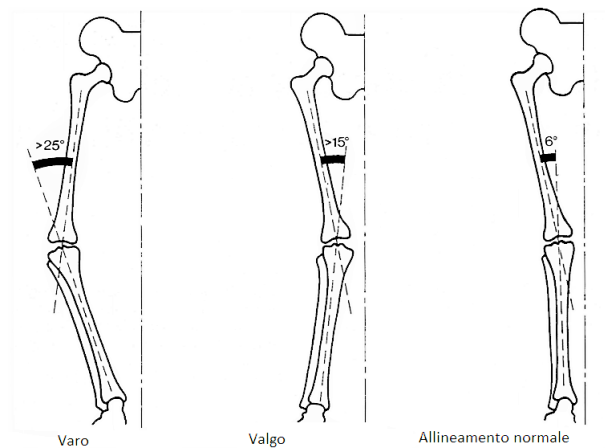


Figura 1.10: Deviazioni laterali del ginocchio

1.2.2.2 Movimenti dei condili sulle glene durante la flessione-estensione

Il moto di flessione-estensione è regolato da un meccanismo che vede la presenza di due movimenti del femore rispetto al piatto tibiale: rotolamento dei condili femorali (all'indietro) (Fig. 1.11i) e contemporaneo scivolamento (in avanti) sulle glene (Fig. 1.11i), rimanendo in contatto articolare con la tibia in modo da evitare la lussazione posteriore del condilo e permettendo un'ampiezza di movimento da 0° a circa 140° di flessione.

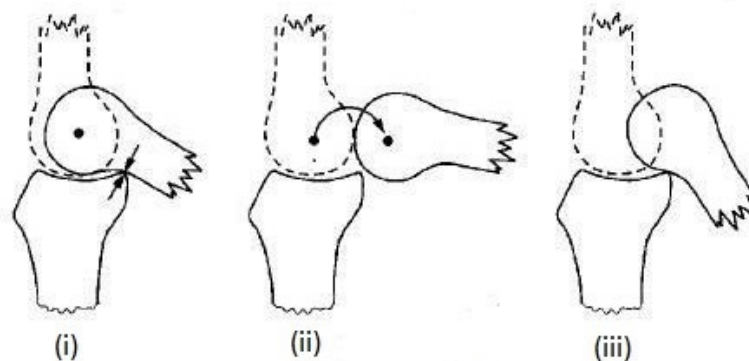


Figura 1.11: Movimento di rollback del femore

L'entità dello scivolamento e del rotolamento non è però uguale durante la flessione-estensione: a partire dalla massima estensione, i condili rotolano senza scivolare; man mano che aumenta il grado di flessione, lo scivolamento predomina fino ad arrivare quasi alla completa flessione, in cui il rotolamento è assente (ipotesi già descritta da Strasser nel 1917). In più, a causa dell'asimmetria dei condili, lo

scivolamento avviene prima sul condilo mediale e successivamente sul laterale, mentre per il rotolamento si verifica il contrario: ne consegue che il centro di rotazione istantaneo non sia costante durante tutto il movimento bensì cambi. Tale movimento congiunto è denominato rollback (Fig. 1.11iii).

Pinskerova et al.[28, 29] ha confermato le ipotesi dei fratelli Weber secondo i quali le superfici articolari dei condili femorali non siano elicoidali bensì costituite dagli archi di due circonferenze ben distinte tra loro; inoltre essi sostengono che, con la flessione, il condilo mediale si sposti di poco, se non per nulla, mentre il laterale si sposti all'indietro [10, 28, 29] (Fig. 1.12).

In base a ciò possiamo affermare che il movimento di rollback descritto in precedenza è sì presente ma per lo più nel condilo laterale, per il mediale è praticamente assente.

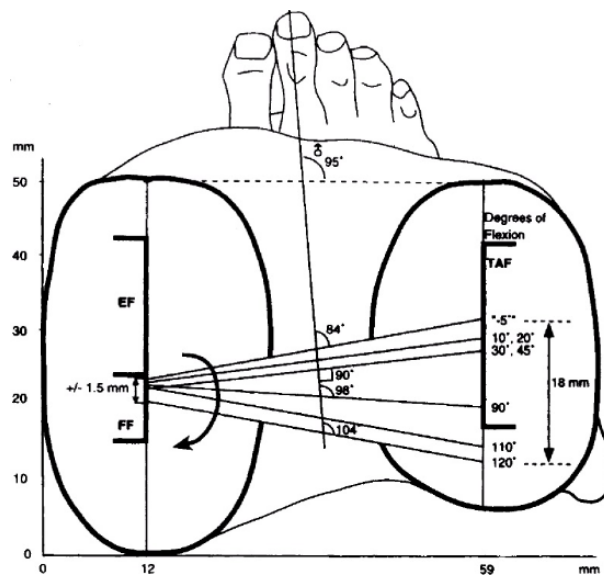


Figura 1.12: Vista della superficie prossimale della tibia. Le linee trasversali collegano i centri posteriori dei condili mediale (a sinistra) e laterale (a destra) a diversi gradi di flessione. Tratta da [10].

1.3 Articolazione femoro-rotulea

1.3.1 Anatomia e fisiologia

L'estremità inferiore del femore, vista sul piano frontale, presenta una superficie articolare a puleggia: la troclea femorale (Fig. 1.13a). Questa è assimilabile ad una carrucola fissa ed è formata da due faccette, mediale e laterale, inclinate l'una verso l'altra, che delimitano il solco trocleare. Questo è localizzato lateralmente rispetto all'asse meccanico, con la parte prossimale orientata lateralmente e la parte distale medialmente [8].

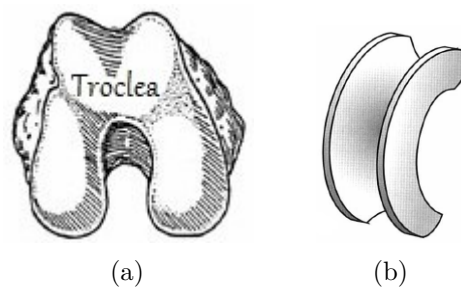


Figura 1.13: Vista nel piano trasversale della troclea (a); carrucola fissa (b)

L'importanza funzionale della rotula si ha soprattutto nel meccanismo estensorio dell'arto inferiore e consiste nell'aumentare il braccio di leva del quadricipite femorale e quindi migliorarne l'effettiva capacità di estensore. Per comprendere meglio questo aspetto si fa riferimento ai diagrammi delle forze con e senza rotula (Fig. 1.14a e b).

Si analizza prima il caso con rotula. Si supponga che \mathbf{Q} sia la forza del quadricipite applicata sulla rotula: può essere scomposta in \mathbf{Q}_1 , che spinge la rotula sulla troclea, e \mathbf{Q}_2 . Il punto di applicazione di \mathbf{Q}_2 può essere spostato sulla tuberosità anteriore della tibia e questa può essere a sua volta scomposta in \mathbf{Q}_3 e \mathbf{Q}_4 rispettivamente dirette verso l'asse di flessione-estensione e tangente ad esso. \mathbf{Q}_4 è la sola componente efficace per l'estensione: fa scivolare in avanti la tibia sul femore.

Confrontando le forze efficaci nei due casi (Fig. 1.14c), si ha che \mathbf{Q}_4 è circa il 50% più grande di \mathbf{Q}_6 : "la rotula, allontanando il tendine quadricipitale come un cavalletto, accresce l'efficacia del quadricipite" [17].

Altra funzione della rotula è di proteggere gli elementi articolari che compongono il ginocchio, come ad esempio i legamenti crociati anteriore e posteriore.

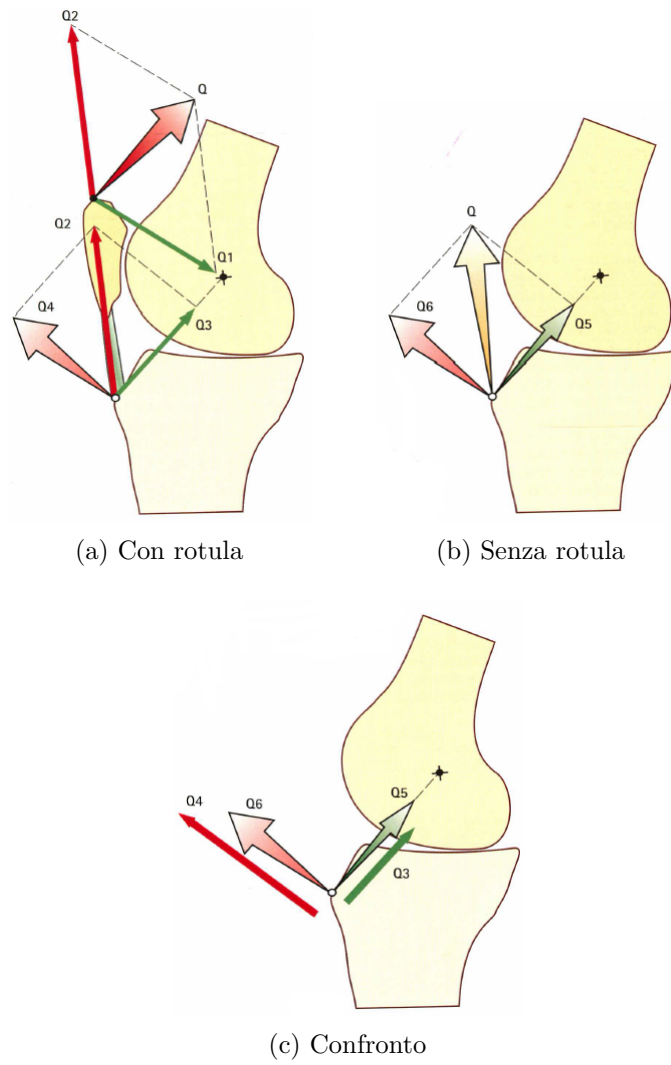


Figura 1.14: Diagramma delle forze

1.3.2 Cinematica

La troclea, all'interno dell'articolazione femoro-rotulea, è dotata di sei gradi di libertà: tre traslazioni e tre rotazioni. I movimenti principali però sono: motilità medio-laterale, tilt e flessione. La motilità medio-laterale è definita come la traslazione lungo un asse Medio-laterale (ML). Il tilt, mediale o laterale, è la rotazione attorno ad un asse Prossimo-distale (PD). Infine, la flessione è la rotazione osservata nel piano sagittale, attorno ad un asse ML.

Il ruolo del solco trocleare è quello di stabilizzare la rotula al suo interno, permettendone lo scorrimento durante l'azione di flesso-estensione dell'arto. "Il movimento normale della rotula sul femore durante la flessione è una traslazione verticale lungo la gola trocleare" [17]. Durante tale spostamento la rotula ruota attorno ad un asse trasversale, per questo si parla di traslazione circonferenziale. Nei primi 10°-20° di flessione la rotula segue la forma della troclea spostandosi quindi medialmente. All'aumentare dell'angolo di flessione tale movimento diventa progressivamente laterale e, quando il ginocchio è flesso, essa viene compressa sulla superficie del solco trocleare; tale pressione aumenta in modo direttamente proporzionale sia al grado di flessione che alla forza esercitata dal quadricipite. Al termine dell'estensione invece, tale compressione diminuisce fino ad arrivare ad invertirsi, cioè ad allontanare la rotula dalla troclea, quando si è in iperestensione. In questo caso, ciò che impedisce una lussazione in laterale è la morfologia della faccia esterna della troclea femorale, insieme all'azione di muscoli e legamenti. Questo meccanismo fa sì che in estensione l'articolazione femoro-rotulea sia lassa, al contrario di quello che accade in flessione.

La patella presenta poi una lieve tendenza al tilt mediale e poi laterale, anche in questo caso con l'aumentare della flessione [21], seguendo quindi la morfologia trocleare.

Lo studio della morfologia della troclea in letteratura è di fondamentale importanza perché le maggiori complicanze che si riscontrano dopo l'impianto di protesi di ginocchio sono attribuite in parte ad una geometria del solco innaturale (come patella alta/bassa o eccessiva traslazione ML) . La conoscenza dei parametri sopra descritti è quindi indispensabile per determinare le differenze tra ginocchio sano e protesico o tra sano e patologico [6]. Con l'utilizzo di sistemi di navigazione chirurgica infatti, si può sia disporre di tali informazioni sia utilizzarle in fase intra-operatoria.

1.4 Gonartrosi

La gonartrosi, o più semplicemente l'artrosi del ginocchio, è una malattia cronico-degenerativa che tende a peggiorare col tempo fino a portare ad una significativa disabilità del soggetto. Colpisce prevalentemente il sesso femminile dai 60 anni in su e può avere origine in zone differenti dell'articolazione.

Si definisce come una sorta di 'usura' dei capi articolari, in cui lo strato cartilagineo che ricopre i condili femorali e i piatti tibiali si assottiglia progressivamente fino ad esporre l'osso sottostante, questo a sua volta reagisce producendo delle escrescenze appuntite, gli osteofiti (Fig. 1.15B). Nelle fasi più avanzate di ginocchio artrosico la capsula articolare tende ad ispessirsi ed i muscoli a ritrarsi fino a determinare un ginocchio rigido, inoltre tale usura è spesso asimmetrica e determina un male allineamento in varo/valgo dell'arto inferiore, a seconda che sia colpito il condilo laterale o mediale.

Il sintomo principale è il dolore, in genere ben localizzato, che tende a calmarsi in fase di riposo e si ripresenta non appena ricomincia il movimento. Può essere diagnosticata tramite una radiografia.

Come trattamento si mira a prevenirne l'aggravamento, evitando sollecitazioni sull'articolazione, ma la soluzione più efficace è quella chirurgica ed è rappresentata dalla protesi di ginocchio.

1.5 Protesi totale di ginocchio

La protesi totale di ginocchio, comunemente detta TKA, va a sostituire le superfici articolari usurate (Fig. 1.15A), con dei rivestimenti in materiale biocompatibile.

La TKA è costituita da una componente femorale ed una tibiale entrambe metalliche, tra le quali viene interposto uno spaziatore in polietilene. Qualora sia necessario, è possibile sostituire anche la rotula, anch'essa in polietilene. Tali componenti possono essere fissati all'osso con meccanismo "press-fit" oppure tramite cementazione.

Le protesi totali di ginocchio presentano diversi gradi di libertà di vincolo meccanico; tra le principali troviamo:

1. *Protesi non vincolata*: il Legamento Crociato Posteriore (LCP) viene lasciato in sede e sarà esso a fungere da vincolo per garantire la stabilità dell'impianto.

In questo caso la componente protesica femorale presenterà una gola centrale che accoglierà il legamento;

2. *Protesi semi vincolata*: il LCP viene sacrificato ed a sostituirlo sarà un meccanismo a camma con box femorale articolato con una torretta centrale fissa sull'inserto di polietilene tibiale, che ha lo scopo di stabilizzare in anteroposteriore il ginocchio;
3. *Protesi vincolata*: è caratterizzata "da un vincolo interprotesico assoluto con un perno centrale che blocca la componente tibiale alla femorale". Ad oggi questi modelli sono stati per lo più abbandonati a causa dell'alta incidenza di complicanze post operatorie dovute all'eccessiva rigidità dell'impianto (rottture e mobilizzazioni) [21].

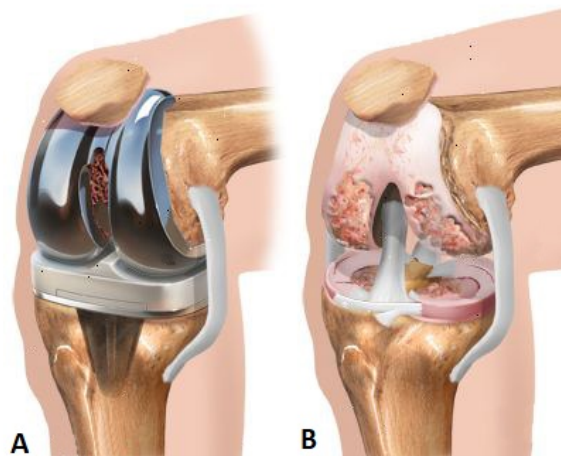


Figura 1.15: A: PTG; B: ginocchio artrosico

Per quanto riguarda invece l'inserto tibiale, questo può essere:

1. *Mobile*: l'inserto tibiale in polietilene presenta un meccanismo con un certo grado di libertà che gli permette lo scivolamento, tale meccanismo può essere solo rotante, attorno ad un perno fissato sulla componente tibiale che rimane fissa, oppure di rotazione-traslazione. Ciò permette un allineamento automatico della protesi sui vari piani, cercando di riprodurre quelle che erano le funzionalità anatomiche originali del ginocchio [26];
2. *Fisso*: l'inserto articolare è fisso e solidale alla componente tibiale sottostante.

1.5.1 Complicanze post-intervento

Oggi giorno l'intervento di artroplastica di ginocchio è consolidato nella routine chirurgica. Da una revisione della letteratura si apprende che il tasso di soddisfazione post operatorio vari tra il 75 e l'89 % e che entro i cinque anni successivi al primo impianto il tasso di sopravvivenza sia superiore al 97 % [27].

Si rivela però anche un tasso di insoddisfazione: uno dei motivi più comuni di complicanze post-intervento di TKA è il dolore anteriore del ginocchio riscontrato nell'8 % dei casi [27].

Tale dolore vede due cause principali: funzionali e meccaniche. Delle prime fanno parte i disturbi inter/intra muscolari, delle seconde i problemi all'articolazione patello-femorale che insorgono dopo l'impianto quali instabilità, aumento della pressione sull'articolazione, una modifica del braccio di leva muscolare, mal posizionamento della componente protesica, frattura patellare [27].

Risulta evidente che il design della componente protesica femorale ed il suo posizionamento, soprattutto nel piano sagittale, siano di rilevante importanza per l'esito della TKA[18, 19, 21, 34]: se è presente una geometria della troclea lontana da quella fisiologica, si tende ad avere maggiori complicazioni post PTG con una cinematica patello-femorale distorta rispetto a quella originale [2, 32, 33, 34].

E' stato infatti mostrato che la profondità della troclea è proporzionale alla stabilità della patella e alle forze trasmesse all'articolazione patello-femorale [12, 24, 27].

Capitolo 2

Materiali

2.1 Sistemi di navigazione chirurgica

La chirurgia ortopedica computer-assistita, comunemente chiamata dall'inglese CAOS, nasce con lo scopo di limitare il più possibile le complicazioni durante gli interventi e ottimizzare il processo decisionale del medico al fine di assicurare un esito chirurgico favorevole.

La CAOS mira a creare un approccio 'su misura' per ogni singolo paziente, affiancando il chirurgo ed esaltandone le capacità, fornendo delle indicazioni intra-operatorie in grado di perfezionare la tecnica di impianto.

In generale, i sistemi di navigazione chirurgica sono destinati a migliorare il posizionamento finale dell'impianto (accuratezza), la visibilità in aree inaccessibili (sicurezza) e la previsione degli effetti delle azioni chirurgiche (controllo) [20].

Questi sistemi presentano anche degli svantaggi come quello relativo ai costi, all'allungamento dei tempi chirurgici e richiede abilità e competenze specifiche da parte dell'operatore. Questo fa sì che tale tecnologia non rappresenti la routine negli interventi quotidiani.

Esistono diverse tipologie di sistemi di navigazione, tra le principali:

- *Sistemi image-based o imageless*: nel primo caso utilizzano immagini radiografiche pre-operatorie (provenienti da Tomografia Assiale Computerizzata (TAC) o Risonanza Magnetica Nucleare (RMN)) integrandole con le acquisizioni manuali. Nel secondo caso non utilizzano immagini TAC o RMN né pre- né intra-operatorie. Per entrambi è necessaria una fase di registrazione dell'anatomia intraoperatoria, ottenuta grazie all'utilizzo di ri-

velatori solidali ai segmenti ossei e di una sonda (probe) per l'individuazione dei reperi anatomici di interesse;

- *Sistemi aperti o chiusi*: a seconda che si possano utilizzare su vari modelli protesici oppure su uno in particolare.

I componenti che nel complesso costituiscono un sistema di navigazione sono [20] (Fig. 2.1):

- *Workstation*: composta da un' unità di controllo, un monitor per la visualizzazione grafica e numerica da parte del medico ed un sistema di telecamere con un'accuratezza nominale di 0,5 mm;
- *Tracker*: vengono impiantati nei segmenti ossei e presentano dei marker sferici (il cui movimento viene tracciato dalle telecamere della workstation);
- *Probe*: sonda che acquisisce dei punti sulle superfici, per effettuare una registrazione spaziale e morfologica dell'osso;
- *Strumentario chirurgico*: strumenti chirurgici, tipicamente in metallo, atti all'esecuzione dell'intervento, sui quali è possibile accoppiare il probe.

Le telecamere, le star e la sonda hanno un proprio Sistema di Riferimento (SR) così da definire posizione e orientamento dei segmenti ossei nello spazio tridimensionale.

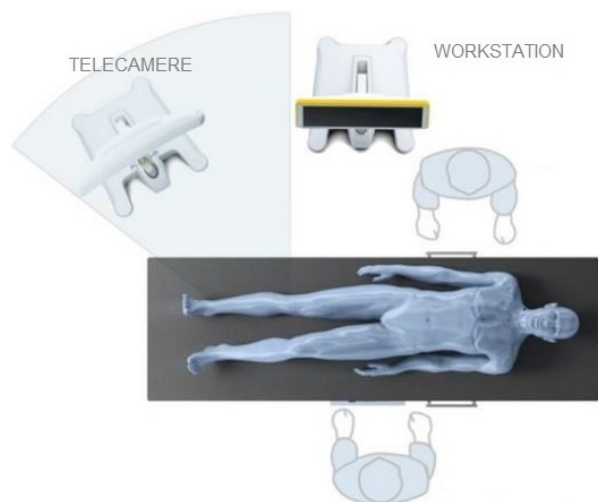


Figura 2.1: Posizionamento in sala del sistema di navigazione computer-assistita. Adattata dal manuale "Knee3 Surgical Technique" dell'azienda BRAINLAB.

Il sistema di navigazione a cui si fa riferimento in questo lavoro di tesi è il BLU-IGS prodotto dall'azienda Orthokey Italia Srl, che utilizza, nel caso di protesi totale di ginocchio, il software MIRO'.

Il BLU-IGS segue degli step fondamentali che vengono spiegati nel suo manuale, preso come riferimento.

Posizionamento del paziente in modo tale che il medico abbia una completa visuale dello schermo e che il localizzatore possa controllare continuamente i tracker fissati su femore, tibia e sonda, in un'ampia varietà di movimenti.

Incisione cutanea e *posizionamento* delle star femorale e tibiale sui segmenti seguendo le indicazioni della tecnica chirurgica (Fig. 2.2).

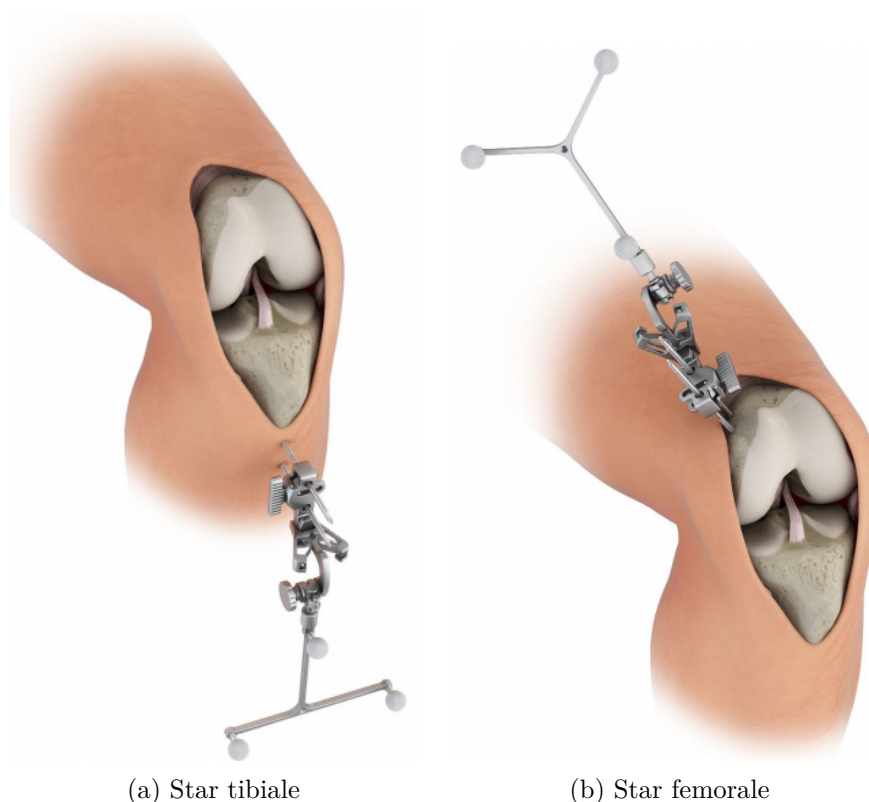


Figura 2.2: Esempio di posizionamento dei tracker femorali e tibiali. Tratta dal manuale "Knee3 Surgical Technique" dell'azienda BRAINLAB.

Un passaggio molto importante è la *registrazione*, ovvero l'acquisizione dei reperi anatomici tramite l'uso della sonda, che permettano di creare il SR del navigatore e di descrivere gli assi principali dell'arto e la morfologia del paziente. Il sistema permette sia di acquisire uno specifico punto che un'intera area d'interesse (in questo caso viene utilizzata la modalità STREAM).

Singoli punti

In primo luogo si definisce l'asse meccanico femorale. Il punto più prossimale è il centro della testa del femore che si ottiene tramite un movimento rotatorio del femore stesso (Fig. 2.3a), il più distale invece è la gola femorale (Fig. 2.3b).

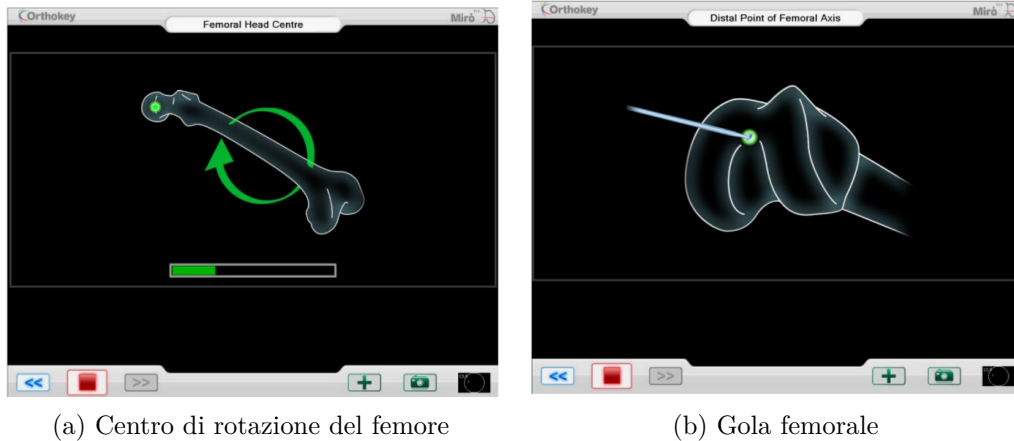


Figura 2.3: Acquisizione del punto più prossimale (a) e più distale (b) dell'asse meccanico femorale

L'asse tibiale è definito come l'asse passante tra il centro dei piatti tibiali (Fig. 2.4a) e il punto medio delle prominenze malleolari mediale e laterale.

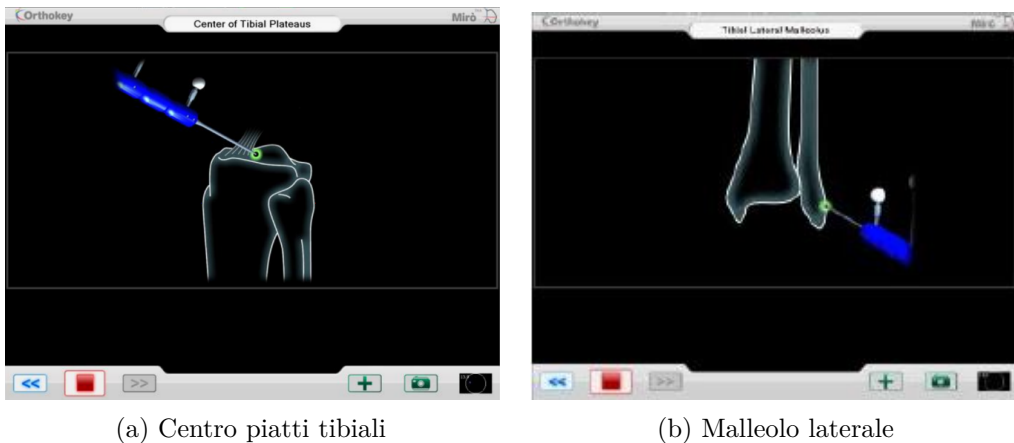
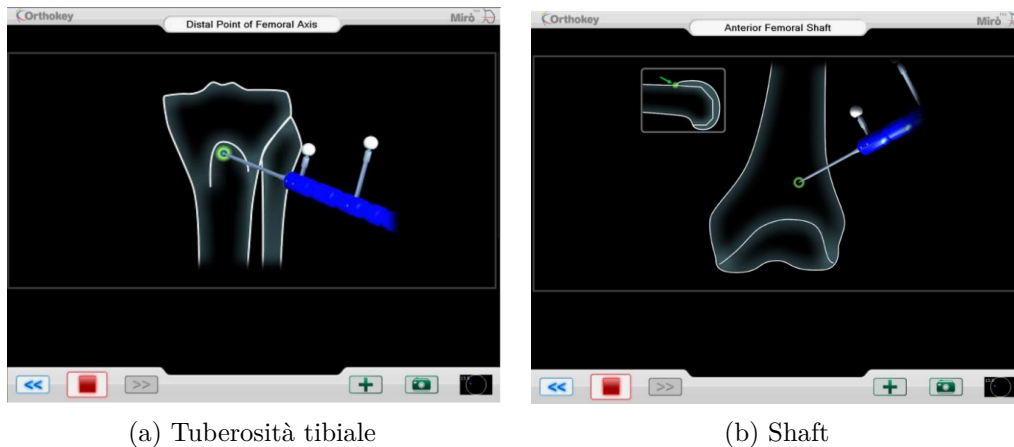


Figura 2.4: Acquisizione del punto più prossimale dell'asse meccanico tibiale (a) e del malleolo laterale (b)

Allo stesso modo, si acquisiscono: la tuberosità tibiale e lo shaft, che è il punto sulla diafisi femorale subito sopra il bordo superiore dell'articolazione femoro-rotulea (Fig. 2.5).



(a) Tuberosità tibiale

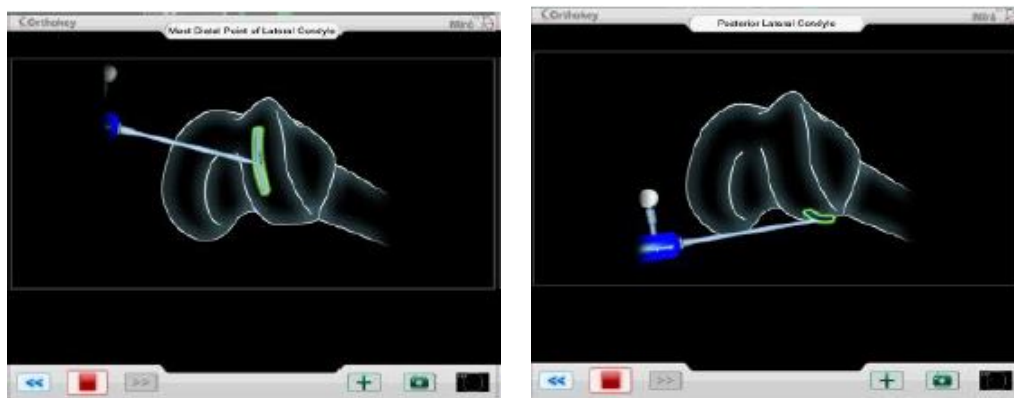
(b) Shaft

Figura 2.5: Acquisizione di alcuni punti di interesse

Aree

Per l'acquisizione dei piatti tibiali laterale e mediale, il puntatore viene usato in modalità STREAM; similmente si procede per l'ottenimento delle aree distali e posteriori dei condili, mediale e laterale (Fig. 2.6).

Tutti i punti acquisiti vengono salvati e successivamente il software li elabora identificandone uno rappresentativo per ciascuna zona.



(a) Zona distale del condilo laterale

(b) Zona posteriore del condilo laterale

Figura 2.6: Acquisizione di alcuni punti di interesse in modalità STREAM

2.1.1 Sistema di riferimento

Di seguito si riporta il sistema di riferimento anatomico del navigatore.

Femorale:

- Asse X, coincidente con l'asse medio-laterale: positivo lateralmente sia per l'arto sinistro che destro;
- Asse Y, coincidente con l'asse anteroposteriore: positivo posteriormente per l'arto sinistro e anteriormente per il destro;
- Asse Z, coincidente con l'asse meccanico: positivo prossimalmente sia per l'arto sinistro che destro.

Tibiale:

- Asse X, coincidente con l'asse medio-laterale: positivo lateralmente per l'arto sinistro e medialmente per il destro;
- Asse Y, coincidente con l'asse anteroposteriore: positivo posteriormente sia per l'arto sinistro che destro;
- Asse Z, coincidente con l'asse meccanico: positivo prossimalmente sia per l'arto sinistro che destro.

2.1.2 Pianificazione dei tagli

Dopo la fase di acquisizione il sistema passa alla pianificazione del taglio tibiale e femorale, basata sulle regole della tecnica chirurgica associata all'intervento, per ottenere il posizionamento ottimale della protesi.

Secondo i criteri per la pianificazione automatica il piano di taglio tibiale deve essere perpendicolare all'asse meccanico tibiale nella vista frontale, lo slope (inclinazione del piatto tibiale) deve coincidere con quello acquisito, o comunque con quello di default, ed il posizionamento prossimo-distale deve dipendere dal piatto scelto come riferimento dal chirurgo. Egli esegue la resezione tibiale servendosi della strumentazione a sua disposizione e, osservando l'interfaccia, deve cercare di rispettare il piano di taglio pianificato facendolo coincidere con quello associato alla guida di taglio. Se il medico è soddisfatto si procede con l'acquisizione del piano e si effettua la resezione.

Per quanto riguarda la pianificazione femorale viene innanzitutto valutata la

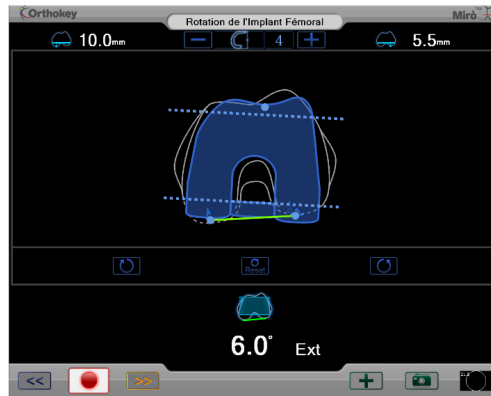


Figura 2.7: Rotazione nel piano trasversale

rotazione interna-esterna della componente femorale rispetto alla ACP (Fig. 2.7). Il passo successivo è quello di pianificare lo spessore del taglio tenendo conto del bilanciamento legamentoso in flessione ed in estensione (Fig. 2.8). La valutazione del grado di estensione dei legamenti serve ad ottenere un gap rettangolare tra il piano distale del femore e il piano di taglio tibiale. In flessione invece (arto a 90°) si ottiene un gap rettangolare tra il piano di taglio tibiale e il piano di taglio posteriore del femore, modificando la rotazione della componente femorale o eseguendo del release legamentoso.



Figura 2.8: Valutazione del gap in estensione (a) ed in flessione (b)

Dopo tale pianificazione vi è quella finale in cui il medico, osservando i parametri anatomici e di bilanciamento acquisiti in precedenza, ottimizza il posizionamento dell'impianto per ottenere il risultato chirurgico desiderato (Fig. 2.9). Il chirurgo può ruotare e traslare nel piano sagittale la protesi, valutando sia l'anatomia che lo spazio articolare risultante.

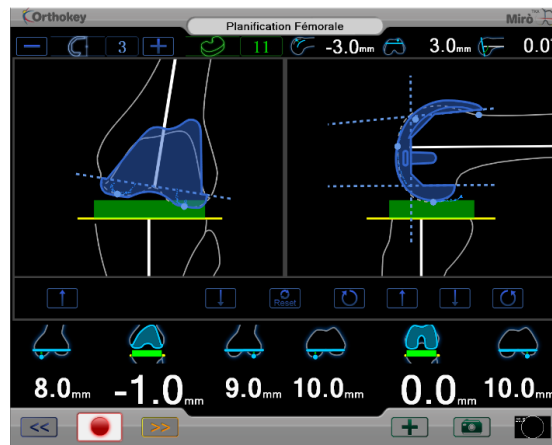


Figura 2.9: Pianificazione finale dell'intervento

A questo punto si procede con la fase di resezione femorale sia distale che anteriore, in cui il medico si comporta esattamente come per la resezione tibiale.

Sia in fase pre- che post-operatoria si può svolgere un'analisi cinematica osservando in estensione e in flessione, a vari angoli, i gradi di varismo o valgismo dell'arto (Fig. 2.10). Questa valutazione fornisce indicazione sul livello di stabilità e di allineamento ottenuto.

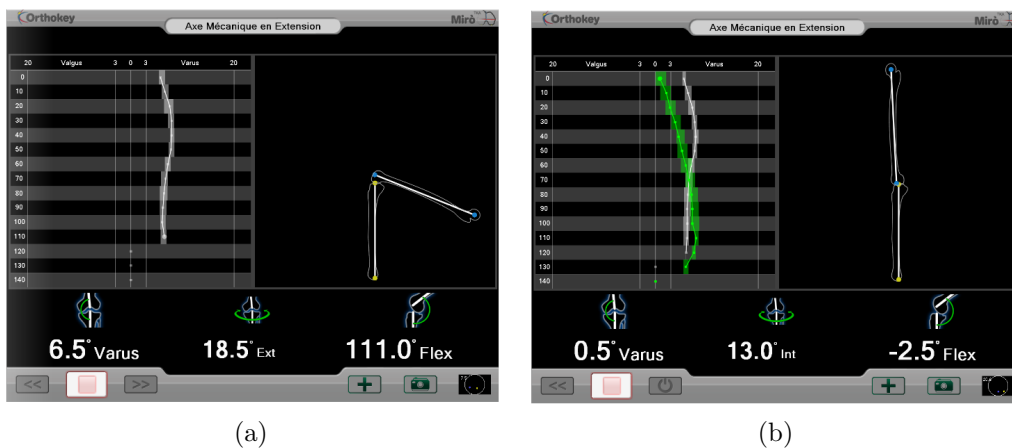


Figura 2.10: Valutazione della cinematica pre-operatoria (a) e post-operatoria (b)

2.2 Dataset

Dall'azienda Orthokey Italia Srl sono stati forniti i dati intraoperatori di 142 pazienti.

Ogni cartella paziente è strutturata come segue:

- Report dell'operazione: sono presenti i dati del paziente, del medico che ha operato, le informazioni riguardo le componenti protesiche impiantate ed i valori pre/post-operatori del grado di deformità in varo-valgo.
- File di log in formato di testo contenente le matrici di rototraslazione degli strumenti navigati, nel sistema di riferimento delle telecamere, di tutti i passaggi chirurgici registrati (denominati scene) (Fig. 2.11).

Nel file sono presenti:

```

/*
 * @label Hip Joint
 */
0 0 1 -133.899994 -196.570007 -1919.010010 -0.561421 0.745206 0.359825 -0.325243 -0.598530 0.732106 0.760936 0.293989 0.578400
1 0 1 -141.899994 -212.479996 -1898.280029 -0.585697 0.692782 0.420727 -0.282671 -0.661074 0.695038 0.759642 0.288154 0.583019

```

Figura 2.11: Dati dal file di log

- La label della scena acquisita, nella modalità "@label 'nome'";
 - La prima colonna rappresenta il frame acquisito quindi tale indice aumenterà progressivamente con il tempo di acquisizione;
 - La seconda colonna rappresenta l'indice dell'oggetto acquisito (0, 1 o 2 rispettivamente per: star femorale, tibiale e probe). In una scena possono essere presenti più oggetti contemporaneamente;
 - La terza colonna è un indicatore che segnala se l'acquisizione stia avvenendo o meno, da parte del software;
 - Dalla quarta colonna in poi è riportata la matrice di rototraslazione che descrive l'orientamento dell'oggetto, nel sistema di riferimento delle telecamere.
- Screenshot acquisiti dal chirurgo durante l'operazione;
 - DomainModel: contiene le coordinate espresse nel sistema di riferimento anatomico di tutte le acquisizioni effettuate in fase intra-operatoria;
 - File recovery: contiene i dati intraoperatori acquisiti dalle telecamere, salvati automaticamente dal software in caso di crash del sistema.

2.3 Descrizione protesi

Il sistema di navigazione utilizza i dati dei modelli protesici per fornire al medico la visualizzazione del posizionamento della protesi durante l'operazione, prima che venga effettivamente impiantata.

La protesi utilizzata è il modello U2 dell'azienda United Orthopedic Corporation disponibile in sette taglie differenti, di tutte sono stati forniti i dati relativi, sia per quanto riguarda la componente femorale che tibiale.

Nel navigatore non viene importato il modello 3D della protesi bensì una semplificazione, consistente nei reperi necessari ai calcoli. Tale modello è costituito da una serie di polilinee.

In particolare, per ogni taglia protesica, sono presenti cinque oggetti di interesse:

1. Condilo laterale
2. Condilo mediale
3. Solco protesico
4. Profilo sagittale completo della protesi
5. Un punto che rappresenta il centro della circonferenza della troclea protesica

Le quattro curve sopra elencate sono viste nello spazio, quindi avranno tutte un set di coordinate (x, y, z).

I condili però, a differenza dell'anatomia femorale, nella protesi sono simmetrici quindi l'unica differenza tra il mediale ed il laterale è la posizione lungo X.

In questo lavoro di tesi i dati riguardanti la protesi sono stati gestiti in ambiente MATLAB; è stato quindi necessario importare i file .obj da Rhinoceros tramite una routine implementata a tal fine.

I file .obj sono strutturati come segue (Fig. 2.12):

```
# Rhino  
  
g object_1  
v 0 0 23.980774999999999  
v 0 0 5.695597222222233  
v 0 -5.715705555555559 0  
v 0 -25.70797500000001 0
```

Figura 2.12: File .obj

- "g 'nome'": specifica il nome del gruppo per i dati che seguono, essi fanno riferimento a 'nome' fin quando non ne viene specificato un altro;
- "v": specifica i vertici geometrici e le loro coordinate x, y, z.

E' stato quindi identificato ciascun object_# a quale oggetto di interesse corrispondesse e ne sono state importate le coordinate.

2.3.1 Sistema di riferimento e punti notevoli

La protesi importata ha un proprio sistema di riferimento che è importante descrivere per il seguito (Fig. 2.13).

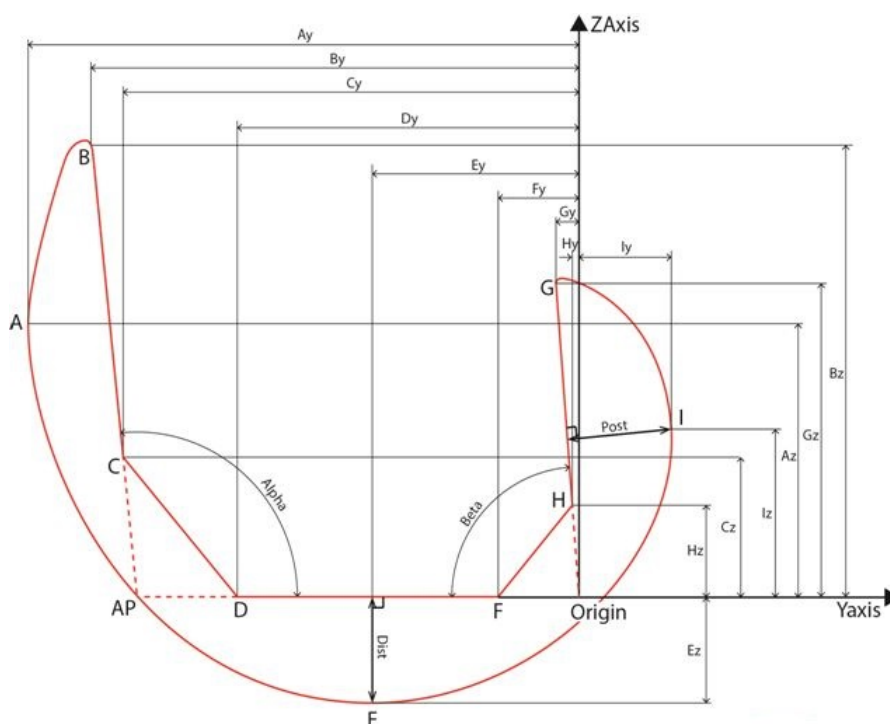


Figura 2.13: Sistema di riferimento protesi

L'asse X è positivo lateralmente, l'asse Y posteriormente e l'asse Z prossimalmente.

Vengono riportati in figura anche alcuni punti notevoli e segmenti che identificano i piani di resezione:

- Punto E: punto più distale dei condili
- Punto I: punto più posteriore dei condili

- Segmento DF: piano distale
- Segmento HG: piano posteriore
- Segmento BC: piano anteriore

L'origine del sistema di riferimento è posta nell'intersezione tra piano di taglio distale e posteriore.

Capitolo 3

Metodi

3.1 Analisi del dataset

Il dataset fornito è stato analizzato al fine di controllare se tutti i dati fossero utilizzabili per lo scopo prefissato.

Sono state eliminate innanzitutto quelle cartelle che non contenevano i dati necessari allo studio.

Successivamente è stata iniziata l'analisi dei dati riguardanti il solco trocleare: graficando i solchi si è notato che alcune acquisizioni da parte del chirurgo risultavano non idonee e per tale motivo si sono scartate.

E' stato deciso infine, prima dell'elaborazione dei dati, di filtrarli ulteriormente per assicurarsi che le acquisizioni da parte del chirurgo fossero corrette: è stato calcolato il range del solco trocleare lungo la direzione dell'asse Z e sono state escluse tutte quelle che presentavano $\Delta z \leq 15$ mm, questo perché ritenute acquisizioni troppo corte per poter avere un'adeguata stima della circonferenza approssimata.

3.2 Trasformazione dei dati nel sistema di riferimento anatomico

Nel file di log tutti i punti acquisiti in fase operatoria sono espressi nel sistema di riferimento telecamere ($p_{\text{telecamere}}$); nel lavoro di tesi svolto è stato necessario esprimerli nel sistema di riferimento anatomico del femore o della tibia a seconda dei punti analizzati.

Per passare dal sistema di riferimento telecamere a quello anatomico è stato necessario un passaggio intermedio: trasformare i punti nel SR tecnico (star

femorale/tibiale); per fare ciò il file di log è stato riorganizzato in ambiente MATLAB ottenendo le matrici di rototraslazione per ciascuna scena. I punti nel SR tecnico sono dati dalla seguente relazione:

$$p_{\text{tecnico}} = ({}^{\text{telecamere}}A_{\text{tecnico}})^{-1} \cdot p_{\text{telecamere}} \quad (3.1)$$

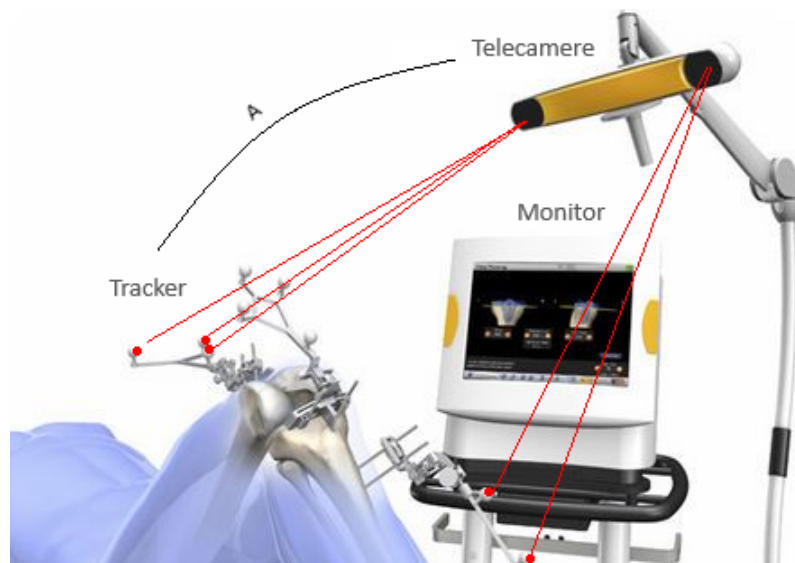


Figura 3.1: A: matrice di trasformazione, corrispondente a ${}^{\text{telecamere}}A_{\text{tecnico}}$. In questo caso non è presente il probe, bensì la star è solidale alla guida di taglio tibiale.

Tali punti sono stati utilizzati per creare il SR anatomico.

Femore

Il sistema di riferimento anatomico del femore è stato definito tramite i seguenti reperi: testa femorale, gola femorale e area posteriore del condilo mediale e laterale.

Innanzitutto, è stato necessario estrapolare, dalle aree dei condili, i punti più posteriori. Per fare ciò si è creato un sistema di riferimento temporaneo: l'asse Z è rappresentato dalla retta che congiunge la gola femorale alla testa del femore, l'asse X congiunge il punto medio dell'area posteriore del condilo mediale a quello del laterale e l'asse Y si ottiene dal prodotto vettoriale tra X e Z. L'origine è rappresentata dalla gola femorale.

Tutti i punti delle due aree di interesse sono stati espressi nel sistema di riferimento

temporaneo e sono stati individuati i punti più posteriori di ciascun condilo, ovvero quelli con la coordinata y minore per l'arto destro e maggiore per il sinistro. Il SR femorale è stato quindi ricreato seguendo lo stesso procedimento utilizzato per il temporaneo, ma considerando i punti più posteriori anziché i medi. Ciascuno degli assi è stato normalizzato ottenendo così la terna ortonormale che rappresenta il sistema di riferimento anatomico femorale.

Tibia

Per la tibia i reperi utilizzati sono stati: tuberosità tibiale, spina tibiale e punto più prominente del malleolo mediale e laterale. L'asse Z congiunge la spina tibiale e il punto medio dei malleoli, l'asse Y la tuberosità e la spina tibiale ed infine l'asse X lo si ottiene dal prodotto vettoriale tra Z e Y . L'origine è rappresentata dalla spina tibiale.

Ciascuno degli assi è stato normalizzato ottenendo così la terna ortonormale che rappresenta il sistema di riferimento anatomico tibiale.

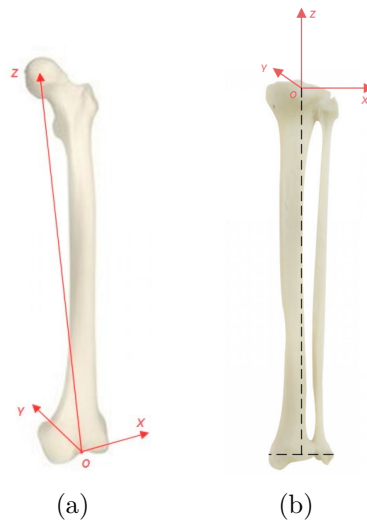


Figura 3.2: Sistema di riferimento anatomico femorale (a) e tibiale (b) dell'arto sinistro (vista frontale).

Sia per il femore che per la tibia, gli assi e l'origine del SR sono stati organizzati nelle rispettive matrici di rototraslazione: ${}^{\text{tecnico}}A_{\text{anat_femore}}$ e ${}^{\text{tecnico}}A_{\text{anat_tibia}}$. I punti di interesse nel sistema di riferimento anatomico sono stati ottenuti come segue:

$$p_{\text{anat}} = ({}^{\text{tecnico}}A_{\text{anat}})^{-1} \cdot p_{\text{tecnico}} \quad (3.2)$$

3.3 Fitting troclea

In questo lavoro di tesi i dati di principale interesse sono quelli relativi alla troclea. Questi sono stati osservati e studiati su tutti e tre i piani anatomici, analizzandoli in ambiente MATLAB, per validare o meno la tesi presente in letteratura secondo cui il solco trocleare sia assimilabile ad una circonferenza sul piano sagittale.

A tal fine è stato effettuato un primo fitting con polinomi rispettivamente di primo, secondo e terzo grado, per valutare se un'equazione di secondo grado fosse la scelta migliore. E' stato calcolato, in ciascun caso, lo scarto quadratico medio massimo tra tutte le curve ottenute dai fitting: il polinomio di primo grado presentava il fitting peggiore invece i polinomi di secondo e terzo non si differenziavano molto tra loro, si è deciso di utilizzare quello di grado inferiore.

Sono state individuate due metodologie per il fitting:

- Metodo del polinomio;
- Metodo di Newton-Gauss.

Entrambi i metodi sono stati implementati:

- Senza campionamento;
- Campionando i punti da 0° a 90° a passi di 5° ;
- Campionando i punti da 0° a 120° a passi di 5° .

Per il campionamento si è considerata la coordinata y dello shaft e la si è proiettata sull'asse Z , questo è diventato il riferimento per il calcolo delle coordinate dei punti corrispondenti agli angoli scelti.

Nel piano frontale e trasversale invece i dati sono stati interpolati con un polinomio di primo grado.

3.3.1 Metodo del polinomio

Il metodo del polinomio per il fitting di una circonferenza è considerato un approccio algebrico che parte da quella che è la definizione, nel piano, della curva considerata: in forma canonica 3.3 e nel sistema di riferimento cartesiano 3.4.

$$y^2 + z^2 + a(1)y + a(2)z + a(3) = 0 \quad (3.3)$$

$$(y - y_c)^2 + (z - z_c)^2 = R^2 \quad (3.4)$$

Dove y_c e z_c sono le coordinate del centro della circonferenza e R il raggio. Partendo da queste due definizioni è possibile ricavare:

$$a(1) = -2y_c; \quad a(2) = -2z_c; \quad a(3) = y_c^2 + z_c^2 - R^2 \quad (3.5)$$

I coefficienti dell'equazione canonica possono essere scritti in forma vettoriale: $a = [a(1) \ a(2) \ a(3)]^T$. Poiché le equazioni 3.3 e 3.4 sono valide per ciascun punto del solco troclearo è possibile scrivere:

$$\begin{cases} a(1)y_1 + a(2)z_1 + a(3) = y_1^2 + z_1^2 \\ a(1)y_2 + a(2)z_2 + a(3) = y_2^2 + z_2^2 \\ \vdots \\ a(1)y_m + a(2)z_m + a(3) = y_m^2 + z_m^2 \end{cases} \quad (3.6)$$

Dove m rappresenta il numero di punti acquisiti appartenenti al solco troclearo. Riscrivendo tale sistema di equazioni in forma matriciale:

$$\begin{bmatrix} y_1 & z_1 & 1 \\ y_2 & z_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ y_m & z_m & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a(1) \\ a(2) \\ a(3) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1^2 + z_1^2 \\ y_2^2 + z_2^2 \\ \vdots \\ y_m^2 + z_m^2 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

$$C a = B \quad (3.8)$$

$$a = C^{-1} B \quad (3.9)$$

Partendo quindi da un sistema di m equazioni è possibile ricavare il vettore di coefficienti a (3.9) che permette di effettuare un fitting dei dati e sfruttando la relazione 3.5 calcolare centro e raggio di tale circonferenza.

Infine, una volta ottenuta la soluzione ottimale, è stato calcolato lo scarto quadratico medio per valutare la bontà del fitting.

3.3.2 Metodo di Newton-Gauss

Il metodo di Newton-Gauss è un algoritmo iterativo del primo ordine utilizzato per risolvere problemi dei minimi quadrati non lineari.

L'algoritmo approssima la soluzione ad ogni iterazione aggiornando i parametri del modello come segue:

$$f^{(n+1)} = f^{(n)} - J_r^{-1} d(f^{(n)}) \quad (3.10)$$

dove J_r è la Jacobiana dei residui e d i residui stessi.

In questo lavoro di tesi i parametri del modello sono:

- Coordinate del centro della circonferenza: z_c, y_c ;
- Raggio della circonferenza che rappresenta il solco: R .

I residui invece corrispondono allo scarto tra il raggio della circonferenza ottenuta dal fitting e la distanza reale che intercorre tra i punti del solco trocleare ed il centro della circonferenza.

$$d_i(z_c, y_c, R) = \sqrt{(z_i - z_c)^2 + (y_i - y_c)^2} - R \quad (3.11)$$

Ciò che si vuole minimizzare è tale scarto, in modo tale che il fitting segua al meglio la forma reale del solco trocleare di ciascun paziente.

Per il calcolo della Jacobiana è necessario calcolare la derivata parziale dei residui rispetto a ciascun parametro del modello e valutarla in ogni punto del solco.

$$\mathbf{J}(z_c, y_c, R) = \begin{bmatrix} \frac{\partial d_1(z_c, y_c, R)}{\partial z_c} & \frac{\partial d_1(z_c, y_c, R)}{\partial y_c} & \frac{\partial d_1(z_c, y_c, R)}{\partial R} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial d_m(z_c, y_c, R)}{\partial z_c} & \frac{\partial d_m(z_c, y_c, R)}{\partial y_c} & \frac{\partial d_m(z_c, y_c, R)}{\partial R} \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Poiché il metodo di Newton-Gauss è iterativo, in ambiente MATLAB è stato necessario imporre una condizione iniziale e delle condizioni di stop.

Per la prima iterazione il centro della circonferenza è stato stimato come media dei punti del solco trocleare e di conseguenza ne è stato calcolato il raggio.

Per quanto riguarda le condizioni di stop invece, è stato calcolato lo scarto percentuale tra le coordinate del centro e tra i raggi all'iterazione i -esima e $i-1$; di questi è stato considerato il massimo che, per far sì che l'algoritmo arrivasse a convergenza, deve risultare minore dello 0,01 %. Se ciò non dovesse accadere, dopo un numero di iterazioni pari a 1000, si ritiene che la convergenza non sia

stata raggiunta.

Infine, una volta ottenuta la soluzione ottimale, è stato calcolato lo scarto quadratico medio per valutare la bontà del fitting.

3.4 Verifica tra impianto e troclea

Il passo successivo è stato quello di importare il modello 2D della protesi in ambiente MATLAB in modo da confrontarlo con l'anatomia del solco trocleare. Per ogni paziente è stata selezionata la taglia di protesi corrispondente a quella impiantata e successivamente è stata posizionata rispetto alla troclea seguendo le scelte effettuate dal chirurgo in fase operatoria.

Si è andati a valutare se ci fossero o meno punti di tangenza tra solco protesico e solco anatomico e a che angolo corrispondessero, questo per verificare, nella scelta dell'impianto protesico, quali siano stati i parametri che abbiano influenzato il posizionamento in relazione alle informazioni anatomiche a disposizione.

3.4.1 Posizionamento della protesi

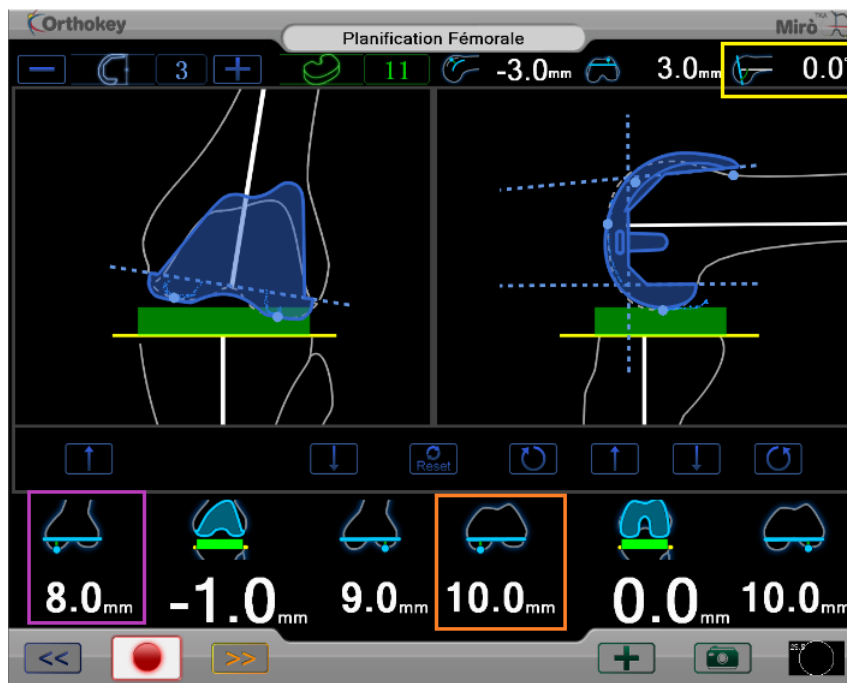
Una volta importata la protesi, è stato necessario posizionarla correttamente rispetto al solco trocleare, seguendo le scelte effettuate dal medico in fase operatoria.

Nel seguito si fa riferimento ai sistemi di riferimento anatomico femorale e protesico descritti nel capitolo 2.

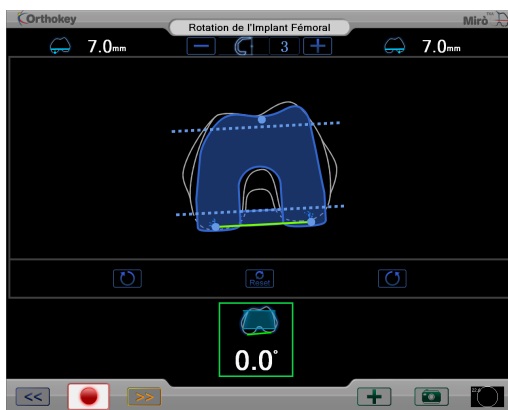
Come prima cosa sono stati modificati i segni delle coordinate y della protesi, per allinearle al SR dell'arto.

Successivamente sono stati calcolati i versori del SR protesico in modo da poter assemblare la matrice di rototraslazione (${}^{anat_femore}A_{protesi}$) necessaria per posizionare la protesi.

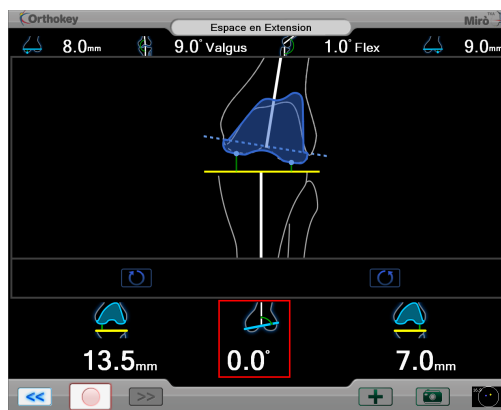
Si è partiti dal ruotare il SR protesico: gli angoli di rotazione sono stati individuati dalla schermata di pianificazione finale dell'intervento (Fig. 3.3); la rotazione intorno all'asse Y è risultata nulla per tutti i pazienti.



(a)



(b)



(c)

Figura 3.3: Pianificazione finale dell'impianto.

Giallo: rotazione intorno a X; Rosso: rotazione intorno a Y; Verde: rotazione intorno a Z. Rosa: taglio mediale lungo Z (h_z); Arancione: taglio mediale lungo Y (h_y).

Di seguito vengono riportate le matrici di rotazione attorno a X, Y e Z nel caso di arto sinistro.

$$R_X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ 0 & \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad R_Y = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad R_Z = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Una volta ruotato il SR protesico in base a R_X , R_Y e R_Z , i vari componenti della protesi (condilo mediale e laterale, solco protesico e profilo sagittale della protesi) sono stati ruotati.

$$p_{\text{protesi_ruotata}} = {}^{\text{anat_femore}}A_{\text{protesi}} \cdot p_{\text{protesi}} \quad (3.14)$$

A questo punto è stata calcolata la traslazione da effettuare lungo l'asse Y. Sul piano ZX protesico è stata calcolata la distanza tra tale piano ed il punto più posteriore del condilo mediale (Medial Posterior Condyle (MPC)) (Fig. 3.4).

Il SR protesico è stato traslato di tale valore ($dist$), a cui è stato sottratto il valore della resezione effettuata dal medico (h_y) (Fig. 3.3 - arancione): per ciascun paziente quindi si avrà che:

$$\Delta_Y = dist - h_y \quad (3.15)$$

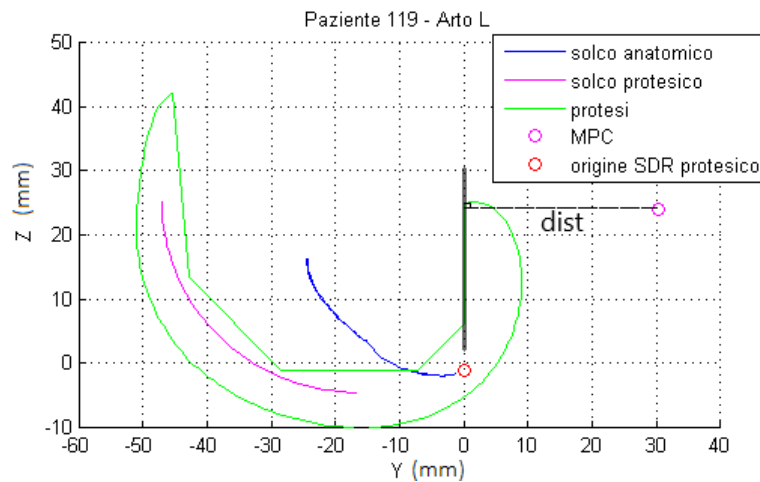


Figura 3.4: Vista sagittale della protesi prima di aver traslato l'origine del SR. In nero è rappresentato il piano ZX; $dist$ rappresenta la distanza d'interesse lungo Y.

Allo stesso modo è stata ottenuta Δ_Z : in questo caso si è individuato il piano YX e si è calcolata la distanza rispetto al punto più distale del condilo mediale (Medial Distal Condyle (MDC)) (Fig. 3.5).

$$\Delta_Z = dist' - h_z \quad (3.16)$$

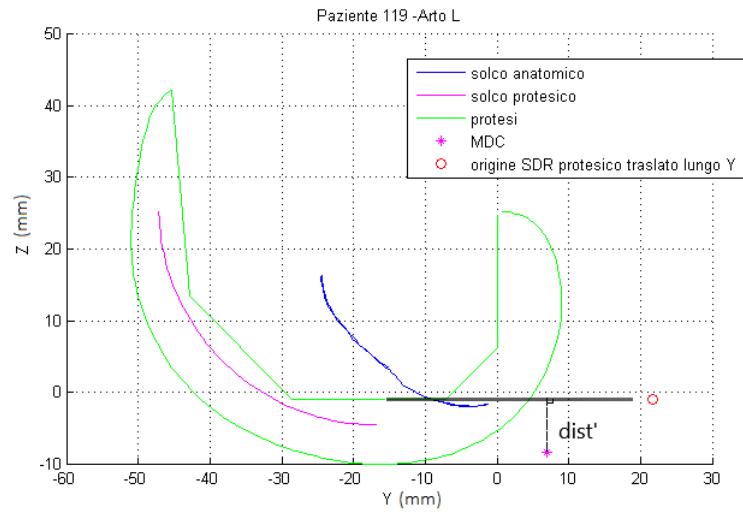


Figura 3.5: Vista sagittale della protesi dopo aver traslato l'origine del SR lungo Y. In nero è rappresentato il piano YX; *dist'* rappresenta la distanza d'interesse lungo Z.

Si ottiene così la matrice di rototraslazione finale utile per posizionare correttamente la protesi: utilizzando la relazione 3.14, con $^{anat_femore}A_{protesi}$ aggiornata, si giunge al posizionamento corretto (Fig. 3.6).

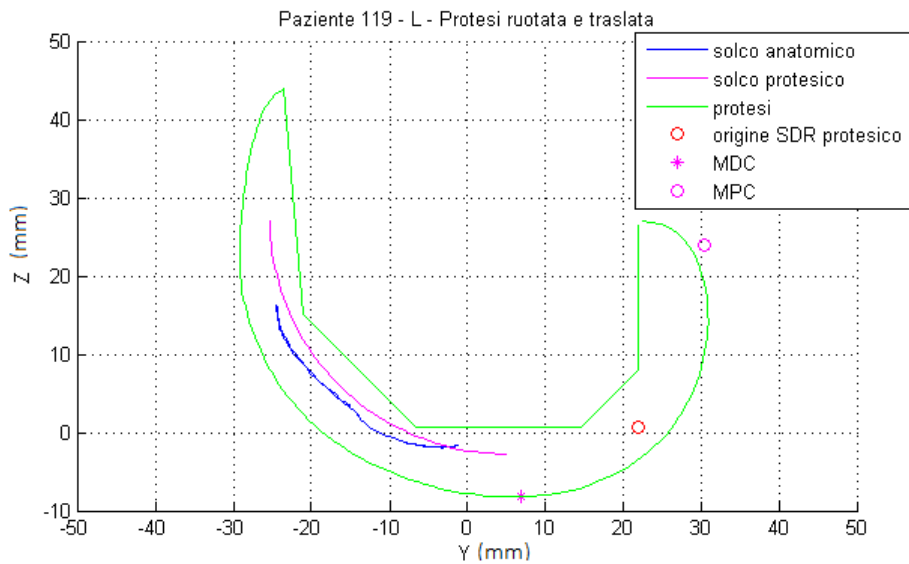


Figura 3.6: Vista, nel piano sagittale, del profilo protesico finale rispetto ad alcuni reperi femorali

3.4.2 Analisi della curvatura protesica

Il posizionamento della protesi aveva come scopo principale il confronto tra la curvatura della troclea protesica e la curvatura anatomica.

Sono stati calcolati, nei casi in cui presenti, i punti di tangenza tra i due solchi ed il corrispondente angolo.

Per individuare il punto di tangenza è stato considerato il solco anatomico campionato tra $0^\circ - 90^\circ$. E' stata quindi calcolata la distanza tra il punto i -esimo del solco protesico e ciascun punto del solco femorale ottenuto con il fitting.

$$Dist = \min(\sqrt{(y_i - y_j)^2 + (z_i - z_j)^2}) \quad (3.17)$$

Dove $i = 1, 2, \dots, n$ con n pari al numero di punti appartenenti al solco protesico e $j = 1, 2, \dots, m$ con m pari al numero di punti appartenenti al solco femorale campionato.

Per ciascun punto di tangenza è stato calcolato l'angolo corrispondente, considerando sempre lo shaft anteriore femorale come riferimento. Tra tutte le distanze è stata considerata la minima: se $Dist \leq 0,5$ mm il punto corrispondente è stato considerato di tangenza; si è definito questo valore in riferimento alla risoluzione dei dati del navigatore.

3.5 Studio della cinematica

Dopo aver impiantato la protesi, il medico effettua movimenti di flessione-estensione del ginocchio operato e visualizza sull'interfaccia del navigatore l'allineamento post-operatorio dell'arto; le posizioni dei marker femorale e tibiale, durante tali movimenti, sono registrate dalle telecamere e salvate, sempre nel file di log.

Per lo studio della cinematica post-operatoria dei pazienti analizzati, è stato necessario implementare in ambiente MATLAB un algoritmo che esprimesse tutti i dati in un sistema di riferimento solidale al SR anatomico tibiale e ci si è successivamente ricondotti al grafico cinematico descritto nel capitolo 1, paragrafo 1.2.2.2.

Per ciascuna scena è stata considerata la matrice di rototraslazione ${}^{\text{telecamere}}A_{\text{tecnico}}$; utilizzando poi la matrice di rototraslazione ${}^{\text{tecnico}}A_{\text{anat}}$, definita nel paragrafo 3.2, sono state calcolate:

$${}^{\text{telecamere}}A_{\text{anat_femore}} = {}^{\text{telecamere}}A_{\text{tecnico}} \cdot {}^{\text{tecnico}}A_{\text{anat_femore}} \quad (3.18)$$

$${}^{\text{telecamere}}A_{\text{anat_tibia}} = {}^{\text{telecamere}}A_{\text{tecnico}} \cdot {}^{\text{tecnico}}A_{\text{anat_tibia}} \quad (3.19)$$

Si avranno tante matrici quante sono le scene acquisite.

Per passare nel SR tibiale:

$$M = ({}^{\text{telecamere}}A_{\text{anat_tibia}})^{-1} \cdot {}^{\text{telecamere}}A_{\text{anat_femore}} \quad (3.20)$$

M rappresenta quindi la matrice di rototraslazione che permette di trasformare la protesi (profilo sagittale e profilo dei condili), posizionati secondo quanto descritto nel paragrafo 3.4, nel SR desiderato secondo la seguente relazione:

$$p_{\text{SR_tibiaferma}} = M \cdot p_{\text{protesi_ruotata}} \quad (3.21)$$

Per valutare la cinematica della protesi sono stati individuati i punti di contatto dei condili protesici sul piatto tibiale, per ciascuna scena. Poiché la protesi si è espressa nel SR tibiale, i punti di contatto saranno quelli che presentano la coordinata z minore, a prescindere dal grado di flessione (Fig. 3.7).

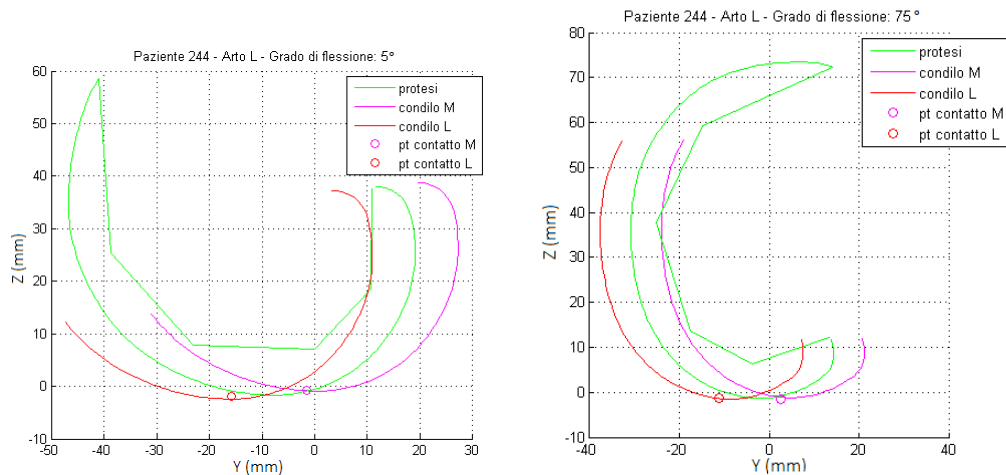


Figura 3.7: Punti di contatto dei condili protesici sul piatto tibiale.

Infine, seguendo la convenzione di Grood & Suntay [11] e applicandola al caso specifico analizzato in questo lavoro, sono stati calcolati gli angoli di flessione per ogni scena.

Per rendere confrontabili i risultati dei diversi pazienti, gli angoli sono stati campionati in un range da 0° a 120° (range fisiologico) a passi di 10° : considerando ciascun range, è stata effettuata la media degli angoli che vi rientravano e la rispettiva media dei punti di contatto.

3.5.1 Convenzione di Grood & Suntay

La convenzione di Grood & Suntay (1983) è oggi uno standard per la descrizione dei movimenti dell'articolazione del ginocchio; è stata introdotta con lo scopo di facilitare la comunicazione tra mondo biomeccanico e medico.

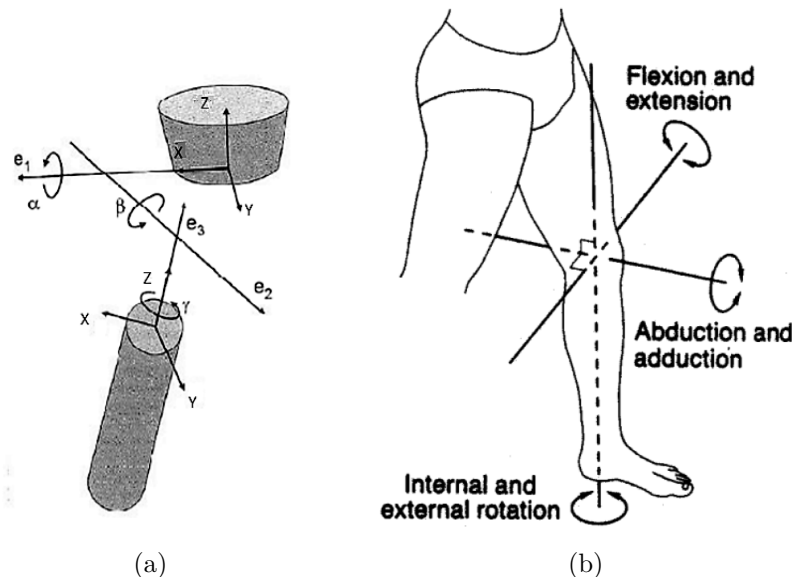


Figura 3.8: (a): sistemi di riferimento anatomici per il segmento osseo prossimale e distale; (b): convenzione articolare per il complesso di ginocchio

In riferimento alla figura 3.8a la terna ortonormale a ciascun segmento è costituita da:

- e_1 : coincidente con l'asse X, ovvero con l'asse ML, ed intorno al quale avviene la flessione-estensione;
- e_3 : coincidente con l'asse Z, ovvero con l'asse PD, ed intorno al quale avviene la rotazione;
- e_2 : è un asse flottante ortogonale ad e_1 ed e_3 , intorno al quale avviene l'adduzione/abduzione.

Gli angoli di interesse invece sono:

- α : prima rotazione elementare che avviene intorno all'asse X, corrisponde dunque all'angolo di flessione/estensione;
- β : seconda rotazione elementare che avviene intorno all'asse Y, corrisponde dunque all'angolo di adduzione/abduzione;
- γ : terza rotazione elementare che avviene intorno all'asse Z, corrisponde dunque all'angolo di rotazione.

Definiti i tre assi $e_1^r = [1 \ 0 \ 0]$, $e_2^r = [0 \ 1 \ 0]$ ed $e_3^r = [0 \ 0 \ 1]$, gli angoli sono stati calcolati come segue:

$$\alpha = \text{atan2}((e_1 \cdot e_2^r), (e_1 \cdot e_3^r)) \cdot (180^\circ/\pi) \quad (3.22)$$

$$\beta = \cos^{-1}(e_1^r \cdot e_1) - 90^\circ \quad (3.23)$$

$$\gamma = \text{atan2}((e_2 \cdot e_1^r), (e_3 \cdot e_1^r)) \cdot (180^\circ/\pi) \quad (3.24)$$

3.6 Analisi statistica

Per effettuare l'analisi statistica dei dati raccolti si è utilizzato il software "Analyse-it for Microsoft Excel (versione 2.30)".

Si è eseguita una statistica descrittiva dei risultati ottenuti, per individuarne parametri caratteristici quali media, deviazione standard, range e intervallo di confidenza (valori principali).

Si è utilizzato il coefficiente di correlazione di Spearman per stabilire la correlazione tra due grandezze; test ANOVA per analizzare la media delle differenze tra più grandezze e t-test di Student nel caso di due grandezze.

Infine, si sono effettuate regressioni lineari per controllare se ci fosse una proporzione diretta tra due grandezze.

Capitolo 4

Risultati

4.1 Analisi del dataset

Il dataset fornito comprendeva 142 cartelle, di cui solo 121 con dati completi utili allo studio.

Durante l'analisi dei solchi trocleari si è notato che alcune acquisizioni da parte del chirurgo risultavano non idonee. In particolare, sono due le tipologie di errore commesso da parte del chirurgo:

- Acquisire un punto anziché l'area corrispondente alla zona d'interesse (Fig. 4.1a);
- Continuare a salvare i dati dopo aver allontanato la sonda dal repere, falsando di conseguenza la forma del solco (Fig. 4.1b).

I dati disponibili sono quindi relativi a 111 pazienti con età media di 72 anni, tra cui si annoverano:

- 74 donne e 37 uomini;
- 55 gambe sinistre e 56 destre;
- 84 gambe vare e 27 valghe.

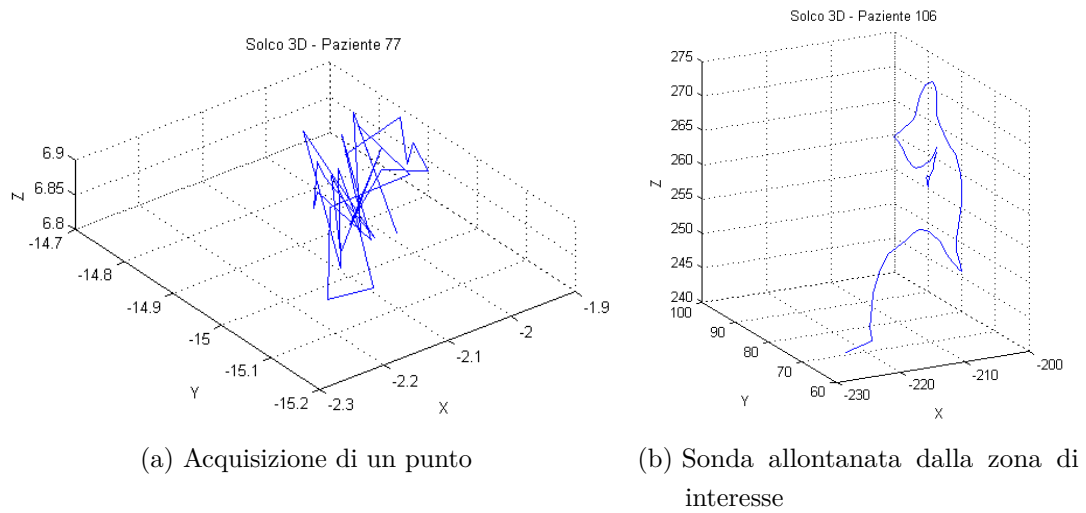


Figura 4.1: Acquisizioni errate

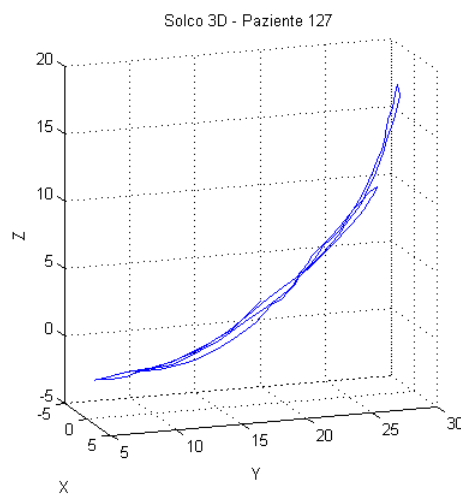


Figura 4.2: Acquisizione corretta del solco

4.2 Fitting troclea

Dopo aver effettuato il fitting della troclea nei vari piani si è svolta un'analisi statistica dei risultati utilizzando il software "Analyse-it 2.30".

Particolare attenzione è stata rivolta alla vista sagittale in quanto si voleva individuare la metodologia, tra quelle proposte, più valida al fine di approssimare la morfologia del solco trocleare. Una volta scelto il metodo più consistente si sono ricercate delle possibili correlazioni tra i raggi individuati e le grandezze di alcuni reperi anatomici femorale significativi.

4.2.1 Analisi troclee acquisite sul piano frontale e assiale

Una volta effettuato, sul piano assiale e frontale, il fitting lineare si sono calcolati gli angoli di inclinazione rispetto all'asse Y e all'asse Z rispettivamente, in base alla vista studiata (Fig. 4.3).

Gli angoli positivi indicano una intra-rotazione, mentre i negativi una extra-rotazione; in tabella 4.1 sono riportati i risultati in termini di media e deviazione standard.

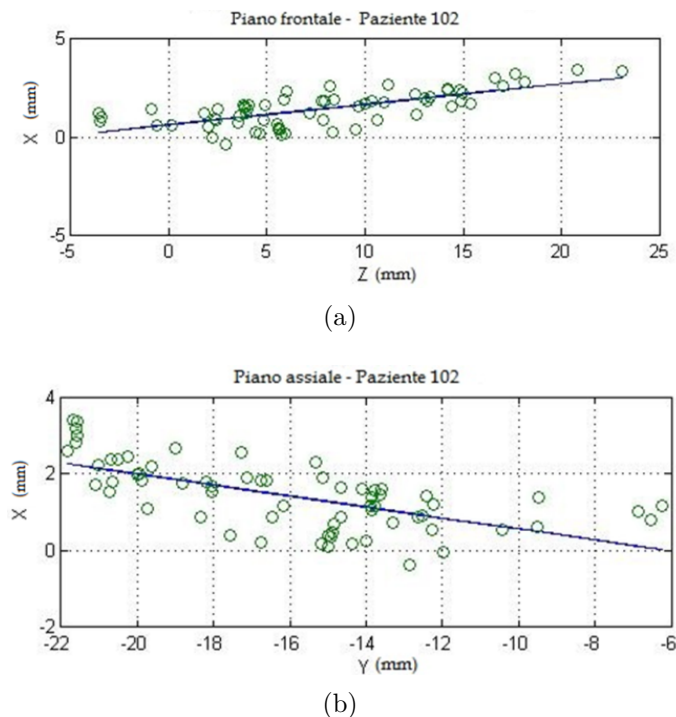


Figura 4.3: (a): Vista frontale del solco trocleare. (b): Vista assiale del solco trocleare.

	Piano frontale XZ		Piano assiale XY	
	Media	SD	Media	SD
Angolazione (°)	4,0	5,6	3,2	4,2

Tabella 4.1: Angoli di inclinazione del solco trocleare nei piani XZ e XY: è riportato l'angolo medio (in gradi) e la deviazione standard

4.2.2 Analisi troclee acquisite sul piano sagittale

Sono stati individuati, per tutte le applicazioni dei due diversi metodi di fitting (Newton-Gauss e polinomio), i raggi relativi alla troclea femorale, le corrispettive coordinate del centro e gli scarti quadratici medi (sqm) dei 111 pazienti.

Per l'analisi dei valori medi sono stati scartati, per ciascun metodo, quelle cartelle aventi uno scarto quadratico medio maggiore di tre volte la deviazione standard o raggi considerati outlier. Si è effettuata tale scelta per non andare a compromettere i risultati includendo anche dei dati risultanti ottenuti da un'errata applicazione dell'algoritmo di fitting.

Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti applicando il metodo di Newton-Gauss (Tab. 4.2) e del polinomio (Tab. 4.3).

	Metodo Newton - Gauss		
	Non Campionato	0° - 90°	0° - 120°
Raggio (mm)	25,0 ± 4,7	25,5 ± 5,6	25,9 ± 5,8
Sqm	17,8 ± 16,8	1,3 ± 1,4	1,6 ± 1,6

Tabella 4.2: Riepilogo dei risultati ottenuti (valor medio e deviazione standard) con il metodo di Newton-Gauss nei diversi casi

	Metodo Polinomio		
	Non Campionato	0° - 90°	0° - 120°
Raggio (mm)	26,9 ± 4,3	24,4 ± 5,2	24,6 ± 5,4
Sqm	19,8 ± 21,7	1,5 ± 1,7	1,6 ± 1,8

Tabella 4.3: Riepilogo dei risultati ottenuti (valor medio e deviazione standard) con il metodo del polinomio nei diversi casi

Osservando i risultati ottenuti la scelta della metodologia più adeguata è ricaduta sul metodo di Newton-Gauss campionato tra 0° e 90° , in quanto presenta lo scarto quadratico medio minore, ovvero la curva ottenuta dal fitting è quella che approssima meglio i punti del solco trocleare.

Scelto il metodo di Newton-Gauss si è voluto approfondire i dati statistici che riguardano i raggi e le coordinate dei centri individuati (Fig. 4.4):

- Raggio medio del solco trocleare $25,5 \pm 5,6$ mm;
- 95% CI 24,4 - 26,5 mm;
- Raggio minimo 14,0 mm e raggio massimo 37,4 mm;
- Coordinata y media $2,2 \pm 5,2$ mm;
- 95% CI della coordinata y 1 - 3,4 mm;
- Coordinata y minima -12,0 mm e coordinata y massima 14,3 mm;
- Coordinata z media $24,0 \pm 4,6$ mm;
- 95% CI della coordinata z 23,1 - 24,9 mm;
- Coordinata z minima 14,0 mm e coordinata z massima 34,2 mm.

Tutte queste informazioni sono state ricavate tramite una statistica descrittiva effettuata su un totale di 106 pazienti tra cui 72 donne, 51 gambe sinistre e 79 gambe vare.

L'analisi dei raggi dei solchi trocleari nei pazienti divisi per sesso non ha mostrato differenze significative ($p = 0,4537$) (Tab. 4.4).

	Uomo		Donna	
	Media	SD	Media	SD
Raggio(mm)	24,7	4,9	25,6	5,8

Tabella 4.4: Metodo di Newton Gauss 0° - 90° : suddivisione del raggio trocleare in base al sesso

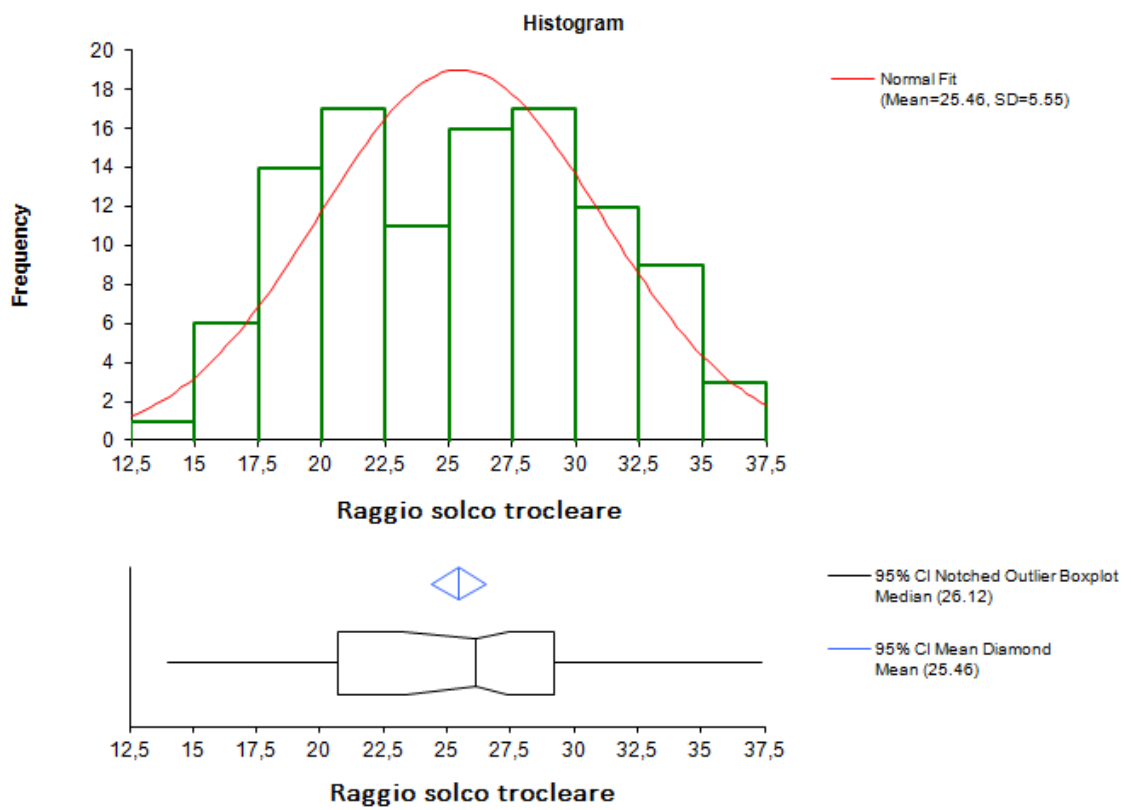


Figura 4.4: Grafico della distribuzione dei raggi del solco femorale con il metodo di Newton-Gauss

4.2.3 Relazione tra raggio trocleare e reperi anatomici

Una volta individuato il metodo di fitting con prestazioni migliori, si è studiata la possibile relazione tra i raggi trocleari e i reperi anatomici del femore.

Lunghezza del femore - Raggio trocleare

Il raggio del solco trocleare non è correlato con la lunghezza del femore ($r_S = -0,04$).

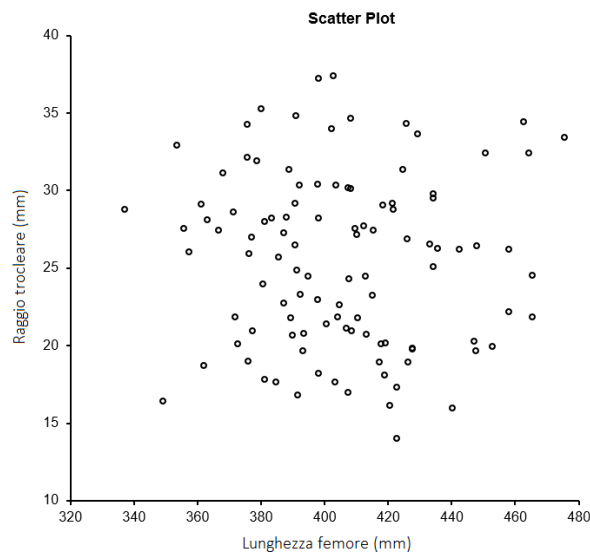


Figura 4.5: Grafico di dispersione tra il raggio trocleare e la lunghezza del femore

Per il campionamento del solco trocleare è stata utilizzata la coordinata y dello shaft (y_{shaft}) proiettata sull'asse prossimo-distale (rispecchiando ciò che avviene in sala): l'ipotesi di partenza è che il solco trocleare sia una circonferenza che parta dal centro dei condili femorali e arrivi fino allo shaft anteriore femorale; il centro di tale circonferenza (y_c, z_c) quindi, è localizzabile sull'asse meccanico femorale. Si è effettuata, di conseguenza, un'analisi per capire se tale scelta possa essere confermata e se effettivamente il centro del solco sia centrato sulla y_{shaft} per quanto riguarda la coordinata z_c e abbia una y_c nulla.

Coordinata y dello shaft - Raggio trocleare

Il raggio medio del solco trocleare è pari a $25,5 \pm 5,6$ mm e la y_{shaft} è pari a $23,9 \pm 3,4$ mm; tra le due grandezze è presente una differenza di 1,5 mm che è statisticamente significativa ($p = 0,0065$).

Tra le due grandezze non esiste una relazione di linearità ($R^2 = 0,07$)(Fig. 4.7).

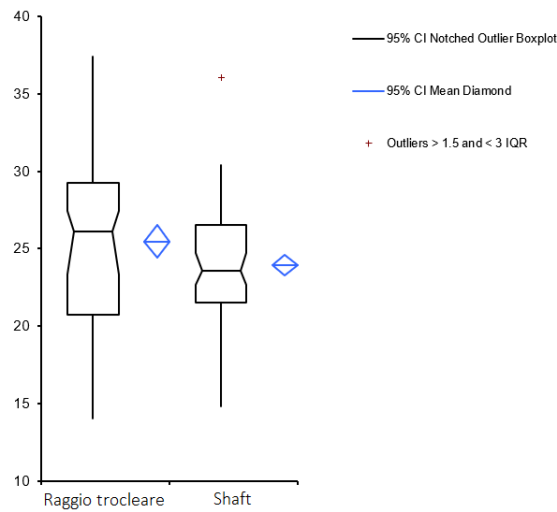


Figura 4.6: Box plot del raggio trocleare e della y_{shaft}

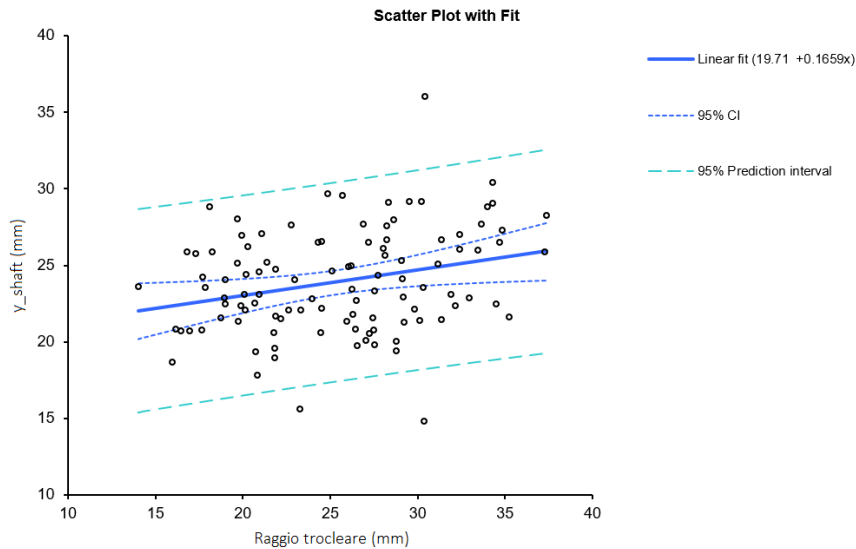


Figura 4.7: Regressione lineare tra raggio trocleare e y_{shaft}

Coordinata y dello shaft - Coordinata z del centro del solco trocleare

Si è considerata la coordinata z del centro del solco trocleare e la coordinata y dello shaft (vedi tabella 4.5), utilizzata per campionare i punti del solco (rispecchiando ciò che avviene in sala).

Tra le due grandezza non esiste una differenza significativa ($p = 0,4613$).

Coordinata y del centro del solco trocleare

In tabella 4.5 è riportato il valore medio di y_c , con deviazione standard e range: l'ipotesi iniziale secondo cui il centro del solco trocleare giacesse sull'asse meccanico femorale non è confermata; la y_c si trova sempre al di sotto dell'asse meccanico.

	Media	SD	Range
Raggio trocleare (mm)	25,5	5,6	14,0 a 37,4
z_c (mm)	24,0	4,6	14,0 a 34,2
y_c (mm)	2,2	5,2	-12,0 a 14,3
y_{shaft} (mm)	23,9	3,4	14,8 a 36,0

Tabella 4.5: Riepilogo dei valori del raggio trocleare, del suo centro e della coordinata y dello shaft. Tutte le grandezze sono espresse in millimetri.

Coordinata z del primo punto del solco trocleare acquisito dal medico

Particolare attenzione è stata rivolta anche alla coordinata z del primo punto acquisito da parte del chirurgo in ambito operatorio (Fig. 4.8).

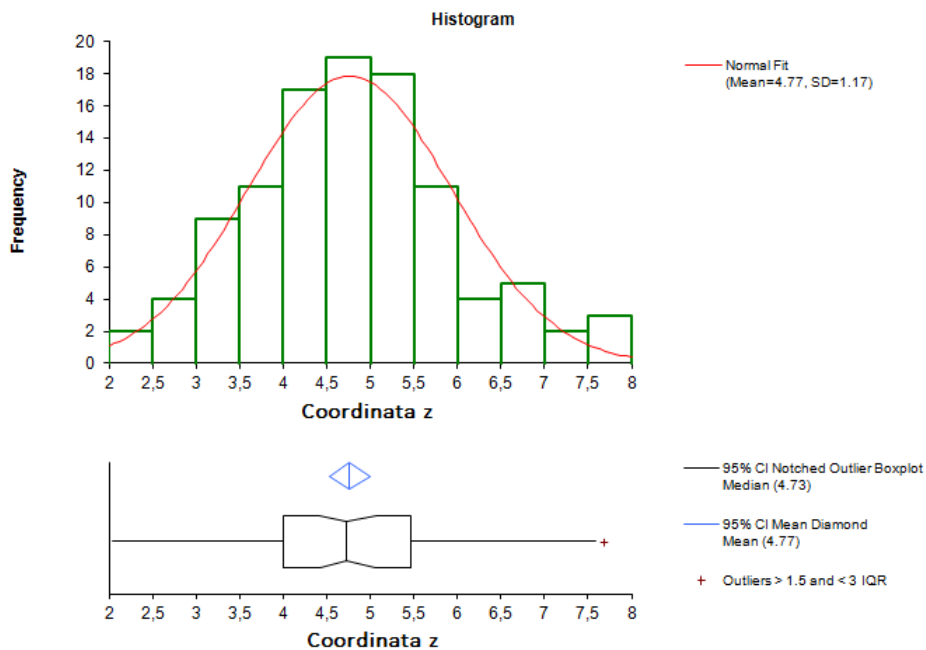


Figura 4.8: Grafico della distribuzione dei dati relativi alla coordinata z del primo punto del solco acquisito

Media	SD	Range	95% CI
4,8	1,2	2,1 - 7,7	4,5 - 5,0

Tabella 4.6: Riepilogo dei valori della coordinata z del primo punto acquisito dal chirurgo (millimetri).

4.3 Analisi della curvatura del solco protesico e anatomico

Il solco protesico ed anatomico sono stati analizzati per individuarne possibili correlazioni.

Angolo del punto di intersezione dei solchi - Angolo del primo punto acquisito dal medico

Identificati i punti di intersezione tra solco protesico e solco anatomico e calcolati gli angoli corrispondenti, questi sono stati confrontati con gli angoli del primo punto acquisito dal navigatore e non è stata trovata alcuna correlazione statistica. Solo 48 casi su 106 presentavano effettivamente un punto di intersezione.

	Media	SD	Range	95% CI
Angolo intersezione solchi (°)	38,1	23,3	8,1 - 99,4	31,4 - 44,9
Angolo primo punto del navigatore (°)	44,7	1,7	35,0 - 47,0	44,4 - 45,1

Tabella 4.7: Riepilogo dei valori statistici degli angoli corrispondente all'intersezione dei solchi e quelli dei primi punti acquisiti dal navigatore

Distanza solco femorale - solco protesico

E' stata calcolata la distanza tra il primo punto del solco femorale ed il solco protesico che in media risulta essere $-2,0 \pm 1,3$ mm (Fig. 4.9). Un valore di distanza negativa corrisponde al posizionamento della protesi al di sotto del solco trocleare, mentre un valore positivo vuol dire posizionarla al di sopra.

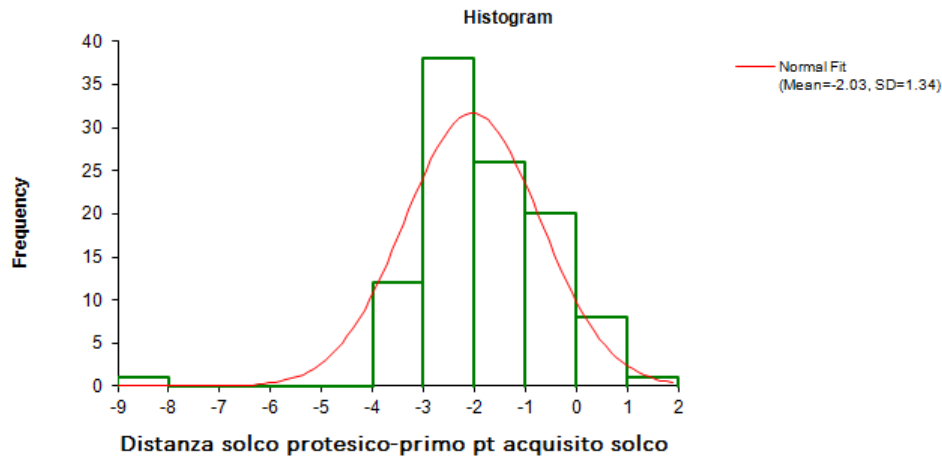


Figura 4.9: Grafico della distribuzione dei valori relativi alla distanza tra solco protesico e femorale

Solco femorale - Taglia protesica

E' stata analizzata la possibile correlazione tra solco protesico e taglia femorale, per valutare se le dimensioni della troclea siano un parametro di cui il medico tiene conto per la scelta dell'impianto.

I raggi protesici non presentano alcuna relazione con quelli trocleari ($p = 0,0004$); le differenze tra il raggio protesico ed il raggio medio delle troclee a cui viene impiantata la componente femorale di una data taglia sono: 1,5 mm per la taglia due, 4,3 mm per la taglia tre, 6,3 mm per la taglia quattro, 7,8 mm taglia cinque ed infine 11,1 mm taglia sei (Tab. 4.8).

Il solco protesico ha un raggio incrementale in base alla taglia e ciò non si riscontra nel solco nativo.

	Raggio protesico	Numero pazienti	Media raggio trocleare	SD
Due	27,5	3	28,0	0,4
Tre	30,2	20	25,9	5,7
Quattro	30,9	40	24,6	5,3
Cinque	34,4	25	26,6	6,0
Sei	36,0	18	24,9	5,8

Tabella 4.8: Taglia protesica vs. raggio trocleare. Per ciascuna taglia vengono riportati i raggi protesici, il numero di pazienti a cui è stata impiantata tale protesi, il raggio medio e la deviazione standard delle troclee corrispondenti. Tutte le grandezze sono espresse in millimetri.

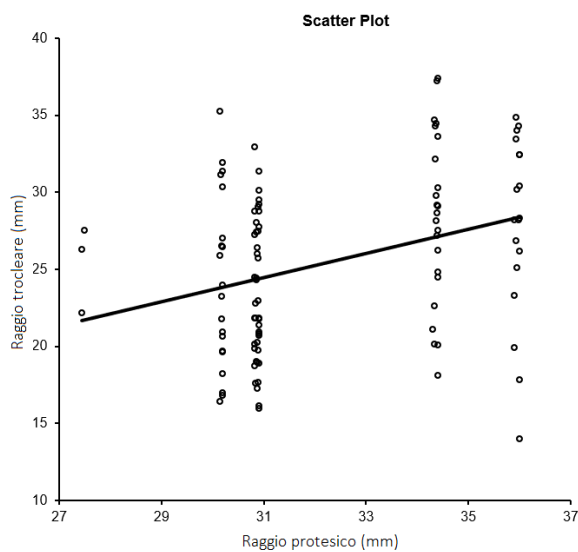


Figura 4.10: Grafico di dispersione tra raggio trocleare e protesico

Orientamento del solco femorale - Rotazione protesica

E' stato analizzato l'orientamento del solco nel piano trasversale e la rotazione della protesi decisa dal medico (rotazione intorno a Z). Tra le due grandezze non c'è correlazione ($r_s = -0,07$).

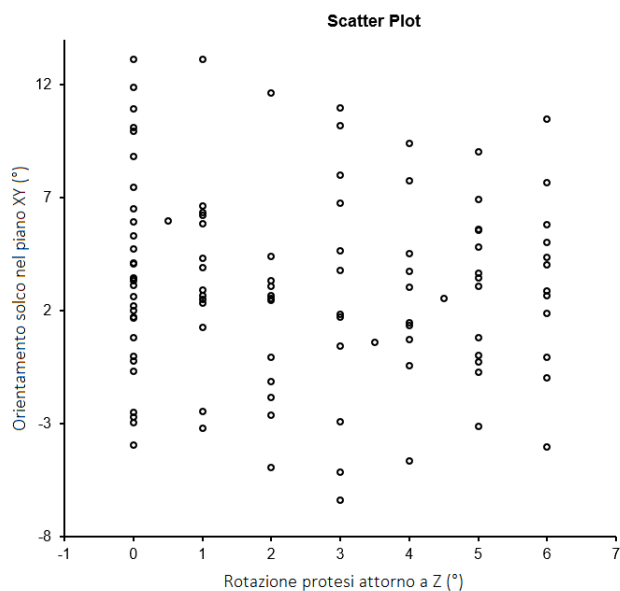


Figura 4.11: Grafico di dispersione tra orientamento solco femorale e rotazione componente femorale

Varo/valgo - Rotazione protesica

E' stato effettuato un t-test di Student e le due grandezze sono risultate statisticamente differenti ($p < 0,0001$): la rotazione della componente femorale differisce di circa 3° tra ginocchia valghe e vare.

	Numero pazienti	Media angolo di rotazione protesi ($^\circ$)	SD
Varo	27	0,4	0,8
Valgo	79	3,1	2,0

Tabella 4.9: Rotazione della componente protesica femorale in pazienti con arto varo o valgo

4.4 Analisi della cinematica

I risultati relativi allo studio della cinematica fanno riferimento a 57 pazienti, in quanto gli altri non presentavano i dati necessari allo studio.

E' stata calcolata la traslazione AP dei compartimenti mediale e laterale della protesi durante i movimenti di flessione-estensione; in estensione il mediale risulta essere più posteriore rispetto al laterale, ciò implica una rotazione esterna della tibia.

Per tutti i pazienti: mediamente il condilo laterale trasla di $9,0 \pm 3,0$ mm ed il mediale di $6,1 \pm 2,1$ mm.

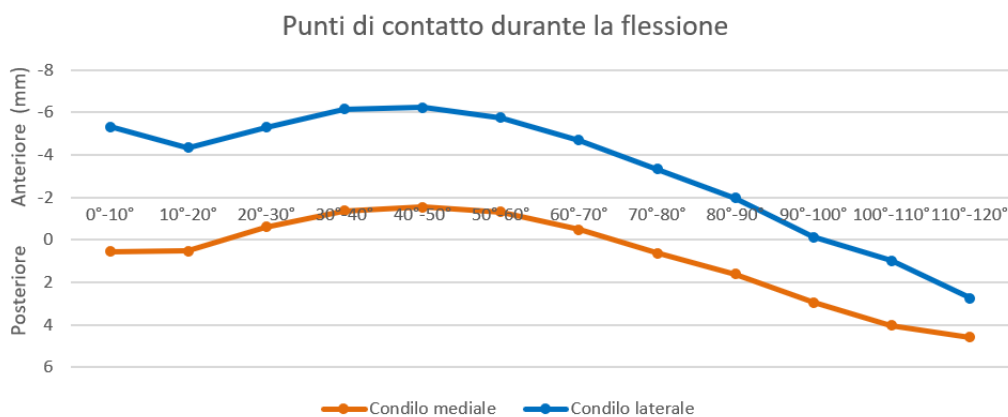


Figura 4.12: Traslazione AP del compartimento mediale e laterale (mm). I valori sono normalizzati rispetto alla traslazione corrispondente a 0° di flessione.

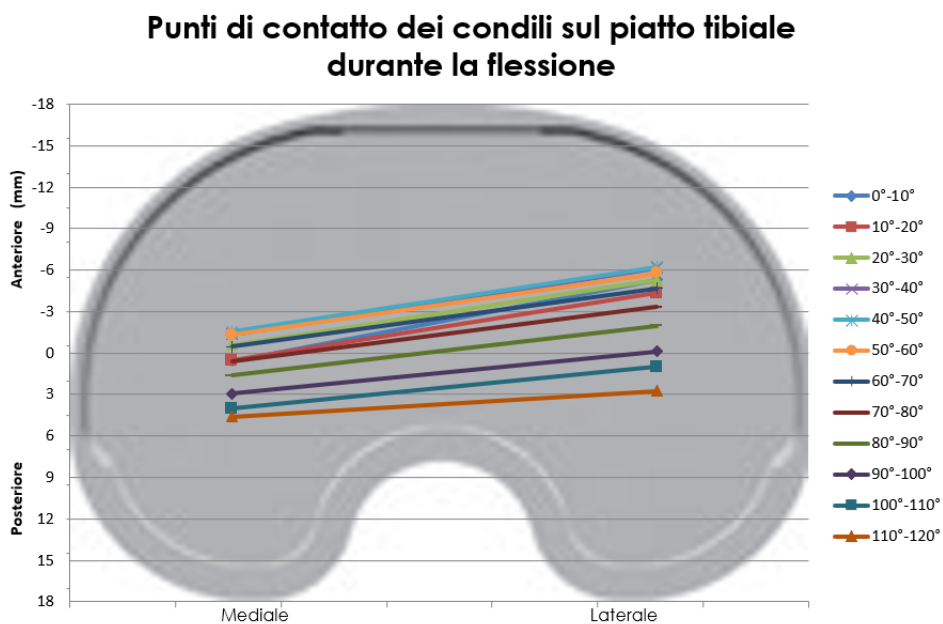


Figura 4.13: Pattern di traslazione delle linee transcondilari durante la flessione. L'asse X è positivo medialmente, l'asse Y positivo posteriormente.

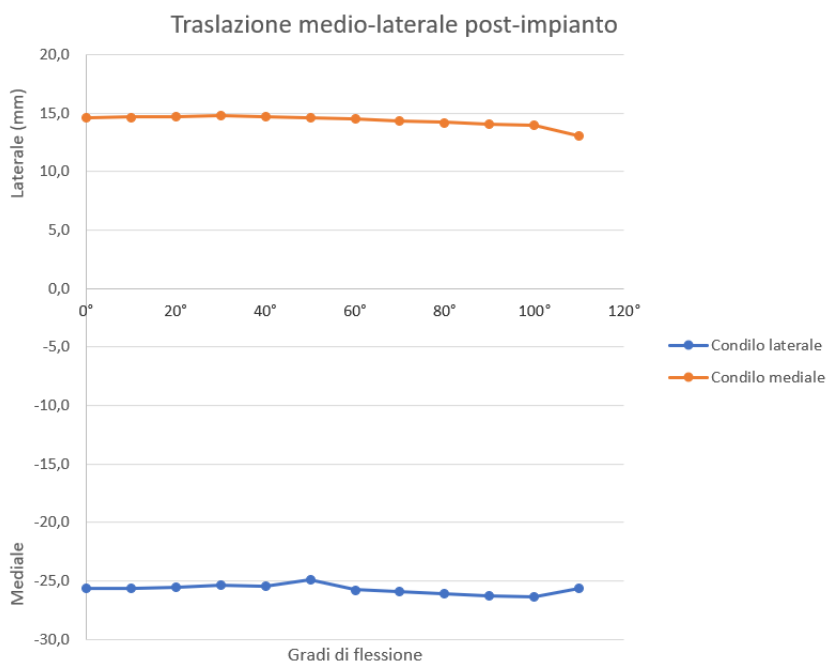


Figura 4.14: Traslazione ML del compartimento mediale e laterale (mm)

Capitolo 5

Conclusioni

In questo studio di tesi si è andata a studiare la troclea nella sua morfologia andando ad identificarne la forma geometrica corrispondente. Questo lavoro è stato svolto su soggetti caucasici affetti da gonartrosi e sottoposti a TKA e perciò i dati utilizzati sono acquisizioni effettuate in ambiente chirurgico pre- e post-impianto.

Dopo aver individuato il metodo migliore per il fitting del solco trocleare sul piano sagittale, ovvero il metodo di Newton-Gauss campionato tra $0^\circ - 90^\circ$, si è giunti alla conclusione che la troclea possa essere approssimata ad una circonferenza di raggio $25,5 \pm 5,5$ mm. Tale risultato si è riscontrato anche in letteratura: uno studio svolto da Iranpour et al. [13] su 40 immagini CT di femori di pazienti sani riporta che il solco trocleare sia circolare, con un raggio pari a 23 ± 4 mm. Feinstein et al. [9], con lo scopo di individuare l'orientamento della scanalatura patello-femorale, ha studiato radiografie di femori cadaverici giungendo alla conclusione che il solco sia un arco circolare di raggio pari a $22,7 \pm 1,8$ mm. Infine, Du et al. [8], in uno studio condotto su 195 CT di soggetti sani, ha dimostrato la forma circolare del solco, avente, in questo caso, un raggio medio di $20,0 \pm 1,7$ mm.

La differenza numerica tra il raggio medio ottenuto in questo lavoro di tesi rispetto agli studi sopra citati si pensa dovuta alle differenti condizioni di analisi: i lavori di riferimento presenti in letteratura hanno studiato troclee appartenenti a soggetti sani, ovvero non affetti da gonartrosi. In più, in alcuni casi, i raggi vengono calcolati a partire da immagini CT o radiografiche, focalizzandosi pertanto direttamente sulla superficie ossea mentre, in questo lavoro, il calcolo del raggio è stato basato su delle acquisizioni intraoperatorie: è necessario considerare la presenza di uno strato cartilagineo, anche se non più uniforme a causa della patologia, di

spessore variabile tra i 2-3 mm [7, 16].

A differenza dello studio condotto da Wang et al. [34], non si è riscontrata una relazione statisticamente significativa tra il raggio ed il sesso del paziente.

La differenza tra la coordinata y dello shaft ed il raggio trocleare è statisticamente significativa e questo è un dato da tenere in considerazione in quanto in ambito operatorio il chirurgo acquisisce lo shaft ed il software assume che la y_{shaft} sia pari al raggio della troclea e sulla base di questo si effettuano gli step successivi. Invece, il confronto tra la y dello shaft e la coordinata z del centro del solco non ha portato a differenze significative ($p = 0,4613$). Particolare attenzione è stata rivolta alla coordinata z del primo punto del solco trocleare acquisito dal medico poiché si è notata la tendenza, da parte del chirurgo, ad acquisirlo sempre in una determinata zona, mediamente a $4,8 \pm 1,2$ mm rispetto alla gola femorale.

La parte di studio riguardo il posizionamento della protesi è stato svolto poiché un mal posizionamento dell'impianto, con conseguenti complicanze patello-femorali, sono la principale causa di dolore e revisione dopo una TKA [24, 33]. Una volta posizionato il solco protesico seguendo le scelte effettuate dal medico in ambito intraoperatorio, si è calcolata la distanza tra il primo punto acquisito del solco anatomico ed il solco protesico: la protesi viene posizionata sempre al di sotto della troclea anatomica e questo si rifà ad una scelta chirurgica per evitare uno stress eccessivo alle strutture dell'apparato estensore. Calcolando poi l'angolo corrispondente al punto di intersezione tra troclea femorale e protesica, si nota una certa variabilità (range $8,1^\circ - 99,4^\circ$), che è indice del fatto che l'intersezione si presenta in posizioni differenti senza una correlazione precisa. Infine, non è stata riscontrata una correlazione tra la taglia della protesi impiantata e la curvatura della troclea: l'informazione relativa al raggio del solco non può essere utilizzata nella scelta della dimensione dell'impianto.

Successivamente è stata analizzata la cinematica post-impianto per valutare se l'intervento ristabilisse un movimento fisiologico: l'11-18 % dei pazienti operati di TKA risulta essere insoddisfatto [1, 5] e ristabilire un rollback fisiologico gioca un ruolo importante nel diminuire le forze patello-femorali, ristabilire un braccio di leva adeguato nella flessione-estensione e nel migliorare la stabilità dell'impianto [23, 30].

In questo studio, impiantando una protesi Cruciate Retaining (CR) a piatto fisso non congruente con condili simmetrici, risulta che il condilo laterale trasli di $9,0 \pm 3,0$ mm ed il mediale di $6,1 \pm 2,1$ mm. Si ha quindi una traslazione AP minore

per il condilo mediale rispetto al laterale, cosa che accade anche nel ginocchio sano, senza però presentare un pivot mediale accentuato come invece descritto da Freeman et al. [10, 28, 29]. Uno studio condotto da Siston et al. [31], che compara la cinematica passiva intraoperatoria di soggetti affetti da Osteoartrosi (OA) prima e dopo l'intervento di TKA e soggetti sani (cadaveri), ha dimostrato come la traslazione AP sia statisticamente differente tra ginocchia sane e protesizzate e che, nel secondo caso, la traslazione del femore rispetto alla tibia sia prima anteriore e solo successivamente posteriore, a partire da circa 60° di flessione in poi. Tale risultato si è riscontrato anche nei pazienti analizzati in questo studio, per i quali lo spostamento del femore inizia ad essere in direzione posteriore nel range dei 50° - 60° .

Questa traslazione anteriore, seppur riscontrata anche in altri studi [30], è paradossale rispetto alla cinematica fisiologica; è importante ricordare che la presenza della patologia, oltre che modificare la morfologia ossea, porta anche ad un'alterazione del legamento crociato posteriore che modifica la cinematica del ginocchio anche dopo l'impianto. Sarebbe interessante, di conseguenza, registrare anche la cinematica pre-operatoria per valutare lo stato dei legamenti e la possibile presenza di una cinematica paradossale rispetto al ginocchio sano fin dal principio. Uno studio condotto da Massin et al. [23] su pazienti affetti da gonartrosi sottoposti a TKA con sistema di navigazione, ha dimostrato come il rollback mediale sia -5 ± 6 mm ed il laterale -21 ± 9 mm (SR positivo anteriormente), prima di impiantare la protesi ma avendo ripulito la superficie ossea dagli osteofiti; lo stesso studio è stato condotto anche su arti di cadaveri ottenendo una traslazione AP mediale pari a -4 ± 5 mm e laterale di -20 ± 9 mm. Invece, Baier et al. [1] hanno individuato nel caso di soggetti operati di TKA con un convenzionale metodo di navigazione una traslazione laterale di 16,3 mm e mediale di 9,7 mm.

La cinematica intraoperatoria è sicuramente influenzata dal disegno protesico, dalla tecnica chirurgica [1] ed in modo più limitato dal movimento imposto dal medico all'arto. In questo studio la tecnica chirurgica usata dal medico è un accesso di tipo laterale in cui la capsula del ginocchio ha meno libertà rispetto ad altre tipologie di incisioni cutanee, in cui il ginocchio è lasciato più libero nei movimenti.

Nonostante queste limitazioni è possibile affermare che i sistemi di navigazione chirurgica forniscano informazioni consistenti che potrebbero migliorare l'esito, a lungo termine, dell'operazione.

Appendice A

Posizionamento dei corpi nello spazio

Un corpo rigido è completamente descritto nello spazio dalla posizione e dall'orientamento di una terna di riferimento ad esso solidale.

E' possibile esprimere la posizione e l'orientamento di una terna locale sia rispetto a quella globale (fissa) sia rispetto ad un'altra locale, nel caso di più corpi i -esimi presenti.

Matrici di orientamento (o di rotazione)

In riferimento alla figura A.1, supponiamo che la terna $Oxyz$ di vettori \underline{i} \underline{j} \underline{k} corrisponda al SR assoluto e che O_iuvw sia invece il sistema di riferimento locale associato al corpo i -esimo. Per determinare il solo orientamento relativo tra due diverse terne, queste possono essere rappresentate con l'origine comune.

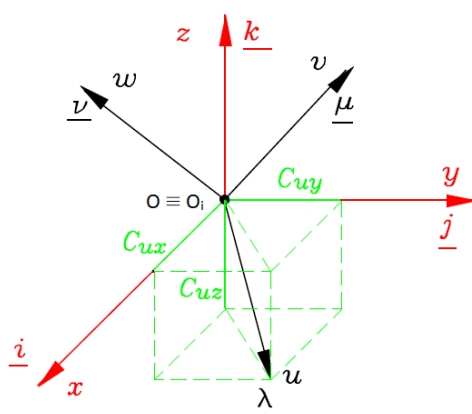


Figura A.1: Terna di riferimento assoluta (rosso) e relativa (nero).

La terna locale O_iuvw rispetto a quella di riferimento $Oxyz$ sarà espressa dalle equazioni:

$$\begin{cases} \underline{\lambda} &= Cux \cdot \underline{i} + Cuy \cdot \underline{j} + Cuz \cdot \underline{k} \\ \underline{\mu} &= Cvx \cdot \underline{i} + Cvy \cdot \underline{j} + Cvz \cdot \underline{k} \\ \underline{\nu} &= Cwx \cdot \underline{i} + Cwy \cdot \underline{j} + Cwz \cdot \underline{k} \end{cases} \quad (\text{A.1})$$

dove le componenti di ciascuno dei versori sono i *coseni direttori*, ovvero le proiezioni di un versore lungo i diversi assi del sistema di riferimento globale (in questo caso).

In forma compatta:

$$\begin{bmatrix} Cux & Cvx & Cwx \\ Cuy & Cvy & Cwy \\ Cuz & Cvz & Cwz \end{bmatrix} = [\underline{\lambda} \quad \underline{\mu} \quad \underline{\nu}] = {}^0A_i \quad (\text{A.2})$$

La matrice dei coseni direttori è detta matrice di orientamento ed i termini da cui è composta presentano determinate caratteristiche:

- Ogni colonna è un versore quindi ha modulo unitario (somma dei quadrati);
- I versori sono tra loro ortogonali, quindi il loro prodotto scalare è nullo.

La matrice di orientamento esprime quindi la rotazione che bisogna effettuare intorno ad un opportuno asse nello spazio, per sovrapporre gli assi della terna di riferimento a quelli omologhi della terna solidale al corpo.

Matrici di posizionamento (o di trasformazione)

Definiscono sia la posizione relativa che l'orientamento relativo tra due terne comunque posizionate nello spazio.

Si supponga di essere nella situazione in figura A.2.

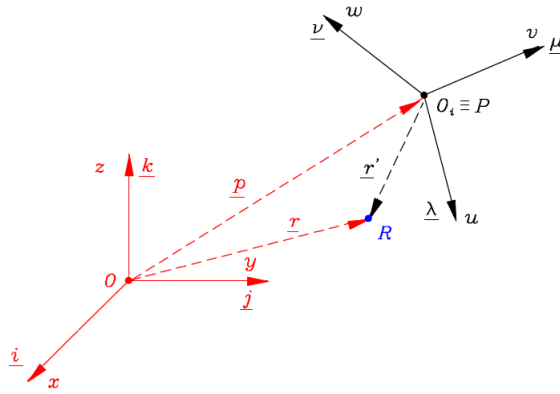


Figura A.2: Rappresentazione di un punto R in terme di differenti coordinate.

\underline{r} : posizione di R nel SR globale; \underline{r}' : posizione di R nel SR locale; \underline{p} : posizione dell'origine del SR locale rispetto al globale.

Esprimendo tutti i vettori rispetto alla terna globale si avrà che:

$$\underline{r} = \underline{r}' + \underline{p} = {}^0A_i \cdot {}^i\underline{r}' + \underline{p} \quad (\text{A.3})$$

$$\begin{cases} r_x = Cux \cdot r'_u + Cvx \cdot r'_v + Cwx \cdot r'_w + p_x \\ r_y = Cuy \cdot r'_u + Cvy \cdot r'_v + Cwy \cdot r'_w + p_y \\ r_z = Cuz \cdot r'_u + Cvz \cdot r'_v + Cwz \cdot r'_w + p_z \\ 1 = 0 + 0 + 0 + 1 \end{cases} \quad (\text{A.4})$$

$$\begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Cux & Cvx & Cwx & p_x \\ Cuy & Cvy & Cwy & p_y \\ Cuz & Cvz & Cwz & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r'_u \\ r'_v \\ r'_w \\ 1 \end{bmatrix} \quad (\text{A.5})$$

In cui:

$$\begin{bmatrix} Cux & Cvx & Cwx & p_x \\ Cuy & Cvy & Cwy & p_y \\ Cuz & Cvz & Cwz & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = {}^0A_i \quad (\text{A.6})$$

0A_i è detta matric di posizionamento o di trasformazione. Le prime tre colonne indicano l'orientamento degli assi locali u,v,w nel riferimento di base (0), la quarta invece le coordinate dell'origine della terna uvw. Essa rappresenta quindi, in forma compatta, la posizione e l'orientamento della terna locale e dei punti ad essa solidali rispetto alla terna globale; se le terne avessero la stessa origine essa si ridurrebbe alla matrice di rotazione precedentemente definita.

Bibliografia

- [1] Clemens Baier, Wolfgang Fitz, Ben Craiovan, Armin Keshmiri, Sebastian Winkler, Robert Springorum, Joachim Grifka, and Johannes Beckmann. Improved kinematics of total knee replacement following partially navigated modified gap-balancing technique. *International Orthopaedics*, 2014.
- [2] Andrea Baldini, John A. Anderson, Pierpaolo Cerulli-Mariani, James Kalyvas, Helene Pavlov, and Thomas P. Sculco. Patellofemoral evaluation after total knee arthroplasty: Validation of a new weight-bearing axial radiographic view. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 89(8):1810–1817, 2007.
- [3] Johan Bellemans and Micheal Ries. *Total Knee Arthroplasty A Guide to Get Better Performance*. Springer Berlin Heidelberg, 2005.
- [4] C. Belvedere, A. Ensini, A. Leardini, V. Dedda, A. Feliciangeli, F. Cenni, A. Timoncini, P. Barbadoro, and S. Giannini. Tibio-femoral and patello-femoral joint kinematics during navigated total knee arthroplasty with patellar resurfacing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2014.
- [5] Robert B. Bourne, Bert M. Chesworth, Aileen M. Davis, Nizar N. Mahomed, and Kory D.J. Charron. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: Who is satisfied and who is not? In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2010.
- [6] Shichang Chen, Zhe Du, Mengning Yan, Bing Yue, and You Wang. Morphological classification of the femoral trochlear groove based on a quantitative measurement of computed tomographic models. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(10):3163–3170, 2017.
- [7] Z A Cohen Ph D, V C Mow Ph D, J H Henry M D, W N Levine M D, and G A Ateshian Ph D. Templates of the cartilage layers of the patellofemoral joint and their use in the assessment of osteoarthritic cartilage damage. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2003.

- [8] Zhe Du, Shichang Chen, Mengning Yan, Bing Yue, Yiming Zeng, and You Wang. Do size, shape, and alignment parameters of the femoral condyle affect the trochlear groove tracking? A morphometric study based on 3D-computed tomography models in Chinese people. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1):1–7, 2017.
- [9] William K. Feinstein, Philip C. Noble, Emir Kamaric, and Hugh S. Tullos. Anatomic alignment of the patellar groove. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996.
- [10] M. A.R. Freeman and V Pinskerova. The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, number 410, pages 35–43, 2003.
- [11] Edward Grood and W J Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of biomechanical engineering*, 105 2:136–44, 1983.
- [12] Tanikawa H., Tada M., Harato K., Okuma K., and Nagura T. Influence of Total Knee Arthroplasty on Patellar Kinematics and Patellofemoral Pressure. *Journal of Arthroplasty*, 2017.
- [13] Farhad Iranpour, Azhar M. Merican, Wael Dandachli, Andrew A. Amis, and Justin P. Cobb. The geometry of the trochlear groove. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(3):782–788, 2010.
- [14] Kazunari Ishida, Nao Shibanuma, Tomoyuki Matsumoto, Hiroshi Sasaki, Koji Takayama, Yuji Hiroshima, Ryosuke Kuroda, and Masahiro Kurosaka. Navigation-based tibial rotation at 90° of flexion is associated with better range of motion in navigated total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(8):2447–2452, 2016.
- [15] J.B. Stiehl. Computer assisted surgery: principles. In *Total Knee Arthroplasty*. Springer Berlin Heidelberg.
- [16] Kazam JK, Nazarian LN, Miller TT, Sofka CM, L Parker, and Adler RS. Sonographic evaluation of femoral trochlear cartilage in patients with knee pain. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 2011.
- [17] Adalbert Ibrahim Kapandji. *Anatomia funzionale*. Monduzzi Editoriale, 2011.

-
- [18] P A Keblish, A K Varma, and A S Greenwald. Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty. A prospective study of patients with bilateral replacements. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 76(6):930–7, 1994.
- [19] S. K. Kulkarni, M. A.R. Freeman, J. C. Poal-Manresa, J. I. Asencio, and J. J. Rodriguez. The patellofemoral joint in total knee arthroplasty: Is the design of the trochlea the critical factor? *Journal of Arthroplasty*, 15(4):424–429, 2000.
- [20] Alberto Leardini. Accuracy of Computer-Assisted Surgery. In Fabio Catani and Stefano Zaffagnini, editors, *Knee Surgery Using Computer Assisted Surgery and Robotics*. Springer Heidelberg, 2013.
- [21] William J Long and W Norman Scott. *Insall & Scott Surgery of the Knee*. 2012.
- [22] Tsubosaka M., Ishida K., Sasaki H., Shibanuma N., Kuroda R., and Matsumoto T. Effects of Suture and Tourniquet on Intraoperative Kinematics in Navigated Total Knee Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 2017.
- [23] Philippe Massin, Patrick Boyer, David Hajage, Pascal Kilian, and Florence Tubach. Intra-operative navigation of knee kinematics and the influence of osteoarthritis. *Knee*, 2011.
- [24] William Mihalko, Zair Fishkin, and Kenneth Krakow. Patellofemoral overstuff and its relationship to flexion after total knee arthroplasty. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2006.
- [25] Frank H. Netter. *Atlante di anatomia umana. Con CD-ROM*. 2007.
- [26] Ugo De Nicola and Nicola Pace. *La protesi di ginocchio di primo impianto*. 2007.
- [27] Wolf Petersen, Ingo Volker Rembitzki, Gerd Peter Brüggemann, Andree Ellermann, Raymond Best, Andreas Gösele Koppenburg, and Christian Liebau. Anterior knee pain after total knee arthroplasty: A narrative review. *International Orthopaedics*, 38(2):319–328, 2014.
- [28] V Pinskerova, H Iwaki, M a Freeman, and Phillips Gyroscan. The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Der Orthopade*, 2000.

- [29] V. Pinskerova, P. Maquet, and M. A.R. Freeman. The anatomic literature relating to the knee from 1836 to 1917: An historic note. In *Clinical Orthopaedics and Related Research*, number 410, pages 13–18, 2003.
- [30] Fantozzi S., Catani F., Ensini A., Leardini A., and Giannini S. Femoral rollback of cruciate-retaining and posterior-stabilized total knee replacements: In vivo fluoroscopic analysis during activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 2006.
- [31] Robert A. Siston, Nicholas J. Giori, Stuart B. Goodman, and Scott L. Delp. Intraoperative passive kinematics of osteoarthritic knees before and after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 2006.
- [32] David Siu, J. Rudan, H. W. Wevers, and P. Griffiths. Femoral articular shape and geometry: A three-dimensional computerized analysis of the knee. *Journal of Arthroplasty*, 11(2):166–173, 1996.
- [33] Kartik M. Varadarajan, Harry E. Rubash, and Guoan Li. Are Current Total Knee Arthroplasty Implants Designed to Restore Normal Trochlear Groove Anatomy? *Journal of Arthroplasty*, 2011.
- [34] Jun Wang, Bing Yue, You Wang, Mengning Yan, and Yiming Zeng. The 3D analysis of the sagittal curvature of the femoral trochlea in the Chinese population. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(5):957–963, 2012.

Ringraziamenti

Ringrazio innanzitutto l'ing. Simone Bignozzi, per avermi dato l'opportunità di svolgere il mio lavoro di tesi presso Orthokey Italia, in un ambito affine ai miei interessi. Grazie a lui sono entrata in una realtà nuova rispetto a quella universitaria, che mi ha permesso di approfondire le mie conoscenze ma soprattutto capire l'importanza di essere appassionati del proprio lavoro; grazie per la fiducia. Ringrazio poi la mia collega Carmen e gli altri tesisti dello IOR, Sara, Pierpaolo e Francesca, per esserci sostenuti durante i momenti di sconforto ed esserci divertiti durante la nostra permanenza al Rizzoli.

Mi sento inoltre di ringraziare con affetto i Giovani per la Pace di Bologna, grazie ai quali il mio arrivo in una città nuova si è riempito di gioia e momenti di crescita personale per me molto importanti: siete stati fonte di grande ispirazione, voi, i nostri amici e Don Tommaso. Grazie.

Il ringraziamento più grande va sicuramente ai miei genitori: mi hanno insegnato che nella vita si deve lottare per raggiungere i propri obiettivi e non ci si deve far abbattere dagli ostacoli, questo però, senza cercare scorciatoie, con lealtà e rispetto verso gli altri, rimanendo sempre sinceri.

C'è poi Lucia, mia sorella, la mia migliore amica, mia complice, che mi sopporta e mi supporta. Quando ho bisogno di un consiglio sincero, per sciocchezze o cose importanti, chiedo a lei: è la mia critica più grande e, nella vita, le critiche costruttive penso siano la dimostrazione del voler bene più puro; per questo ringrazio te e i nostri genitori per averci insegnato l'importanza della famiglia.

Ringrazio poi i miei amici di "giù", che nonostante la distanza mi sono sempre vicini, in particolare: Michele, Antonella F. e Antonella L., quest'ultima mi ha insegnato che anche persone molto diverse possono imparare a capirsi e a sostenersi, andando oltre i preconcetti.

Con Michele ho condiviso il periodo del liceo e dopo altri 6 anni dalla fine di quel percorso siamo ancora qui. Da lui ho imparato che non è mai troppo tardi per

iniziare a fare ciò che si ama e che, seguire una passione, può farci affrontare la vita sempre soddisfatti di noi stessi, con la consapevolezza di non avere rimpianti. Antonella F. è stata la mia confidente, vicine in vari "drammi" adolescenziali che purtroppo o per fortuna proseguono nonostante l'età e le lauree.

Tutti voi mi avete insegnato che l'amicizia non è vedersi o sentirsi tutti giorni, bensì esserci quando l'altro ne ha bisogno.

Questi cinque anni di Politecnico mi hanno fatto conoscere nuovi amici, nuove persone e nuovi punti di vista. Con Clelia ho iniziato la mia prima convivenza, la prima volta lontane da casa, in una città che abbiamo imparato a conoscere. Stefania la ricordo ancora, come fosse ieri, ad Analisi I, il giorno dell'esame, tranquilla mentre noi altri eravamo afflitti dalle peggiori angosce.

Nel corso degli anni ho conosciuto tanti altri amici, che hanno reso il Poli meno funesto di quello che potrebbe sembrare. Vi ricorderò sempre con il sorriso, tutti, quelli che ci sono, quelli che ci sono stati e quelli che ci saranno ancora e vi ringrazio per i momenti passati insieme. Ognuno di voi, a suo modo, mi ha fatto arrivare qui oggi.

Infine, un grazie a me stessa, per essermi messa in gioco, aver affrontato le mie insicurezze e aver cercato sempre di rimanere fedele a ciò in cui credo.