

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO DI RICERCA IN

**SCIENZE FARMACOLOGICHE E TOSSICOLOGICHE
DELLO SVILUPPO E DEL MOVIMENTO UMANO**

Ciclo XXVIII

Settore Concorsuale di afferenza: 06/F4

Settore Scientifico disciplinare: MED/33

**CORRELAZIONE ANATOMO FUNZIONALE TRA ANALISI
CINEMATICA INTRAOPERATORIA PASSIVA CON
NAVIGATORE E ANALISI CINEMATICA POST-OPERATORIA
CON TECNICA RSA DINAMICA SOTTO CARICO
DEL GINOCCHIO PROTESIZZATO**

Presentata da: Dott. Marco Nitri

Coordinatore Dottorato

Prof.ssa Patrizia Hrelia

Relatore

Prof. Marcacci Maurilio

Correlatore:

Dott.ssa Laura Bragonzoni

Esame finale anno 2016

Indice

Introduzione	6
1. Anatomia del ginocchio	8
1.1 Articolazione Femoro-Patellare	
1.2 Articolazione Tibio-Femorale	
1.3 Menischi	
1.4 Mezzi di unione	
1.5 Vascolarizzazione e innervazione del ginocchio	
1.6 Muscoli che agiscono sul ginocchio	
2. Biomeccanica del ginocchio	20
2.1 Gli assi dell'articolazione del ginocchio	
2.2 I movimenti del ginocchio	
2.2.1 La posizione neutra	
2.2.2 La flessione-estensione	
2.2.3 La rotazione	
2.3 I movimenti dei condili sulle glene nella flessione-estensione	
2.4 I movimenti dei condili sulle glene nei movimenti di rotazione assiale	
2.5 Biomeccanica articolare	
2.5.1 La funzione dei menischi	
2.5.2 La funzione del liquido sinoviale	
2.5.3 I movimenti della rotula	
3. La chirurgia protesica del ginocchio	37
3.1 Indicazioni principali alla protesizzazione di ginocchio	
3.1.1 Gonartrosi	
3.1.2 Trattamento conservativo della gonartrosi	
3.2 Indicazioni minori alla protesizzazione di ginocchio	

3.3 Tipi di protesi e cenni sulla tecnica chirurgica

3.3.1 Protesi monocompartimentali

3.3.2 Protesi totali

3.3.3 Protesi di revisione

3.3.4 Cenni sulla tecnica chirurgica

3.4 Cause di insuccesso dell'intervento e trattamento

4. La navigazione e la cinematica intraoperatoria..... pag. 59

4.1 Cenni di cinematica protesica

4.2 Sistemi di navigazione e cinematica intraoperatoria

5. Roentgen stereophotogrammametric analysis..... pag. 64

5.1 Storia dell'RSA

5.2 RSA statica; principi di utilizzo e set-up radiografico

5.2.1 Impianto dei markers

5.2.2 Esame radiografico dell'oggetto di interesse

5.2.3 Identificazione dei markers nelle immagini radiografiche

5.2.4 Analisi cinematica

5.2.5 Accuratezza

5.3 RSA dinamica; differenze rispetto all'RSA statica e panoramica sul suo utilizzo nella ricerca medico-scientifica

6. Protocollo sperimentale: correlazione anatomo funzionale tra cinematica intraoperatoria passiva con navigatore e analisi cinematica post-operatoria con tecnica RSA dinamica sotto carico del ginocchio protesizzato.....pag. 79

6.1 Introduzione

6.2 Materiali e metodi

6.3 Risultati

- 6.3.1 Valutazione intraoperatoria con sistema di navigazione
- 6.3.2 Valutazione post-operatoria-radiografica con RSA dinamica
- 6.3.3 Valutazione clinica
- 6.4 Discussione
- 6.5 Conclusioni

Allegati.....	114
Ringraziamenti.....	119
Bibliografia.....	120

Introduzione

Una valutazione accurata della cinematica articolare deve necessariamente considerare il movimento nella sua complessità, quindi valutarlo nella sua natura spaziale e tridimensionale. L'esame del movimento in tre dimensioni delle articolazioni umane è infatti cruciale per comprendere le caratteristiche della funzione articolare in un ampio numero di indagini cliniche, volte ad analizzare sia la normale fisiologia del movimento che gli effetti causati da patologie o da trattamenti chirurgici.

Questa importanza si riscontra in particolare per l'articolazione del ginocchio, che presenta un comportamento cinematico complesso in risposta a carichi applicati o in particolari gesti motori. Lo studio della cinematica articolare del ginocchio protesizzato, a distanza di più di 70 anni dai primi interventi di artroprotesi dell'articolazione, rappresenta, ancora oggi, un campo di ricerca di estremo interesse ed in continua evoluzione e valutazione sia dal punto di vista ortopedico che ingegneristico.

Diverse tecniche sono descritte in letteratura per valutare la biomeccanica della protesi, ma negli ultimi anni l'attenzione della comunità scientifica si è rivolta verso la metodica "Roentgen Stereophotogrammetric Analysis" (RSA).

La tecnologia RSA statica, sviluppata nel 1972 a Lund (Svezia), è basata sul sistema radiografico convenzionale e sul principio del corpo rigido di Eulero¹; recentemente, grazie al miglioramento delle tecnologie di imaging è stata implementata in modalità dinamica. Ciò ha reso l'RSA uno strumento sempre più efficace nella valutazione del movimento in 3D, delle componenti protesiche fra loro e rispetto all'osso sottostante.

Tale sistema innovativo, nel suo utilizzo statico, è stato riconosciuto dalla comunità scientifica come tecnica predittiva del comportamento futuro di una protesi, quindi permette di dare informazioni riguardo il futuro di una protesi di ginocchio in termini di mobilizzazione², mentre nella configurazione in dinamica fornisce informazioni biomeccaniche quantitative.

L'RSA dinamica rende possibile analizzare e valutare la cinematica dell'articolazione protesizzata, dell'articolazione sana e fornisce informazioni utili alla progettazione di

protesi che riproducano sempre più fedelmente la complessa biomeccanica articolare del ginocchio.

Il grado di accuratezza della tecnica è superiore a quello delle altre tecnologie attualmente disponibili per studi cinematici, come descritto in letteratura³⁻⁵.

Nella seguente dissertazione, redatta in collaborazione con il gruppo di ricerca del Laboratorio di Biomeccanica e Innovazione Tecnologica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e dall'Università di Bologna, è stata studiata, in vivo e sotto carico, la cinetica articolare del ginocchio protesizzato.

Il protocollo di studio comprendeva una valutazione cinematica intraoperatoria, una valutazione clinica ed una valutazione radiologica post-operatoria tramite tecnica RSA dinamica effettuata presso gli ambulatori dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

La valutazione intraoperatoria è stata effettuata utilizzando un sistema di chirurgia navigata, la valutazione clinica, composta da un esame obiettivo ortopedico ed un questionario, ha permesso di ottenere dati utili alla costruzione di score quali *Knee Society Score clinico* (KSSc), *Knee Society Score funzionale* (KSSf) e VAS ed infine la valutazione radiografica post-operatoria è stata condotta mediante l'utilizzo di un macchinario per RSA dinamica e si è avvalsa di un software dedicato.

Scopo dello studio è stato quello di analizzare la cinematica intra operatoria mediante il sistema di navigazione e la cinematica post-operatoria mediante tecnica di RSA dinamica durante l'esecuzione di comuni task motori quali discesa di uno scalino, alzata dalla sedia e passo. Un ulteriore obiettivo è stato quello valutare se era possibile correlare i dati intraoperatori con quelli post-operatori.

1. Anatomia del ginocchio

Il ginocchio è l'articolazione più ampia e complessa del corpo che unisce lo scheletro della coscia a quello della gamba costituendo un fulcro su cui agiscono i muscoli flessori ed estensori (*Fig. 1.1*).

Il ginocchio è composto da due articolazioni distinte e parzialmente separate: le articolazioni femoro-tibiali (mediale e laterale), appartenenti alle articolazioni condiloidee (tipo ginglimo angolare) e l'articolazione femoro-patellare, definita come articolazione a sella (tipo artrodia).

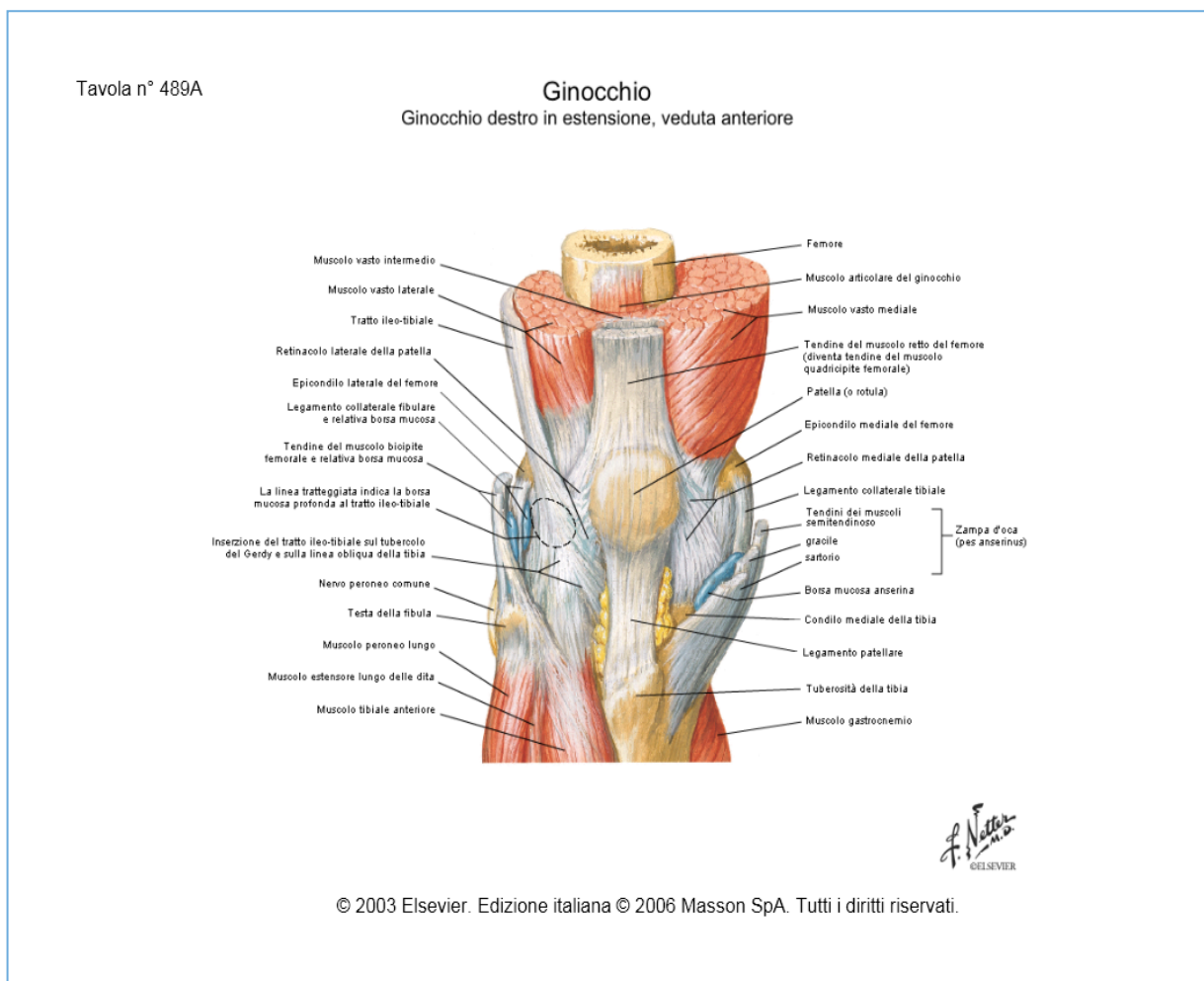


Figura 1.1 – Veduta anteriore del ginocchio destro in estensione.

1.1 Articolazione Femoro-Patellare

Il femore partecipa all'articolazione tramite i condili laterale e mediale che hanno una superficie convessa e in avanti convergono dando luogo alla faccia patellare. La faccia patellare del femore si articola poi con la corrispondente faccetta articolare della patella, posta a sua volta superiormente alla tibia, cui è fissata tramite il tendine patellare (o rotuleo) e anteriormente all'estremità distale del femore con il quale si articola (*Fig. 1.2*).

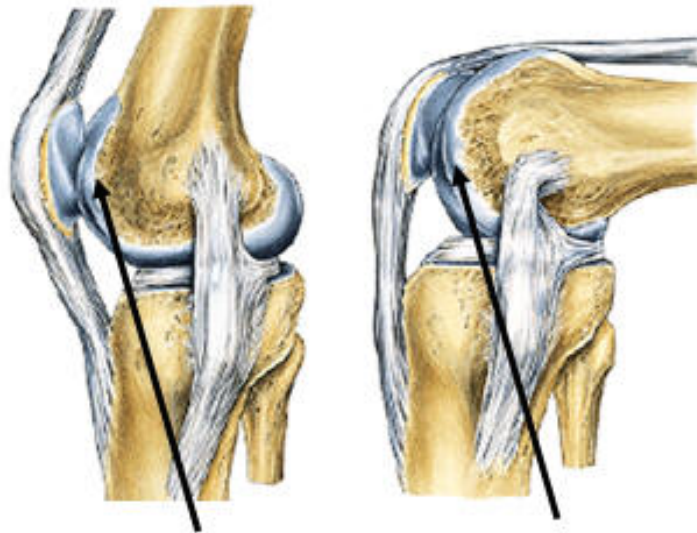


Figura 1.2 – Articolazione femoro-rotulea in estensione e flessione.

1.2 Articolazione Tibio-Femorale

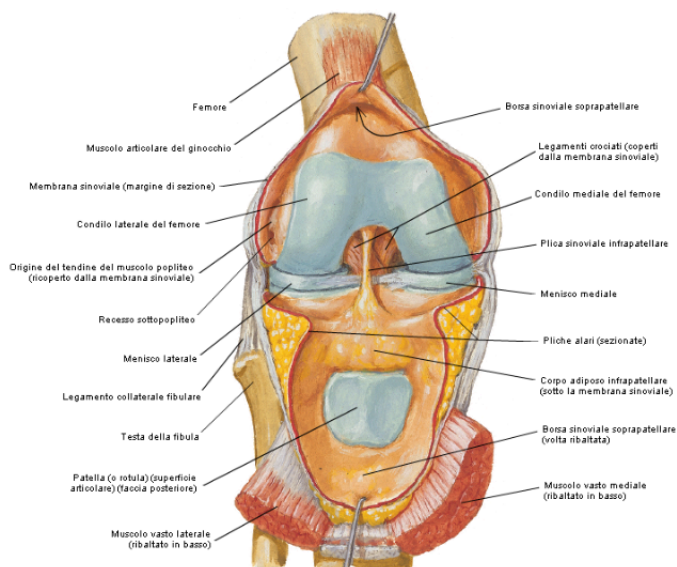
Le superfici articolari che la compongono sono date dalla superficie tibiale prossimale (spesso denominata piatto tibiale), inclinata in basso e posteriormente rispetto all'asse lungo della diafisi tibiale, e dalla superficie femorale distale (*Fig. 1.3*)

La superficie femorale partecipa tramite i condili che posteriormente divergono e lo spazio che ne deriva è la fossa intercondiloidea.

La superficie articolare tibiale corrisponde alle due cavità glenoidee dei condili tibiali. Tra esse trova posto un'area rugosa, non articolare, che centralmente si innalza formando

Tavola n° 489B

Ginocchio
Articolazione aperta, ginocchio destro in parziale flessione, veduta anteriore



© 2003 Elsevier. Edizione italiana © 2006 Masson SpA. Tutti i diritti riservati.

l'eminanza intercondiloidea mentre dietro e davanti si amplia dando rispettivamente origine all'area intercondiloidea anteriore e posteriore.

Figura 1.3 – Articolazione aperta, ginocchio in parziale flessione, veduta anteriore.

1.3 Menischi

Le cavità glenoidee della tibia sono più piane rispetto ai condili femorali che sono invece convessi. Pertanto per garantire la concordanza tra le superfici articolari sono interposti due menischi fibrocartilaginei, uno mediale ed uno laterale (*Fig. 1.4*).

Ogni menisco, visto in sezione, ha forma triangolare con la base esterna aderente alla capsula articolare e l'apice rivolto all'interno della cavità articolare. Per ottemperare alla congruenza tra le superfici articolari, la faccia superiore è concava ed è in rapporto con i condili femorali mentre la faccia inferiore è piana e si adatta al piatto tibiale.

Il menisco laterale ha la forma di un anello quasi completo interrotto solamente sul lato mediale. La sua larghezza ha caratteri di uniformità lungo tutto il suo decorso fatta eccezione per le estremità dove si restringe a formare i corni, i quali si inseriscono davanti e dietro l'eminanza intercondiloidea.

Il menisco mediale, più ampio del laterale, ha una forma a semicerchio e con le sue estremità si inserisce alle aree intercondiloidee anteriore e posteriore.

Grazie alle suddette caratteristiche i menischi distribuiscono uniformemente il carico sull'articolazione conferendole stabilità, inoltre fungono da "cuscinetti" proteggendo l'osso sottostante dalle notevoli forze di flessione ed estensione.

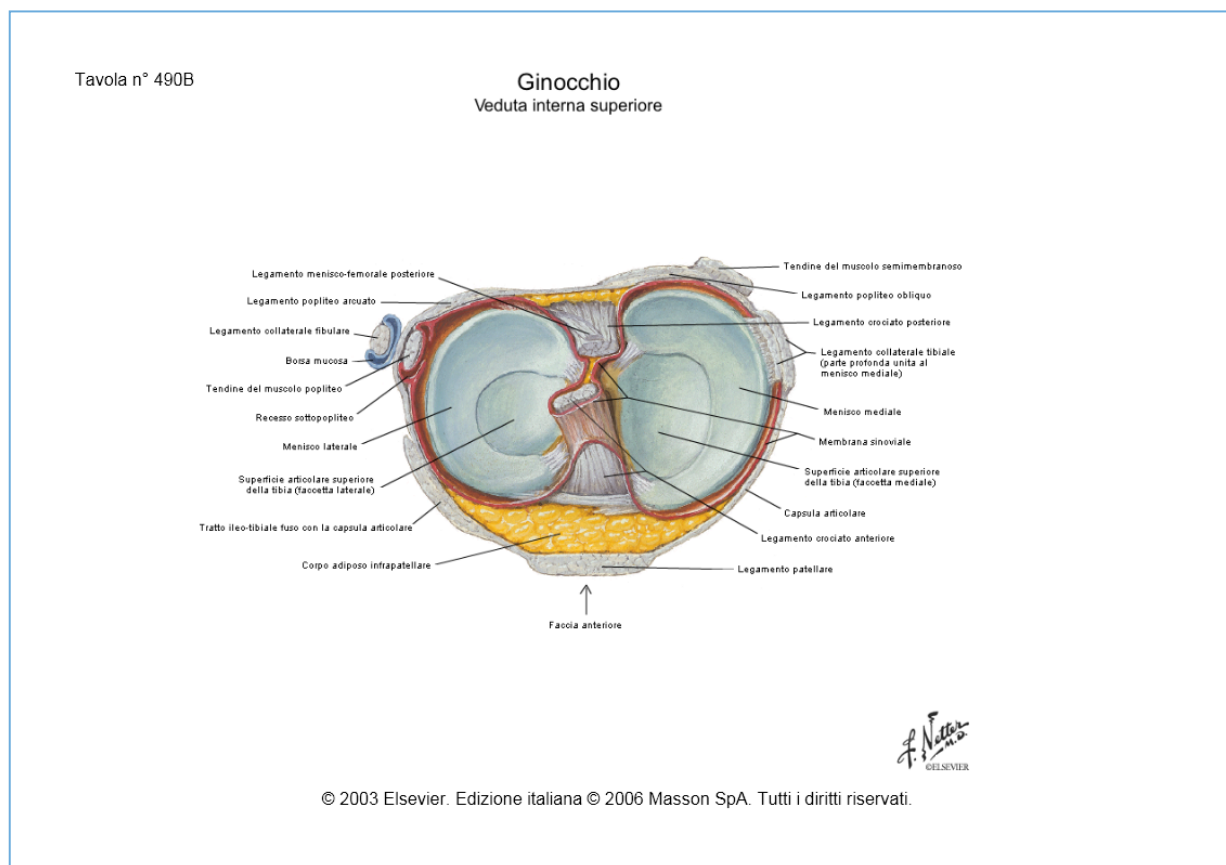


Figura 1.4 – I menischi, vista dall'alto.

Istologicamente (*Fig. 1.5*) ogni menisco è formato da collagene (in particolare di tipo I, ma anche II, III, V, VI), cellule (fibrocondrociti), acqua, proteoglicani, glicoproteine ed elastina.

Microscopicamente sono visibili tre strati:

1. strato superficiale: tessuto di fibre collagene;
2. strato di superficie: fibre collagene con orientamento casuale;
3. strato medio (più profondo): fibre orientate circonferenzialmente (longitudinalmente) che dissipano gli stress circonferenziali.

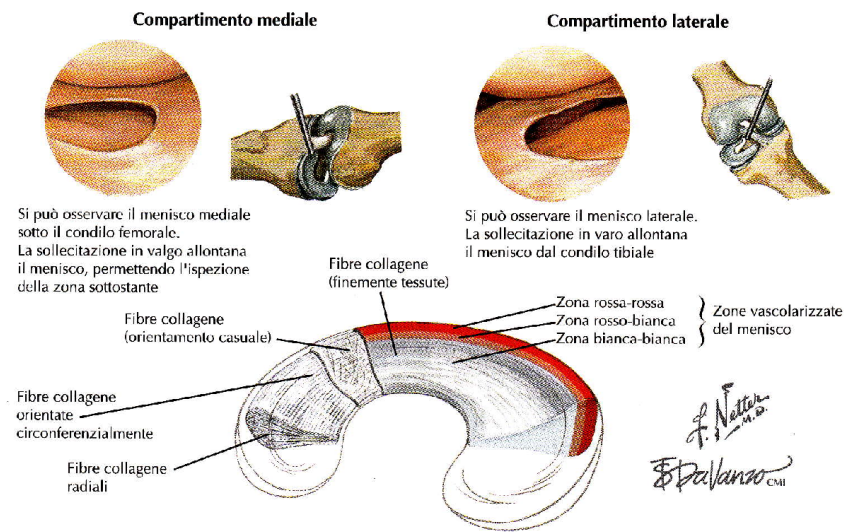


Figura 1.5 – Struttura del menisco.

1.4 Mezzi di unione

I mezzi di unione che caratterizzano il ginocchio sono rappresentati dalla capsula articolare e dai legamenti di rinforzo (*Fig. 1.5*).

Figura 1.5 – Dissezione posteriore del ginocchio. Capsula intatta.

La capsula è una membrana fibrosa che come un manicotto circonda l'articolazione del ginocchio. Si inserisce, anteriormente, sopra la faccia patellare, lateralmente e medialmente, sotto agli epicondili, posteriormente, sopra i condili e nella fossa intercondiloidea. La capsula anteriormente si presenta lassa mentre posteriormente e ai lati è tesa.

La capsula fibrosa è internamente rivestita da una membrana connettivale, detta sinoviale, la quale si fissa sul contorno della cartilagine articolare interrompendosi a livello dei menischi dove si sdoppia per l'adesione degli stessi alla membrana fibrosa.

La membrana sinoviale, anteriormente e superiormente si porta tra il muscolo quadricipite femorale e la diafisi del femore formando la borsa sovrapatellare che costituisce un'estensione della cavità articolare; posteriormente circonda, con concavità posteriore, i legamenti crociati che quindi sono intra-capsulari ma extra-articolari; ai lati dell'articolazione, tappezza internamente la capsula fino ai menischi per poi riflettersi sulle superfici ossee intra-articolari.

Al ginocchio si associano altre borse sinoviali (*Fig. 1.6*): la borsa prepatellare posta tra cute e patella, mentre più in basso, tra legamento patellare e tibia, trova posto la borsa infrapatellare profonda. Al di sopra di quest'ultima, un cuscinetto adiposo detto corpo adiposo infrapatellare (o di Hoffa) separa il legamento patellare dalla rima articolare. Ai lati

del corpo adiposo la membrana sinoviale si spinge nella cavità articolare con due frange, le pieghe alari, che posteriormente convergono in un'unica piega, la piega infrapatellare, che fissa il corpo adiposo alla fossa intercondiloidea.

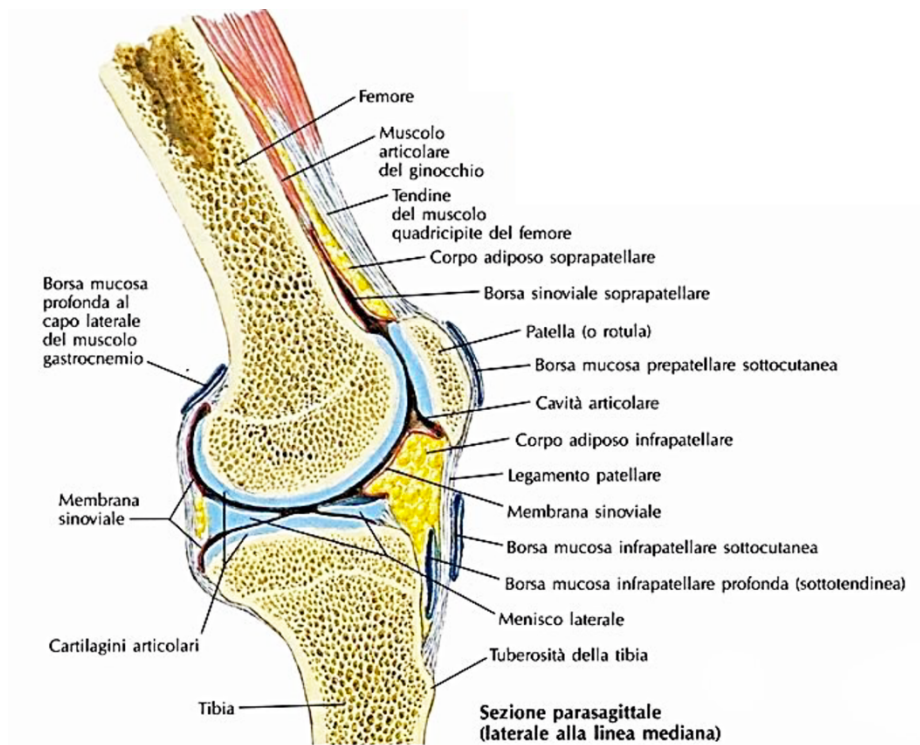


Figura 1.6 – Articolazione del ginocchio in sezione sagittale.

A rinforzo della capsula fibrosa sono presenti numerosi legamenti anteriori, laterali e posteriori (Fig.1.7).

Ginocchio destro in estensione, vista posteriore

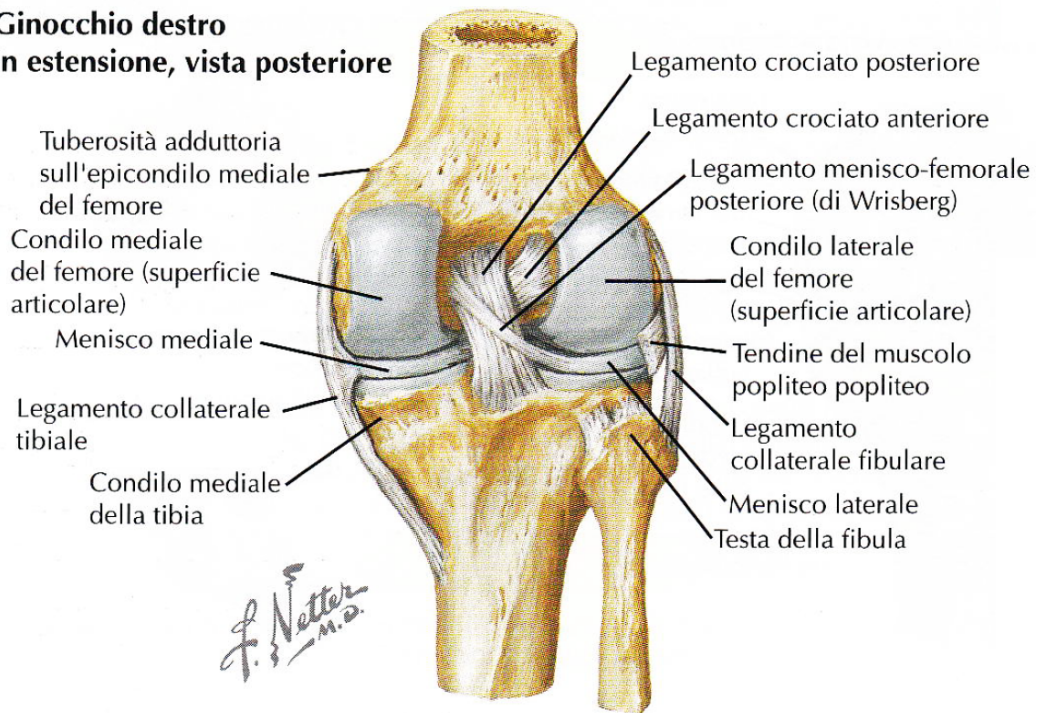


Figura 1.7 – Dissezione posteriore del ginocchio destro. Capsula rimossa.

Il legamento patellare (o anteriore) è il tratto sotto-patellare del tendine del muscolo quadricipite femorale, nel cui spessore risulta inclusa, come osso sesamoide, la patella. Si presenta come un cordone fibroso appiattito e di forma triangolare che unisce il margine patellare inferiore alla tuberosità tibiale. Dalle fibre dei vasti laterale e mediale derivano, invece, i retinacoli laterale e mediale che decorrendo ai lati della patella si inseriscono, anteriormente, ai lati della tuberosità tibiale.

I legamenti collaterali, mediale e laterale, sono due robuste bande fibrose poste ai lati del ginocchio.

Il legamento collaterale tibiale (o mediale) è una larga lamina fibrosa che rinforza la capsula sul lato mediale. Origina dall'epicondilo mediale del femore e si inserisce sulla faccia mediale della parte più prossimale della diafisi tibiale.

Il legamento collaterale fibulare (o laterale) è un cordone fibroso che dall'epicondilo laterale del femore si porta in basso, al di sopra del tendine popliteo e al di sotto del retinacolo laterale per inserirsi alla testa della fibula dove si fonde con il tendine del bicipite femorale.

Il legamento popliteo obliquo costituisce l'espansione tendinea del muscolo semimembranoso sulla faccia posteriore della capsula. Si estende dall'alto in basso e

lateralmente, per raggiungere la porzione di capsula che riveste il condilo laterale del femore.

Il legamento popliteo arcuato, posto lateralmente del precedente, si porta in basso incrociando il tendine del muscolo popliteo per terminare sulla testa della fibula.

I legamenti crociati, così chiamati perché si incrociano ad “X” fra loro, sono due robuste bande fibrose intracapsulari che svolgono l’azione di “pivot centrale”, ossia di perno su cui si muove l’articolazione. In riferimento alle loro inserzioni tibiali, sono distinti in anteriore e posteriore.

Il legamento crociato anteriore origina dall’area intercondiloidea anteriore della tibia, e si porta in alto e indietro per inserirsi sulla faccia mediale del condilo laterale del femore.

Il legamento crociato posteriore, più robusto dell’anteriore, si estende a ventaglio dall’area intercondiloidea posteriore della tibia alla faccia laterale del condilo mediale del femore.

1.5 Vascolarizzazione e innervazione del ginocchio

La vascolarizzazione (Fig. 1.8) è data da diverse arterie maggiori da cui si staccano rami secondari specifici del ginocchio.

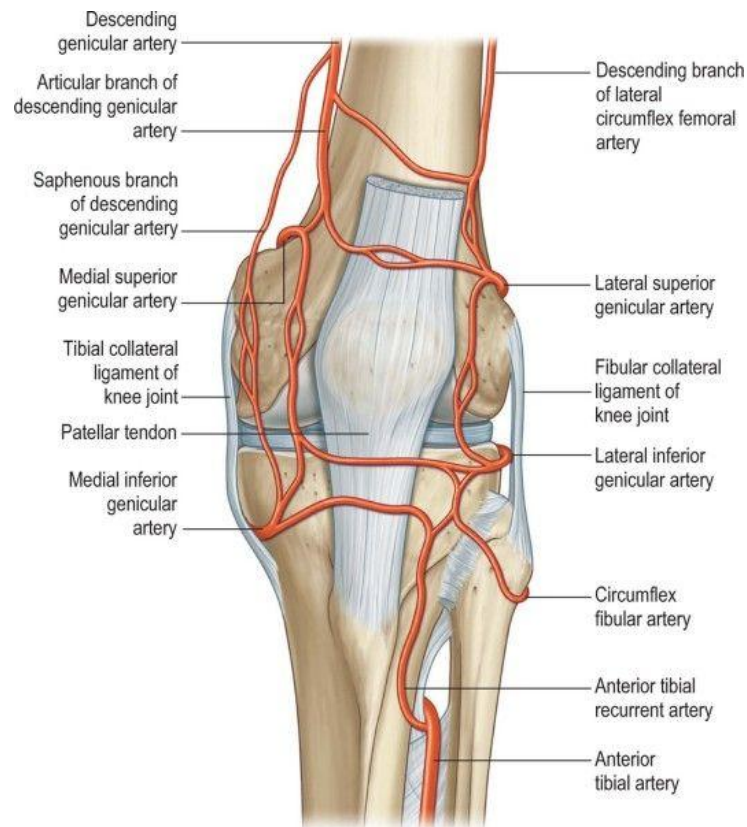


Figura 1.8 – Vascolarizzazione arteriosa del ginocchio.

Il tronco arterioso più importante è l'arteria poplitea che decorre all'interno della sua fossa posteriormente all'articolazione e che stacca le arterie supero-mediale, supero-laterale, infero-mediale e infero-laterale del ginocchio che si anastomizzano a livello rotuleo e l'arteria media del ginocchio.

Le arterie tibiale anteriore e tibiale posteriore contribuiscono anch'esse con le arterie ricorrenti tibiali anteriore e posteriore e l'arteria femorale contribuisce staccando l'arteria discendente del ginocchio.

L'innervazione è data principalmente dal nervo infrapatellare, ramo sensitivo del nervo safeno e dai rami articolari del nervo tibiale.

1.6 Muscoli che agiscono sul ginocchio

In questo paragrafo verranno elencati i muscoli che agiscono sul ginocchio.

I muscoli che partecipano al movimento del ginocchio vengono distinti in muscoli della loggia anteriore e posteriore.

Loggia anteriore

- *quadricipite femorale*: composta dal retto del femore, dal vasto mediale, intermedio e laterale. Questi muscoli sono classificati come estensori, tuttavia i vasti mediale e laterale posseggono una lieve componente che rispettivamente privilegia lo spostamento mediale e laterale della rotula; tale componente non sviluppa attivamente il movimento descritto, il quale interviene solo in ambito patologico nelle lussazioni di rotula;
- *sartorio*: per via della sua inserzione mediale sulla tibia prossimale, è l'unico tra i muscoli anteriori della coscia a ricadere nella categoria dei muscoli flessori del ginocchio;

Loggia posteriore

- *gracile*: è flessore e rotatore interno del ginocchio; assieme al semitendinoso e al sartorio costituisce la zampa d'oca;
- *semitendinoso, semimembrinoso e bicipite femorale* (anche detti ischio-crurali): sono flessori del ginocchio.

Il retto del femore, il sartorio, e tutti i muscoli della loggia posteriore eccetto il capo breve del bicipite sono muscoli biarticolari e come tali agiscono anche sull'articolazione dell'anca. Anche i muscoli gemelli hanno inserzioni comprese nell'articolazione, ma il loro ruolo è prevalentemente quello di estensori della caviglia più che flessori del ginocchio.

Altri muscoli:

- *popliteo*: assieme a sartorio, semitendinoso, semimembrinoso e gracile con cui condivide l'obliquità del decorso, ha funzioni di rotatore interno, mentre a differenza di essi è monoarticolare;

tensore della fascia lata: assieme al bicipite svolge un ruolo di flessore-rotatore esterno a ginocchio flesso, mentre di estensore a ginocchio semi-esteso.

2. Biomeccanica del ginocchio

Dal punto di vista biomeccanico l'articolazione del ginocchio deve conciliare due imperativi contraddittori: *possedere una grande stabilità in estensione* completa, dove il ginocchio è sottoposto a imponenti sollecitazioni legate al carico e alla lunghezza dei bracci di leva; *acquistare una grande mobilità in flessione*, indispensabile nell'equilibrio del corpo in appoggio monopodalico.

Il contrasto tra mobilità e stabilità è ingegnosamente risolto dalle interazioni in gioco tra superfici articolari, stabilizzatori passivi e muscoli che incrociano l'articolazione.

2.1 Gli assi dell'articolazione del ginocchio

L'articolazione del ginocchio è un ginglino angolare che consente i movimenti di flessione, estensione ed un certo grado di rotazione. Può avere da zero a due gradi di libertà a seconda della posizione occupata nello spazio: zero gradi di libertà quando si trova in estensione completa, un grado di libertà in flesso-estensione ed un altro grado di libertà in rotazione interna-esterna.

Il **primo grado di libertà** è il prevalente e consiste in un movimento di flesso-estensione che si sviluppa lungo l'asse trasversale **XX'** (*fig.2.1 A e B*).

Tale asse, posto sul piano frontale, attraversa orizzontalmente i condili femorali e forma con l'asse diafisario del femore un angolo aperto verso l'esterno di 81° , con l'asse di carico del femore un angolo di 87° , con l'asse dello scheletro un angolo di 90° e infine con l'asse diafisario della tibia un angolo di 93° . Ne consegue che l'asse della gamba, in flessione completa, non si trova esattamente dietro l'asse del femore, ma un po' in dietro, il che porta il tallone a contatto con la natica a livello della tuberosità ischiatica (*Fig. 2.1 C*).

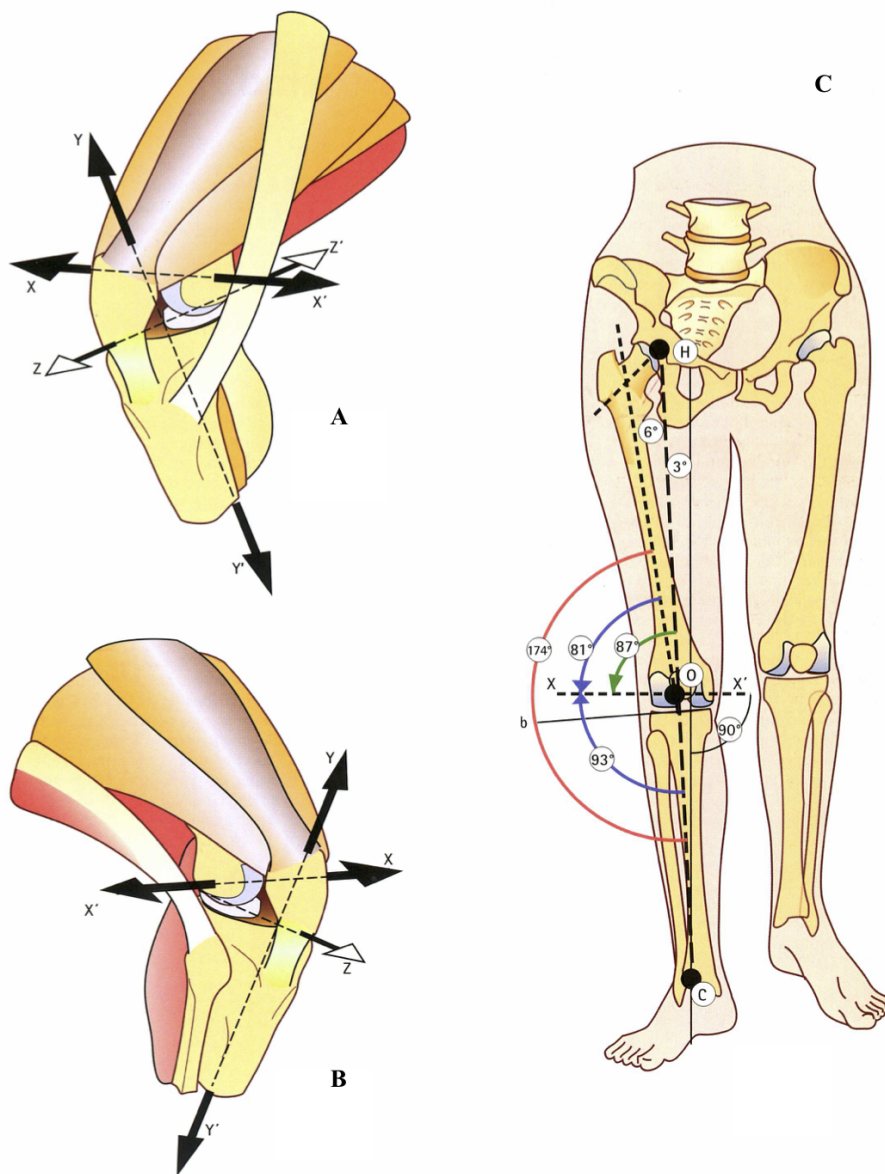


Figura 2.1 – Visione anterio-interna (A) e antero-esterna del ginocchio semiflesso (B); visione interna dello scheletro dell'arto inferiore (C).

A causa della struttura a sbalzo del collo del femore, l'asse longitudinale della diafisi del femore forma con l'asse dello scheletro della gamba un angolo ottuso aperto in fuori di 170-175° che rappresenta il fisiologico valgismo del ginocchio. Tuttavia, le tre articolazioni dell'anca (H), del ginocchio (O) e della caviglia (C) sono allineate sulla stessa retta HOC, detto asse meccanico dell'arto inferiore. Tale asse a livello della gamba si sovrappone a quello dello scheletro mentre a livello della coscia forma un angolo di 6° con l'asse del femore.

D'altra parte, data la maggiore distanza tra le anche in rapporto alle caviglie, l'asse meccanico di ogni arto inferiore è leggermente obliquo in basso ed in dietro, e forma un angolo di 3° con la verticale. Tale angolo è tanto più ampio quanto è più largo il bacino. Ciò spiega perché il valgismo fisiologico del ginocchio è più accentuato nella donna che nell'uomo.

Il **secondo grado di libertà** consiste in un movimento di rotazione attorno all'asse longitudinale **YY'** della gamba (*fig. 2.1 A e B*) anch'esso posto sul piano frontale. Tale movimento risulta più evidente quando il ginocchio è flesso, mentre risulta impossibile in completa estensione a causa dell'architettura articolare.

I movimenti di lateralità si sviluppano attorno ad un asse **ZZ'** antero-posteriore e perpendicolare rispetto ai precedenti. Tali movimenti di lateralità, grazie ad un effetto di detensione dei legamenti collaterali, sono appena percepibili (1-2 cm rispetto al perno centrale) passivamente alla massima flessione, mentre sono impossibili attivamente e in massima estensione. Qualora persistano sono da considerarsi di natura patologica (4).

2.2 I movimenti del ginocchio

2.2.1 La posizione neutra

La mobilità del ginocchio inizia da zero gradi (posizione neutra), quando tibia e femore sono allineati sul piano sagittale. Dal punto di vista biomeccanico è importante che il ginocchio raggiunga la posizione neutra durante l'estensione, perché questo permette alla gamba di sostenere il peso del corpo.

2.2.2 La flessione-estensione

Il movimento principale del ginocchio è la flessione-estensione la cui ampiezza si misura a partire dalla posizione di riferimento così definita: *l'asse della gamba è situato sul prolungamento dell'asse della coscia (Fig. 2.2, gamba sinistra)*. È in questa posizione di riferimento che l'arto inferiore possiede la sua massima lunghezza.

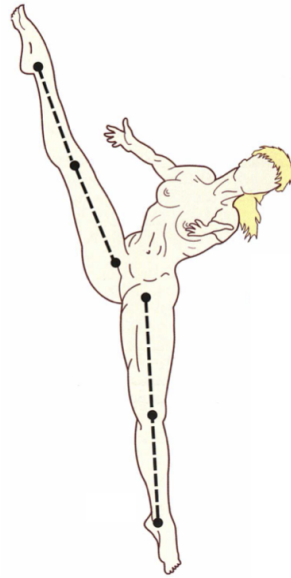


Figura 2.2 – Asse della coscia.

L'estensione è definita come il movimento che allontana la superficie posteriore della gamba dalla superficie posteriore della coscia. Poiché nella posizione di riferimento, l'arto inferiore è già in allungamento massimo, non esiste un'estensione assoluta. Tuttavia, a partire dalla posizione di riferimento, è possibile effettuare, soprattutto passivamente, un movimento d'estensione da 5 a 10° che si definisce "iperestensione". Talora questo movimento può essere patologicamente esagerato, realizzando così il ginocchio ricurvato.

La flessione è il movimento opposto all'estensione ed è perciò definito un avvicinamento della faccia posteriore della gamba alla faccia posteriore della coscia. L'ampiezza di tale movimento varia in funzione della posizione dell'anca e delle modalità del movimento stesso.

La **flessione attiva** del ginocchio arriva a 140° se l'anca è flessa (*fig. 2.3 A*) e solo a 120° se l'anca è in estensione (*fig. 2.3 B*). Tale discrepanza nell'ampiezza è da imputare alla minore efficacia degli ischio-crurali (muscoli flessori) quando l'anca è estesa.

La **flessione passiva** del ginocchio ha un'ampiezza massima di 160° (*fig. 2.3 C*) e raggiungere questo obiettivo rappresenta una sfida per i disegnatori di protesi. Questa flessione così ampia si accompagna spesso ad una rotazione tibiale interna, così che quando ci si inginocchia le natiche possono appoggiare sui talloni; questo movimento porta il piatto

tibiale laterale in avanti, così che quest'ultimo non si impegna con il condilo femorale laterale, che passa posteriormente e si pone sopra il corno del menisco laterale.

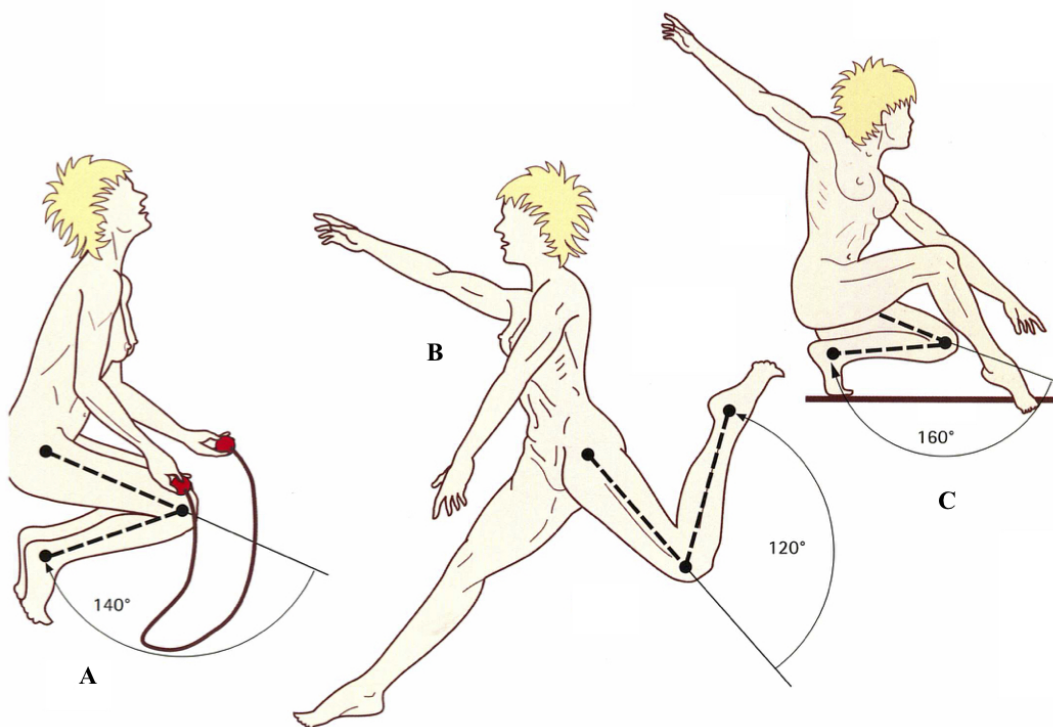


Figura 2.3 – Flessione attiva del ginocchio ad anca flessa (A) e ad anca estesa (B). Flessione passiva massima del ginocchio (C).

L'ampiezza dell'angolo di flessione, ricavabile dalla distanza tallone/gluteo, è in condizioni fisiologiche limitata solamente dal contatto elastico dei muscoli del polpaccio e della coscia, mentre in condizioni patologiche viene limitata dalla retrazione del quadricipite femorale o dalle retrazioni capsulari.

2.2.3 La rotazione

La rotazione della gamba attorno al suo asse longitudinale è possibile unicamente quando il ginocchio è flesso, in quanto il blocco articolare presente a ginocchio esteso rende la tibia solidale al femore impedendo la rotazione.

Per misurare la rotazione assiale attiva, il ginocchio deve essere flesso a 90° con le gambe pendenti dal bordo di un tavolo, in modo da escludere la rotazione dell'anca, e le punte dei piedi dirette leggermente in fuori (fig.2.4). La rotazione viene distinta in interna ed esterna:

nel primo caso la punta del piede è rivolta in dentro con un angolo di 30° mentre nel secondo è rivolta in fuori con un angolo di 40°.

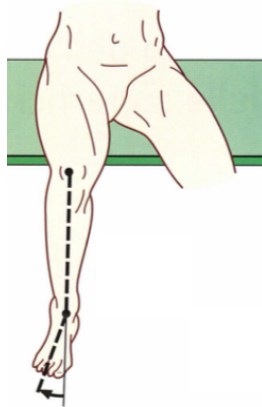


Figura 2.4 – Ginocchio flessa a 90° e punta del piede diretto in fuori.

La rotazione assiale passiva, invece, viene misurata sul soggetto in decubito prono e con il ginocchio flessa ad angolo retto.

Infine, esiste, una rotazione assiale detta “automatica”, la quale si collega automaticamente ed involontariamente ai movimenti di flessione-estensione. Ciò è dovuto al fatto che l’asse di flessione è leggermente obliquo rispetto ad un piano frontale, per cui la flessione è sempre accompagnata da una rotazione interna di circa 20°. A seguito di questo fenomeno, alla fine dell’estensione il piede si viene a trovare in rotazione esterna (*fig.2.5 B*) mentre all’inizio della flessione la gamba si porterà in rotazione interna (*fig.2.5 A*).

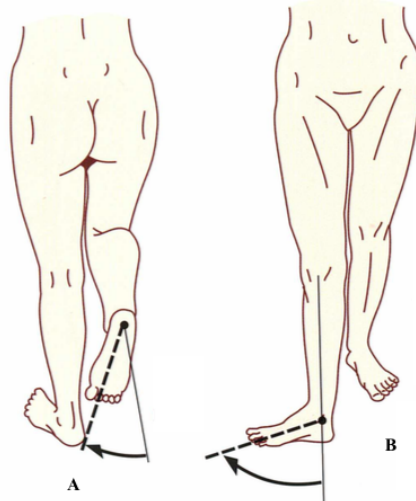
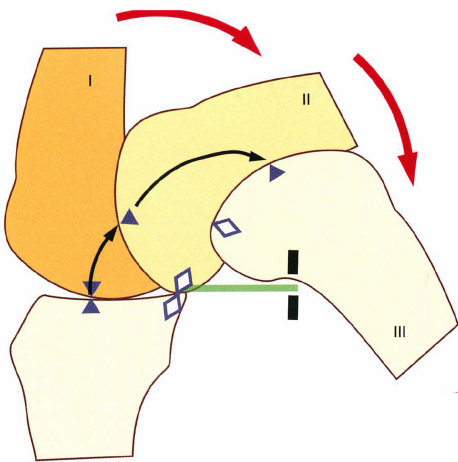


Figura 2.5 – Rotazione interna del piede durante la flessione (A) e rotazione esterna durante l’estensione (B).

2.3 I movimenti dei condili sulle glene nella flessione-estensione

Osservando le sezioni sagittali del ginocchio si può constatare che gli archi dei condili femorali sono assai più lunghi della lunghezza antero-posteriore del piatto tibiale. Ciò implica che se il ginocchio flettesse con un movimento puramente rotatorio, il femore rotolerebbe fuori dal bordo posteriore della tibia prima di raggiungere la flessione completa (fig.2.6). In realtà, questo non accade in quanto, durante la flessione-estensione del ginocchio, i condili del femore rotolano (all'indietro) e scivolano (in avanti) sulle glene contemporaneamente rimanendo in perfetto contatto articolare con la tibia ed evitando così la lussazione posteriore del condilo pur permettendo la massima flessione (160°).



L'entità del rotolamento e dello scivolamento, inoltre, non è uguale durante tutto il movimento di flessione-estensione: alla massima estensione, il condilo rotola senza scivolare, successivamente lo scivolamento diviene progressivamente predominante sul rotolamento, finché alla fine della flessione il condilo scivola senza rotolare. Un'ulteriore differenza in termini di rotolamento sussiste tra i due condili, che ha luogo soltanto per i primi 10-15° di flessione per il condilo interno, mentre prosegue fino ai 20° per il condilo esterno.

Il movimento di scivolamento precedentemente descritto può essere concettualizzato paragonandolo al movimento di una ruota che slitta mentre rotola. Questo principio dovrà

essere applicato poi alla superficie del condilo, che ovviamente non è perfettamente rotondeggiante.

Il movimento così generato è anche denominato “Femoral roll back” (*fig. 2.7*) che corrisponde ad una ruota che slitta mentre retrocede.

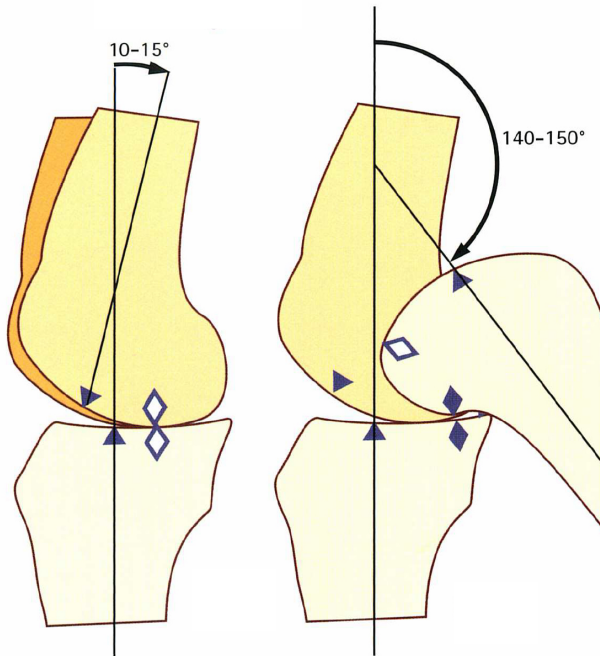


Figura 2.6 – Rotolamento puro del ginocchio durante la flessione.

Figura 2.7 – Movimento di “rollback” del femore, equiparabile ad una ruota che slitta, mentre retrocede.

2.4 I movimenti dei condili sulle glene nei movimenti di rotazione assiale

Nella posizione di rotazione indifferente (*fig. 2.8 B*), quando il ginocchio è semiflesso, la parte posteriore dei condili entra in contatto con la parte mediale delle glene liberando così il massiccio delle spine tibiali dalla fossa intercondiloidea. Si permette così la rotazione assiale del ginocchio che viene, invece, impedita durante l'estensione dove il massiccio è incastrato.

Durante la rotazione esterna della tibia rispetto al femore (*fig. 2.8 A*), che avviene durante la parte finale dell'estensione, il condilo esterno avanza sulla glena esterna, mentre il condilo

interno arretra sulla glena interna (*fig.2.8 D*). Tale fenomeno, noto come “*screw home*” (o avvitamento), aiuta a fissare la geometria del ginocchio e a irrigidire i tessuti molli, stabilizzando il ginocchio prima che il peso del corpo vi sia scaricato. Poiché il ginocchio funge da snodo nella catena dei segmenti dell’arto, l’avvitamento si ripercuote sulla rotazione di anca e piede: quando il piede oscilla in avanti, per portare il tallone al suolo, la pelvi ruota e l’anca si muove in avanti, con conseguente rotazione esterna di quest’ultima.

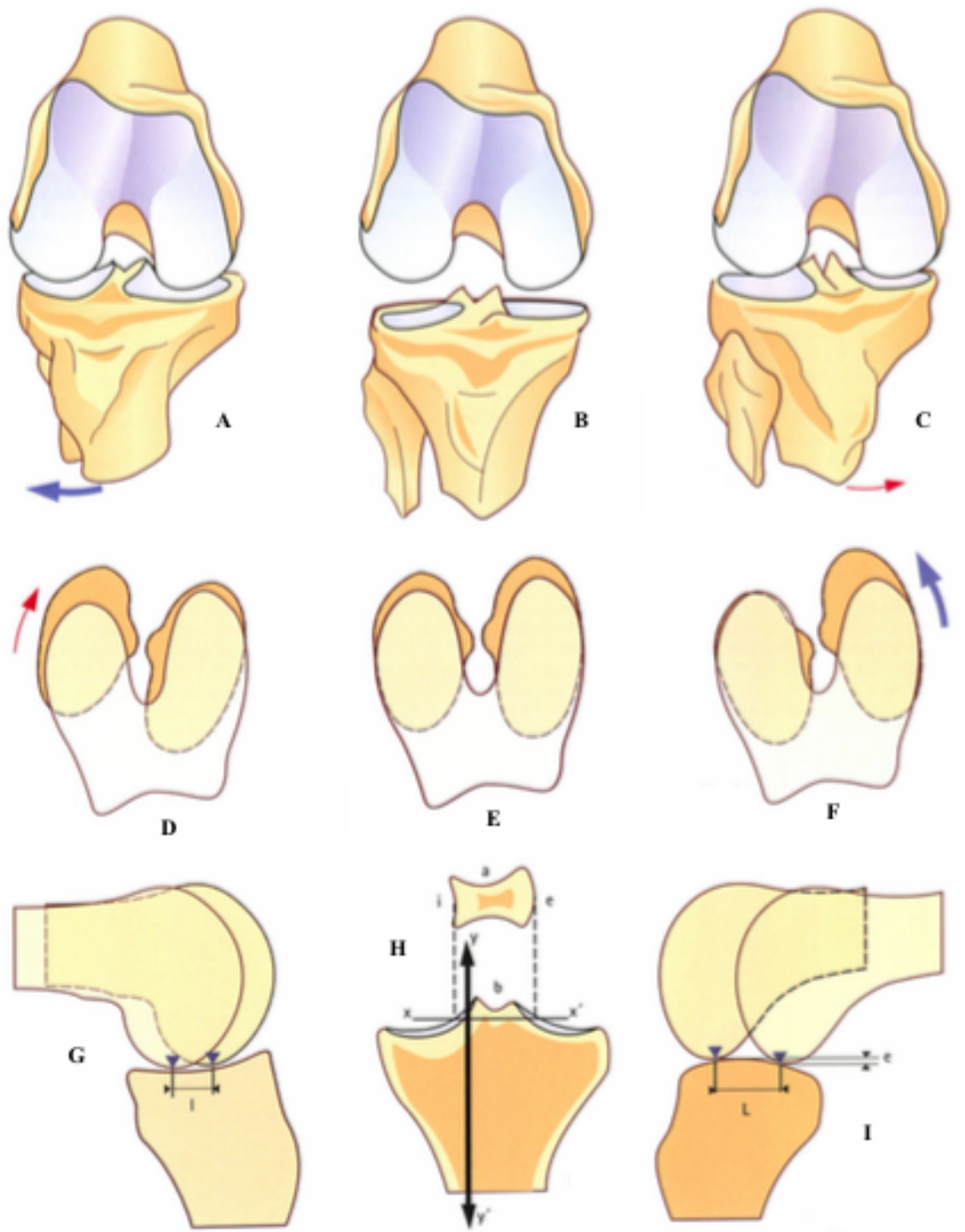


Figura 2.8 – Movimenti dei condili sulle glene durante la rotazione assiale.

Durante la rotazione interna della tibia rispetto al femore (*fig. 2.8 C*), che si verifica durante la flessione del ginocchio dopo che questo ha impattato al suolo, avviene l'opposto: il condilo esterno si porta indietro sulla sua glena, mentre il condilo interno si porta in avanti

(fig.2.8 F). Ciò rende possibile l'eversione del piede, che si allenta e diviene così capace di deformarsi assorbendo energia. Viceversa, quando le dita del piede si stanno per staccare dal terreno, il ginocchio si estende, la tibia ruota verso l'esterno e il piede torna a fungere da leva rigida con cui spingere il corpo in avanti.

La differenza architettonica tra le cavità glenoidee si riflette anche sulla forma delle spine tibiali (fig.2.8 H): la faccia esterna della spina esterna è convessa, dall'avanti all'indietro (come la glena esterna), mentre la faccia interna della glena interna è concava (come la glena interna) e più alta rispetto all'esterna. Di conseguenza, la spina interna costituisce una specie di cuscinetto su cui si adagia il condilo interno mentre il condilo esterno circonda la spina esterna. Da ciò si intuisce che l'asse di rotazione assiale YY' non passa fra le due spine tibiali, ma piuttosto a livello del versante articolare della spina interna, che costituisce il vero perno centrale. Tale decentramento verso l'interno si traduce in una maggiore escursione del condilo esterno.

2.5 Biomeccanica articolare

L'effetto combinato dei carichi esterni e interni sul ginocchio sottopone la cartilagine articolare a forze considerevoli che si possono suddividere in una componente verticale (compressione) e una orizzontale (attrito).

2.5.1 La funzione dei menischi

Come già detto nella sezione anatomica, la funzione dei menischi è quella di migliorare il grado di congruenza fra i capi articolari e, di conseguenza, aumentare l'area sui cui la forza compressiva si distribuisce. In assenza dei menischi, infatti, il carico si distribuirebbe su un'area molto più piccola producendo sulla cartilagine una pressione di contatto maggiore (fig. 2.9). Ciò spiega la prevalenza dell'osteoartrite dopo meniscectomia.

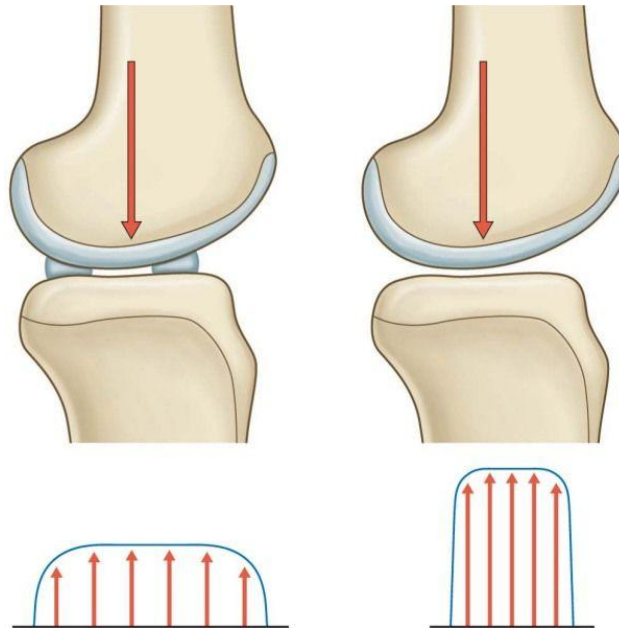


Figura 2.9 – La funzione dei menischi nell’aumentare la congruità articolare e l’aumento del picco di pressione dopo asportazione del menisco.

I menischi, inoltre, non sono fissi sulla superficie tibiale ma si inseriscono prevalentemente all’eminenza intercondiloidea tibiale in modo da potersi spostare anteriormente e posteriormente per seguire la rotazione verso l’indietro del femore. Durante tale movimento, i menischi si spostano, deformandosi, attorno ai loro punti fissi, le inserzioni dei corni.

Quando il ginocchio si flette, il femore si allontana dai corni anteriori dei menischi rimanendo in contatto solo con i corni posteriori. Questo fatto, in aggiunta alle forze di carico che si sviluppano sull’articolazione quando ci si alza, spiega le lacerazioni spontanee che si verificano sui corni posteriori dei pazienti anziani quando si alzano.

2.5.2 La funzione del liquido sinoviale

Le articolazioni sinoviali, anche se soggette a carico, si muovono con minimo attrito grazie a meccanismi lubrificanti che prevengono i danni alla superficie articolare.

Durante la fase di oscillazione, quando il piede è staccato dal terreno, il carico sulle articolazioni è minimo e il liquido sinoviale si interpone fra le superfici formando una pellicola lubrificante che riduce l’attrito al minimo (*Fig. 2.10*). Nel momento in cui il tallone impatta sul terreno, un’intensa forza comprime le superfici ma, nonostante ciò, queste non vengono comunque a contatto grazie all’effetto di spremitura della pellicola. In

sostanza, l'impatto avviene così rapidamente (meno di 0,1 sec) che il liquido sinoviale, a causa della sua viscosità e dello spazio ristretto in cui si trova, non può fuoriuscire.

Nella fase di appoggio a terra, il movimento di flesso-estensione che ne consegue trattiene il liquido tra le superfici articolari. Questo fenomeno è noto come effetto idrodinamico e consente, ancora una volta, di mantenere le superfici articolari separate.

Infine, nello stacco dal terreno, il piede spinge in avanti il peso del corpo, il movimento è scarso e la pellicola di liquido diminuisce per compressione. Nonostante ciò, rimane comunque uno velo lubrificante proteico che aderisce alle superfici articolari proteggendole anche quando il liquido ne viene allontanato.

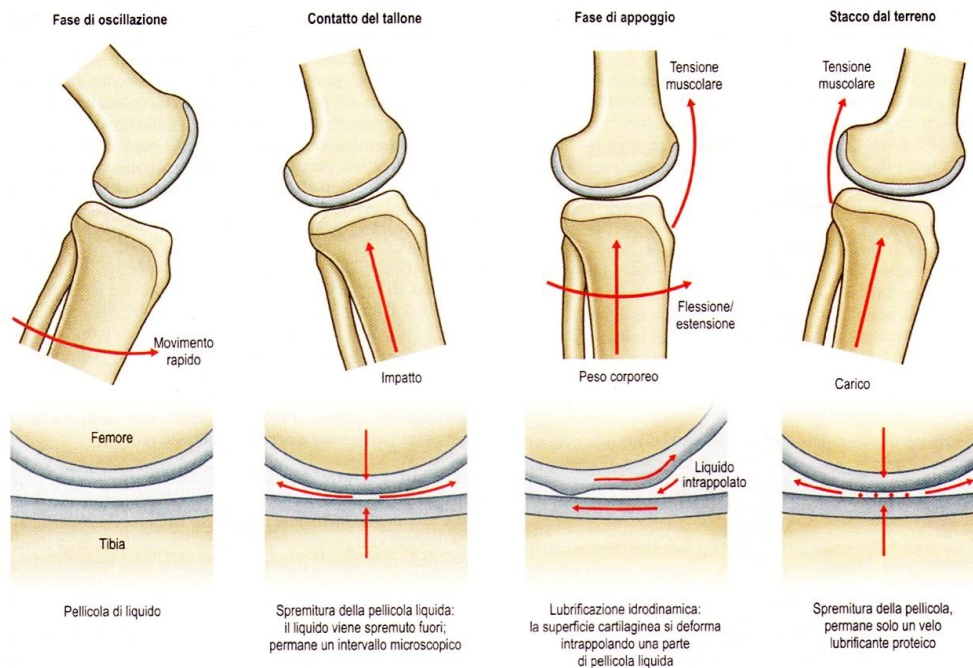


Figura 2.10 – le diverse modalità di movimento e lubrificazione dell'articolazione del ginocchio durante il cammino.

2.6 I movimenti della rotula

La troclea femorale e la fossetta intercondiloidea (Fig.2.11 C) formano una profonda scanalatura verticale (Fig. 2.11 B, b) nel fondo della quale scivola la rotula. In tal modo la

forza esercitata dal quadricipite diretta obliquamente in alto e verso l'esterno si trasforma in una forza verticale.

Il movimento della rotula sul femore durante la flessione è pertanto una traslazione verticale, lungo la gola trocleare fino alla fossetta intercondiloidea (*Fig. 2.11 D*). Durante tale movimento la rotula, oltre a spostarsi di un tratto uguale al doppio della sua lunghezza, rotola attorno ad un asse trasversale dando luogo ad una traslocazione circonferenziale. Ciò è reso possibile dalle lunghe connessioni che uniscono la rotula al femore.

Durante la flessione la rotula si sposta solamente dall'alto in basso e mai trasversalmente, in quanto è saldamente trattenuta nella sua doccia dal quadricipite. In iperestensione, invece, la forza di coattazione diminuisce e il movimento si inverte portando la rotula ad allontanarsi dalla gola (*Fig. 2.11 H*), permettendo i movimenti passivi di lateralità (*Fig. 2.11 I*).

Ad impedire la lussazione in fuori della rotula è la faccia esterna della troclea, che è nettamente più rilevata di quella interna (*Fig. 2.11 E*). Infatti, se per una malformazione congenita (*Fig. 2.11 L*) la faccia esterna dovesse essere meno sviluppata o meno sporgente dell'interna, la rotula non sarebbe più trattenuta dando luogo alla *lussazione recidivante della rotula* (4).

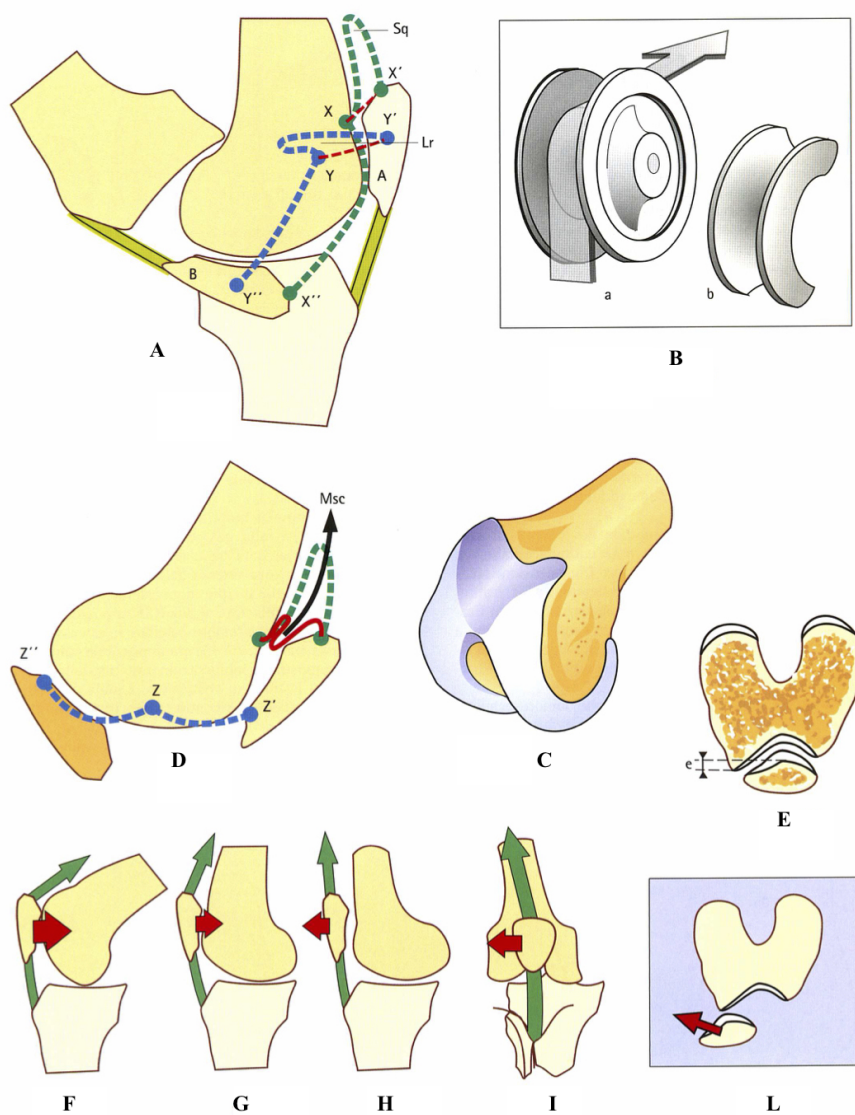


Figura 2.11 – Posizione della rotula nei movimenti del ginocchio

2.7 I legamenti collaterali e la stabilità trasversale del ginocchio

I legamenti collaterali mediale e laterale rinforzano la capsula ai lati dell'articolazione.

Tali legamenti sono tesi durante l'estensione e si detendono durante la flessione.

Essi impediscono i movimenti di lateralità del ginocchio in modo preponderante durante l'estensione, assieme alla capsula e alle strutture muscolo tendinee.

I legamenti collaterali sono perciò responsabili della stabilità trasversale del ginocchio.

2.8 La stabilità antero-posteriore del ginocchio

La stabilità antero-posteriore del ginocchio è garantita da due strutture principali:

1. il piano fibroso posteriore della capsula articolare;
2. il legamento crociato posteriore (nella sua componente postero-inferiore) e in minor misura i legamenti collaterali

Tali strutture impediscono che (considerando la tibia punto fisso ideale) il femore scivoli in avanti sulla tibia generando una lussazione anteriore.

2.9 La funzione dei legamenti crociati

Il ruolo dei legamenti crociati è quello di assicurare la stabilità antero-posteriore del ginocchio e di permettere i movimenti a cerniera, mantenendo sempre a contatto le due superfici. Tali legamenti, inoltre, sono in grado di contenere i movimenti di rotazione, prevalentemente interna, assieme ai menischi e ai legamenti collaterali che invece sono più efficaci nel contenere la rotazione esterna (*Fig. 2.12*).

Essi si ergono entrambi dal basso all'alto e hanno decorso obliquo: il legamento crociato anteriore è inoltre disposto dall'interno all'esterno e dall'avanti in dietro, mentre il legamento crociato posteriore va dall'esterno all'interno e da dietro in avanti.

Il primo è teso in estensione, mentre il secondo si tende in flessione; inoltre il crociato anteriore è responsabile, durante la flessione, dello scivolamento in avanti dei condili femorali, associato ad un rotolamento verso l'indietro; al contrario il crociato posteriore è responsabile dello scivolamento indietro dei condili associato a un rotolamento in avanti, durante l'estensione.

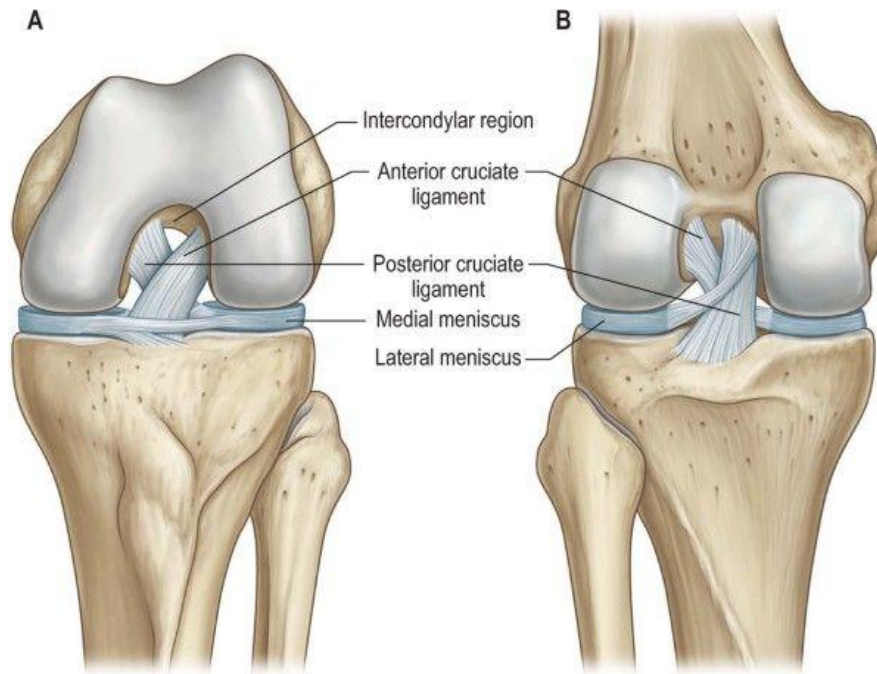


Figura 2.12 – Complesso articolare del ginocchio sinistro. Veduta anteriore in estensione completa (A). Veduta posteriore in estensione (B).

3. La chirurgia protesica del ginocchio

La protesizzazione di ginocchio è l'intervento più indicato per migliorare la qualità della vita di pazienti affetti da patologie che hanno come stadio terminale la distruzione o il rimaneggiamento patologico delle strutture anatomiche del ginocchio, portando a una limitazione funzionale e dolore.

Le protesi di ginocchio possono essere monocompartimentali, totali o di revisione e l'intervento prevede la sostituzione delle superfici di rivestimento dell'articolazione, ovvero i condili femorali, il piatto tibiale e la superficie posteriore della rotula, con o senza sacrificio del legamento crociato posteriore.

I progressi registrati, in quest'ultimo trentennio, dalla chirurgia protesica del ginocchio hanno permesso di affrontare le esigenze dei pazienti, in fatto di rieducazione precoce e di minore invasività dell'intervento. In particolare, le nuove tecniche sempre più raffinate e sofisticate a disposizione del chirurgo consentono di effettuare l'intervento con maggiore sicurezza e migliori risultati.

In questo capitolo saranno esaminate dettagliatamente le caratteristiche dell'intervento di protesi di ginocchio, dalle sue indicazioni principali (gonartrosi) e secondarie, con cenni sui trattamenti alternativi, tipologie di impianti, tecnica chirurgica e, infine cause di insuccesso dell'intervento con cenni di trattamento.

3.1 Indicazioni principali alla protesizzazione di ginocchio

3.1.1 Gonartrosi

La patologia che maggiormente porta alla necessità di protesizzare il ginocchio è l'osteoartrosi, patologia degenerativa di un'articolazione nel suo complesso, caratterizzata da lesioni progressive della cartilagine articolare, del tessuto sinoviale, dell'osso subcondrale e delle strutture capsulari.

L'osteoartrite è anche la più comune delle patologie articolari e l'incidenza aumenta con l'avanzare dell'età, infatti:

- sotto i 45 anni, femmine e maschi sono colpiti per il 2% e 3% rispettivamente;
- fra i 45 e i 64 anni 30% e 25%;
- sopra i 65 anni raggiungono il 70% e il 60%.

L'artrosi inizia in modo asintomatico nella II e III decade di vita, per poi progredire inesorabilmente presentandosi clinicamente nelle decadi successive.

Le articolazioni più colpite dall'osteoartrite sono l'articolazione del ginocchio, dell'anca, della colonna vertebrale, le interfalangee distali delle mani e l'articolazione gleno-omeroale.

La gonartrosi rappresenta la più importante causa di disabilità nell'anziano.

I fattori di rischio per l'osteoartrite di ginocchio sono classificati come fattori sistemici (età, sesso, razza, fattori genetici, fattori dietetici, fumo, densità ossea, deficienza di estrogeni), con possibilità di influenzare la predisposizione alla malattia, e fattori locali (obesità, allineamento del ginocchio, propriocezione, lassità, attività fisica, debolezza muscolare periarticolare, stress occupazionali e non, traumi), che coinvolgono la distribuzione del carico attraverso l'articolazione del ginocchio.

Tuttavia, l'eziologia della gonartrosi è influenzata da interazioni multiple e complesse fra questi fattori per esempio, il processo dell'invecchiamento è di solito accompagnato da una diminuzione della propriocezione e della forza muscolare, mentre le deficienze alimentari possono influenzare il metabolismo della cartilagine e dell'osso.

In letteratura sono descritte 2 forme principali di artrosi:

1. **Primaria:** dovuta ad una alterazione primitiva della cartilagine articolare, condizionata geneticamente (è frequente l'eredo-familiarità specialmente per le forme poliarticolari), verosimilmente di natura metabolica. Di questa forma ne esistono due varianti: **localizzata** (meno di 3 articolazioni coinvolte) e **generalizzata** (più di 3 articolazioni coinvolte);
2. **Secondaria:** è la forma più comune e le alterazioni patologiche possono essere **strutturali e meccaniche**. Le alterazioni strutturali producono un danno in presenza di una normale funzione articolare (come lesioni traumatiche ossee, sinoviali, cartilaginee, da deposizione di microcristalli di urato, come nella gotta, o di calcio

come nell'osteonecrosi. Le alterazioni meccaniche producono un danno in conseguenza alle sollecitazioni anomale a cui è sottoposta l'articolazione (come nel caso del sovraccarico ponderale, deformità articolari congenite o acquisite, in valgismo o varismo, displasie articolari, ecc.)

L'**artrosi primaria** insorge in una articolazione morfologicamente normale. Il danno inizia dalla cartilagine che riveste entrambi i capi articolari, la quale ha una funzione di riduzione di attrito e dispersione degli stress meccanici grazie alla sua elasticità e resistenza, in modo da favorire il movimento.

Essa si comporta fisiologicamente come una spugna: durante il carico il liquido sinoviale si sposta dalla cartilagine nello spazio articolare, mentre nella fase di scarico si verifica una riespansione, con iperidratazione ed assorbimento delle sostanze nutritive da parte della cartilagine. Un'alterazione di questo meccanismo può alterare la funzionalità cartilaginea portando rapidamente alla degenerazione di tale tessuto, con riduzione dei proteoglicani e dell'acqua; ciò determina una progressiva diminuzione della resistenza meccanica della cartilagine con frammentazione delle fibre collagene ed infine necrosi dei condrociti.

La cartilagine, che in condizioni normali è di colore bianco-azzurrognola, liscia, lucente, umida ed elastica, si presenta poi con chiazze giallastre, opache, ruvide, asciutte, di consistenza più molle e meno elastica del normale.

In superficie la cartilagine si sfalda e si sfibrilla, usurandosi fino a scomparire completamente.



Figura 3.1 - Erosione cartilaginea della superficie articolare come esito di artrosi.

Le ulcerazioni della cartilagine articolare mettono a nudo l'osso subcondrale, che a differenza della cartilagine, è riccamente innervato e poco atto a disperdere l'attrito del movimento, generando intenso dolore (Fig. 3.1).

L'osso reagisce a questo patologico insulto tramite iperostosi, ovvero mediante un'iperproduzione ossea (specialmente a livello delle aree di carico) che lo fa apparire addensato alla radiografia.

Le aree di osteosclerosi subcondrale sopra descritte, si alternano ad aree di rarefazione ossea: all'interno delle aree di addensamento si formano delle cavità cistiche (i geodi), per sostituzione della spongiosa da parte di un tessuto fibroso o necrotico, pressoché avascolare. Nelle zone non sottoposte a carico, lungo il perimetro delle superfici articolari, i vasi subcondrali penetrano nella cartilagine dando luogo a neoproduzione osteocartilaginea, nel tentativo di compensarne la perdita: si ha così lo sviluppo di osteofiti marginali (cercini ossei a becco) che rimodellano i capi articolari, causandone una progressiva deformazione.

La capsula articolare si ispessisce per aumento del tessuto fibroso denso, edematoso.

La membrana sinoviale è anch'essa ispessita, edematosa, con dilatazione dei suoi sinusoidi e presenta segni di flogosi cronica aspecifica.

La patogenesi dell'**artrosi secondaria** è sovrapponibile a quella della primaria, tuttavia, l'evento scatenante l'alterazione delle strutture articolari ha cause note.

Tra le cause strutturali possiamo annoverare:

- alterazioni dismetaboliche: gotta e diabete mellito;
- patologie ereditarie: emocromatosi, displasie;
- patologie endocrine: acromegalia, ipotiroidismo;
- malattie reumatiche infiammatorie: artrite reumatoide e artriti sieronegative.

Le alterazioni meccaniche invece possono essere dovute a:

- eccesso ponderale e sovraccarico articolare;
- deformità congenite o acquisite: ginocchio valgo, varo, ecc.;
- instabilità articolare da iperlassità ligamentosa: (eccessivo uso, lussazioni);
- attività sportive o professionali ripetitive;

- esiti di traumi che determinano fratture e deformità a livello delle strutture articolari (artrosi post-traumatica).

La **clinica** si basa prevalentemente su due sintomi:

- il dolore;
- la limitazione funzionale.

Il dolore, per lo più sordo, gravativo, si manifesta all'inizio del movimento e peggiora progressivamente mantenendosi direttamente proporzionale al carico esercitato sull'articolazione.

Nella gonartrosi esso si associa frequentemente al versamento di lieve entità e tende a migliorare col riposo, con il calore o con l'arto in scarico, mentre peggiora nell'accovacciamento e specialmente nella discesa dalle scale, per via dell'artrosi femoro-rotulea.

Con l'avanzare della patologia il dolore inizialmente occasionale e periarticolare diventa più intenso e tendenzialmente continuo, manifestandosi anche la notte e accompagnandosi a frequenti versamenti.

Il dolore si associa a limitazione funzionale sia antalgica che legata a comparsa di rigidità; quest'ultima è maggiore al risveglio e dopo prolungata inattività e a livello del ginocchio si manifesta con una riduzione dell'escursione della flessione-estensione articolare (definita anche "range of motion" o più comunemente ROM), con gradi variabili di limitazione, sia al movimento attivo che passivo ed associata a dolore ai massimi gradi di movimento e/o durante il movimento stesso.

Con il progredire della malattia la motilità articolare si riduce, determinando ipotrofie muscolari, mentre si avvertono crepitii e scrosci a livello dell'articolazione interessata. È inoltre comune nelle fasi più avanzate la formazione di aderenze fibrose fra le superfici articolari degenerate, responsabili anch'esse sia di dolore, che di limitazione funzionale.

Negli stadi precoci la diminuzione in estensione dei movimenti è quindi legata principalmente a contratture muscolari antalgiche, mentre successivamente le deformità articolari e le aderenze ne sono la causa principale. La deformità e le sublussazioni conseguenti allo sviluppo di lassità legamentosa infine caratterizzano le fasi più avanzate.

La **diagnosi** è clinica e radiografica (Fig. 3.2).



Figura 3.2 - Aspetto radiografico di una artrosi di ginocchio, in questo caso la degenerazione è soprattutto a carico del compartimento mediale.

A livello radiografico le caratteristiche principali sono:

1. la riduzione di spessore e le irregolarità della rima articolare (da perdita della cartilagine articolare);
2. la sclerosi dell'osso subcondrale (che si manifesta con radio-opacità più o meno estesa);
3. le aree di rarefazione ossea subcondrale (geodi, che si presentano al contrario come aree rotondeggianti maggiormente radiotrasparenti);
4. l'osteofitosi marginale;
5. le deformità complessive dell'articolazione.

A livello del ginocchio tali degenerazioni possono essere evidenti a livello di tutti i compartimenti articolari (femoro-tibiale mediale, femoro-tibiale laterale e femoro-rotuleo) in ugual misura come accade frequentemente nelle fasi avanzate della patologia, oppure interessare variabilmente i vari compartimenti potendo portare alla degenerazione anche solo (o prevalentemente) uno di essi.

In quest'ultimo caso il processo artrosico comincia primariamente nell'area sottoposta a maggior carico, quindi in caso di ginocchio varo è colpito prevalentemente il comparto mediale del ginocchio mentre il comparto laterale è colpito maggiormente in pazienti che presentano un ginocchio valgo. Inoltre si può osservare che, a causa dei fattori genetici e razziali, precedentemente citati e che influenzano l'anatomia di femore e tibia (quindi l'asse di carico del ginocchio), è più facile osservare lesioni artrosiche del compartimento mediale (con associato varismo), rispetto alle lesioni di quello laterale⁶.

3.1.2 Trattamento conservativo della gonartrosi

Il trattamento radicale dell'OA ormai instauratasi è quello protesico dato che il processo degenerativo avanza inevitabilmente una volta iniziato; tuttavia pazienti con OA in stadio precoce e che vogliono mantenere un elevato livello di attività fisica possono essere sottoposti a procedure che riducono il dolore, migliorano la funzione e modificano il progredire della malattia, ricorrendo alla chirurgia protesica solo in ultima istanza. Le procedure alternative o precedenti l'artroprotesi possono quindi essere rivolte al miglioramento dello stato trofico della cartilagine e della sinovia, ma possono anche essere rivolte all'asportazione di tessuti degenerati; infine nel ginocchio ancora oggi possono essere eseguite le osteotomie direzionali e in casi selezionati sono impiegabili ortesi.

Il trattamento conservativo dell'OA del ginocchio permette una minore invasività e al tempo stesso la possibilità di ricorrere in un secondo momento alla chirurgia, ma non si ha la sicurezza di un risultato soddisfacente rispetto alla protesizzazione; è utile quindi considerare lo stato dell'arte sulla base degli studi condotti con metodiche rispondenti agli standard della evidenza di ognuna, considerando la qualità e la durata dei risultati, la sua morbilità e le sue complicanze, la difficoltà di conversione e l'influenza sul risultato rispetto ad una eventuale artroprotesi.

Fra le varie tecniche disponibili possiamo citare:

1. la terapia orale e topica a base di FANS e oppioidi con/senza paracetamolo;
2. la terapia infiltrativa antinfiammatoria e non;
3. il debridement artroscopico;
4. le osteotomie direzionali;

5. il trattamento ortesico.

1. Terapia medica orale o topica

È costituita principalmente da FANS e/o oppiacei. A queste categorie, è possibile associare inibitori di pompa per la protezione gastrica e altri composti definiti “farmaci sintomatici ad azione lenta” all’interno dei quali viene spesso compreso anche lo stesso acido ialuronico, che comprendono: glucosamina solfato, condroitinsolfato, estratti di soia e avocado e diacereina. Gli oppiacei non vengono generalmente usati per le terapie a lungo termine⁷.

2. Terapia infiltrativa e farmaci iniettabili.

Esistono due categorie principali di farmaci attualmente utilizzati per la terapia infiltrativa dell’osteoartrosi di ginocchio: farmaci a sola azione sintomatologica e farmaci, che al contrario, sono in grado di interferire in maniera positiva sulla storia naturale della malattia, i “disease modifying drugs”.

Mentre la terapia corticosteroidica infiltrativa (con indicazioni di utilizzo oramai ben consolidate) rientra chiaramente nel primo gruppo, rimane dibattuto il ruolo delle infiltrazioni degli ialuronati di sodio, disponibili attualmente in numerose formulazioni e che differiscono tra loro principalmente per il peso molecolare e che vengono utilizzate in schemi terapeutici comunemente utilizzati.

Esistono numerosi studi clinici che hanno dimostrato la sicurezza e l’efficacia terapeutica dello ialuronato di sodio nel diminuire la sintomatologia dolorosa associata alla gonartrosi⁸ anche se rimane aperta la discussione sulla reale durata degli effetti, sulla loro insorgenza (spesso ritardata nel tempo)⁹, sulla loro reale entità e sul costo di gran lunga superiore rispetto ai corticosteroidi^{10,11}

Dal punto di vista pre-clinico le potenzialità delle molecole sono state già ben definite:

- sia nel promuovere la guarigione con la stimolazione della crescita e del metabolismo condrocitario, con la diminuzione dell’apoptosi, con la stimolazione della sintesi dei componenti della matrice cartilaginea;
- sia nell’inibire la distruzione con l’inibizione degli enzimi condrodegradativi, con l’inibizione dei processi infiammatori che distruggono la matrice^{12,13}

Esistono inoltre delle dimostrazioni morfologiche dell'efficacia degli ialuronati, valutate sia con controllo artroscopico¹⁴, sia con microartroscopia e biopsia¹⁵ tanto che alcuni autori pensano già di collocare tali presidi nel gruppo dei “disease modifying drugs”.

In tutti i casi è stata infatti dimostrata una diminuzione della progressione della condropatia, un incremento della densità e vitalità dei condrociti, nonché la ricostruzione di uno strato superficiale di cartilagine amorfa.

La categoria di farmaci rimane quindi molto interessante, ed in futuro ne verranno sicuramente meglio definiti i campi di applicazione.

3. Debridement artroscopico

Il debridement artroscopico in un ginocchio artrosico consiste generalmente nella rimozione dei frammenti liberi di cartilagine, nell'asportazione di eventuali flap meniscali meccanicamente instabili ed in uno shaving artroscopico volto a regolarizzare le porzioni meniscali degenerate, nonché le aree di fibrillazione e di irregolarità della superficie cartilaginea. In una sua visione più estesa può essere completato dall'asportazione della sinovia ipertrofica, dalla rimozione degli osteofiti e dalla plastica della gola.

In tutti i casi, parte integrante della procedura è costituita da un abbondante irrigazione e lavaggio articolare.

La tecnica, descritta per la prima volta più di 70 anni fa, ha tuttora un grande diffusione e rappresenta una delle opzioni terapeutiche più utilizzate nel trattamento del ginocchio artrosico non ancora candidato ad un trattamento protesico; la metodica è stata infatti descritta numerose volte in letteratura con risultati soddisfacenti sia per quanto riguarda la risoluzione della sintomatologia dolorosa che per il miglioramento della funzione articolare^{16,17}, anche a lungo termine¹⁸.

Il debridement artroscopico è una procedura poco invasiva, di relativa facile esecuzione, con poche complicanze e che soprattutto non preclude nessun trattamento futuro. Pertanto, con le corrette indicazioni, rappresenta una valida opzione terapeutica nel ginocchio artrosico resistente alla terapia medica, nel quale (anche se non in maniera perfettamente riproducibile), può garantire una buona risoluzione della sintomatologia clinica in un'alta

percentuale di pazienti e con una buona durata nel tempo, evitando o procrastinando interventi chirurgici maggiori.

4. Osteotomie direzionali

L'osteotomia tibiale alta, eseguita con cuneo di sottrazione, rappresenta uno degli interventi storici nel trattamento del ginocchio varo artrosico; effettuata con tecniche di fissazione anche molto variabili tra loro, è in grado garantire una buona risoluzione della sintomatologia dolorosa, accompagnata da un ripristino dell'allineamento meccanico e talvolta anche dall'incremento dell'interlinea articolare.

I risultati, generalmente ancora buoni a 5 anni, tendono a deteriorare progressivamente con il tempo: la deformità tende a recidivare e l'off-set determinato dall'intervento può ostacolare la successiva protesizzazione.

L'osteotomia di addizione (con approccio mediale), praticata utilizzando innesti di osso di banca, sintetico (idrossiapatite), liofilizzato, permette di non distaccare i muscoli, di evitare l'osteotomia del perone (quindi il frequente risentimento sullo SPE) e di non accorciare l'arto. Essa ha guadagnato consensi recentemente grazie alla introduzione di metodiche che rendono l'osteotomia graduabile e stabile (placca di Puddu).

Le osteotomie rappresentano quindi ancora una buona alternativa per procrastinare l'intervento di protesi di ginocchio specialmente in pazienti con gravi difetti di allineamento dell'articolazione.

5. Trattamento ortesico

Il trattamento ortesico, prevalentemente utilizzato nel ginocchio varo artrosico, ha come finalità quella di correggere in maniera non chirurgica, l'alterata meccanica che caratterizza la patogenesi nonché l'evoluzione clinica della gonartrosi^{19,20,21}.

In questo campo i dispositivi più utilizzati sono le ortesi di ginocchio la cui finalità è quella di applicare un momento valgizzante nel ginocchio varo artrosico riducendo i carichi sul compartimento interno degenerato.

In pratica le ginocchiere valgizzanti hanno come scopo quello di contrastare il fisiologico momento varizzante che si produce nella fase di appoggio del passo e che nel ginocchio varo artrosico è ancora più accentuato.

In pazienti con artrosi isolata del compartimento mediale in fase iniziale e non sovrappeso, le ortesi valgizzanti di ginocchio hanno dimostrato una buona risoluzione della sintomatologia dolorosa e della funzionalità articolare a breve termine. La loro efficacia è stata confermata anche con studi in fluoroscopia e quantificata con specifici trasduttori durante l'analisi del passo. Con queste indicazioni le ginocchiere valgizzanti rappresentano pertanto un'opzione terapeutica in grado di influenzare la sintomatologia dolorosa, procrastinando trattamenti più impegnativi per il paziente. Esistono anche dimostrazioni della possibile azione valgizzante delle ortesi plantari, applicate con cuneo laterale, ma non vi sono ancora studi controllati sulla loro reale efficacia clinica.

3.2 Indicazioni minori alla protesizzazione di ginocchio

Fra le altre indicazioni di protesi di ginocchio, non incluse fra le cause di artrosi secondaria o che necessitano di maggiore approfondimento, possiamo ancora considerare:

1. l'osteonecrosi asettica;
2. l'artrite reumatoide;
3. perdite di tessuto osseo come esito di resezione di tumori;
4. esiti di infezioni ossee o articolari (tubercolosi e osteomielite).

Si rimanda ai testi di ortopedia per una trattazione sistematica di queste patologie ricordando solamente che spesso impongono l'impianto di protesi più invasive, meno performanti e possono aumentare la percentuale di fallimento dell'intervento stesso.

Per questo motivo, di fronte a pazienti con situazioni compromesse o complesse, la scelta della fattibilità dell'intervento e del tipo di protesi più adatto va effettuata con cautela e possibilmente dopo un confronto con l'equipe a fronte dell'obiettività del paziente e delle immagini diagnostiche.

3.3 Tipi di protesi e cenni sulla tecnica chirurgica

L'artroprotesi di ginocchio può essere definita come un'articolazione artificiale realizzata in leghe metalliche e materiali plastici, che sostituisce il ginocchio ammalato in toto o parzialmente, eliminando la fonte del dolore in modo efficace e permanente e ripristinandone la funzionalità.

Figura 3.3 mostra l'articolazione del ginocchio prima e dopo l'impianto della protesi.

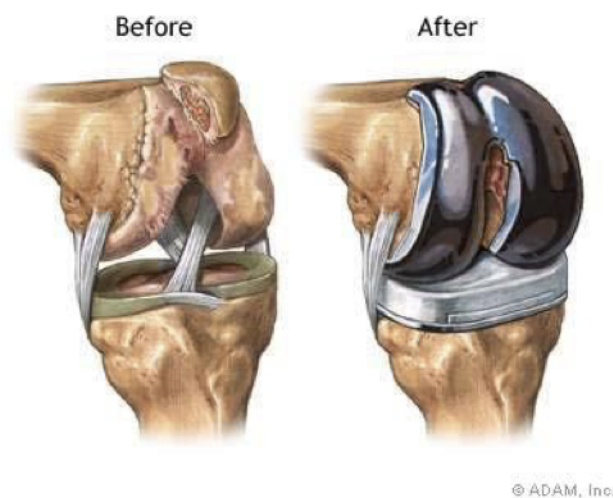


Figura 3.3 – Articolazione del ginocchio prima e dopo protesi.

Ogni protesi è inoltre costituita da una componente tibiale e da una componente femorale, che vengono fissate all'osso attraverso l'impiego di polimetilmetacrilato (PMMA) ovvero un cemento medicale (protesi dette “cementate”). Meno comune, a differenza della protesi d'anca, è l'impiego di componenti porose senza cemento (protesi non cementate) che dovranno quindi osteointegrarsi autonomamente. Fra le due componenti è interposto un inserto, generalmente in polietilene, fisso oppure rotante a seconda del modello protesico. Per alcuni modelli di protesi totale è prevista anche la protesizzazione rotulea, mediante una piccola componente circolare in polietilene che si sostituirà alla superficie artrosica gravemente danneggiata della rotula stessa.

Come già preannunciato nella definizione, oggi nel campo della protesica articolare di ginocchio si vedono affrontare due tipologie principali di protesi: protesi totali (o tricompartmentali) e protesi monocompartmentali (o unicompartimentali o parziali) che

rappresentano le due tipologie di protesi più utilizzate come primo impianto. A queste si affiancano le protesi di revisione, che vengono montate dopo la rimozione del precedente impianto, con lo scopo di ripristinare l'articolarietà del ginocchio. Tali dispositivi dovranno mantenersi stabili nel tempo su supporti ossei notevolmente modificati dal precedente intervento e dagli esiti della mobilizzazione del vecchio impianto; per questo motivo forma e struttura di tali protesi sarà differente da quelle precedentemente descritte.

3.3.1 Protesi monocompartimentali

Le protesi monocompartimentali sono usate in pazienti con gonartrosi monocompartimentale senza o con minimo interessamento doloroso del comparto femoro-rotuleo (Fig. 3.4).

Rappresentano una scelta valida alle terapie conservative in quanto viene eliminata definitivamente la componente dolorosa dovuta all'artrosi e si permette al paziente di aumentare la qualità della vita.

Discordanti sono invece le opinioni riguardo un successivo impianto di protesi totale che risulta essere più difficile. Le indicazioni all'impianto di protesi monocompartimentali sono dunque molto restrittive e in pazienti in cui si prevede un rapido peggioramento della funzione articolare in toto è preferibile adottare un comportamento conservativo in attesa dell'impianto della protesi totale.

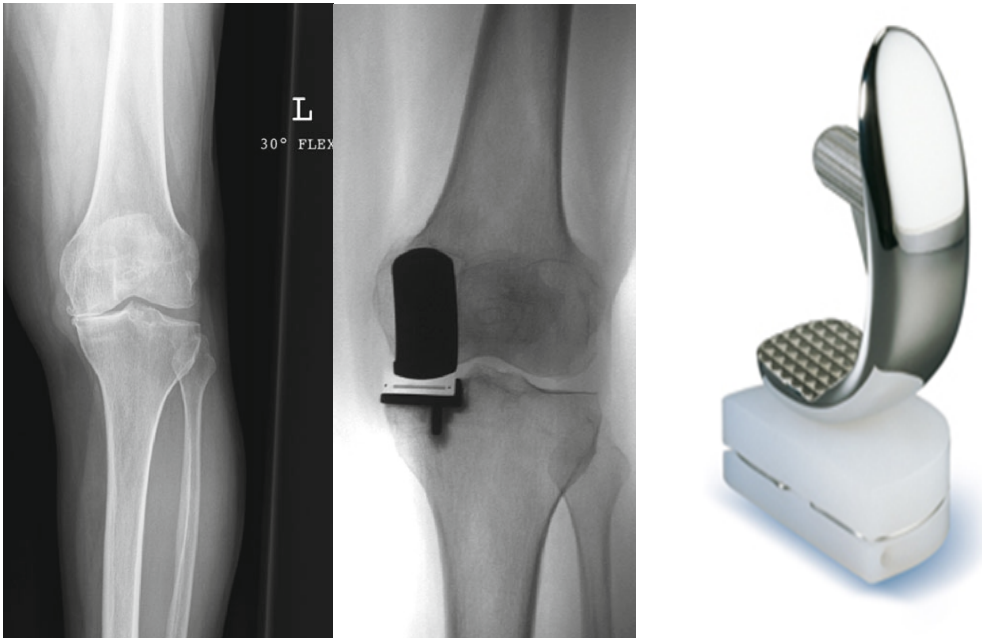


Figura 3.4 - Rx AP di ginocchio con evidente artrosi al comparto mediale, trattata con protesi monocompartimentale.

Le principali controindicazioni all'impianto di protesi monocompartimentali sono:

- lassità dei legamenti collaterali, non controllata dal tensionamento e risultante in un'ipercorrezione;
- più di 15° di deformità o di spostamento laterale del femore nella proiezione radiografica;
- l'assenza dell'LCA è vista da molti autori come una controindicazione. Ciò può essere affermato chiaramente per le protesi mobile bearing design;
- le contratture in flessione maggiori a 15° sono una controindicazione;
- l'artrite reumatoide o altre forme di artrite infiammatoria e specialmente le infezioni.

Vengono impiantate più frequentemente protesi al comparto mediale del ginocchio data la maggiore tendenza alla degenerazione rispetto al comparto laterale.

3.3.2 Protesi totali

Quando l'articolazione del ginocchio è interessata in toto la scelta ricade invece sulle protesi totali di ginocchio.



Figura 3.5 - Protesi totale di ginocchio a piatto rotante modello Link Gemini.

In linea generale le protesi di ginocchio sono formate da una componente femorale, una componente tibiale, uno spaziatore in polietilene (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) e in alcuni casi una componente per la rotula (Fig. 3.5).

Sono fatte di una lega di titanio, cromo e molibdeno ed esistono anche protesi realizzate con materiali ipoallergenici come ceramica o rivestite di nitrato di niobio-titanio (TiNbN), materiale che impedisce il rilascio di ioni di metallo senza influenzare la resistenza della protesi.

Le protesi totali di ginocchio hanno diversi gradi di vincolo meccanico e le principali varianti sono:

1. *non vincolata* (o a conservazione del crociato posteriore): il legamento crociato posteriore viene lasciato in sede affinché funga da vincolo per garantire la stabilità dell'impianto durante il movimento;
2. *semi vincolata* (o "posterior stabilized"): il legamento crociato posteriore viene sacrificato, mentre a sostituirlo è una camma fissa sul neo-piatto tibiale che limita principalmente i movimenti di lateralità, senza intaccare gli altri;
3. *vincolata* (o a cerniera): qui una cerniera metallica unisce stabilmente le componenti protesiche sacrificando la articolarietà fisiologica a favore di una migliore stabilità.

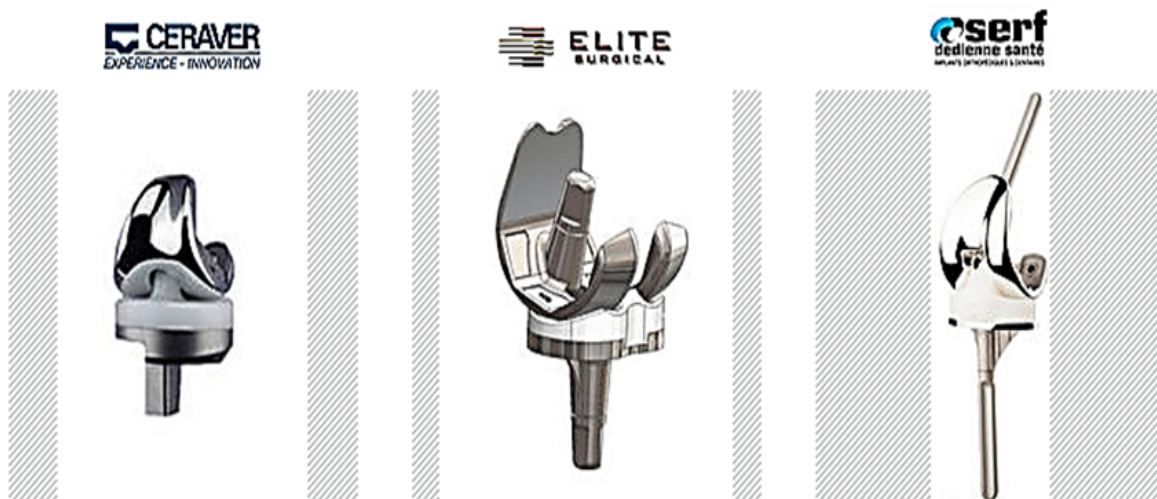
L'inserto tibiale può invece essere:

1. *inserto mobile* (o piatto rotante): in questo caso l'inserto in polietilene può ruotare di alcuni gradi su un perno fissato sulla componente tibiale immobile. Ciò consente di migliorare l'articolazione del movimento rendendola più fisiologica;
2. *inserto fisso* (o piatto fisso): l'inserto articolare è fisso e stabile sulla componente tibiale sottostante.

3.3.3 Protesi di revisione

Le protesi di revisione sono impiegate quanto è necessario andare a sostituire una protesi precedentemente impiantata che si è usurata, mobilizzata, che è stata espantata per infezione o che è stata montata con un allineamento non corretto. In quest'ultimo caso studi di metanalisi hanno dimostrato come l'utilizzo di un navigatore durante l'intervento di TKA riduce la probabilità di malallineamento della protesi.

Le complicanze citate portano a una sindrome dolorosa che alla fine è la motivazione principale al reintervento. L'intervento di revisione di protesi è più complesso rispetto alla TKA primaria in quanto si interviene su tessuti molli e ossei che sono stati già manipolati ed alterati in precedenza. È necessario quindi aumentare ulteriormente i margini di osteotomia e le dimensioni stesse delle protesi di revisione sono maggiori rispetto alle protesi totali portando a una maggiore stabilità a discapito di una funzionalità ridotta (Fig. 3.6).



DePuySynthes



stryker®



PETER BREHM



Figura 3.6 - Protesi di revisione.

3.3.4 Cenni sulla tecnica chirurgica

L'intervento di artroplastica totale di ginocchio viene eseguito solitamente in anestesia locoregionale centrale, talvolta associata a blocco periferico del nervo femorale mediante catetere ad infusione di lidocaina per un maggior controllo del dolore post operatorio.

A paziente in decubito supino e ginocchio flesso a 90°, con ischemia dell'arto indotta con laccio emostatico, si effettua un'incisione pararotulea mediana che va da 5 cm prossimalmente alla rotula fino alla tuberosità tibiale, si prosegue con la preparazione del sottocute e si incide quindi la capsula articolare lungo il margine mediale della rotula che viene quindi ribaltata lateralmente per avere pieno accesso all'articolazione. Si rimuovono quindi il grasso in eccesso, i legamenti crociati (salvo protesi che prevedono il risparmio del crociato posteriore), i menischi, gli osteofiti più grossi e irregolari e si procede dunque alla preparazione del femore e della tibia. Le osteotomie vengono effettuate mediante delle guide metalliche fissate all'osso con dei pin. Vengono inoltre effettuati dei fori per l'impianto dello stelo tibiale all'interno del canale midollare tibiale e a livello femorale per il fissaggio della componente femorale.

Dopo avere preparato i capi ossei si procede alle prove di stabilità articolare mediante protesi di prova e una volta assestata la posizione della protesi mediante eventuale release ligamentoso e correzione delle osteotomie si procede, previa disinfezione del campo con abbondante lavaggio a base di soluzione antibiotata, al fissaggio della protesi definitiva

mediante cemento metacrilato che permette una buona aderenza tra la protesi e l'osso e allo stesso tempo una buona osteointegrazione. Esistono anche protesi non cementate che permettono una maggiore libertà di movimento alla protesi a discapito di un'usura più veloce rispetto alle componenti fissate con cemento. Le eventuali deviazioni in varo o in valgo dell'arto da operare vanno corrette durante il posizionamento della protesi onde evitare funzionamenti viziati della protesi che possono portare a un'erosione precoce delle componenti (Fig. 3.7).

Nel post-operatorio è fondamentale un inizio precoce della terapia riabilitativa.

Questa prevede nei primi giorni post intervento una mobilizzazione passiva dell'arto mediante Kinetec o fisioterapista per evitare le contratture in flessione dei capi muscolari e perdita di funzione, associata a una terapia antalgica adeguata. Successivamente alla fase acuta del post operatorio, la terapia riabilitativa continuerà con esercizi di rinforzo muscolare, deambulazione mediante presidi e poi libera, completata con esercizi di propriocezione e coordinazione che permetteranno un adeguato ritorno del paziente alla vita di tutti i giorni²².

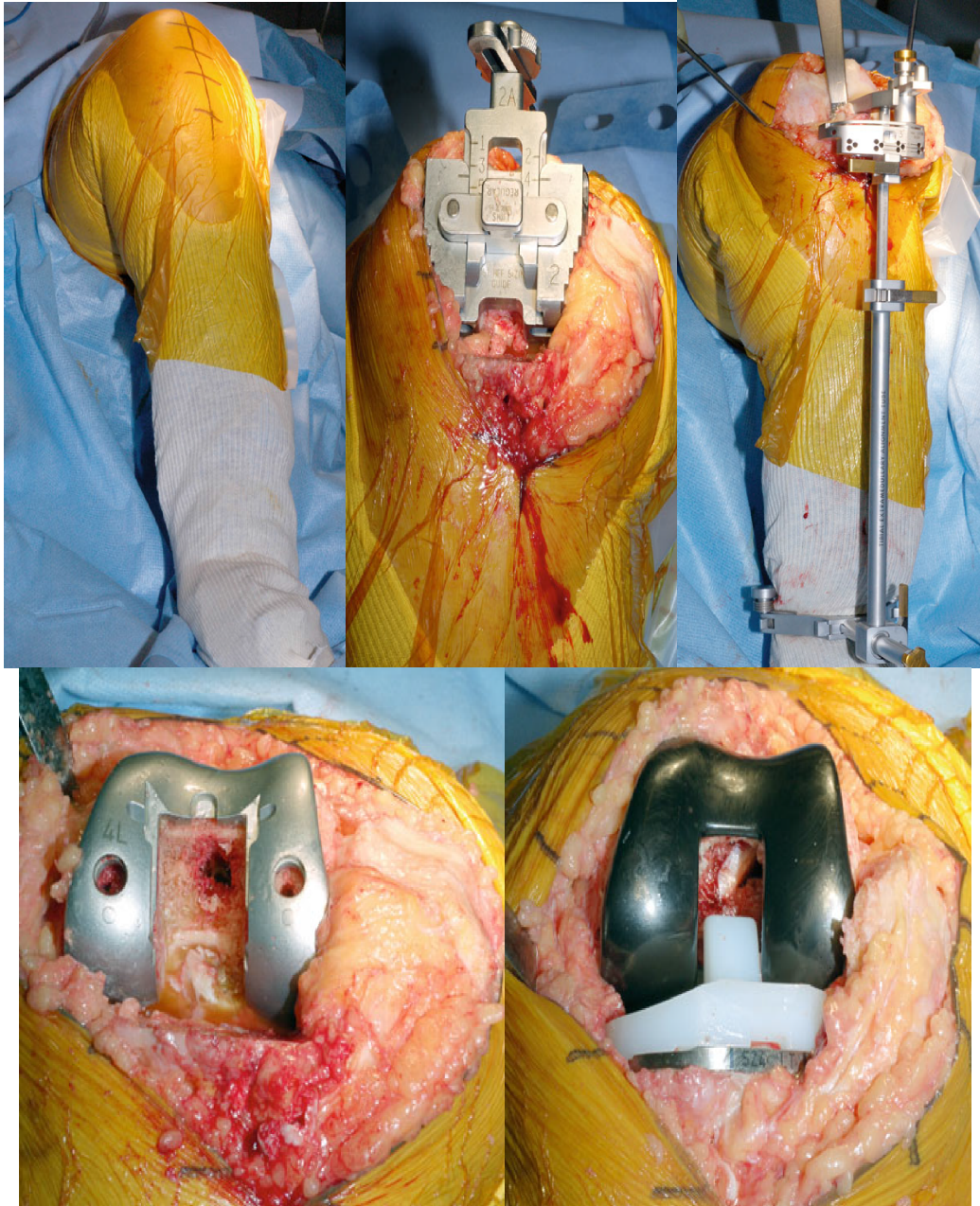


Figura 3.7 - Immagini intraoperatorie di artroplastica totale di ginocchio che mostrano la preparazione delle componenti tibiali, femorali, le prove di stabilità con protesi di prova e la protesi definitiva in sede.

3.4 Cause di insuccesso dell'intervento e trattamento

Nonostante l'intervento di artroprotesi totale di ginocchio sia ormai un intervento di routine, molte sono le complicanze che possono accadere e molte di esse non dipendono dalla tecnica chirurgica adottata o dalla bravura dell'operatore ma dall'errata selezione dei pazienti, da un'errata gestione del post-operatorio e da problemi relativi all'integrazione tra l'osso e la protesi e alla situazione articolare precedente del paziente.

La complicanza post operatoria più frequente è la Trombosi venosa profonda (TVP), che si manifesta con un'incidenza del 11% nelle vene poplitee ipsilateralmente all'arto operato anche con la tromboprofilassi e controlateralmente con un'incidenza del 3%²³. Fortunatamente la maggior parte di esse non esitano nell'embolia polmonare.

Le infezioni rappresentano un'altra grossa complicanza della TKA e portano a un aumento della morbilità e della mortalità. Vecchi studi hanno quotato la sua incidenza intorno al 2-3% ma questa sembra essersi ridotta con l'introduzione di nuove tecniche^{24,25,26,27}.

I fattori di rischio per lo sviluppo di infezioni includono stati di immunocompromissione come il diabete, l'artrite reumatoide e l'uso di steroidi e altri farmaci immunodepressivi.

Pazienti con insufficienze vascolari, soprattutto quelli con ulcere agli arti inferiori, sono anche a rischio.

Anche pazienti con lesioni psoriasiche vicine alla sede dell'intervento andrebbero considerati a rischio.

La causa eziologica più frequente è costituita da *Staphylococcus epidermidis* e *Streptococcus species*. Per questo motivo vengono somministrate nelle precedenti 24h dall'intervento cefalosporine di seconda o terza generazione ad uso profilattico. In caso di allergie alle penicilline, precedenti infezioni o presenza di contaminazione nasale con organismi resistenti, la teicoplanina e la vancomicina sono considerate delle valide alternative.

Dato che la diagnosi di infezione protesica di basso grado può essere una sfida, vanno integrati anamnesi, esame obiettivo, indici di flogosi (VES e PCR) e colture. I reperti radiografici di perdita delle componenti, migrazione e aree di osteolisi si possono osservare invece solo nelle forme attive.

L'**artrofibrosi** è definita come rigidità e dolore successivi a una TKA e la sua patogenesi sembra essere dovuta a un'eccessiva risposta alla chirurgia in termini di formazione della

cicatrice e fibrosi capsulare. In uno studio condotto su più di 3000 TKA solo l'1,5% rispondeva ai criteri diagnostici per questa complicanza.

I reperti osservati più comunemente all'ecografia sono ispessimento della membrana sinoviale e neovascolarizzazione.

L'artrofibrosi va trattata con fisioterapia, artrolisi o manipolazione sotto anestesia.

Quando vi è l'indicazione, la manipolazione andrebbe eseguita entro i primi 6 mesi.

Le **lesioni neurovascolari** più comuni in seguito a TKA sono le lesioni del nervo peroneo.

I fattori di rischio sono una deformità in valgo o in flessione prima dell'intervento. La corretta gestione di questa complicanza consiste nel rimuovere tutti i bendaggi compressivi e lasciare il ginocchio a 30° circa di flessione per allentare la tensione sul nervo. Se la sintomatologia non recede dopo questa manovra è indicata un'ecografia per vedere se si tratti di un ematoma compressivo o di una perdita di continuità del nervo. In caso di negatività dell'ecografia si passa ad un periodo di osservazione di 2 mesi prima di un'eventuale esplorazione chirurgica. Durante questi 2 mesi verranno effettuate delle sedute di fisioterapia per evitare contratture in flessione del ginocchio e rigidità. La guarigione del nervo può essere documentata mediante studi di conduzione.

Meno frequenti ma non per questo meno gravi sono le lesioni al fascio vascolo nervoso popliteo, che possono essere evitate con l'esecuzione delle osteotomie antero-posteriori a ginocchio flesso.

Le **complicanze patello-femorali** vanno dal dolore al comparto anteriore del ginocchio alla perdita della protesi e frattura patellare. Queste sono state citate come i principali motivi di re-intervento dopo TKA e sono causate da un errato tensionamento dei tessuti molli e da un non corretto posizionamento delle componenti protesiche.

Le **fratture periprotetiche** costituiscono infine l'ultima complicanza di un intervento di TKA. Sono generalmente fratture sovracondiloidee di femore dovute all'applicazione di una forza di stress alla giunzione tra il bordo anteriore della componente femorale e il debole osso spongioso della giunzione meta-diafisaria del femore. Esistono diversi fattori di rischio

per queste fratture che includono osteoporosi, cadute ricorrenti, artrite reumatoide e notching antero- femorale.

Il trattamento delle fratture periprotetiche va dall'immobilizzazione e privazione del carico alla fissazione chirurgica fino al recente locking LISS system.

4. La navigazione e la cinematica intraoperatoria

4.1 Cenni di cinematica protesica

La TKA è una tecnica chirurgica usata per correggere la perdita di motilità, la disabilità e eliminare il dolore associato alla degenerazione articolare. Anche se è stato documentato il miglioramento delle condizioni e diminuzione del dolore dopo TKA, non sempre c'è un recupero della funzionalità del ginocchio.

L'interesse nella cinematica del ginocchio con protesi è aumentata da quando è stato dimostrato che alterati pattern di movimento possono portare a un anomalo consumo delle componenti della protesi e al danno dei tessuti. Secondo alcuni autori la protesi deve cambiare la cinematica del ginocchio; però i diversi risultati possono essere correlati ai vari modelli di protesi²⁸. Infatti oltre al modello della protesi, ci sono anche altri fattori che influiscono sulla flessione del ginocchio quali il paziente, la tecnica chirurgica, la cinematica pre-intervento, le complicanze operatorie e la fisioterapia post operatoria²⁹.

Il ginocchio normale presenta una serie complessa di movimenti dei condili femorali durante tutta la flessione-estensione. Una delle caratteristiche principali è un'intra-rotazione della tibia durante i primi gradi di flessione. Il condilo femorale laterale si sposta posteriormente rispetto alla superficie tibiale, mentre quello mediale presenta un movimento minimo nella flessione da 0° - 120°. Nella flessione sopra i 120° lo spostamento è uguale per entrambi i condili. Inoltre questo movimento di intrarotazione della tibia si presenta nella flessione sotto carico precocemente e velocemente³⁰. Numerosi studi hanno documentato la presenza del femoral roll-back nel ginocchio normale³¹, il quale risulta maggiore nella parte laterale. Il movimento è controllato dalla geometria delle superfici così come succede nel ginocchio normale. Il legamento crociato anteriore viene quasi sempre sacrificato. Se il legamento crociato posteriore viene risparmiato esso è un vincolo contro il cedimento. Se invece il crociato posteriore viene sacrificato allora serve un meccanismo che ne rimpiazza la funzione: The Cam-post mechanism. Questo sistema provoca un roll-back uguale dei due condili alterando quindi la normale cinematica del ginocchio. Nei sistemi CR (Cruciate-retaining) si osserva invece un anomalo scivolamento del femore durante la flessione. Questo scivolamento influisce negativamente sulla forza.

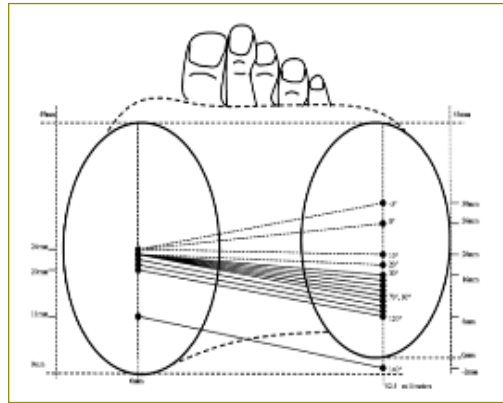


Figura 4.1 Movimento dei condili femorali in relazione alla tibia durante la flessione

Nelle TKA il femoral rollback e l'intrarotazione della tibia sono ridotte rispetto al ginocchio normale³². Queste anomalie cinematiche possono essere una possibile causa della limitazione della flessione che segue. In genere i modelli PS (posterior stabilized) presentano un migliore rollback rispetto ai CR (Cruciate-retaining) e hanno dei migliori range di movimento^{33,34,35}. Numerosi studi in vitro e in vivo riferiscono anomalie cinematiche dopo TKA, come una traslocazione anteriore paradossa del femore e la riduzione dell'intrarotazione tibiale durante la flessione^{36,37,38}. Sta diventando sempre più evidente che determinati pattern cinematici aiutino i pazienti nella loro performance postoperatoria. Comunque, non è ancora del tutto chiara la capacità dei moderni modelli di protesi di ristabilire una cinematica più simile al normale.

I sistemi di navigazione sono stati introdotti per permettere una maggiore precisione nell'impianto delle protesi. Questi sistemi offrono una guida passo dopo passo per il corretto allineamento dell'impianto protesico. I sistemi computerizzati di navigazione intraoperatoria possono misurare la cinematica intraoperatoria prima e dopo l'impianto della protesi. Inoltre possono assistere il chirurgo ad ottimizzare la cinematica del ginocchio e a correggere eventuali anomalie cinematiche.

Che cos'è la navigazione? La navigazione è il processo di pianificazione, lettura e controllo del movimento di un oggetto da un posto a un altro.

La letteratura ha dimostrato che la navigazione ci permette di ricavare:

- un miglior allineamento del arto
- un miglior impianto della protesi
- un tempo chirurgico uguale alle procedure standard (addirittura inferiore per i chirurghi esperti)
- Minor perdita di sangue
- Diminuzione dei costi

4.2 Sistemi di navigazione e cinematica intraoperatoria

I sistemi di navigazione sono diversi, ma comunque caratterizzati da un localizzatore optoelettronico, guide che si impiantano nel femore e nella tibia e uno stelo dotato di indicatori ottici. Tramite lo stelo il quale viene seguito dal localizzatore si stabiliscono i punti anatomici di riferimento standard da calcolare dal sistema per il femore e la tibia.



Figura 4.2 Navigatore

Una volta posizionati questi sistemi di riferimento il chirurgo può svolgere diversi test. Si può testare la lassità del ginocchio con VV rotation a 0° e a 30° e la traslazione a 90° di flessione. Dopo può svolgere la PROM (passive range of motion) dalla massima estensione alla massima flessione, e può calcolare la rotazione tibiale e la traslocazione AP.

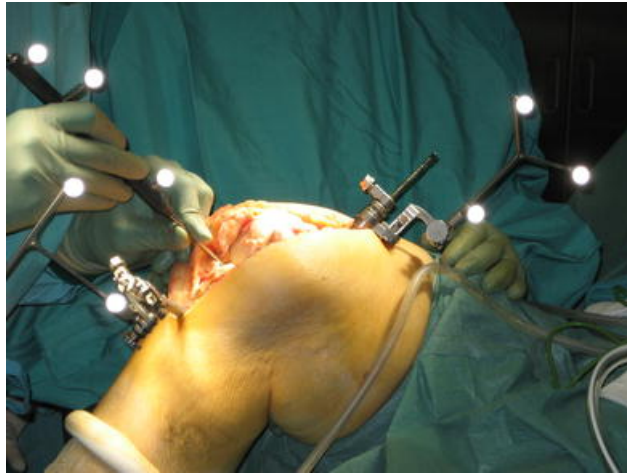


Figura 4.3 Guide impiantate nel femore e nella tibia

In seguito il sistema di navigazione assiste il chirurgo nei diversi piani di taglio dei capi ossei rendendo questo procedura molto più semplice e con migliori risultati cinematici. I strumenti sono decisamente ridotti rispetto a quelli convenzionali.



Figura 4.4 Guida per il taglio femorale

Quando viene completato l'impianto si ripetono i test di lassità in VV a 0° e 30°, la traslocazione AP a 90° con il test del cassetto. Si registra anche la rotazione del asse tibiale [internal/external (IE)] e lo spostamento AP in funzione della PROM.

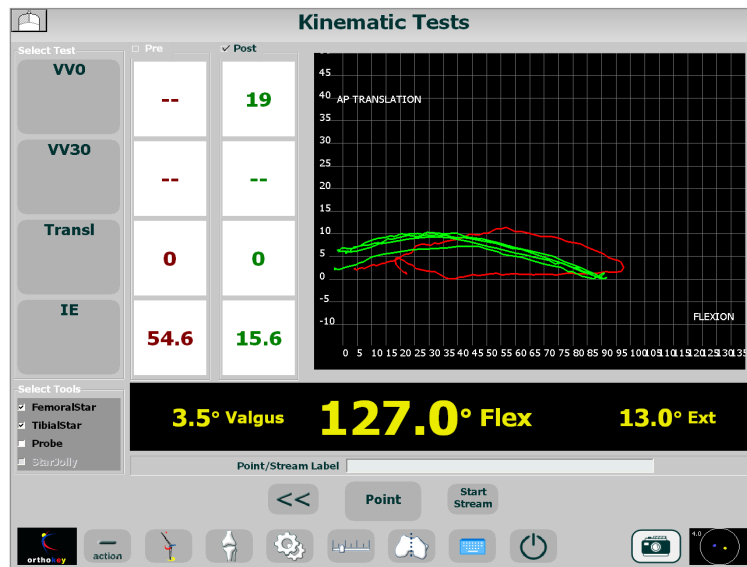


Figura 4.5. Schermata test cinematici: Scivolamento antero-posteriore

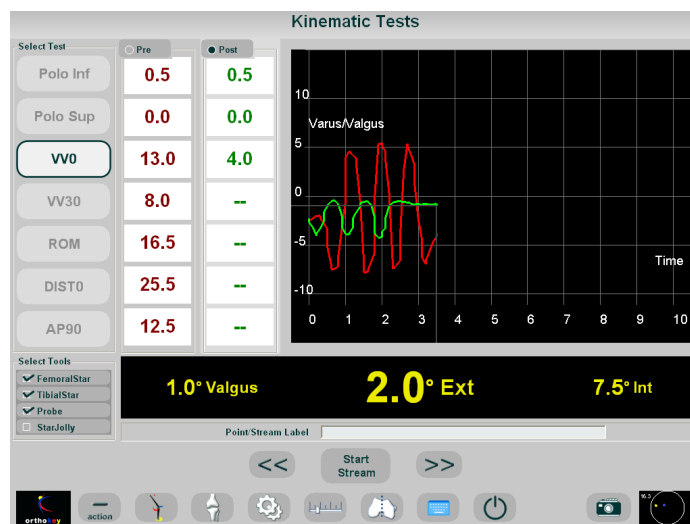


Figura 4.6. Schermata test cinematici: Lassità VV

5. Roentgen stereophotogrammetric analysis

5.1 Storia dell'RSA

La Roentgen stereophotogrammetric analysis fu scoperta nel 1972 a Lund, in Svezia, dal fisico e ingegnere svedese Goran Selvik, basandosi sui principi di fotogrammetria ottica, sulle tecniche d'impianto di marker metallici e sui principi matematici del movimento di un corpo rigido descritti da Eulero³⁹, con la quale si possono ottenere misurazioni di posizionamento con un'accuratezza notevolmente superiore a quella della radiografia convenzionale (di soli 2-3 mm, inadeguata per studi biomeccanici⁴⁰⁻⁴⁴ e la determinazione di movimenti di segmenti scheletrici in termini di rotazioni e di traslazioni con un elevato grado di accuratezza.

Nel 1995 Ryd⁴⁵⁻⁵⁰ utilizzò la tecnica RSA come strumento in grado di predire la mobilizzazione asettica della protesi di ginocchio. In uno studio di circa 150 pazienti operati di TKA, tramite la tecnica RSA calcolò i micromovimenti delle componenti tibiali rispetto all'osso, nel corso di un follow-up durato 13 anni. Risultò che la mobilizzazione cominciava precocemente nel periodo post-operatorio, infatti le attuali conoscenze sul comportamento delle protesi attestano che i maggiori spostamenti delle componenti tibiali avvengono durante il primo anno, con successiva stabilizzazione dell'impianto protesico.

Ad oggi il sistema RSA è stato applicato in molti studi che sono stati prima condotti in Svezia e poi anche in altri paesi scandinavi e dunque negli Usa. Più di 3.000 pazienti sono stati inclusi in questi studi e più di 150 articoli scientifici sono stati pubblicati⁵¹. Tuttavia la diffusione di questo metodo è estesa a pochi centri di ricerca, probabilmente a causa della difficile organizzazione degli studi clinici e del set up radiografico. Lo sforzo attuale della

comunità scientifica che si occupa di RSA, composta da medici, ingegneri e analisti del movimento, è quello di semplificare questo sistema tramite l'utilizzo di elaborate procedure computerizzate, in modo da rendere la tecnica utilizzabile su larga scala in ambito clinico.

La tecnica RSA ha permesso l'acquisizione di importanti informazioni in diversi ambiti applicativi, con risultati di accuratezza superiori rispetto a quelli ottenuti dall'indagine radiografica tradizionale o fluoroscopica, con costi minori rispetto alla RM dinamica e senza le limitazioni di quest'ultima tecnica relative all'impossibilità di studiare pazienti già trattati con dispositivi metallici quali protesi e mezzi di sintesi.

L'RSA è stata usata nel campo della biomeccanica per studi sulla mobilità del sistema scheletrico, quali il movimento dell'impianto protesico^{52,53} la stabilità delle fratture⁵⁴, la cinematica delle articolazioni come spalla, gomito, mano, rachide, pelvi, anca, ginocchio, caviglia^{54,55}, la crescita del cranio e la funzione dei legamenti (evoluzione della lassità del ginocchio)^{56,57} e venne utilizzata principalmente per studi statici.

5.2 RSA statica; principi d'utilizzo e set-up radiografico

La tecnica Rsa fu utilizzata per diversi anni in studi statici prima di essere applicata a studi dinamici. E' dunque essenziale esporne il rationale d'utilizzo e il set up radiografico per capire quali differenze siano state apportate nella sua evoluzione e come si siano ampliate negli ultimi anni le sue potenzialità di utilizzo.

L'Rsa statica è una tecnica radiografica che consente di conoscere il micromovimento relativo tra due corpi rigidi, partendo da coppie di immagini bidimensionali degli stessi. Si basa sui principi matematici di Eulero secondo cui tre punti non allineati nello spazio forniscono univocamente la posizione di un corpo rigido. Fissando dei punti di repere come riferimento, si possono studiare i micromovimenti che avvengono fra elementi contigui di diversa natura; segmenti ossei normali, fratturati, in accrescimento o in movimento, componenti di protesi articolari.

Per definire il movimento di un corpo rigido rispetto ad un altro (cinematica) occorre in un primo momento definire la posizione degli oggetti di interesse all'interno di un sistema di riferimento tridimensionale e dunque calcolare il movimento stesso.

Operativamente questa tecnica si articola in 4 tappe che, partendo dalla sala operatoria fino ad arrivare all'analisi cinematica tramite software apposito, permettono di ottenere dei dati quantitativi sulla posizione nello spazio degli oggetti in esame.

5.2.1 Impianto dei markers

Il primo passo messo in atto nell'implementazione di uno studio Rsa statico su protesi è l'impianto di marker in tantalio di 0,8 mm di diametro all'interno delle componenti protesiche, in posizioni stabilite a priori, durante l'intervento chirurgico di protesizzazione (Fig. 5.1-5.2).

In studi eseguiti sulla stabilità o sulla cinematica ligamentosa, il protocollo prevede l'inserimento dei marker in anestesia locale nel preoperatorio.

La funzione di questi marker è quella di punti di repere facilmente identificabili sulle radiografie.

Da questo concetto prende il nome la tecnica; Marker Based RSA, proprio perché il riferimento nel nostro sistema tridimensionale è dato dai marker.

Un'evoluzione della tecnica Marker Based è la Model Based RSA descritta successivamente perché utilizzata maggiormente negli studi di RSA dinamica.



Figura 5.1. Marker in tantalio di varie misure.

La scelta del tantalio è dovuta al suo alto numero atomico che lo rende radiopaco e dunque individuabile sulle radiografie, alla sua resistenza alla corrosione e alla sua ottima biocompatibilità. Viene bene integrato dai tessuti umani ed è stato utilizzato anche per la produzione di fili di sutura e graffe in metallo. Dati di letteratura dimostrano la sua ottima tollerabilità da parte dell'organismo con un solo caso di orticaria cronica descritto su 80.000 marker impiantati su 1.400 pazienti ⁵⁸⁻⁶³

I marker vengono inseriti tramite delle cannule d'acciaio di diversa grandezza dotate di un pistone per permetterne l'espulsione e l'impianto nella posizione desiderata.

Nel caso di impianto su menischi in polietilene di protesi di ginocchio, i markers possono essere impiantati o tramite frese odontoiatriche del diametro leggermente inferiore a quello delle sfere o essere già impiantati dalla ditta produttrice in fase di produzione.



Figura 5.2. Impianto dei markers nell'osso tramite cannule in acciaio.

5.2.2 Esame radiografico dell'oggetto di interesse

Una volta impiantati i markers segue lo step successivo di acquisizione delle immagini radiografiche dell'oggetto di interesse. Questo è un passaggio fondamentale per la corretta applicazione della tecnica, che, come si evince dal nome stereofotogrammetria, si basa proprio su immagini bidimensionali per effettuare le misurazioni e definire tridimensionalmente la posizione dell'oggetto.

Come sorgente di raggi X vengono utilizzati due comuni tubi radiografici azionati simultaneamente.

Una volta acquisito l'oggetto di interesse, si passa all'acquisizione radiografica di una **gabbia di calibrazione** in Plexigas, comunemente definita "*cage*", anch'essa marcata con sfere in tantalio nello spessore delle sue pareti, che servirà per riprodurre, nel software per l'elaborazione dei dati, un **sistema di coordinate di laboratorio** rispetto alle quali definire la posizione dei fuochi e la direzione dei raggi emessi.

I marker, inseriti nelle pareti più vicine al film radiografico, sono definiti "Fiducial Marks" e servono per determinare il sistema di coordinate di laboratorio. I markers, inseriti nelle pareti più lontane dal film radiografico sono invece definiti "Control Points" e servono per determinare la posizione dei fuochi nello spazio.

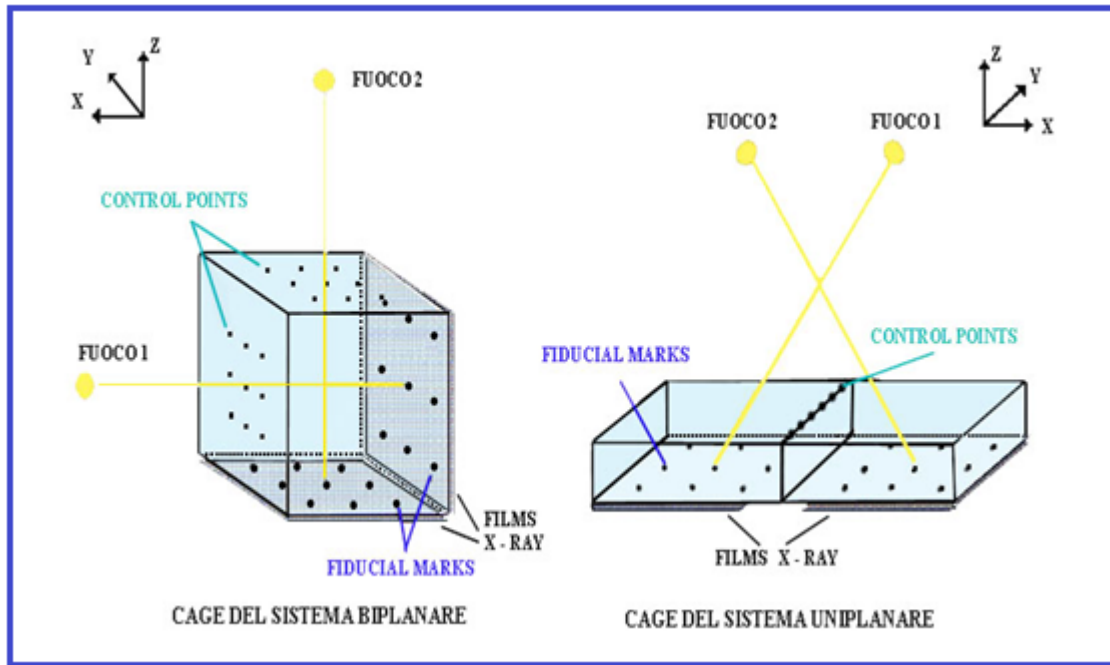


Figura 5.3. Gabbie di calibrazione in plexigas. Sistema biplanare a sinistra ed uniplanare a destra.

Diversi

materiali sono stati testati per la realizzazione del cage. Il plexigas si è rivelato essere uno dei migliori seppure con il difetto di essere soggetto a deformazioni con gli sbalzi termici. Altri materiali usati sono il vetro, che tuttavia, a causa della sua densità, appare eccessivamente opaco sui film radiografici inficiando la visualizzazione dei markers e le fibre di carbonio, recentemente utilizzate nei laboratori della Leiden University Medical Center per la loro leggerezza, stabilità e radiolucenza.

Il set up radiografico del sistema RSA prevede due varianti. Una utilizza un sistema **uniplanare**, con i fasci Rx non perpendicolari diretti su due detettori posti su un unico piano mentre l'altra adotta un sistema **biplanare**, con i fasci Rx diretti ortogonalmente su due detettori posti perpendicolarmente tra di loro (Fig.5.3).

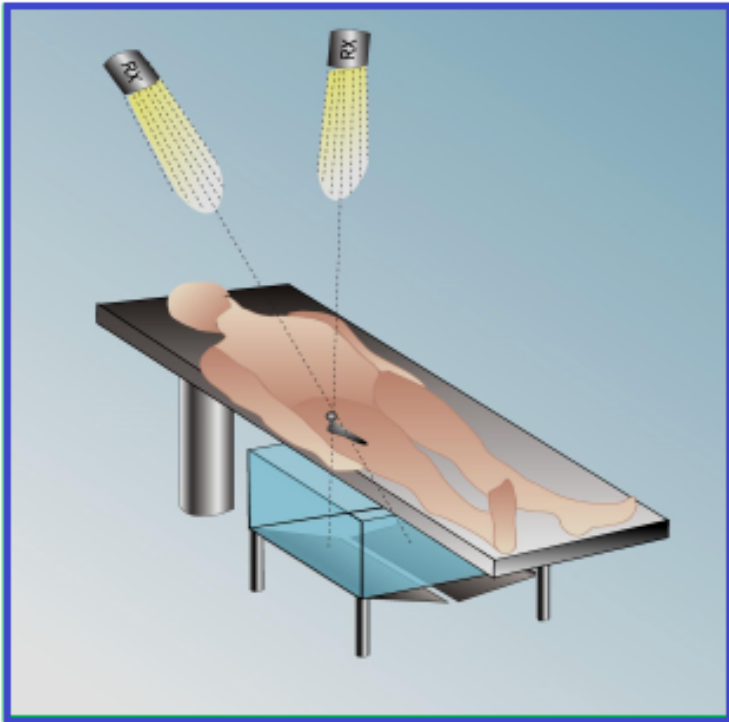


Figura 5.4 Sistema uniplanare applicato per lo studio della protesi d'anca

Il sistema **uniplanare** è utilizzato per lo studio di grandi articolazioni come spalla, rachide o anca. Il paziente è disteso su un lettino e il cage di forma poliedrica viene posto al di sotto del letto. Le due sorgenti Rx sono poste sullo stesso piano a una distanza di 140 cm dalle cassette radiografiche, orientate con un'angolazione di 30-35° e a una distanza di 75 cm fra di loro. La superficie superiore del cage espone i control points sulla linea mediana mentre i fiducial marks sono disposti sulla superficie inferiore del cage, che è suddivisa in due parti. Le due cassette radiografiche si trovano una di fianco all'altra sotto la parete inferiore (Fig. 5.4).

Il sistema **biplanare** è invece utilizzato per lo studio di articolazioni più piccole come la tibio-tarsica, il piede, il ginocchio e il polso. In questo caso l'articolazione in esame è posta all'interno di un cage di forma poliedrica, di dimensioni ridotte rispetto a quello usato nel sistema uniplanare, che presenta due aperture, una prossimale e l'altra distale, per inserire l'articolazione e markers su 4 superfici. I fasci Rx sono disposti ortogonalmente a una distanza di 100 cm dalle cassette radiografiche e i pannelli detettori sono posti dietro le 2 superfici del cage più distanti dai fuochi (Fig. 5.5).



Figura 5.5 Sistema biplanare applicato per lo studio della protesi di ginocchio

Il sistema biplanare ha un'accuratezza superiore all'uniplanare nel determinare la posizione tridimensionale dei markers in esame ma non permette, a causa dello spazio di indagine ristretto, lo studio delle articolazioni in particolari posizioni. Fondamentale ai fini della riuscita dell'esame è che i due generatori Rx siano azionati contemporaneamente dallo stesso pulsante. Sulle due proiezioni radiografiche ottenute saranno visibili sia i markers impiantati nella protesi sia i marks fiduciali e di controllo del cage. Se si vuole studiare un'articolazione in una posizione non permessa dalla limitazione data dal cage, si possono usare due piatti di riferimento in Plexiglas chiamati *reference plates* forniti di 9 markers in tantalio in posizioni note e posti tra le cassette radiografiche e il supporto del cage. Successivamente vengono acquisite contemporaneamente due proiezioni radiografiche del cage con i piatti di riferimento mantenuti nella medesima posizione.

Gli esami in posizione supina servono per valutare sia la stabilità della protesi sia la deformazione del polietilene nel tempo. Gli esami in posizione di ortostasi vengono

effettuati invece per quantificare il movimento indotto da forze esterne del menisco mobile di protesi totali.

E' stato inoltre dimostrato come non sia necessario mantenere una distanza fissa fuoco-film e film-oggetto tra un esame e l'altro in quanto il sistema Rsa è in grado di calcolare la posizione dei markers anche con ingrandimenti diversi.

5.2.3 Identificazione dei markers nelle immagini radiografiche

Le immagini radiografiche salvate in formato DICOM vengono dunque processate da un software RSA dedicato che in passato, presso il Laboratorio di Biomeccanica dell'IOR, è stato il *Model-Based RSA - Medis specials, Leiden, The Netherlands*, oggi rimpiazzato dal software RSA programmato dal Dott. Marco Bontempi del gruppo RSA e ottimizzato anche per le acquisizioni RSA in dinamica.

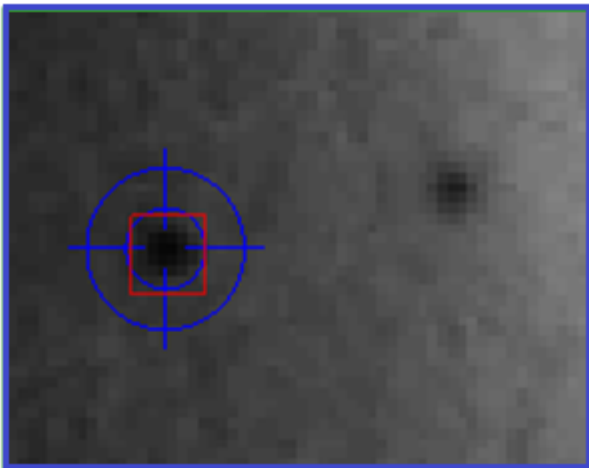


Figura 5.6 Identificazione dei markers su **scala di grigi**.

La funzione del suddetto software è quella di identificare automaticamente, basandosi sulla scala di grigi, i markers presenti sulla protesi e sul cage in modo da ricreare virtualmente lo scenario radiografico presente in sede di acquisizione in sala radiologica (Fig. 5.6). Sulla base delle coordinate spaziali ottenute il software permette l'esecuzione di misurazioni accurate sui segmenti ossei o protesici in esame. Dunque con il pacchetto di dati quantitativi ottenuti dal software si possono effettuare gli studi statistici del caso e trarne delle conclusioni riguardo a mobilizzazioni di protesi, fratture, accrescimento di segmenti ossei o altro.

5.2.4 Analisi cinematica

L'analisi cinematica nella tecnica RSA si basa sui principi della cinematica classica di un corpo rigido descritta da Eulero, secondo il quale ogni movimento è caratterizzato da tre parametri di traslazione e tre di rotazione ed un corpo rigido è definito da almeno tre punti non allineati. Pertanto l'inserzione dei marker non allineati nell'oggetto d'interesse, permette di ottenere una completa descrizione del corpo rigido. Il movimento tra due corpi rigidi può essere espresso determinando una matrice di rotazione e un vettore di traslazione. Ciò permette di valutare, dalle variazioni della posizione reciproca dei due segmenti di interesse, gli spostamenti reciproci ad esempio di un segmento osseo rispetto alla protesi impiantata su di esso.

Vengono esclusi dall'analisi i markers instabili tramite un test di rigidità in quanto falserebbero i risultati. Il "*mean error of rigid body fitting*" (M.E.) esprime il grado di soddisfazione dell'ipotesi di corpo rigido.

Il numero minimo di marker per definire la posizione di un corpo nello spazio è di tre ma solitamente, per essere più accurati, si impiantano da 7 a 9 markers nell'osso.

Il *mean error* è quindi controllato automaticamente dal software in ogni esame prima di analizzare i micromovimenti.

Il valore di 350 μm rappresenta il limite superiore per accettare un sufficiente grado di rigidità.

Gli esami aventi corpi rigidi instabili, cioè con un *mean error of rigid body fitting* maggiore di 350 micron, non sono considerati validi.

Aumentando il numero dei marker si ottiene una migliore descrizione del corpo rigido e conseguentemente anche una migliore valutazione delle traslazioni e delle rotazioni. In realtà il *mean error* non tiene conto solo del possibile cambiamento di posizione dei marker all'interno del segmento considerato (deviazione dal comportamento del corpo rigido), ma considera anche gli errori sperimentali, quali la qualità scadente di entrambe le radiografie o l'imprecisione nella determinazione della posizione di un marker nell'immagine radiografica.

In seguito viene calcolato lo spostamento relativo tra i segmenti. Il movimento tra 2 corpi è rappresentato da 3 parametri di traslazione del centro di massa del corpo e 3 di rotazione; il movimento viene espresso come rotazione e traslazione rispettivamente attorno e lungo ognuno dei tre assi cardinali del sistema di riferimento. La direzione degli assi di riferimento è definita dalla gabbia di calibrazione. Gli assi sono scelti in modo che l'asse X è trasversale quindi indica la direzione medio-laterale, l'asse Y è longitudinale quindi cranio-caudale e l'asse Z è sagittale quindi antero-posteriore. La rotazione attorno all'asse X è la rotazione di flessione-estensione, quella attorno all'asse Y una intra-extra rotazione, mentre quella attorno all'asse Z una rotazione in varo-valgo. Le rotazioni attorno a ciascun asse sono positive se seguono la regola della vite destrorsa.

Oggi i moderni software dedicati alla tecnica RSA possono utilizzare i modelli CAD (computer-aided design) delle protesi al posto dei marker applicati alle componenti protesiche e questo ha permesso l'utilizzo della tecnica RSA per studi dinamici tramite software che prevedono uno step di segmentazione (automatica o manuale) delle protesi nei fotogrammi radiologici acquisiti.

Inoltre si stanno sviluppando software che utilizzano la geometria nota dell'osso del paziente al posto dei marker. Tale tecnica viene definita **bone-based RSA** o **image-based RSA**.

5.2.5 Accuratezza

I risultati in termini di accuratezza della tecnica RSA statica sono di circa un ordine di grandezza superiori a quelli delle tradizionali tecniche radiografiche. L'accuratezza complessiva del sistema RSA è di 0,010 – 0,250 mm per le traslazioni e di 0,03° - 0,06° per le rotazioni ed è determinata con esami ripetuti, assumendo condizioni stabili tra gli oggetti esaminati.

Per l'RSA dinamica, l'accuratezza è di 1mm per le traslazioni e di 1° per le rotazioni.

L'accuratezza del sistema RSA dipende da diversi fattori tra cui la grandezza e la configurazione dei corpi rigidi, il numero e la dimensione dei marker, la qualità dei detettori radiografici, il set-up radiografico, il sistema di calibrazione e il tipo di software impiegato.

Per queste ragioni i dati relativi all'accuratezza possono essere diversi a seconda degli studi eseguiti in diversi centri di ricerca. Per tali motivi, nella pratica clinica l'accuratezza per valutare il micromotion deve essere verificata per ogni studio clinico svolto.

Le più importanti fonti d'errore sono dovute a:

- 1) *gabbia di calibrazione*: la qualità del sistema di calibrazione è influenzata dalla qualità di costruzione del cage stesso, ed in particolare:
 - a) dall'accuratezza nel posizionamento dei marker sulle pareti del cage;
 - b) può accadere che la mutua posizione dei piani dei Control Points e dei Fiducial Marks non sia perfetta. Il possibile spostamento di un piano rispetto all'altro può inficiare l'accuratezza della calibrazione;

- 2) *qualità dell'immagine*: un'immagine ben contrastata costituisce il miglior presupposto per la corretta identificazione della posizione dei marker sulla proiezione radiografica;

- 3) *configurazione dei marker*: una cattiva configurazione dei marker può essere causa di imprecisione nel calcolo del movimento. Il parametro che valuta la qualità della distribuzione dei marker è detto "*condition number*". Esso è inversamente proporzionale alla distanza del marker rispetto alla linea centrale che attraversa il segmento. Una distribuzione di qualità migliore corrisponde quindi ad un più basso valore di *condition number*. Tale condizione si ottiene, quando la distanza tra i marker di uno stesso segmento è massima e quindi il corpo rigido è ben descritto;

- 4) *numero di marker*: aumentando il numero dei marker il calcolo delle matrici di roto-traslazione del segmento tra un esame e l'altro è caratterizzato da una migliore precisione.

5.3 RSA dinamica; differenze rispetto all’RSA statica e panoramica sul suo utilizzo nella ricerca medico-scientifica

La tecnica RSA dinamica è stata finora implementata soltanto da pochi gruppi di ricerca nel mondo oltre che dal Laboratorio di Biomeccanica e Innovazione Tecnologica dell’IOR.

Karrholm (Svezia) è stato il primo a condurre studi sulla cinematica protesica o di pazienti con ricostruzioni legamentose mettendo a punto una coppia di film exchangers, con una velocità di acquisizione di 2-4 frames al secondo.

Tashman et al.⁶⁴⁻⁶⁶ hanno invece messo a punto un macchinario custom con due intensificatori di brillantezza accoppiati e sincronizzati con rilevatori CCD ad alta velocità di acquisizione (250 fps).

Il macchinario radiografico messo a punto dal Laboratorio di Biomeccanica invece è costituito da due tubi radiogeni ad alta frequenza (100 KHz) ad emissione continua e da due rilevatori (flatpanel), della dimensione di 43x43cm, posti su supporti motorizzati con posizionamento automatico. La velocità di acquisizione del macchinario va da 8-15 fps (frame per secondo) a 30 fps. La dimensione dei pixel è 148 micron.

Il sistema di acquisizione CCD ha una risoluzione di 2280X2280 pixels ed è accoppiato ad uno scintillatore di ioduro di cesio (CsI) attivato al tallio (Tl), di tipo strutturato, dello spessore di 500 micron.

Per le indagini in RSA dinamica dell’articolazione del ginocchio il macchinario viene posizionato con i flatpanel a 90° fra loro, correttamente allineati con i tubi radiogeni.

Il sistema RSA dinamica sfrutta lo stesso principio di funzionamento del sistema statico ma, a differenza di quest’ultimo, riesce ad ottenere, a paziente in movimento, una serie di fotogrammi radiografici in sequenza (il cui numero varia in rapporto con la velocità di acquisizione impostata da 8 a 30 fps) in due proiezioni, che vengono acquisiti contemporaneamente, ortogonalmente e in una singola rilevazione.

Ciascuna coppia di proiezioni ortogonali corrisponde ad uno specifico istante del movimento effettuato dal paziente e verrà utilizzata per ottenere, mediante software dedicato, una ricostruzione tridimensionale istantanea definita “RSA scene”, analoga a

quella descritta per RSA statica ed elaborata in modo simile. Le diverse RSA scene vengono poi montate dallo stesso software in base al loro ordine di acquisizione, ottenendo una ricostruzione tridimensionale in movimento (pertanto dinamica) dell'arto del paziente.

Tanto più numerose sono le coppie di fotogrammi (e quindi tanto maggiore è la velocità di acquisizione della macchina), quanto più precisa è la valutazione e le successive misurazioni. Da qui possono poi essere ottenuti dati 3D analoghi a quelli ottenibili per RSA statica, ma in un contesto completamente nuovo, ovvero con l'arto in movimento e in una singola acquisizione.

Infatti, mentre per RSA statica ogni RSA scene corrisponde ad una acquisizione a paziente immobile sia in clinostasi che in ortostasi, che andrà poi confrontata con altre effettuate a distanza di tempo, per RSA dinamica tutte le RSA scene sono acquisite in una singola valutazione della durata di pochi secondi, a paziente in movimento, e verranno confrontate tra loro.

Nell'ambito della cinematica articolare diversi sono stati gli impieghi dell'RSA dinamica.

Nel ginocchio, per esempio, l'RSA dinamica è stata utilizzata per identificare le regioni di contatto della cartilagine articolare femorale e tibiale durante il movimento, tracciando il movimento dell'osso subcondrale⁶⁵⁻⁶⁷ per valutare le alterazioni cinematiche nella fase di carico del passo in soggetti con osteoartrite, per calcolare la stabilità antero-posteriore e rotazionale dopo la rottura del legamento crociato anteriore (LCA). In pazienti con lesione del LCA è infatti possibile misurare con grande precisione la dislocazione anteriore della tibia rispetto al femore e la maggiore extra-rotazione rispetto al ginocchio controlaterale sano.

E' stato anche studiato il comportamento in vivo dell'articolazione patello-femorale⁶⁸ e dimostrato come l'orientamento dell'asse transcondilare femorale determinato dalla forma dei condili femorali possa modificare la cinematica articolare del ginocchio⁶⁹.

Mediante RSA dinamica sono state anche studiate la stabilità meccanica dell'articolazione tibio-tarsica dopo la rottura del legamento tibio-tarsico anteriore e la stabilità in pazienti con instabilità laterale cronica della caviglia. Il Laboratorio di Biomeccanica dell'IOR ha invece utilizzato l'RSA dinamica per studiare la mobilità dell'articolazione tibio-peroneale prossimale in arti di cadaveri sezionati all'altezza del ginocchio, durante la flessione

plantare e la flessione dorsale della caviglia con legamenti integri e sezionando il legamento peroneo-astragalico e peroneo-calcaneare

È stata studiata anche l'articolazione del polso, per valutare il rapporto tra le singole ossa del carpo, e il cingolo pelvico.

Il sistema RSA è inoltre un valido strumento per studiare i micromovimenti vertebrali e la consolidazione d'artrodesi intersomatica in pazienti affetti da spondilolistesi o da scoliosi e da artrite reumatoide a livello cervicale e per studiare la cinematica dell'articolazione del rachide sotto-occipitale, per esempio, nel colpo di frusta.

6. Protocollo sperimentale: correlazione anatomo-funzionale tra cinematica intraoperatoria passiva con navigatore e analisi cinematica post-operatoria con tecnica RSA dinamica sotto carico del ginocchio protesizzato

6.1 Introduzione

Ormai da 70 anni, lo studio della cinematica articolare del ginocchio protesizzato rappresenta, un settore in continua evoluzione sul quale si concentra gran parte dell'attività scientifica in campo ortopedico e ingegneristico.

Molti studi sono stati condotti al riguardo utilizzando diverse tecniche; dalla fluoroscopia, alla stereofotogrammetria video-based o optoelettronica, alla RM dinamica.

Una valutazione accurata della cinematica articolare deve necessariamente considerare il movimento nella sua complessità, quindi valutarlo quantitativamente nella sua natura spaziale e tridimensionale. L'esame del movimento in tre dimensioni delle articolazioni umane è infatti fondamentale per comprendere le caratteristiche della funzione articolare in un vasto numero di indagini cliniche, con lo scopo di analizzare sia la normale fisiologia del movimento, sia gli effetti causati da patologie o da trattamenti chirurgici.

Non sempre tutto ciò è stato possibile, per via della mancanza di apparecchiature di uso routinario in grado di misurare il movimento del corpo estraneo, quale una protesi, all'interno dell'organismo umano rispetto ai reperi anatomici adiacenti. Per gli stessi motivi, ancora più difficoltoso risulta l'analisi cinematica dell'articolazione protesizzata quando essa è in movimento.

Un notevole sforzo in questo senso, è stato compiuto con l'utilizzo dei sistemi di navigazione intraoperatoria e della tecnica RSA (dapprima statica e poi, per l'appunto, dinamica) che ha permesso non solo di ottenere uno strumento predittivo del comportamento futuro di una protesi in termini di mobilitazione entro i primi due anni dall'impianto, ma

anche di poter studiare in vivo, sotto carico e con l'azione muscolare attiva il comportamento biomeccanico della protesi. In tal modo è possibile valutare quantitativamente in 3D i dati, in termini di rotazione e traslazione delle componenti protesiche tra di loro e rispetto all'osso sottostante.

L'RSA, inoltre, sfruttando un sistema radiografico convenzionale risulta anche economica e quindi accessibile ad un utilizzo routinario.

In conclusione, l'RSA rappresenta ad oggi la più accurata tecnica nella misura dei microspostamenti tra corpi solidi nello spazio tridimensionale (0,2mm per le traslazioni e 0,3° per le rotazioni) e rappresenta uno dei gold standard nello studio biomeccanico del sistema scheletrico.

Scopo dello studio è stato quello di analizzare la cinematica intra operatoria mediante il sistema di navigazione e la cinematica post-operatoria mediante tecnica di RSA dinamica durante l'esecuzione di comuni task motori quali discesa di uno scalino, alzata dalla sedia e passo. Un ulteriore obiettivo è stato quello valutare se era possibile correlare i dati intraoperatori con quelli post-operatori.

6.2 Materiali e metodi

Sono stati reclutati 90 pazienti con artrosi del ginocchio designati per una protesi totale. Sono stati esclusi pazienti con età superiore ad 85 anni, quelli con una deformità grave in varo-valgo (> 15°) e quelli che non hanno voluto prendere parte allo studio.

Criteri di inclusione

- Età 21-80;
- Pazienti con grado avanzato di artrosi che richiedeva intervento di protesizzazione;
- ASA 1 o 2
- Consenso del paziente allo studio
- Parametri funzionali: capacità di percorrere più di 500 metri a piedi, alzarsi dalla sedia, salita e discesa da uno scalino senza aiuto di stampelle;
- Dolore: non dolore durante l'attività richiesta secondo il KSS (Ewald, 1989; Insall et al.,1989);

I pazienti sono stati assegnati in modo randomizzato a 1 dei 3 modelli diversi di impianto: Noetos Tornier, Gemini Link e Symbios (Fig 6.1)



Fig. 6.1 3 tipi di modelli protesici: Noetos Tornier, Gemini Link, Symbios

Tutti gli interventi sono stati eseguiti in anestesia generale e guidati da un sistema di navigazione (BLU-IGS, Orthokey LLC, Delaware, USA). Questo sistema di navigazione non altera la tecnica chirurgica standard e non influisce sulla cinematica, e il suo protocollo e accuratezza sono stati documentati. Sono stati impiantati due perni corticali per inserire gli indicatori ottici al femore e alla tibia. Sono state eseguite le misurazioni prima e dopo l'impianto della protesi.

Tale sistema non modifica la tecnica chirurgica e ma consente al chirurgo di ottenere dei parametri quantitativi da utilizzare durante le fasi decisionali dell'intervento.

Lo scopo dell'utilizzo del navigatore è stato di descrivere la cinematica intraoperatoria di tre modelli di protesi di ginocchio.

Tutti gli interventi sono stati eseguiti in anestesia generale e guidati da un sistema di navigazione (BLU-IGS, Orthokey LLC, Delaware, USA) (Fig. 6.2).



Fig. 6.2 Sistema di navigazione BLU-IGS, Orthokey

Questo sistema di navigazione non altera la tecnica chirurgica standard e non influisce sulla cinematica, e il suo protocollo e accuratezza sono stati documentati. Sono stati impiantati due perni corticali per inserire gli indicatori ottici al femore e alla tibia. Sono state eseguite le misurazioni prima e dopo l'impianto della protesi.

Si sono eseguiti i seguenti test cinematici:

1. PROM: passive range of motion, Movimento di flesso-estensione da 0° - 120°
2. AP90: Test del cassetto a 90° di flessione, esercitando forza massima
3. VV0: Varo-Valgo stress a 0°
4. VV30: Varo-Valgo stress a 30°

I test sono stati eseguiti per tre volte consecutive e abbiamo registrato i valori medi. I risultati sono stati analizzati statisticamente usando il T-test di student ($p=0,05$).

La tecnica RSA dinamica è stata poi utilizzata per analizzare la cinematica in vivo della protesi a 2,5 mesi di follow-up.

Dal pool iniziale abbiamo selezionato solo 16 pazienti con protesi Link, in quanto per quanto riguarda gli altri due modelli, la numerosità era scarsa per poter estrapolare dei dati, sono stati persi per diversi motivi (deceduti, incidentati, patologia terminale, non volevano continuare lo studio).

A questo follow-up i pazienti eseguivano task motori che si ripetono durante la vita quotidiana come:

- **alzata dalla sedia** il paziente si alza in piedi da una posizione seduta, per questo compito viene utilizzato una sedia fatta di un materiale radiotrasparente, alta circa 40 cm;
- **discesa da uno scalino** al paziente viene chiesto di scendere da un gradino posto ai limiti del campo radiografico. Per quanto riguarda la discesa, il paziente ha eseguito il movimento in due modalità:
 - *Discesa con impatto* il paziente partendo dalla stazione eretta, considerata posizione iniziale, in cui entrambi gli arti inferiori si trovano sullo stesso gradino, effettua la discesa iniziando con l'arto protesizzato, quindi l'impatto sul terreno avviene con tale arto;
 - *Discesa controllata arto sano* il paziente effettua la discesa da un gradino partendo con l'arto sano, mentre utilizza quello protesizzato come appoggio durante la fase di volo dell'arto sano. Per questo protocollo è stato utilizzato una pedana regolabile, fatta di plastica e metallo su cui è montato un passo di altezza standard 17 cm (tale che la somma fra il battistrada e il doppio del montante del passaggio sia compreso tra 62 e 64 centimetri e battistrada con non più di 30 cm)
- **passo** al paziente viene chiesto di camminare, eseguendo il primo movimento con l'arto protesizzato;

Il protocollo di studio RSA prevede al follow-up articolato in due fasi:

1. valutazione clinica;
2. valutazione radiografica.
3. comparazione dei dati ottenuti mediante la RSA dinamica con i dati di analisi cinematica intraoperatoria ottenuti con il calcolatore

La valutazione clinica consiste in una visita ortopedica di routine durante la quale i pazienti vengono sottoposti ad un accurato esame obiettivo dell'arto operato ed ad un questionario (*Allegato 1*) composto sia da domande inerenti il dolore, la qualità della vita e score clinici.

Da questo questionario è possibile estrapolare i dati utili alla costruzione di score quali *Knee Society Score clinico* (KSSc), *Knee Society Score funzionale* (KSSf) e VAS.

Il KSSc (Knee Society Score clinico) è uno score 0-100 che tiene conto di:

- entità e frequenza del dolore;
- contrattura in flessione (espressa in gradi);
- limitazione in estensione (espressa in gradi);
- range di flesso-estensione (ROM);
- stabilità antero-posteriore del ginocchio (espressa in mm);
- stabilità latero-laterale del ginocchio (espresso in gradi);
- allineamento del ginocchio (espresso in gradi di varo-valgo).

Il KSSf (Knee Society Score funzionale) è uno score 0-100 che tiene conto di:

- capacità deambulatoria (espressa in metri);
- utilizzo di ausili per la deambulazione;
- abilità nel salire e scendere le scale.

Gli score KSSc e KSSf considerano come “eccellenti” valori tra 100 e 80, “buoni” tra 79 e 70, “mediocri” tra 69 e 60 e “scadenti” valori inferiori a 60.

Lo studio radiografico è stato condotto mediante l’utilizzo di un macchinario per RSA dinamica (Fig. 6.3) realizzato dall’Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna in collaborazione con la Assing - CAT Medical Systems, costituito da due tubi radiogeni ad alta frequenza (100 KHz) ad emissione continua e da due rilevatori (flat panel) della dimensione di 43x43 cm, posti su supporti motorizzati e dotati di posizionamento automatico. Il campionamento temporale va da 8 fps a 15 fps, in questo studio è stato di 8 fps.

Il sistema di acquisizione ha una dimensione di risoluzione di 2280x2280 pixel con pixel da 148 μm . Il pannello è accoppiato ad uno scintillatore di ioduro di cesio (CsI) attivato al tallio (Tl), di tipo strutturato, dello spessore di 200 μm .

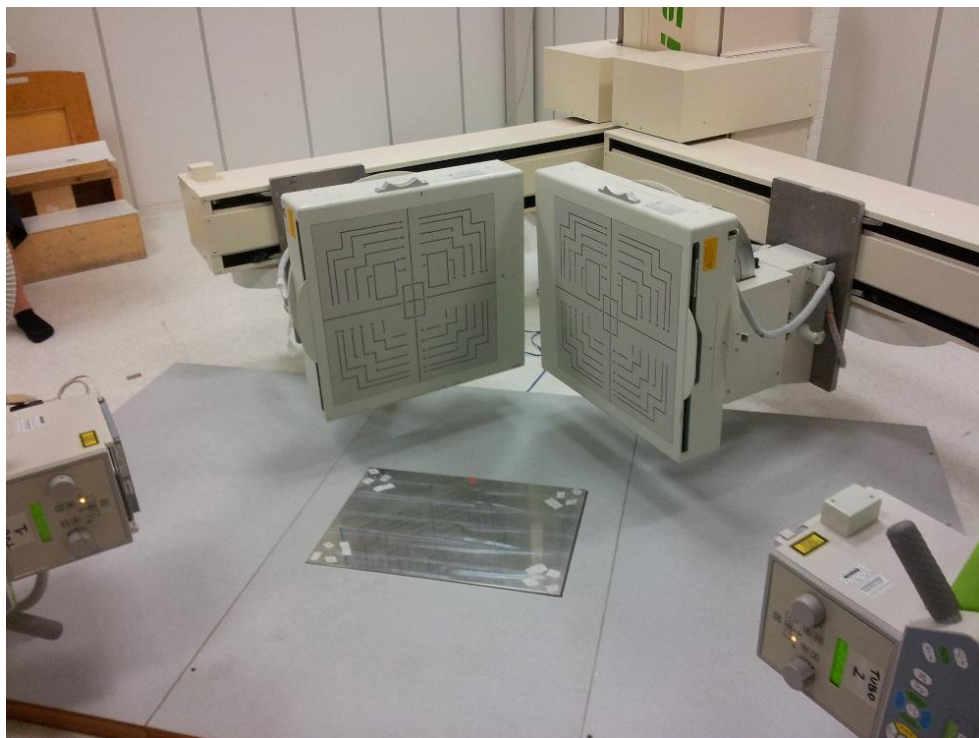


Figura 6.3 – Set-up Radiografico RSA Dinamica

Inoltre sono stati effettuati dei test per valutare le dosi a cui erano sottoposti I pazienti durante gli esami. Quindi sono stati effettuati dei test posizionando i dosimetri in due posizioni diverse: una al centro del flat-panel ed una in basso a destra.

Le dosi relative alle radiazioni emesse durante le valutazioni cinematiche sono state misurare ponendo due dosimetri in due posizioni diverse: il dosimetro 1 è stato posizionato al centro del campo per valutare la dose massima assorbita; il dosimetro 2 è stato posizionato in una zona periferica del campo dato che il movimento si svolgeva all'interno dell'intera area coperta dal pannello (Fig. 6.3).

Figura 6.4 – Posizionamento dei dosimetri sui flat panel

Il set-up radiografico prevede che i due flat panel si trovino perpendicolarmente uno rispetto all'altro e, allo stesso tempo, che siano correttamente allineati con i tubi radiogeni. Nella preparazione all'esame, il paziente veniva posizionato obliquamente rispetto ai fuochi, in modo tale che questo rientrasse nel range di acquisizione della macchina (Fig. 6.4).

Si eseguono quindi due acquisizioni radiografiche del ginocchio protesizzato: una antero-posteriore (AP) e l'altra latero-laterale (LL) sincrone e perpendicolari tra loro.

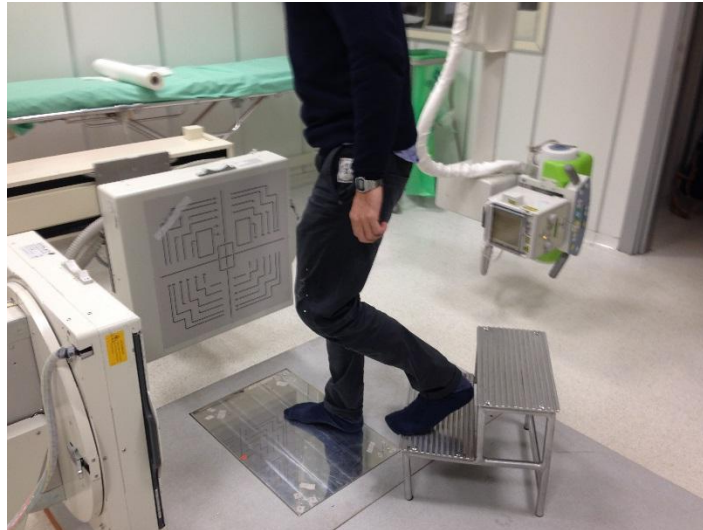


Figura 6.5 – Posizionamento del paziente durante le acquisizioni radiografiche della discesa di uno scalino

Successivamente all'esame con il paziente, si procede con l'acquisizione radiografica della gabbia di calibrazione in plexiglas (cage) da cui poter ricavare le coordinate 3D ed il set-up o scenario radiografico.

La fase successiva avviene in laboratorio e consiste nell'elaborazione dei fotogrammi mediante l'utilizzo di un software dedicato. Tale software è stato appositamente sviluppato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e consta di 7 Step:

- ✓ *Step 1*: caricamento dei due scenari radiografici, AP e LL, relativi al task motorio compiuto (discesa di uno scalino) e caricamento del cage utilizzato come sistema di riferimento (Lund Knee Box);
- ✓ *Step 2*: vengono regolati i contrasti e la scala di grigi e possono essere modificati gli orientamenti delle immagini radiografiche del paziente e del cage;
- ✓ *Step 3*: in base alla scala dei grigi vengono automaticamente identificati i marker presenti nel cage: control points e fiducial mark (Fig. 6.6-6.7);

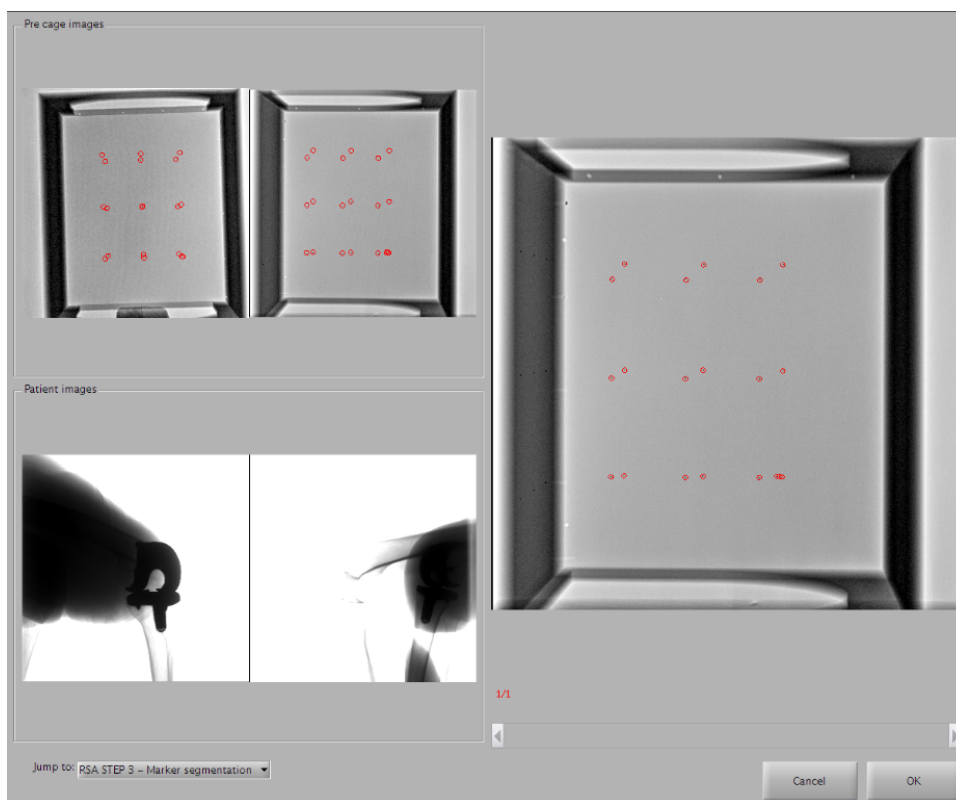


Figura 6.6 – Step 3: Identificazione dei marker sul cage di calibrazione

- ✓ *Step 4:* si segmentano le 2 aree generate dai fiducial mark e dai control point presenti sulle pareti del cage per ricreare la posizione delle sorgenti RX e dei rilevatori. Eventuali malposizionamenti del cage in fase di acquisizione (ruotato di 90° o di 180° verticalmente) vengono riscontrati in questa fase e permettono, ritornando allo Step 2, di modificare l'orientamento del cage e di identificare correttamente le aree;

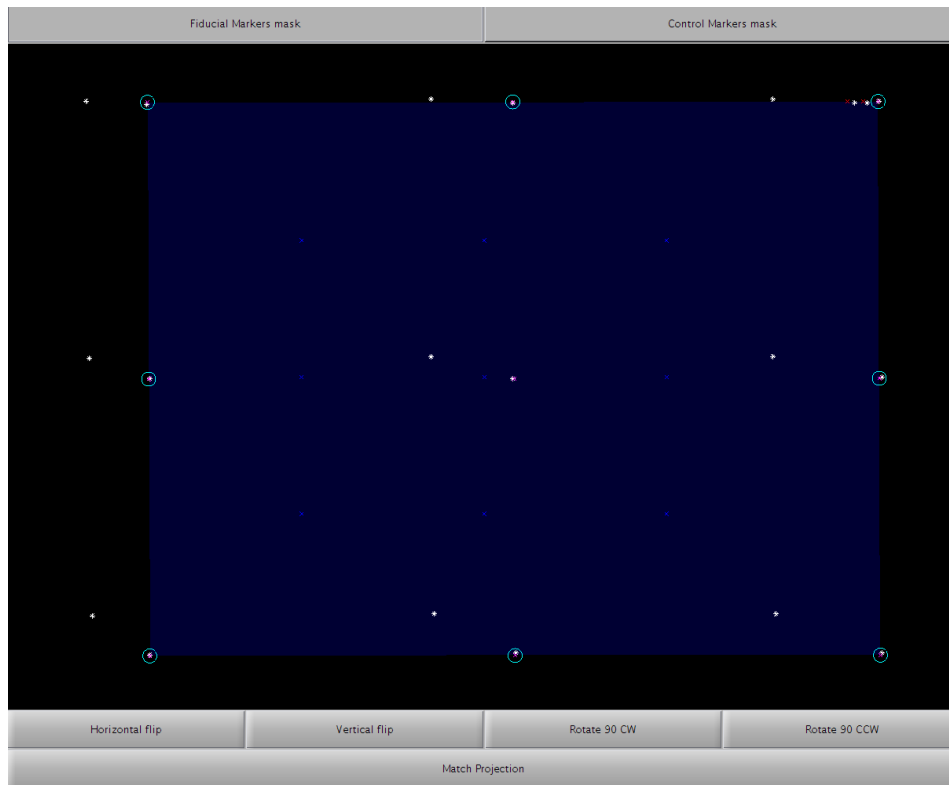


Figura 6.7 – Step 4: determinazione della posizione delle sorgenti Rx e rilevatori attraverso la segmentazione delle aree formate dai fiducial marks e dai control points

- ✓ *Step 5*: utilizzato in studi di RSA statica per ricostruire le costellazioni dei markers;
- ✓ *Step 6*: consiste nella segmentazione automatica e/o manuale dei contorni delle protesi di ginocchio su ambedue le proiezioni (AP e LL), eseguita su tutti i fotogrammi sulla base del contrasto radiografico e della scala dei grigi (Fig. 6.8). Nessun punto di repere è stato infatti impiantato nelle protesi.

In questa fase vengono quindi caricati sul software i modelli CAD delle componenti femorali e tibiali delle protesi forniti dalle case produttrici.

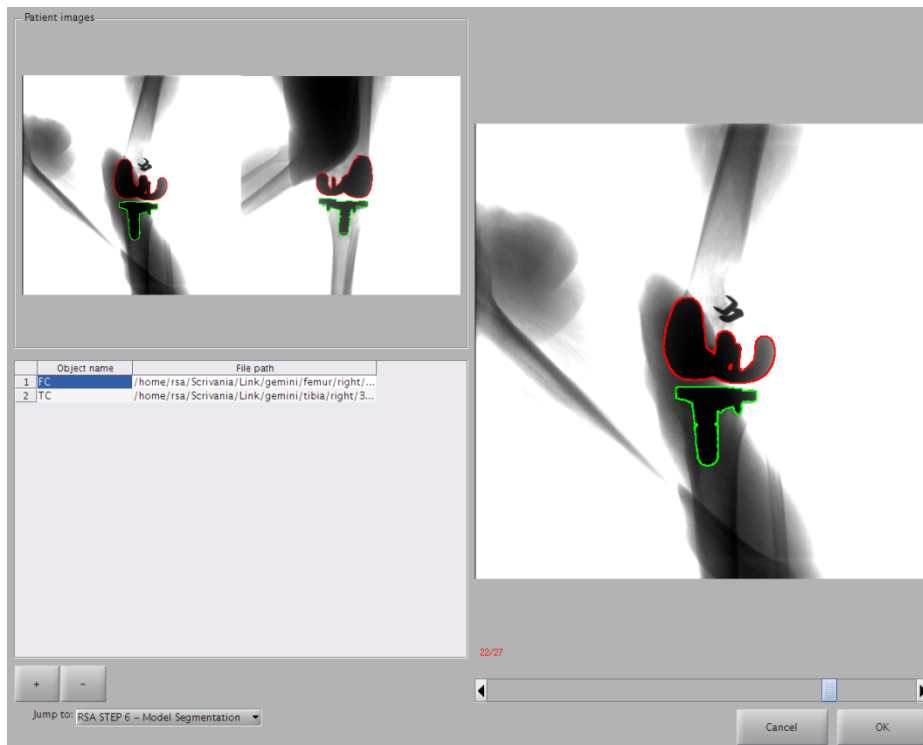


Figura 6.8 – Step 6: segmentazione del profilo protesico

- ✓ *Step 7* – posizionamento automatico e/o manuale del modello 3D in base alla corrispondenza delle sue proiezioni sulle lastre ortogonali, rispetto ai confini protesici rilevati in precedenza (Fig. 6.8-6.9).

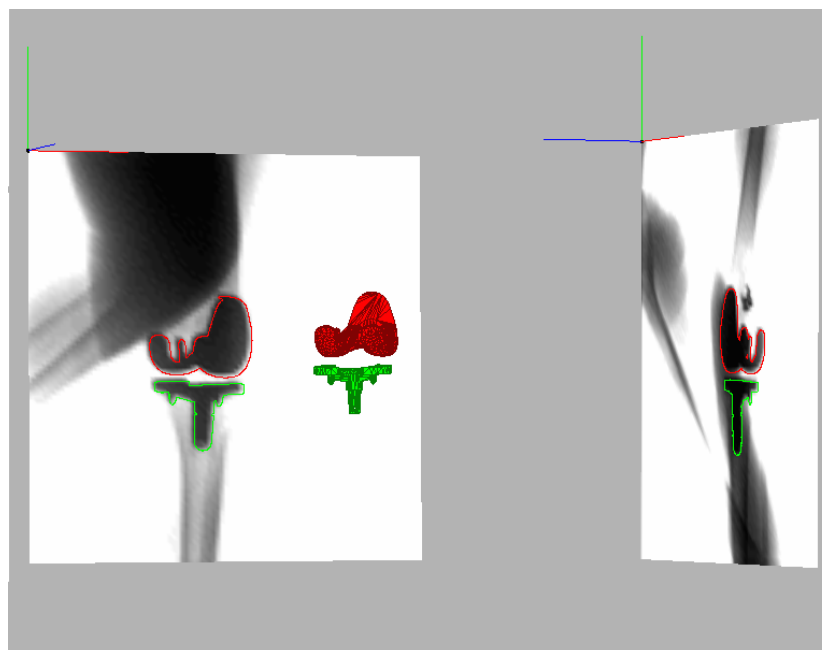


Figura 6.9 – Step 7: Posizionamento del modello 3D

La segmentazione dei contorni delle protesi in step 6 avviene in modo automatico nella maggior parte dei casi, tuttavia, lì dove il disturbo dell'immagine radiografica è tale da oltrepassare i limiti progettuali del software, si rende necessaria la segmentazione manuale. In quest'ultimo caso è l'operatore a procedere con perizia alla segmentazione del contorno della protesi. Situazione analoga si ripete in step 7, dove il posizionamento dei CAD sul contorno segmentato della protesi avviene in automatico, nella maggior parte dei casi, e in manuale per posizionamenti difficili o per correzioni fini.

Mediante tecnica RSA dinamica è possibile dunque quantificare gli spostamenti delle due componenti protesiche lungo e attorno ai tre assi cartesiani di riferimento (asse X, asse Y e asse Z). Tali movimenti verranno descritti in riferimento alla componente femorale rispetto alla tibiale.

Si consideri, inoltre, che i punti di riferimento sui CAD delle componenti protesiche, in base ai quali sono calcolati i movimenti, non coincidono con il loro isocentro geometrico, ma sono leggermente dislocati rispetto ad esso (Fig. 6.10).

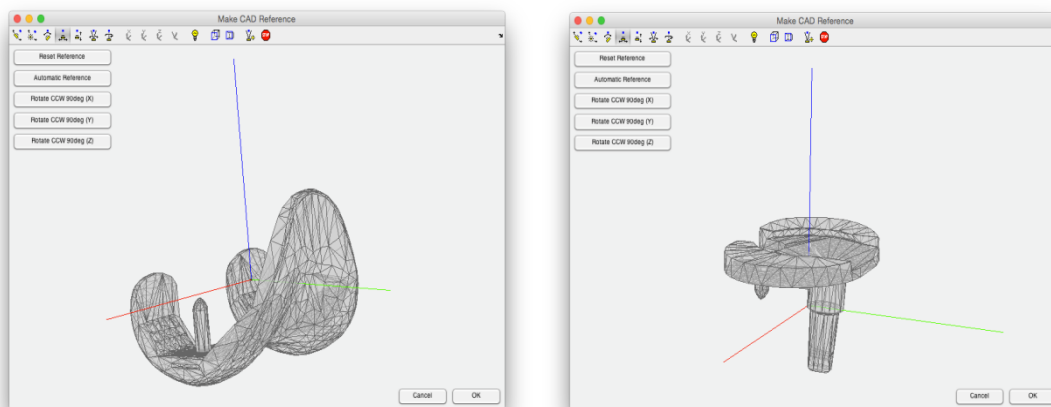


Figura 6.10 – Esempio di riferimenti sulle componenti femorale e tibiale. Asse X (rossa) medio-laterale , Asse Z (blu) prossimo-distale, Asse Y (verde) antero posteriore

Nello specifico, sulla componente tibiale, il punto di riferimento si trova a metà dello stelo, pertanto le traslazioni prossimo-distali avranno dei valori di riferimento che tengono conto di questa differenza nel posizionamento del sistema di riferimento.

Ai dati ottenuti dall'elaborazione dei fotogrammi mediante software RSA è stato applicato algoritmo di decomposizione di Eulero.

L'algoritmo di decomposizione di Eulero fornisce delle misure relative alla traslazione e alla rotazione delle componenti protesiche in ogni fotogramma del movimento. Nello specifico, sono state analizzate le tre rotazioni: la flessione-estensione, l'intra-extrarotazione e le deviazioni in varo-valgo (misurate in gradi); e le tre traslazioni: antero-posteriore, prossimo-distale e latero-laterale, tra le componenti femorale e tibiale (misurate in mm).

6.3 Risultati

6.3.1 Valutazione intraoperatoria con sistema di navigazione

Il test ANOVA è stato effettuato per l'analisi statistica dei score clinici raccolti.

Per quanto riguarda:

-Lassità sotto stress a 0° e 30°

La lassità in VV a 0° è stata ridotta in modo significativo di $2^\circ \pm 2^\circ$ ($p=0,006$) in ciascuno dei 3 modelli di protesi, mentre quella a 30° è rimasta uguale prima e dopo l'intervento ($p=0,363$) (Fig 6.11).

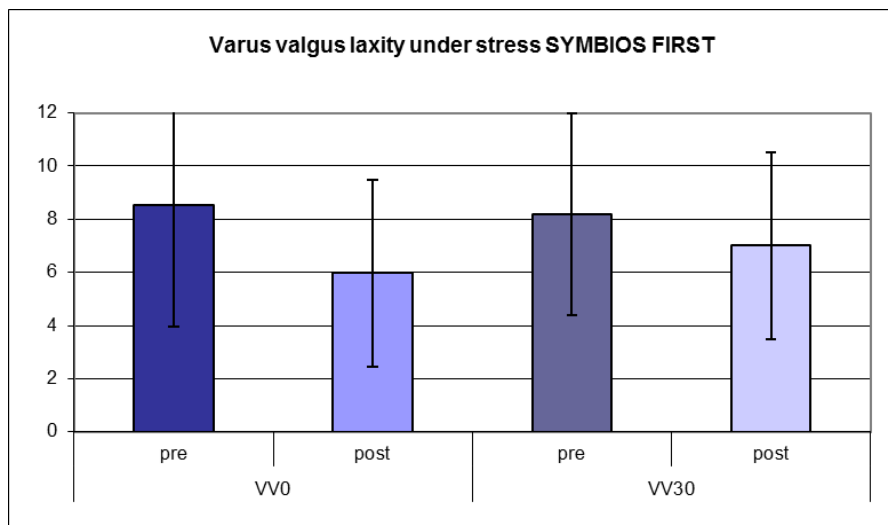
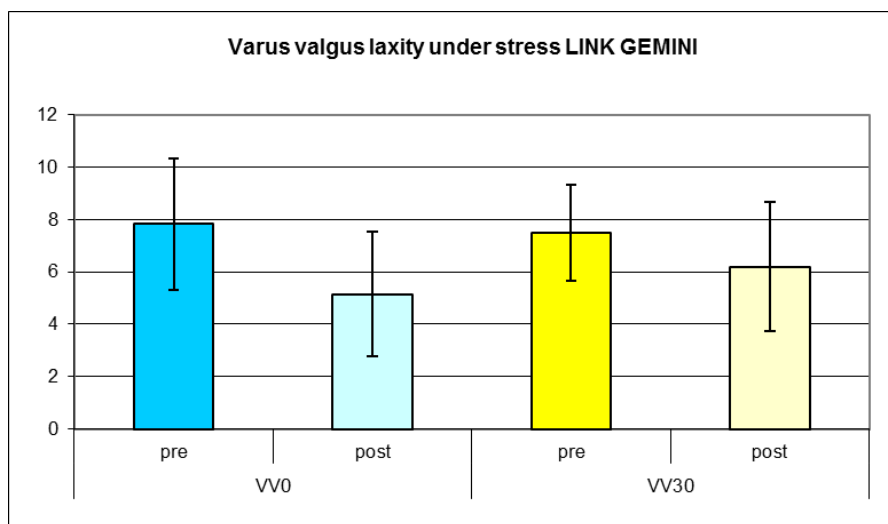
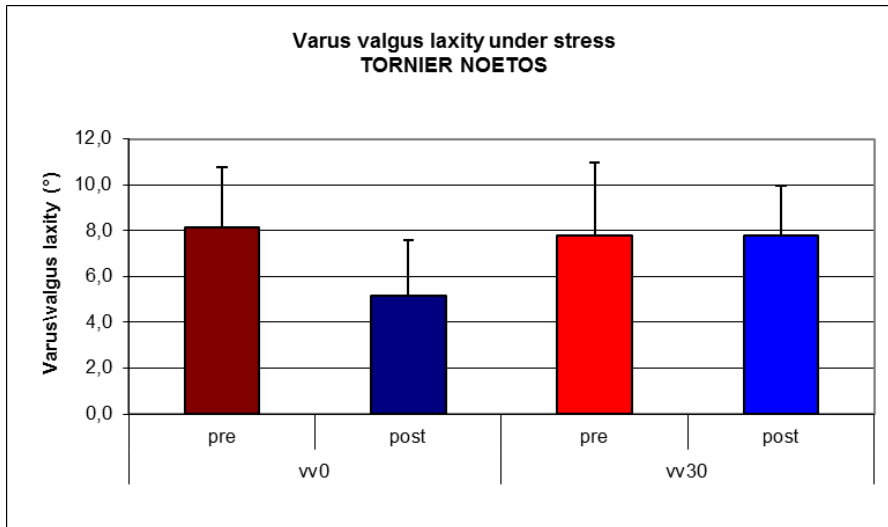
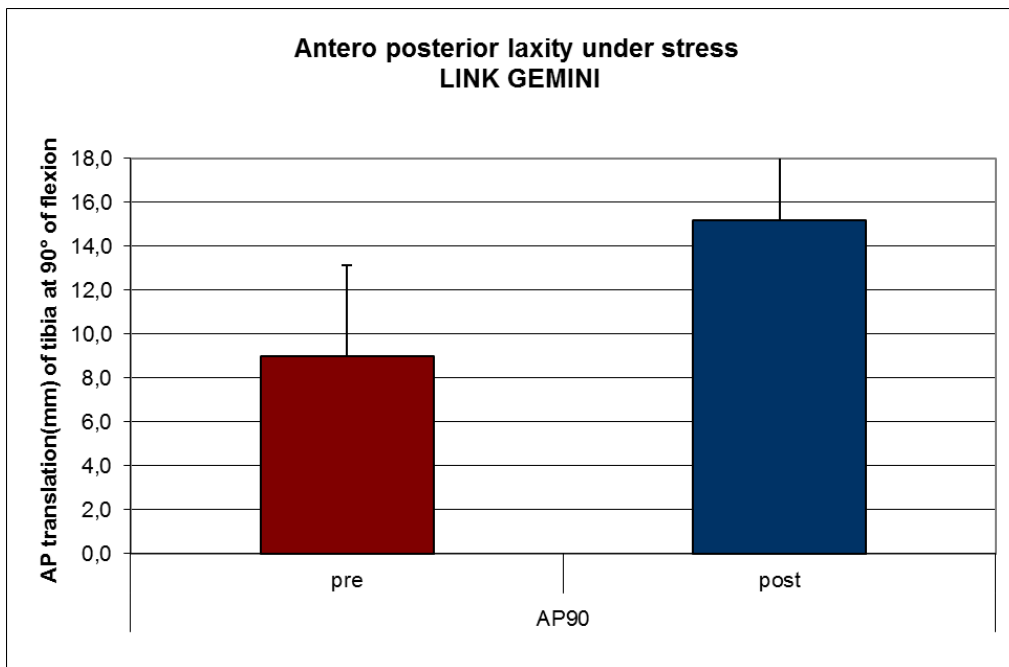
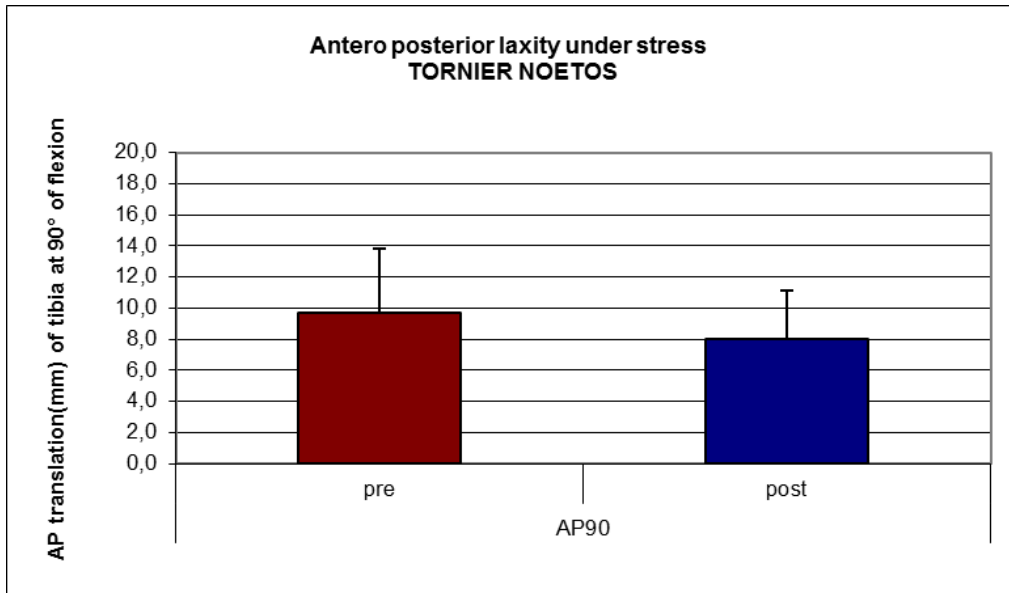


Fig. 6.11 - Stabilità in V/V a 0° e 30°

-Lassità AP sotto stress a 90°

Il test del cassetto ha dimostrato che la lassità AP a 90° aumenta in modo significativo dopo l'intervento in due dei modelli, nelle Link Gemini (Protesi CR) e nelle Symbios First (Protesi PS meccanismo cam-cambra). Nel modello Tornier (Protesi PS concetto del "3 condilo"), invece, la lassità AP a 90° non cambia in modo significativo (anzi è leggermente ridotta) (Fig. 6.12).



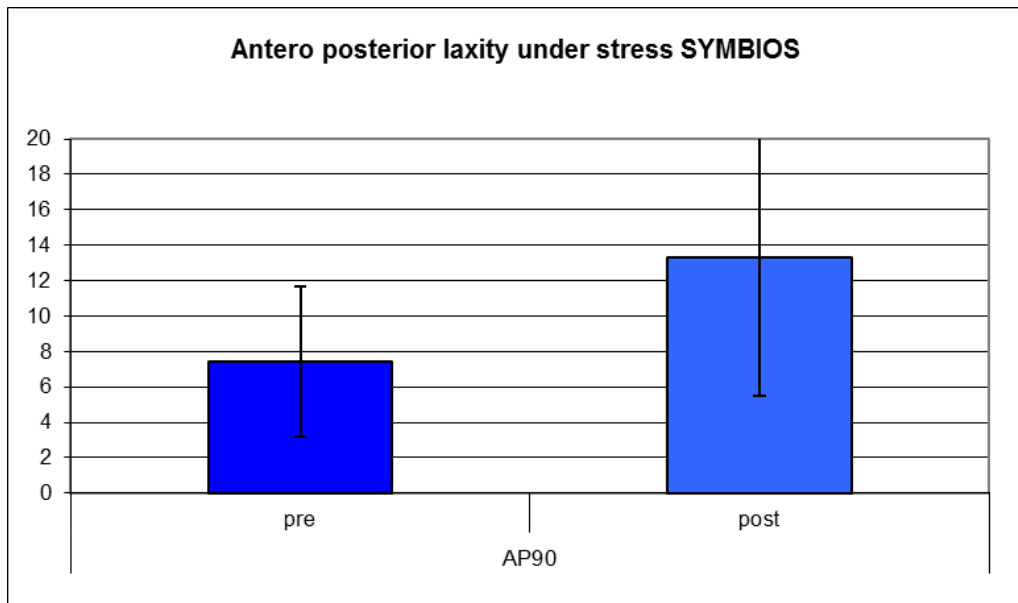


Fig.6.12 - Stabilità in antero-posteriore nei diversi modelli protesici

-Rotazione Esterna(+)/Interna (-) della tibia durante la flessione

In tutti e 3 i gruppi, preintervento, la tibia si trovava in extrarotazione rispetto alle condizioni normali. Dopo l'intervento la tibia veniva posizionata in posizione normale a +5°. Analizzando la rotazione tibiale si è visto che la TKA cambiava il pattern di rotazione ma non influenzava l'intrarotazione totale durante tutto l'arco di movimento di flesso-estensione 8°.

Nelle Tornier si verifica un'intrarotazione nei primi 60° di flessione per poi stabilizzarsi. Nel modello Link si registra un'intrarotazione nei primi 60°, una stabilizzazione tra i 60° e 90°, e un'ulteriore intrarotazione dopo i 90°. Nelle Symbios invece l'intrarotazione è costante durante tutto l'arco di movimento (Fig 6.13).

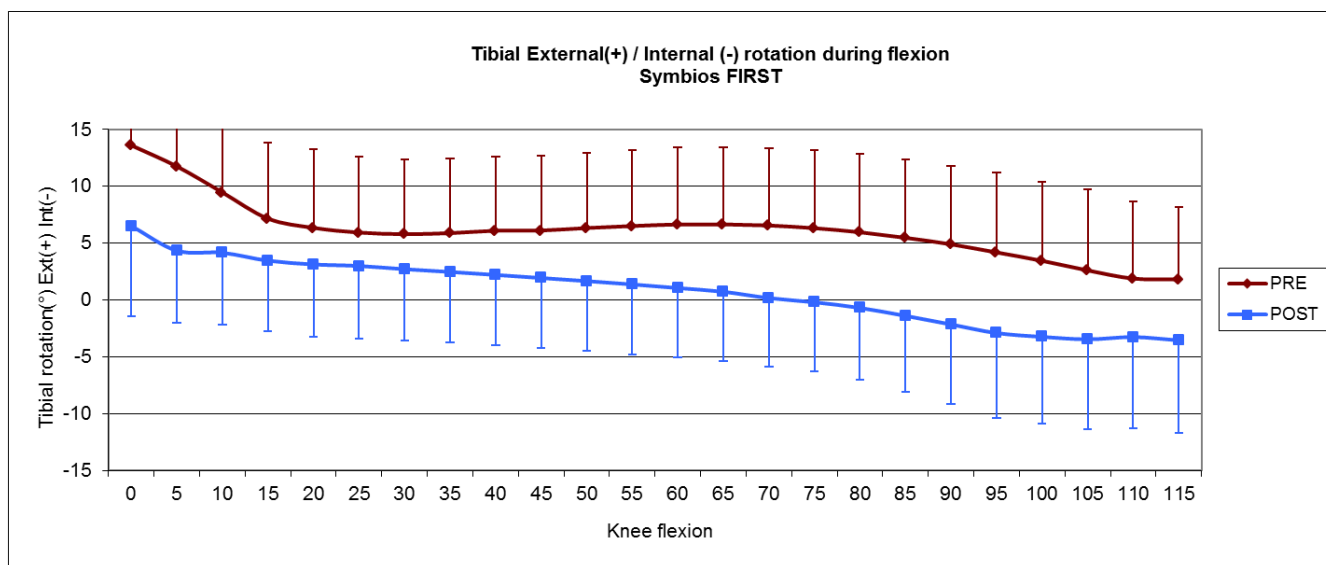
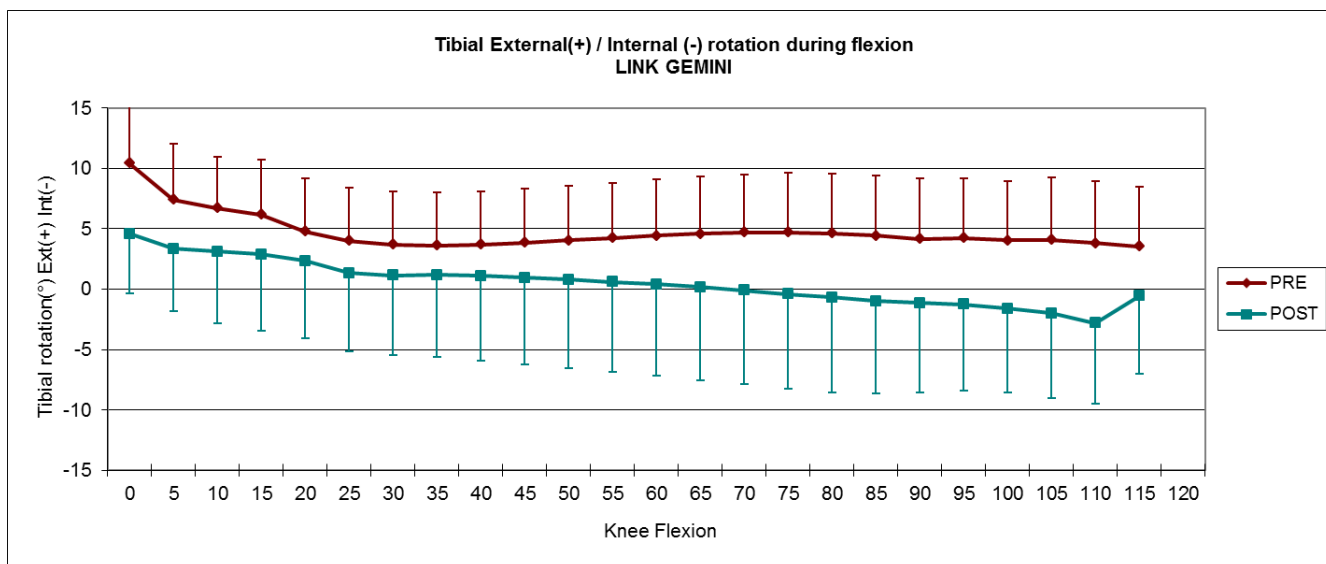
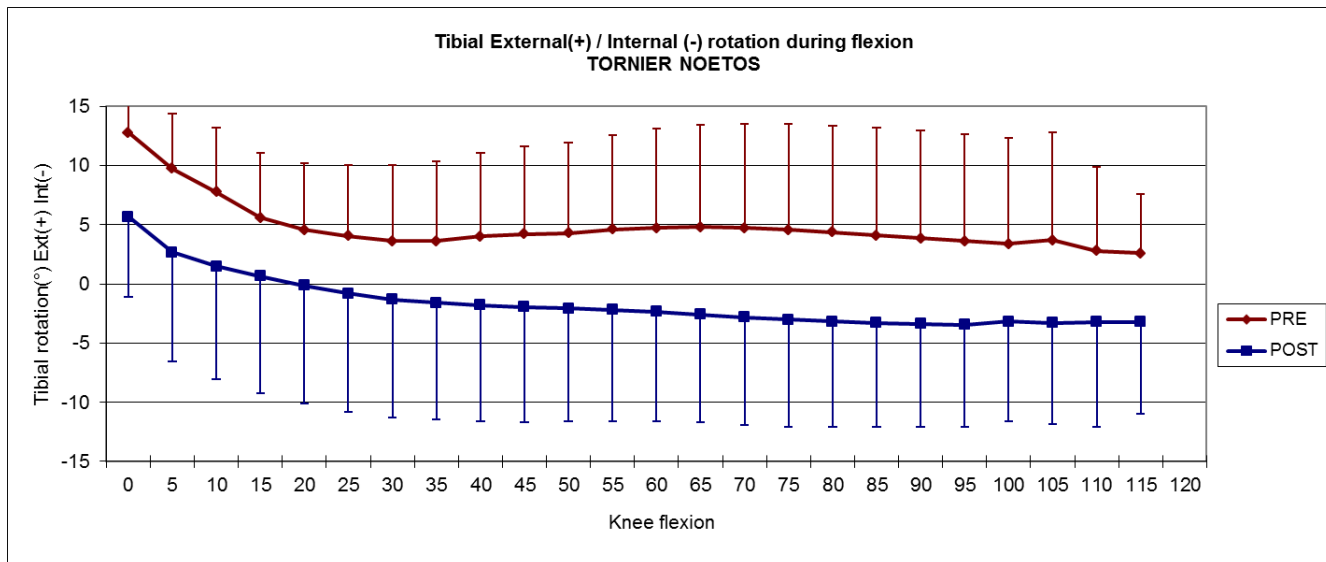


Fig. 6.13 Intra-extra rotazione nei diversi modelli protesici

6.3.2 Valutazione post-operatoria-radiografica con tecnica RSA

Allo scopo di ottenere una descrizione omogenea del movimento, poiché ogni paziente eseguiva i task motori in maniera soggettiva, secondo le proprie possibilità ed i propri limiti, i grafici sono stati normalizzati in funzione del tempo; in altre parole, i diversi fotogrammi sono stati riorganizzati in un intervallo temporale ben preciso, i cui limiti sono rappresentati dall'inizio e dalla fine del movimento oggetto di studio.

I grafici sottostanti descrivono il comportamento delle componenti femorali rispetto alle tibiali durante i task motori ottenuti applicando la decomposizione di Eulero.

Tramite tecnica di RSA dinamica è stato possibile descrivere la cinematica articolare del ginocchio protesizzato, nonché quantificare l'entità delle traslazioni e delle rotazioni delle componenti protesiche durante l'esecuzione dei diversi task motori.

6.3.2.1 Passo

Di seguito vengono presentati i grafici che descrivono il comportamento delle componenti femorali e tibiali durante il passo.

Tale normalizzazione è mostrata nei grafici indicando nell'asse delle ordinate i gradi e i millimetri mentre nell'asse delle ascisse il tempo diviso per i punti:

- **0** corrisponde al punto di contatto iniziale posteriore dove il tallone tocca il suolo quindi il primo appoggio del piede al suolo (Fig. 6.14 A);
- **50** corrisponde alla fase centrale di appoggio quanto la pianta del piede è ha contatto con il suolo (Fig. 6.14 B);
- **100** corrisponde al 1° impulso motore (sollevamento del tallone ed appoggio sull'avampiede) (Fig. 6.14A);

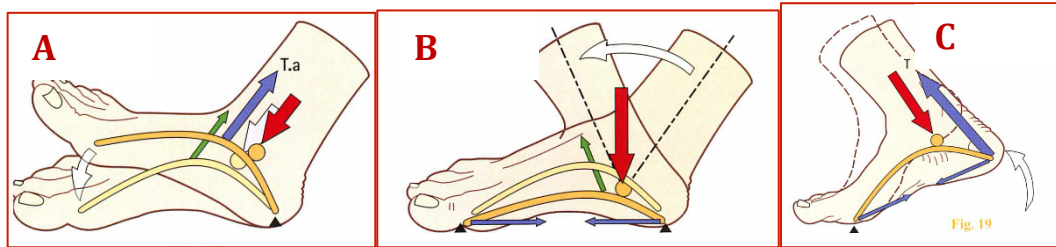


Figura 6.14 - Tempi normalizzati del passo –A Contatto iniziale di appoggio al suolo – B fase centrale di appoggio – C primo impulso motore

Di seguito vengono presentati i Grafici 6.1 e 6.2 che descrivono il comportamento delle componenti femorali e tibiali durante passo ottenuti applicando la decomposizione di Grood and Suntay.

Analizzando le intra-extra rotazioni del grafico n.6.1 la tibia parte da un'intrarotazione nella fase di pre-appoggio per poi portarsi in extrarotazione durante l'estensione dell'arto nella fase di appoggio. Questa extrarotazione della tibia rispetto al femore conferma l'esistenza del meccanismo dello screw home.

Le rotazioni varo-valgo rimangono mediamente nei limiti fisiologici e ciò è giustificato da un corretto bilanciamento legamentoso durante l'intervento chirurgico.

La curva dell'andamento della flessione-estensione dell'articolazione del ginocchio inizia con una fase di pre-appoggio dove si nota la flessione media di 18° dell'articolazione (a circa il 30-33% del tempo), per poi passare alla successiva fase di appoggio, che va dal 33 al 66% del tempo di esecuzione del movimento, dove con l'accettazione del carico l'arto non arriva all'estensione completa, ma mantiene una flessione di circa $4-5^\circ$. Il ciclo del passo continua con la fase pre-oscillatoria che inizia al 66% del tempo, dove si può notare una flessione di 20° per poi concludere il ciclo del passo con la fase oscillatoria (dal 66% del tempo in poi) dove si nota una flessione di 34°

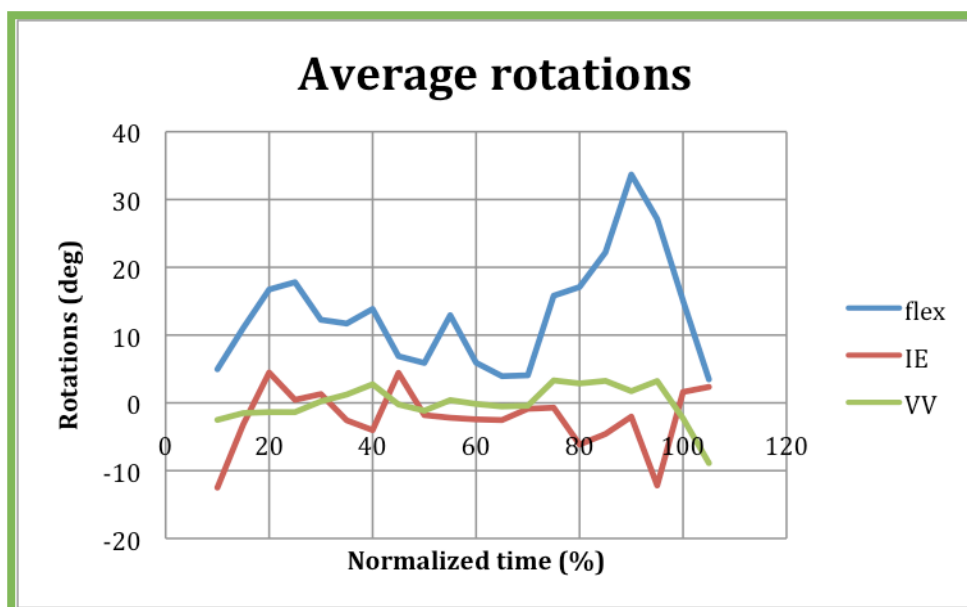


Grafico n. 6.2 - Andamento delle rotazioni della componente femorale rispetto alla componente tibiale task motorio del passo

Riguardo la traslazione antero-posteriore (AP) (Grafico 2), la componente femorale parte da una posizione posteriore e trasla anteriormente passando dalla fase di pre-appoggio a quella di appoggio di 5 millimetri, mentre nella fase oscillatoria il femore ritrasla posteriormente di 10 millimetri con un maggior picco attorno agli angoli di flessione intorno ai 35 gradi. Questo dato giustifica l'esistenza del femoral roll back.

Nella traslazione in senso prossimo-distale (PD) (Grafico 6.2) massima della componente femorale sulla tibiale, durante il passo non si evidenziano movimenti significativi in quanto viene misurata partendo da un riferimento diverso dallo zero poiché, come è stato già descritto, tiene conto del posizionamento del sistema di riferimento sul CAD del modello della componente tibiale.

Nella traslazione medio-laterale (ML) (Grafico 6.2) della componente femorale sulla tibiale non si evidenziano movimenti significativi.

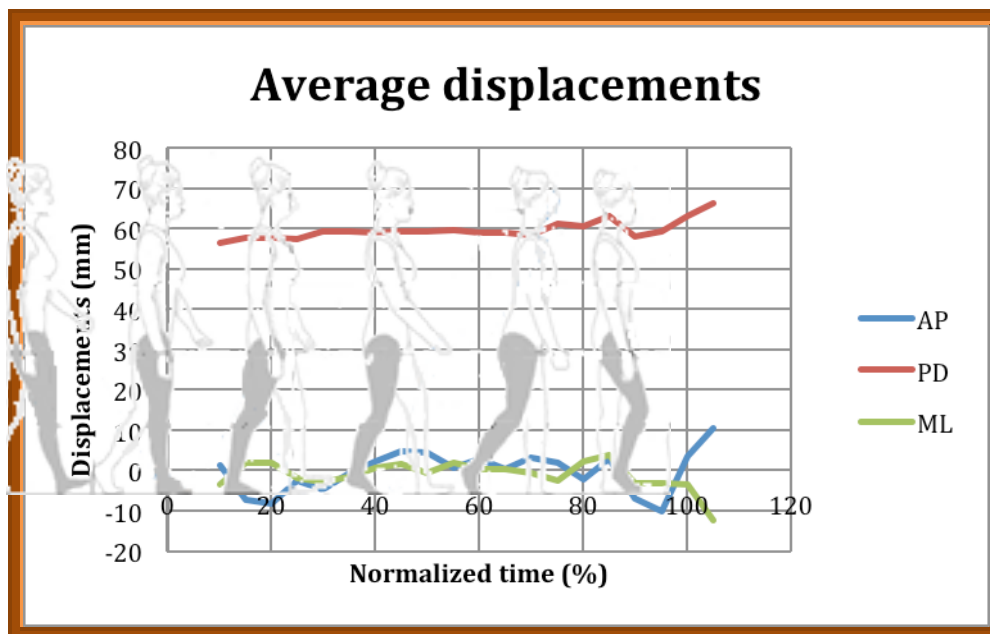


Grafico 6.2 - Traslazioni dei compartimenti mediali e laterali del femore durante il passo

6.3.2.2 Alzata dalla sedia

Di seguito vengono presentati i grafici che descrivono il comportamento delle componenti femorali e tibiali durante l'alzata dalla sedia.

Tale normalizzazione è mostrata nei grafici indicando nell'asse delle ordinate i gradi e i millimetri mentre nell'asse delle ascisse il tempo diviso per i punti:

- 0 quanto il paziente inizia ad alzarsi staccandosi dalla sedia
- 100 quanto il paziente è in ortostasi con gli arti estesi

Il grafico n. 6.3 mostra le rotazioni durante l'alzata dalla sedia, si può notare come i pazienti, partano dalla posizione seduta con ginocchio mediamente flesso a 80° e cominciano ad estendere l'arto, con accettazione del carico, fino al raggiungimento della posizione eretta (linea blu). Mentre per quanto riguarda l'intra-extrarotazioni (linea rossa) il femore quando il soggetto è seduto, è intraruotato man mano che il soggetto si alza ed inizia a contrarre la muscolatura ed accettare il carico, il femore extraruota.

Le rotazioni varo-valgo (linea grigia) hanno un andamento stabile, nei limiti fisiologici e ciò è giustificato da un corretto bilanciamento legamentoso durante l'intervento chirurgico.

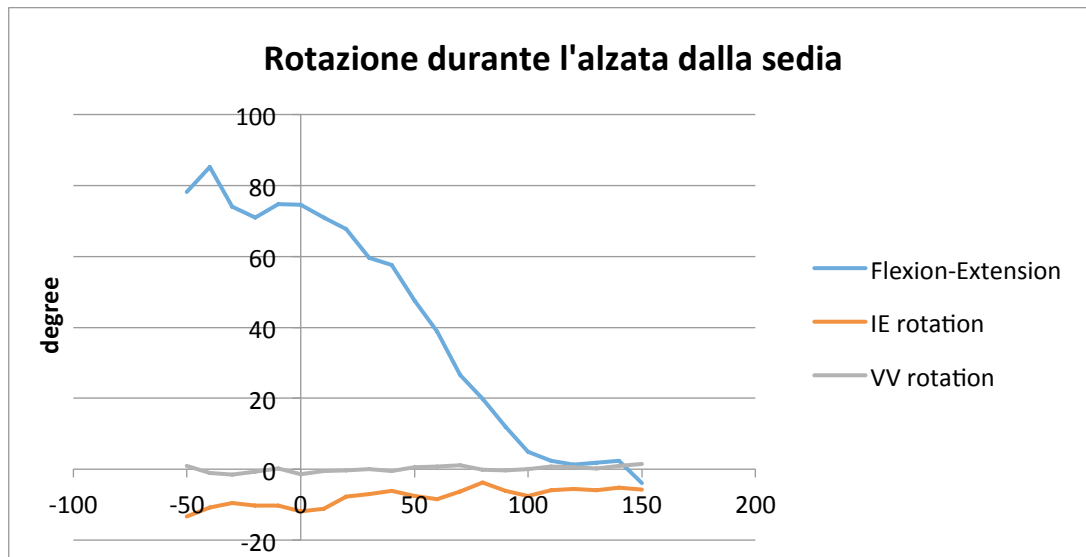


Grafico n. 6.3 - Andamento delle rotazioni della componente femorale rispetto alla componente tibiale durante l'alzata dalla sedia

Il grafico n. 6.4 riporta l'andamento delle traslazioni durante l'alzata dalla sedia il femore è sito posteriormente e man mano che ci si alza si sposta in avanti, nel range da 80° a 54°, successivamente si stabilizza (linea blu).

Per quanto riguarda le traslazioni prossimo-distali, si nota che man mano che il soggetto estende l'arto tale il femore subisce una subsidence. Le traslazioni medio-laterale sono trascurabile.

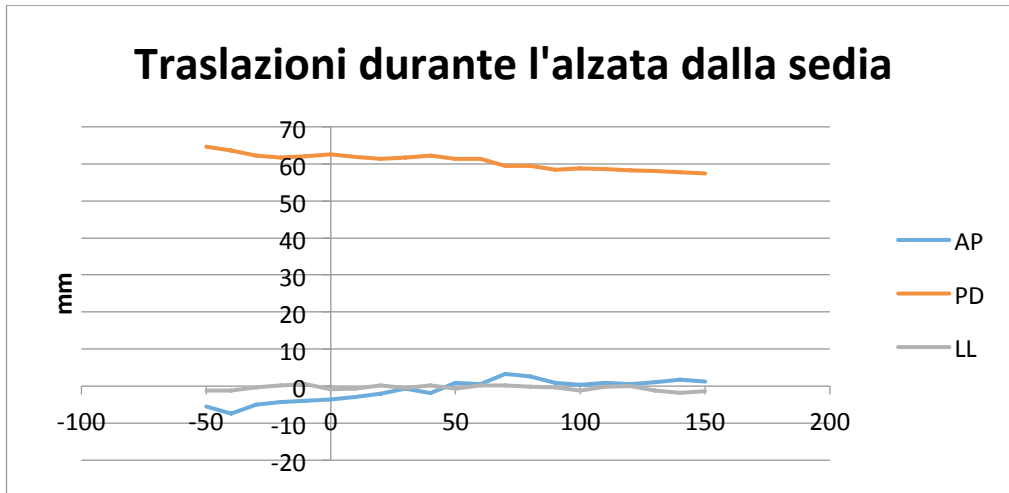


Grafico n. 6.4 - Andamento delle traslazioni della componente femorale rispetto alla componente tibiale durante l'alzata dalla sedia

Il grafico 6.5 rappresenta le traslazioni dei compartimenti mediali e laterali del femore durante l'alzata dalla sedia.

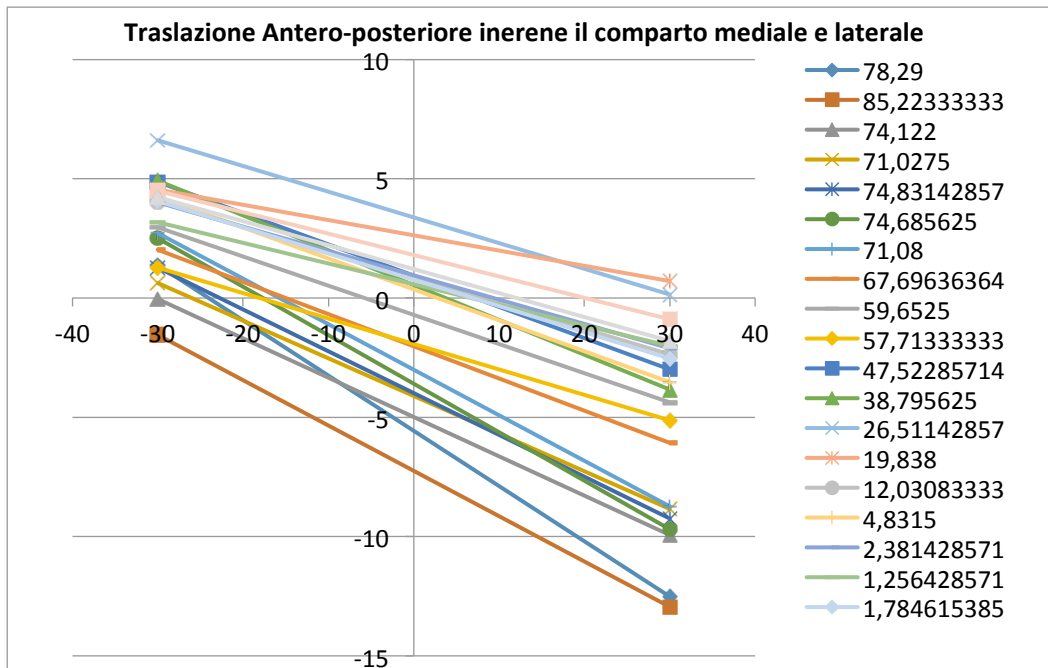


Grafico n. 6.5 - Andamento della traslazione del compartimento mediale / laterale durante l'alzata dalla sedia

6.3.2.3 *Discesa di uno scalino con impatto*

Di seguito vengono presentati i grafici che descrivono il comportamento delle componenti femorali e tibiali durante la discesa di uno scalino con impatto, ottenuti applicando la decomposizione di Grood and Suntay.

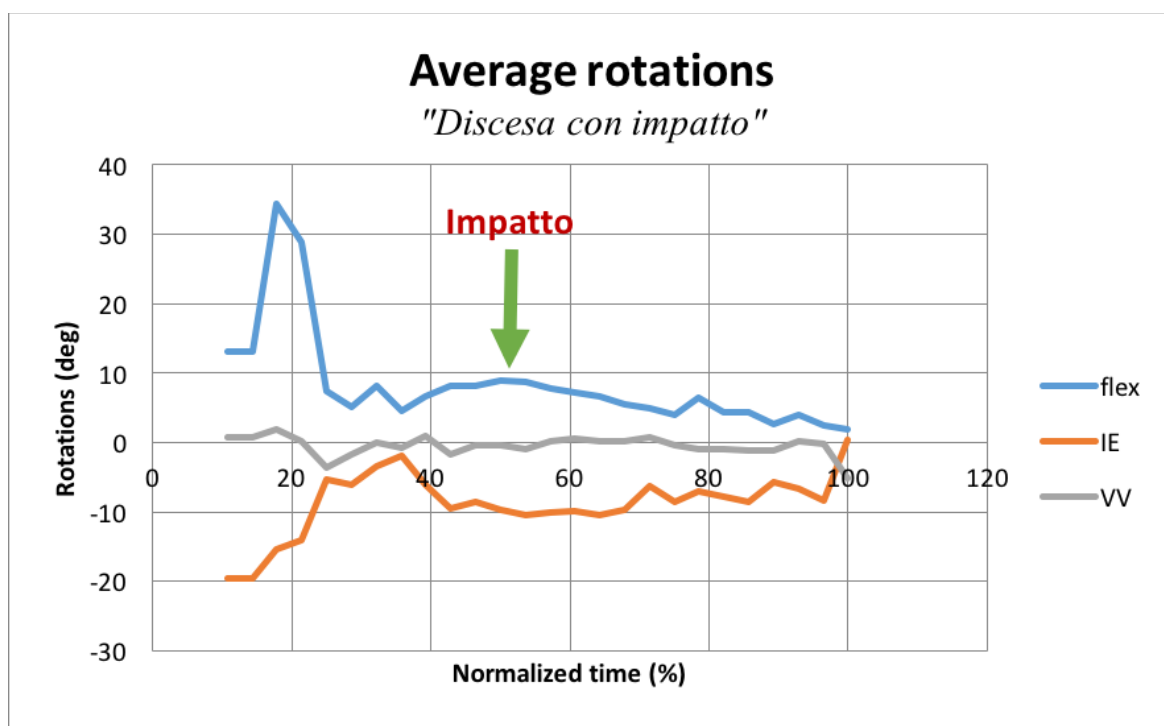


Grafico 6.6 - Andamento dei valori angolari medi di flessione-estensione, intra-extrarotazione e rotazione varo-valgo della componente femorale rispetto alla tibiale durante la discesa di uno scalino con impatto. La freccia fredda indica il momento dell'impatto.

Dal grafico 6.6, relativamente alla flessione-estensione, si può constatare come i pazienti, partano dalla stazione eretta con il ginocchio esteso o lievemente flesso a circa 12°, proseguono con la fase di volo flettendo il ginocchio fino ad un picco di circa 35° e successivamente estendono il ginocchio fino a circa 5°. Si preparano all'appoggio sul terreno flettendo lievemente il ginocchio per assorbire meglio il carico e l'impatto che si verifica a circa 46% del movimento, per poi ritornare alla stazione eretta.

Analizzando le intra- ed extra-rotazioni, si osserva come durante la flessione del ginocchio la tibia intraruota rispetto al femore mentre durante l'estensione fino a qualche istante prima dell'impatto al suolo la tibia extraruota rispetto al femore riproducendo un fenomeno noto come "screw home".

Per quanto concerne invece le rotazioni varo-valgo, si può constatare come queste rientrano nei limiti fisiologici confermando così la stabilità articolare del ginocchio che è giustificata dal corretto bilanciamento legamentoso durante l'intervento chirurgico.

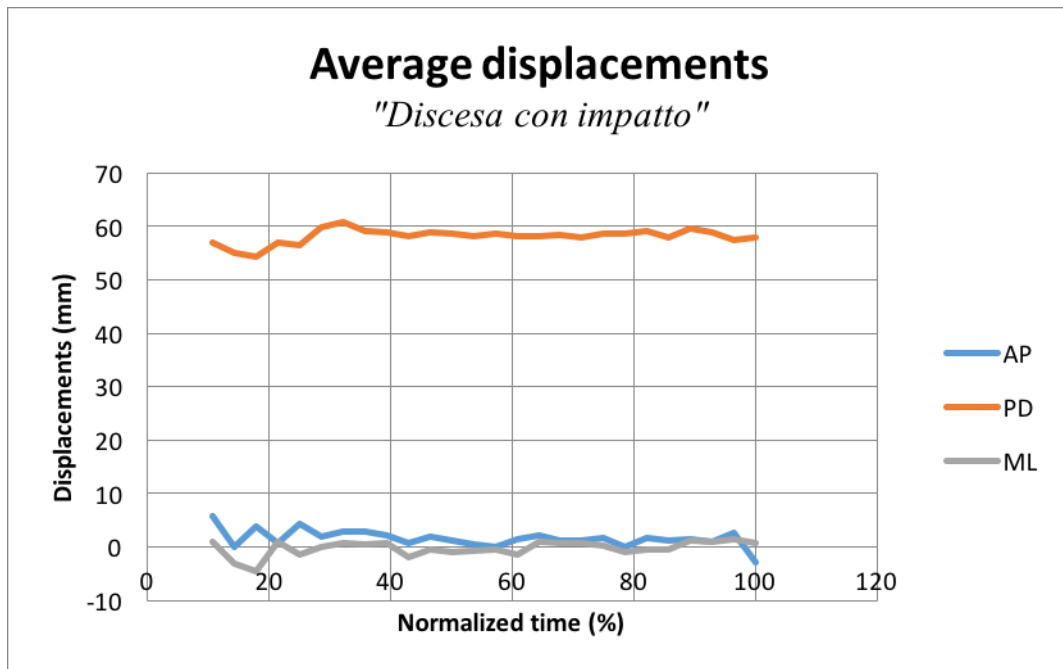


Grafico 6.7 - Andamento delle traslazioni antero-posteriori, prossimo distali e medio-laterali della componente femorale rispetto alla tibiale durante la discesa di uno scalino con impatto.

Movements	Max	Min	Range
Flexion (deg)	28,93	1,86	27,07
IE (deg)	0,42	-26,55	26,97
VV (dag)	3,26	-5,75	9,01
AP (mm)	5,96	-3,01	8,97
PD (mm)	60,80	52,84	7,96
ML (mm)	4,76	-9,33	14,09

Tabella 6.1 – Rotazioni e traslazioni della componente femorale rispetto alla componente tibiale registrati attorno a 3 assi durante la discesa dello scalino con impatto.

Dall'analisi del grafico 6.7 e dalla tabella 6.1, relativamente alla traslazione antero-posteriore (AP), prossimo-distale (PD) e medio-laterale (ML) si può constatare come la componente femorale rispetto alla tibiale non effettua movimenti rilevanti durante la discesa con impatto.

6.3.2.4 Discesa di uno scalino con controllo

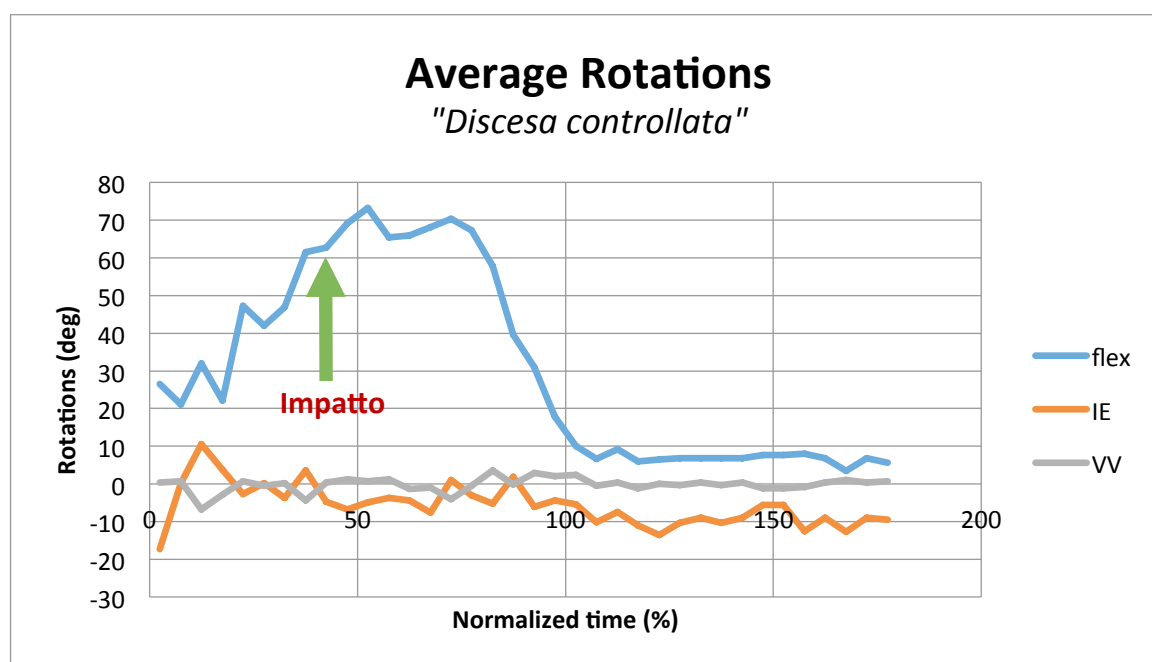


Grafico 6.8 - Andamento dei valori angolari medi di flessione-estensione, intra-extra-rotazione e rotazione varo-valgo della componente femorale rispetto alla tibiale durante la discesa di uno scalino con controllo.

Dal grafico 6.8, per quel che concerne la flessione-estensione, si evince come i pazienti, all'inizio del movimento dell'arto protesizzato con il ginocchio lievemente flesso a circa 25°, proseguono caricando il peso del corpo sull'arto protesizzato flettendo il ginocchio fino ad un picco di circa 70°. Avvenuto l'impatto al suolo con l'arto sano estendono il ginocchio fino a raggiungere la stazione eretta.

Analizzando le intra- ed extra-rotazioni, si può constatare come la tibia, rispetto al femore, intra-ruota durante la flessione del ginocchio, mentre extra-ruota durante l'estensione.

Dalle rotazioni varo-valgo, invece, si osserva come queste rientrino nei limiti fisiologici confermando così la stabilità articolare del ginocchio.

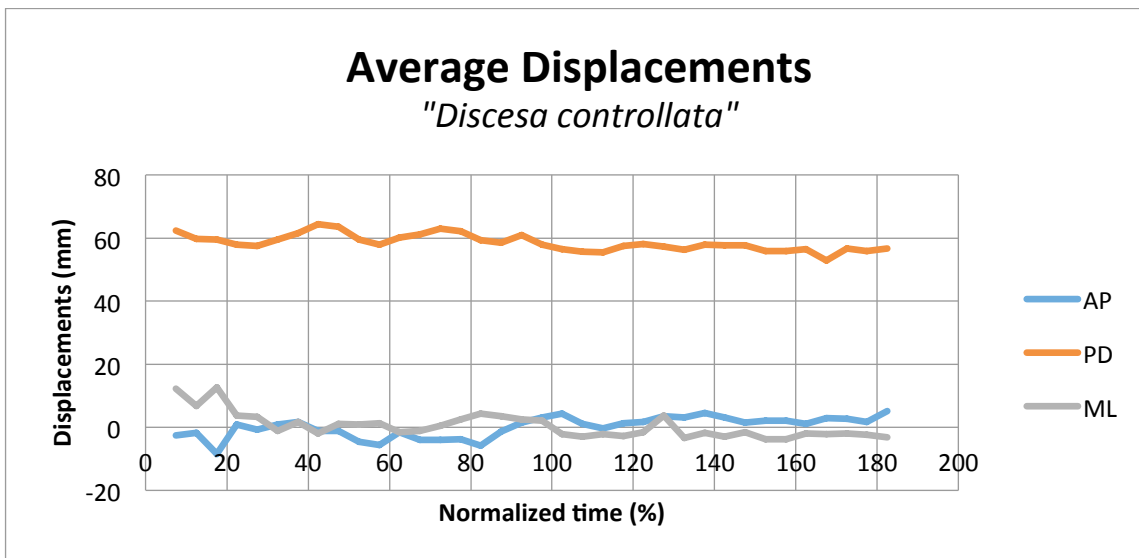


Grafico 6.9 - Andamento delle traslazioni antero-posteriori, prossimo distali e medio-laterali della componente femorale rispetto alla tibiale durante la discesa di uno scalino con controllo.

Movements	Max	Min	Range
Flexion (deg)	73,24	5,63	67,61
IE (deg)	10,59	-17,32	27,91
VV (dag)	3,67	-6,77	10,44
AP (mm)	5,05	-8,55	13,6
PD (mm)	64,41	52,87	11,54
ML (mm)	12,61	-3,85	16,46

Tabella 6.2 – Rotazioni e traslazioni della componente femorale rispetto alla componente tibiale registrati attorno a 3 assi durante la discesa dello scalino con controllo.

Dal grafico 6.9 e dalla tabella 6.2, relativamente alla traslazione si può constatare come, analogamente a quanto visto per la discesa con impatto, la componente femorale rispetto alla tibiale non effettua movimenti rilevanti.

6.3.3 Valutazione Clinica

Dalla valutazione clinica effettuata durante il follow-up (*Allegato 1 – questionario utilizzato durante le visite di controllo*) sono stati estrapolati e successivamente calcolati i parametri clinici medi (*Tabella 6.3*) e il relativo KSSc (*Grafico 6.10*) i quali descrivono lo stato clinico medio dei pazienti nel pre- e post-operatorio.

PARAMETRI	PRE-OPERATORIO	POST-OPERATORIO
VAS	7.13	1.32
PAIN DISCENDING STAIRS	9	3
ROM	97.5°	105°
ALIGNMENT (HKA angle)	12° VARUS	<1° VARUS
FLEXION DEFORMITY	7°	0°
AP LAXITY	5-10°	<5°
VV LAXITY	5-10°	<5°

Tabella 6.3 – Parametri clinici medi dei pazienti dello studio.

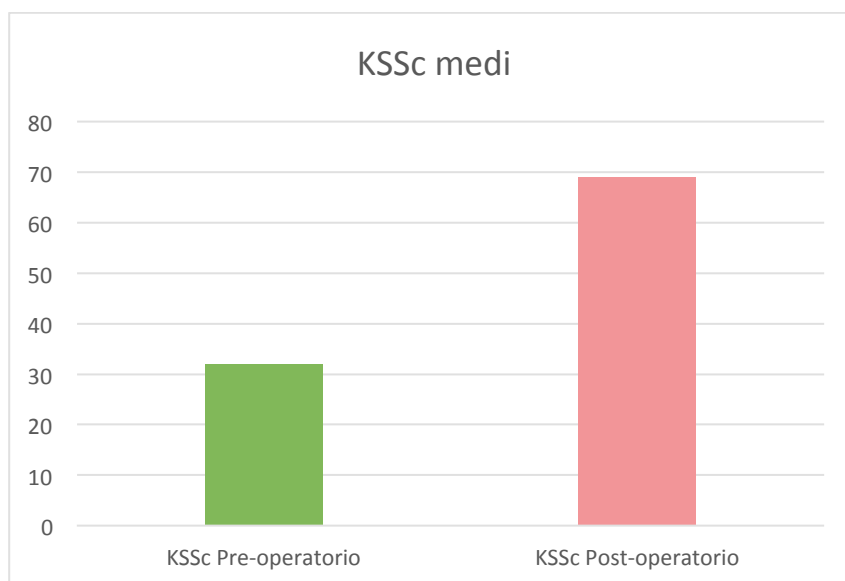


Grafico 6.10 – Andamento del KSSc medio nel pre- e post-operatorio.

I valori di KSSc e KSSf dei singoli pazienti, ottenuti mediante le modalità precedentemente descritte, sono stati raggruppati in un unico grafico (*Grafico 6.11*).

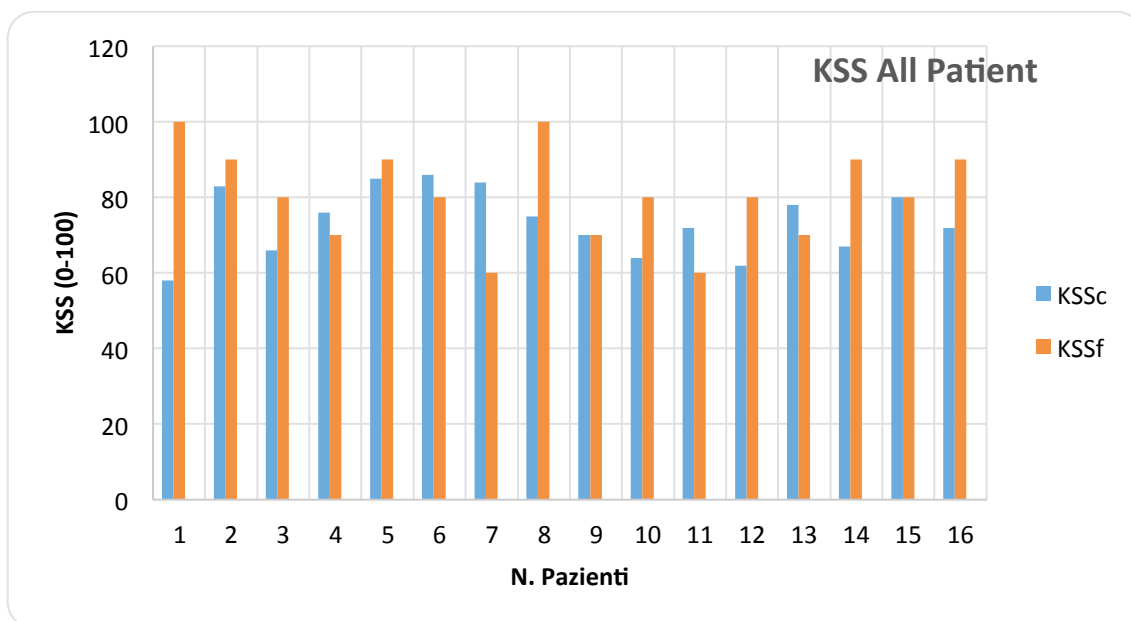


Grafico 6.11 - KSSc e KSSf all'ultimo follow-up dei 16 pazienti arruolati nello studio.

Nel grafico 6.12, vediamo rappresentati la distribuzione dei pazienti all'interno degli intervalli di riferimento relativi al KSSc e KSSf.

Da tale rappresentazione risulta evidente come per il KSSc solo 1 paziente ha mostrato un risultato “scadente” della protesi impiantata, mentre 4 hanno ottenuto un punteggio “mediocre”, 6 “buono” e 5 “eccellente”. Per quanto concerne il KSSf invece nessun paziente ha mostrato un risultato “scadente”.

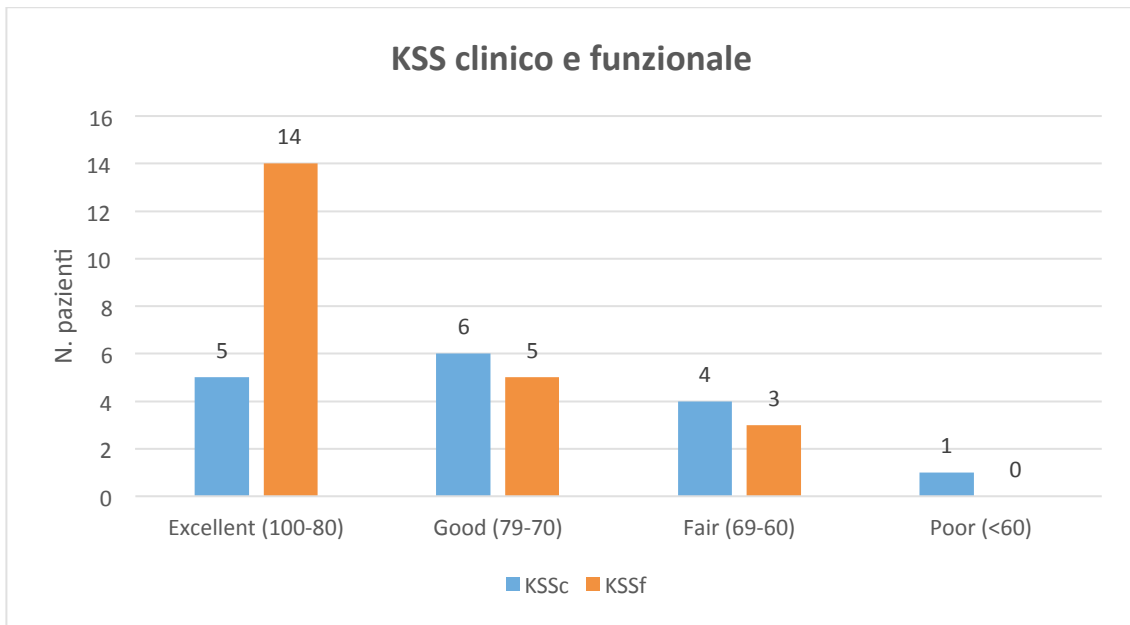


Grafico 6.12 – Distribuzione dei pazienti all'interno degli intervalli di riferimento di KSSc e KSSf.

6.4 Discussione

Ad oggi sono pochi gli studi che hanno utilizzato la tecnica RSA dinamica per studiare la biomeccanica del ginocchio protesizzato. Alcuni studi sono stati effettuati con altre tecniche ma nessuna di esse aveva un'accuratezza superiore alla RSA.

Anche Tashman S. ha messo a punto un set-up utile alla valutazione tramite RSA dinamica della funzione di legamenti, cartilagine e dischi intervertebrali, tuttavia gli studi sono ancora in corso e attualmente sono disponibili solo dati preliminari peraltro non direttamente confrontabili con i nostri.

Dai risultati ottenuti e dai punteggi KSSc medi del pre e post-operatorio si evince chiaramente come lo stato clinico dei pazienti in esame sia nettamente migliorato a seguito dell'intervento.

L'andamento generale degli score clinici e funzionali rivela come la maggior parte dei pazienti tendano ad avere punteggi di KSSf spesso superiori rispetto al KSSc, probabilmente legato al fatto che gli stessi, nonostante il dolore accusato e/o la lieve

instabilità dell'arto, eseguono il movimento in maniera soddisfacente. Al contrario, altri pazienti, nonostante abbiano uno score clinico accettabile, mostrano uno score funzionale inferiore rispetto a quello atteso, probabilmente imputabile ad abitudini di vita, età, comorbidità, etc.

Dai risultati ottenuti, tramite tecnica di RSA dinamica, risulta evidente come questi riproducano quantitativamente i dati ipotizzati.

Una prima analisi dei dati di rotazione evidenzia nell'angolo di flessione-estensione una apparente iperestensione del ginocchio. Ciò è dovuto alla metodica di posizionamento delle componenti protesiche. Infatti il piatto tibiale viene posizionato con un'inclinazione posteriore di 3° - 5° mentre il femore è posizionato con un'inclinazione anteriore (non quantificata).

Dato che in RSA non ci sono informazioni sugli assi meccanici e anatomici delle componenti ossee, tale inclinazione delle componenti protesiche non può essere compensata. Da ciò i valori di iperestensione sono da considerarsi apparenti.

Per quanto riguarda l'andamento complessivo medio degli andamenti di flessione-estensione nei vari task motori, essi rientrano perfettamente all'interno degli andamenti previsti, riproducendo quanto atteso nei singoli task.

Lo stesso dicasi per quanto riguarda le rotazioni in varo valgo, che mostrano un andamento stabile, in accordo con un corretto posizionamento della protesi e bilanciamento legamentoso.

Per quanto concerne le rotazioni interne-esterne, si rileva un'extrarotazione del femore in fase di flessione del ginocchio, che si riduce durante le fasi di estensione.

Questo andamento è presente in tutti i task motori, con sottili differenze compatibili con il vincolo di attrito tra pavimento e piedi del paziente.

Passando alle traslazioni, non si rilevano movimenti significativi nel caso delle medio-laterali. Lo stesso dicasi per la prossimo-distale. L'unica osservazione degna di nota è il fatto che si evidenzia una tendenza da distale a prossimale durante il passaggio da flessione a estensione della gamba. Ciò è compatibile con il disegno geometrico della componente femorale, e quindi non imputabile a pattern motori particolari.

Anche l'apparente distanza tra le componenti protesiche è normale ed è dovuta al posizionamento dei sistemi di riferimento associati alle singole componenti protesiche.

Le traslazioni antero-posteriori evidenziano in tutti i task un atteggiamento posteriore del femore a ginocchio flesso, che si sposta anteriormente durante la fase di estensione. Ciò è compatibile con il meccanismo di roll-back descritto in letteratura.

Interessante è lo studio del comportamento dei singoli compartimenti mediale e laterale durante i task motori. I grafici mostrano infatti un movimento più ampio del compartimento laterale, rispetto al mediale durante i movimenti di flesso-estensione del ginocchio in tutti i task motori. Questo mostra, in maniera evidente, il meccanismo di pivot sul compartimento mediale e il meccanismo di screw-home che avviene durante il movimento del ginocchio.

I risultati ottenuti dal task motorio “discesa di uno scalino con controllo” evidenziano come la presenza dell'arto di sostegno produca movimenti più bruschi e veloci, con conseguente minore stabilità e fluidità del movimento stesso, imputabile probabilmente sia alla sensazione d'instabilità dovuta all'impianto sia ad una componente psicologica del paziente.

Interessante è stato constatare come durante la “discesa di uno scalino con impatto” i pazienti flettessero l'arto qualche istante prima di prendere contatto col terreno, in modo tale da prepararsi ad assorbire il carico in maniera più efficiente.

Inoltre abbiamo confrontato i dati della cinematica intra-operatori con quelli post-operatori prendendo in esame solo il task motorio dell'alzata dalla sedia. Infatti I pazienti analizzati sono stati operati utilizzando la tecnica della navigazione chirurgica. Ciò ha permesso la valutazione intraoperatoria della cinematica articolare con il paziente sotto anestesia, e quindi senza il controllo muscolare e propriocettivo. Tra tutti i movimenti che si effettuano in sala operatoria, quello più confrontabile con i task motori studiati è quello della flesso-estensione passiva, che è paragonabile a quello dell'alzata dalla sedia. Per questo motivo si è deciso di confrontare i dati di questi due task e valutare così le differenze tra movimento passivo senza carico sull'articolazione e movimento attivo sotto carico. L'analisi dei grafici ha permesso di notare una differenza significativa nel caso della traslazione antero-posteriore come è possibile vedere nei grafici (grafico 6.13-6.14). Infatti, sebbene l'andamento confermi meccanismo di roll back, la forma dei due grafici risulta evidentemente differente. La differenza fondamentale sta nella diversa concavità delle due

curve. Si nota infatti che la traslazione anteriore del femore è più veloce nel caso dell'alzata dalla sedia, per poi rallentare durante il resto del movimento, inoltre si può apprezzare come la componente femorale si posizioni anteriormente durante il movimento di estensione, per poi compiere una traslazione posteriore da 30° a gamba estesa. L'ipotesi che è stata fatta, è che all'inizio della fase di alzata, la contrazione muscolare necessaria al sollevamento produca lo spostamento anteriore del femore e quindi l'andamento rappresentato. Al contrario, intraoperatoriamente, il movimento di flessione segue il design della protesi e i vincoli delle strutture legamentose, generando l'andamento illustrato.

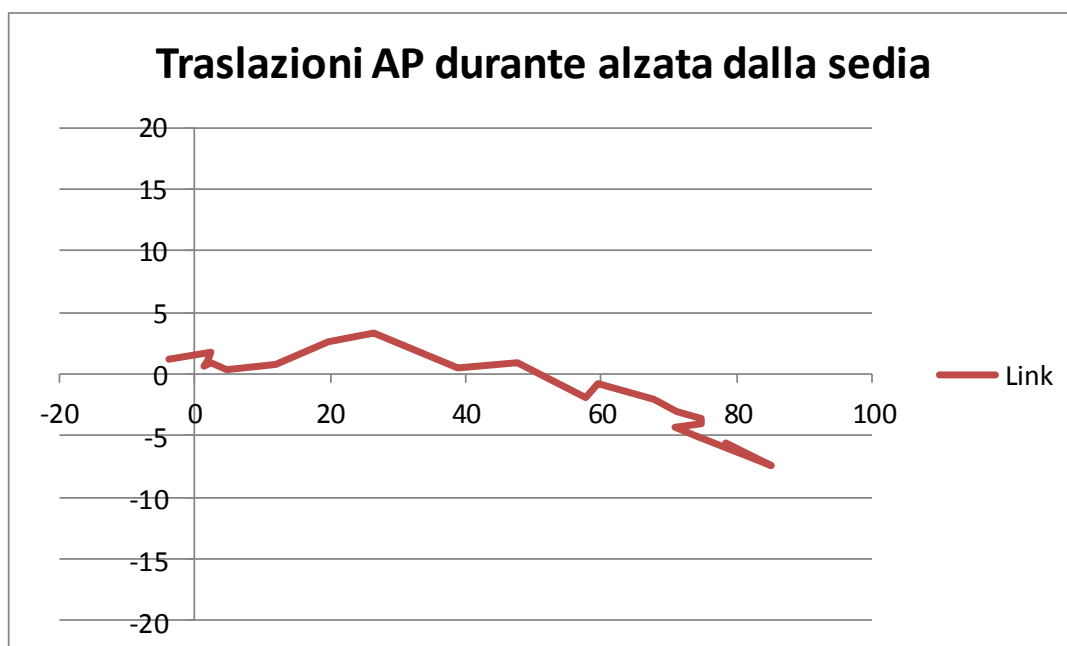


Grafico n. 6.13 - Andamento delle traslazioni antero-posteriori e durante l'alzata dalla sedia nel post-operatorio con RSA

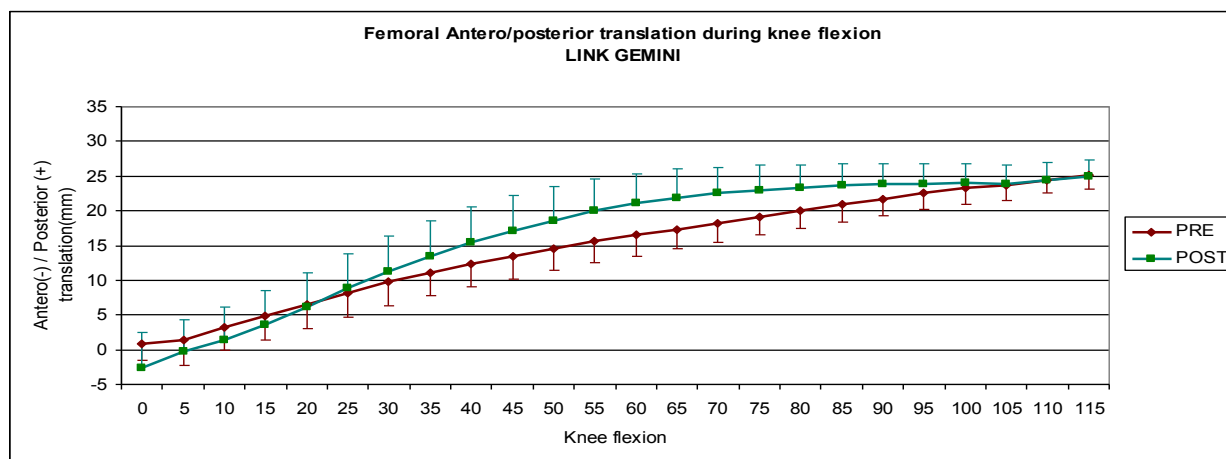


Grafico n.6.14 - Andamento della traslazione antero-posteriore della componente femorale rispetto alla componente tibiale durante l'alzata dalla sedia

6.5 Conclusioni

L'obiettivo di questo studio era quello di analizzare la cinematica articolare del ginocchio protesizzato in pazienti durante i vari movimenti considerati in questa trattazione tramite tecnica RSA dinamica e confrontarla con la cinematica articolare intraoperatoria eseguita con navigatore.

Questo studio pionieristico rappresenta un passo in più verso la validazione dell'RSA come tecnica di studi della cinematica articolare e della valutazione funzionale delle diverse articolazioni e quindi anche il confronto di diversi modelli protesici.

In futuro, le implementazioni nella tecnica RSA dinamica saranno:

- l'ottimizzazione dei parametri radiologici col fine di ridurre la dose e migliorare la qualità dell'immagine;
- lo studio di algoritmi di posizionamento automatico più efficienti;
- una maggiore numerosità della popolazione di studio;
- la standardizzazione dei movimenti studiati;
- lo studio di altri di task motori come ad esempio il piegamento, il ROM, la pedalata;

- l'analisi dei singoli comportamenti articolari e della rotula non protesizzata;
- lo studio di altre tipologie di articolazioni protesizzate, come l'anca e la spalla.

In conclusione, l'RSA dinamica rappresenta "un passo verso il futuro". Essa, infatti, costituisce un punto di partenza per:

- la realizzazione di design protesici innovativi, più efficienti e che meglio riproducano il movimento fisiologico;
- l'ideazione di nuove strategie chirurgiche;
- l'ampliamento del bagaglio di conoscenze sulla cinetica funzionale delle articolazioni.

Allegati

Allegato 1

CARTELLA CLINICA PAZIENTE RSA
(VAS, KSSc-KSSf, Womac, Oxford, Tegner, Lisholm)
FOLLOW-UP _____

NOME _____ COGNOME _____

Professione _____ TEL: _____

Arto operato _____

Tipo di protesi _____

	PRE-	ATTUALE
--	-------------	----------------

	OPERATORIO	
PESO	Kg	Kg
ALTEZZA	cm	cm
DOLORE VAS 1-10		
FREQUENZA DOLORE (mai, raramente, a volte, spesso, sempre)		
DOLORE NOTTURNO INTENSITÀ		
DOLORE NOTTURNO FREQUENZA		
INTERFERENZA CON ATTIVITÀ LAVORATIVA (1-10)		
DOLORE DURANTE IL CAMMINO (1-10)	Si ___ Intensità ___ NO ___	Si ___ Intensità ___ NO ___
DISTANZA PERCORSA SU SUPERFICIE PIANA	<i>min</i> _____	<i>min</i> _____

> **DEAMBULAZIONE PREOPERATORIA**

- incapace
- solo a casa
- <500mt
- 500-1000mt
- >1000mt
- Illimitata

> **DEAMBULAZIONE ATTUALE**

- incapace
- solo a casa
- <500mt
- 500-1000mt
- >1000mt
- illimitata

DOLORE (INTENSITÀ 1-10)	PRE-OPERATORI O	ATTUALE
Girarsi facendo punto fisso sul ginocchio		

Piegarlo/Raddrizzarlo completamente		
Sedersi		
Salire e scendere le scale		
Alzarsi in piedi da seduto		
Al max ROM		

GONFIORE	PRE-OPERATORI O	ATTUALE
A riposo (frequenza) (mai, a volte, spesso, sempre)		
Dopo es fisico		

	PRE-OPERATORIO	ATTUALE
ROM(0-140°)		
Allineamento (varo/valgo°)		

> **EXTENSION LAG (SE PRESENTE)**

- <10°
- 10-20°
- >20

> **CONTRATTURA IN FLESSIONE (se presente crocettare)**

- 5-10°
- 10-15°
- 16-20°
- >20°

> **STABILITÀ AP (in mm)**

- <5mm
- 5-10mm
- >10mm

> **STABILITÀ IN VARO-VALGO (in°)**

- <5°
- 5-9°
- 10-14°
- >15°

	PRE-OPERATORIO	ATTUALE
Zoppia (Frequenza)		
Scrosci, scricchiolii (Frequenza)		
Episodi di blocco Vita Quotidiana (Frequenza)		
Episodi blocco durante Es Fisico (Frequenza)		
Rigidità al Risveglio (Intensità Se Presente)		
Episodi di Instabilità (Si/No)		
Frequenza Instabilità (Domestica/Es Fisico)		

DIFFICOLTÀ A:	PRE-OPERATORI O	ATTUALE
Salire le scale (specificare anche se si appoggia)		
Scendere le scale (specificare anche se si appoggia)		
Alzarsi da seduto		
Inginocchiarsi		
Guidare l'auto		
Camminare su superficie piana		
Shopping		
Vestirsi		
Sdraiarsi		
Andare al bagno		
Piegarsi per raccogliere un oggetto		
Lavori casalinghi leggeri		
Lavori casalinghi pesanti		
Ausili locomozione (si/ no) quali		

TEGNER SCORE
A quale livello di attività può partecipare regolarmente?

10	Sport agonistici: Calcio in seria A, B, C
9	Sport agonistici: Calcio in categorie minori, Hockey, Rugby, Arti, Marziali, Ginnastica artistica
8	Sport agonistici: Atletica (salti etc.), Sci alpino, Squash
7	Sport agonistici: Tennis, Atletica (corsa), Motocross, Pallamano, Pallacanestro Sport amatoriali: Calcio, Hockey, Squash, Atletica (salti)
6	Sport amatoriali: Tennis, Pallamano, Pallacanestro, Sci alpino, Jogging su terreno sconnesso almeno <i>5 volte alla settimana</i>
5	Attività lavorativa: lavori pesanti (muratore); Sport agonistici: Ciclismo, Sci da fondo; Sport amatoriali: Jogging su terreno sconnesso almeno <i>2 volte</i> alla settimana
4	Attività lavorativa di moderata intensità (camionista); Sport amatoriali: Ciclismo, Sci da fondo, Jogging su terreno regolare <i>almeno 2 volte alla settimana</i>
3	Attività lavorativa: lavori leggeri (infermiere) Sport: nuoto (a livello agonistico o amatoriale), Camminare nel bosco
2	Attività lavorativa: lavori leggeri Camminare su terreni sconnessi ma non nei boschi
1	Attività lavorativa: lavori sedentari Camminare su terreno regolare
0	Stato di invalidità per la patologia del ginocchio

PRIMA DEL TRAUMA O INSORGENZA DEI SINTOMI _____
 (indicare tipo di sport, livello e frequenza di pratica)

SUBITO PRIMA DELL'INTERVENTO CHIRURGICO _____
 (indicare tipo di sport, livello e frequenza di pratica)

ATTUALMENTE _____
 (indicare tipo di sport, livello e frequenza di pratica)

Ringraziamenti

- *Desidero ringraziare il relatore di questa tesi, il prof. M. Marcacci, per avermi dato la preziosa e di inestimabile valore possibilità di confrontarmi con questo progetto tanto affascinante quanto pionieristico.*
- *Doverosi ringraziamenti vanno alla Dott.ssa L. Bragonzoni, al Dott. M. Bontempi per il loro costante aiuto e sostegno durante l'intero percorso.*

Bibliografia

1. Euler L. Novi commentarii academiae scientiarum Petropolitanae (1775), 20 : 189-207; 1776. Reprint in: Leonhardi Euleri Opera Omnia, Formulae generales protranslatione quacunquē corporum rigidorum. Series Secunda. (Ed. Blanc C). Orell Fussli Turici, Basel; 9 : 84-98, 1968
2. Ryd L, Albrektsson BE, Carlsson L, Dansgard F, Herberts P, Lindstrand A, Regner L, Toksvig-Larsen S. Roentgen stereophotogrammetric analysis as a predictor of mechanical loosening of knee prosthesis. *Clin Orthop* (251): 189-197, 1990
3. Karrholm J. Roentgen stereophotogrammetry. Review of Orthopedic Applications *Acta Orthop. Scand* 1989 60(4). 491-503
4. I.A. Kapandji, *Fisiologia Articolare, schemi commentati di meccanica umana*, vol.2 arto inferiore, Prima edizione italiana a cura di Leonardo Gui 1983, Roma, Marrapese Editore DEMI-Roma, 2011.
5. Ryd L., Boegård T., Egund N., Lindstrand A., Selvik G., Thorngren KG. Migration of the tibial component in successful unicompartmental knee arthroplasty. A clinical, radiographic and roentgen stereophotogrammetric study. *Acta Orthop. Scand.* 54: 408-416, 1983
6. Bojan, A. J., Bragdon, C., Jönsson, A., Ekholm, C., & Kärrholm, J. (2015). Three dimensional bone-implant movements in trochanteric hip fractures: Precision and accuracy of radiostereometric analysis in a phantom model. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 33(5), 705–11
7. S. Giannini C. Faldini “Manuale di Ortopedia e Traumatologia”, Torino, Edizioni Minerva Medica, 2008
8. Jevsevar, D. S., Brown, G. A., Jones, D. L., Matzkin, E. G., Manner, P. A., Mooar, P, Gross, L. (2013). The American Academy of Orthopaedic Surgeons evidence-based guideline on: treatment of osteoarthritis of the knee, 2nd edition. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 95(20), 1885–6
9. Schurman DJ, Smith RL. Osteoarthritis: current treatment and future prospects for surgical, medical, and biologic intervention. *Clin Orthop Relat Res* 2004; (Suppl 427): S183-9.
10. Watterson JR, Esdaile JM. Viscosupplementation: therapeutic mechanisms and clinical potential in osteoarthritis of the knee. *J Am Acad Orthop Surg* 2000; 8:277-84..
11. Leopold SS, Redd BB, Warme WJ, Wehrle PA, Pettis PD, Shott S. Corticosteroid compared with hyaluronic acid injections for the treatment of osteoarthritis of the knee. A prospective, randomized trial. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A:1197-203

12. Mehraban F, Lark MW, Ahmed FN, Xu F, Moskowitz RW. Increased secretion and activity of matrix metalloproteinase-3 in synovial tissues and chondrocytes from experimental osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 1998;6: 286-94
13. Tetlow LC, Adlam DJ, Woolley DE. Matrix metalloproteinase and proinflammatory cytokine production by chondrocytes of human osteoarthritic cartilage: associations with degenerative changes. *Arthritis Rheum* 2001;44: 585-94
14. Listrat V, Ayrat X, Patarnello F, Bonvarlet JP, Simonnet J, Amor B, et al. Arthroscopic evaluation of potential structure modifying activity of hyaluronan (Hyalgan) in osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 1997;5: 153-60
15. Frizziero L, Govoni E, Bacchini P. Intra-articular hyaluronic acid in the treatment of osteoarthritis of the knee: clinical and morphological study. *Clin Exp Rheumatol* 1998;16:441-9
16. Guidolin, D. D., Ronchetti, I. P., Lini, E., Guerra, D., & Frizziero, L. (2001). Morphological analysis of articular cartilage biopsies from a randomized, clinical study comparing the effects of 500-730 kDa sodium hyaluronate (Hyalgan) and methylprednisolone acetate on primary osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis and Cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 9(4), 371–81
17. Baumgaertner MR, Cannon WD Jr, Vittori, JM, Schmidt ES, Maurer RC. Arthroscopic debridement of the arthritic knee. *Clin Orthop* 1990; 253:197-202
18. Rand JA. Role of arthroscopy in osteoarthritis of the knee. *J Arthroscopy* 1991;7: 358-63
19. McGinley BJ, Cushner FD, Scott WN. Debridement arthroscopy. 10-year follow-up. *Clin Orthop Relat Res* 1999; 367:190-4
20. Clarke HD, Scott WN. The role of debridement: through small portals. *J Arthroplasty* 2003; 18(Suppl 1):10-3
21. Komistek RD, Dennis DA, Northcut EJ, Wood A, Parker AW, Traina SM. An in vivo analysis of the effectiveness of the osteoarthritic knee brace during heel-strike of gait. *J Arthroplasty* 1999; 14:738-42
22. Hewett TE, Noyes FR, Barber-Westin SD, Heckmann TP. Decrease in knee joint pain and increase in function in patients with medial compartment arthrosis: a prospective analysis of valgus bracing. *Orthopedics* 1998; 21:131-8
23. Lindenfeld TN, Hewett TE, Andriacchi TP. Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 344:290-7
24. EFORT Textbook, European Surgical Orthopaedics and Traumatology, Londra, George Bentley Editor, 2014

25. Stulberg BN, Insall JN, Williams GW, Ghelman B. Deep-vein thrombosis following total knee replacement. An analysis of six hundred and thirty-eight arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(2):194–201
26. Hanssen AD, Rand JA. Evaluation and treatment of infection at the site of a total hip or knee arthroplasty. *Instr Course Lect.* 1999;48:111–22
27. Hanssen AD, Rand JA, Osmon DR. Treatment of the infected total knee arthroplasty with insertion of another prosthesis. The effect of antibiotic-impregnated bone cement. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;309:44–55
28. Wilson MG, Kelley K, Thornhill TS. Infection as a complication of total knee-replacement arthroplasty. Risk factors and treatment in sixty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(6):878–83
29. Boldt JG, Munzinger UK, Zanetti M, Hodler J. Arthrofibrosis associated with total knee arthroplasty: gray-scale and power Doppler sonographic findings. *AJR Am J Roentgenol.* 2004;182(2):337–40
30. Casino D, Zaffagnini S, Martelli S, Lopomo N, Bignozzi S, Iacono F, Russo A, Marcacci M. Intraoperative evaluation of total knee replacement: kinematic assessment with a navigation system. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2009 Apr;17(4):369-73.
31. Dennis DA, Komistek RD, Scuderi GR, et al. 2007. Factors affecting flexion after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 464:53–60
32. Johal P, Williams A, Wragg P, Hunt D, Gedroyc W (2005) Tibiofemoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using “interventional” MRI. *J Biomech* 38:269–276.
33. Bertin KC, Komistek RD, Dennis DA, et al. 2002. In vivo determination of posterior femoral rollback for subjects having a NexGen posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 17:1040–1048
34. Anouchi YS, McShane M, Kelly F Jr et al (1996) Range of motion in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 331:87–92.
35. Hartford JM, Banit D, Hall K et al (2001) Radiographic analysis of low contact stress meniscal bearing total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am* 83:229–234.
36. Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997) In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 12:297–304.
37. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE Jr et al (1998) In vivo anteroposterior femorotibial translation: a multicenter analysis. *Clin Orthop Relat Res* 356:47–57.
38. Victor J, Bellemans J. 2006. Physiologic kinematics as a concept for better flexion in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 452:53–58.

39. Engh GA, Ammeen D. Is an intact anterior cruciate ligament needed in order to have a well-functioning unicondylar knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 2004; 428:S 170–3
40. Selvik G. A roentgen-stereophotogrammetric method for the study of the kinematics of the skeletal system. Thesis. University of Lund, Lund. Sweden 1974. Reprinted *Acta Orthop Scand* 1989, 60(4). Suppl 232
41. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetric analysis. Review Article *Acta Radiol.*, Vol. 31, Fasc. 2, 113-126, 1990
42. Selvik G., Alberius P., Aronson A.S. A roentgen-stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol (Diagn) (stockh)*, 24(4) : 343-52, 1983
43. Selvik G., Alberius P., Fahlman M. Roentgen stereophotogrammetry for analysis of cranial growth. *Am. J. Orthop.* 89(4): 315-325, 1986
44. Ryd L., Boegård T., Egund N., Lindstrand A., Selvik G., Thorngren KG. Migration of the tibial component in successful unicompartmental knee arthroplasty. A clinical, radiographic and roentgen stereophotogrammetric study. *Acta Orthop. Scand.* 54: 408-416, 1983
45. Ryd L., Lindstrand A., Stenström A., Selvik G. Porous coated anatomic tricompartmental tibial component. *Clin. Orthop.* 251: 189-197, 1990
46. Ryd L., Toksvig-Larsen S. Postoperative fixation of tibial components: An in vivo roentgenstereophotogrammetric analysis. *J. Orthop. Res.* 11:142-8, 1993
47. Ryd L, Albrektsson BE, Carlsson L, Dansgard F, Herberts P, Lindstrand A, Regner L, Toksvig-Larsen S. Roentgen stereophotogrammetric analysis as a predictor of mechanical loosening of knee prosthesis. *Clin Orthop* (251): 189-197, 1990
48. Ryd L, Egund N. Subsidence of tibial components in knee arthroplasty. A comparison between conventional radiography and roentgen stereophotogrammetry *Invest. Radiol.* 30(7): 396-400, 1995
49. Karrholm J. Roentgen stereophotogrammetry. Review of Orthopedic Applications *Acta Orthop. Scand* 1989; 60(4). 491-503
50. Baldursson H., Hansson L. I., Olsson T.H., Selvik G. Migration of the acetabular socket after total hip replacement determined by roentgen-stereophotogrammetry *Acta Odontol. Scand.* 51(39): 535-540
51. Soavi R, Loreti I, Bragonzoni L, La Palombara PF, Visani A, Marcacci M. A roentgen stereophotogrammetric analysis of unicompartmental knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002 Aug;17(5):556-61
52. Ähl I., Dalén N., Holmberg S., Selvik G. Early weight bearing of displaced ankle fractures. *Acta Orthop. Scand.*, 58(5): 535-538, 1987

53. Valstar ER., Botha CP., Van der Glas M., Rozing PM., Van der Helm F., Post FH., Vossepoel AM. Towards computer-assisted surgery in shoulder joint replacement. *ISPRS* 56: 326-337, 2002
54. Kärrholm J, Gill RH, Valstar ER. The history and future of radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;448:10-21
55. Ryd L, Albrektsson BE, Carlsson L, Dansgard F, Herberts P, Lindstrand A, Regner L, Toksvig-Larsen S. Roentgen stereophotogrammetric analysis as a predictor of mechanical loosening of knee prosthesis. *Clin Orthop* (251): 189-197, 1990
56. Ryd L. The role of Roentgen stereophotogrammetric Analysis (RSA) in knee surgery. *The American Journal of Knee Surgery*, Winter 1992, Vol 5, N° 1, 44-53
57. Rune B., Sarnas K.V., Selvik G., Jacobsson S. Movement of the cleft maxilla in infants relative to the frontal bone. A roentgen-stereophotogrammetric study with the aid of metallic implants. *Cleft Palate J.* 17(2): 155-174, 1980
58. Alberius P. Bone reactions to tantalum marker. A scanning electron microscopic study. *Acta Anat.* 115: 310-318, 1983
59. Kärrholm J, Ryd L, Toksvig-Larsen S, Nilsson KG, Kienapfel H. EORS Instructional Course Lecture on RSA. pp. 1-36, Munchen, Germany, July 1995
60. Rune B. Roentgen-stereophotogrammetry and metallic implants in the study of craniofacial anomalies. Thesis. University of Lund, Malmö, Sweden, 1980
61. Werman BS., Rietschel RL. Chronic urticaria from tantalum staples. *Arch. Dermatol.* 117(7): 438-439, 1981
62. Bey MJ, Zael R, Brock SK, Tashman S. Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, in vivo glenohumeral joint kinematics. *J Biomech Eng.* 2006;128(4):604-9
63. Tashman S., Anderst W. In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency. *J Biomech Eng.* 2003;125(2):238-45
64. Beillas, P., Papaioannou, G., Tashman, S., & Yang, K. H. (2004). A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 37(7), 1019–30
65. Anderst, W. J., & Tashman, S. (2003). A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1291–9

66. Bey, M. J., Kline, S. K., Tashman, S., & Zauel, R. (2008). Accuracy of Biplane x-ray imaging combined with model-based tracking for measuring in-vivo patellofemoral joint motion. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 3(1), 38
67. Hoshino, Y., Wang, J. H., Lorenz, S., Fu, F. H., & Tashman, S. (2012). The effect of distal femur bony morphology on in vivo knee translational and rotational kinematics. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 20(7), 1331–8