Indice

Introduzione 1

Capitolo 1

Istituto Ortopedico Rizzoli – Laboratorio di Analisi del Movimento 3

1.1 Generalità 3

1.2 Scopi 4

1.3 Attività e strumentazioni di ricerca 5

1.3.1 Gait Analysis 5

1.3.2 Navigazione chirurgica 6

1.3.3 Fluoroscopia 7

1.3.4 Radiostereometria 7

1.4 Attività in ambito industriale 8

Capitolo 2

Anatomia e sostituzione protesica di ginocchio 9

2.1 I piani principali del corpo umano 9

2.2 Movimenti del ginocchio 11

2.3 Anatomia del ginocchio 12

2.3.1 Strutture ossee 12

2.3.2 Tessuti molli 17

2.4 Patologie che colpiscono il ginocchio 21
2.4.1 Classificazione 21
2.4.2 Artrosi 22
2.4.3 Sindromi rotulee 23
2.5 La protesica articolare 23
2.5.1 Requisiti e scopi 23
2.5.2 Disegni protesici 25
2.5.3 Ricopertura della rotula : evoluzione storica 27
2.5.4 Ricopertura della rotula : disegni protesici di inserto rotuleo 28
2.5.5 Ricopertura della rotula : interazioni troclea-patella 29
2.6 Materiali utilizzati e fissazione 30
2.7 Cenni di biomeccanica articolare 31
2.7.1 Articolazione tibio-femorale 32
2.7.2 Articolazione femoro-rotulea 34
2.7.3 Comnvenzioni angolari 38
2.7.4 Convenzioni anatomiche del complesso articolare 41

Capitolo 3

Materiali e metodi 45
3.1 Cenni sulla Navigazione Chirurgica 45
3.1.1 Generalità 45
3.1.2 Innovazione della tracciabilità della rotula 47
3.1.3 Acquisizione dati intra-operatori 48
3.2 Video-fluoroscopia 50
3.2.1 Generalità 50
3.2.2 Acquisizione e correzione della distorsione 51
3.2.3 Compiti motori 54
3.2.4 Registrazione spaziale 55
3.2.5 Elaborazione dati 56
3.3 Attività di tirocinio 58
3.3.1 Sessioni sperimentali 58
3.3.2 Breve commento sulle variabili dei grafici 58

Capitolo 4

Risultati e discussione.....61
4.1 Ripetibilità intraoperatore.....61
4.1.1 Prova ripetuta di fluoroscopia tradizionale TJF.....62
4.2 Fluoroscopia TFJ vs TFJ intra-operatoria.....63
4.2.1 Paziente #1.....63
4.2.2 Paziente #2.....66
4.3 Fluoroscopia PFJ vs PFJ intra-op.....69
4.3.1 Paziente #1.....69
4.3.2 Paziente #2.....73
4.4 Discussione cinematica dei grafici.....76
4.5 Difficoltà tecniche e limiti.....78
4.6 Sviluppi futuri.....78

Conclusioni.....81

Bibliografia.....83

Ringraziamenti.....87

Introduzione

L' Artroplastica Totale di Ginocchio è una delle più comuni forme di impianto di protesi articolari. Può essere necessaria per svariati motivi; nella maggior parte dei casi derivanti da artrosi che provoca dolore ed un'alterata cinematica del movimento articolare. A questo proposito risulta quindi necessario conoscere quale sia il reale cinematismo dell'articolazione protesizzata e quanto questa si avvicini a quella di un ginocchio sano, in modo da studiare innovative protesi e tecniche di intervento sempre più efficaci. Attualmente la cinematica dell'articolazione che vede interessati femore e tibia risulta essere molto attendibile. Esistono infatti molti studi che concordano su quale sia il reale movimento dell' articolazione tibio-femorale (TibioFemoral Joint - TFJ). Due dei metodi più precisi che hanno portato a questo risultato sono sicuramente lo studio delle cinematiche articolari attraverso navigatore chirurgico e attraverso fluoroscopia. Si potrebbe quindi pensare di applicare gli stessi metodi anche per conoscere meglio la biomeccanica dell'articolazione patello-femorale (PatelloFemoral Joint - PFJ). L' applicazione di questi metodi alla PFJ però non risulta altrettanto semplice. In letteratura molti lavori hanno studiato il movimento della rotula con tecniche e metodi diversi e in diverse condizioni: pre- e post-chirurgiche, riabilitative, in-vivo, in-vitro, prima e dopo un'artroplastica totale di ginocchio. E' difficile realizzare una validazione e un confronto oggettivo tra questi studi, in quanto utilizzano metodi e convenzioni molto diversi per descriverne la cinematica. Considerando la Navigazione Chirurgica, dallo studio in-vitro della cinematica su reperi anatomici, si sono trovati risultati molto affidabili. Si è dunque passati ai primi casi in-vivo. L' applicazione di questa tecnica è tutt'ora in fase sperimentale, ma lo studio in atto ha già portato a ottimi risultati, e le numerose

pubblicazioni su riviste specialistiche ne sono la conferma. Il problema della rilevazione della cinematica patellare intra-operatoria è però il brevissimo tempo che trascorre tra l'impianto della protesi e il momento in cui vengono rilevati i dati cinematici. Per migliorare quindi la precisione sulla reale cinematica in-vivo dell' articolazione patello-femorale si può pensare quindi ad un'analisi fluoroscopica con lo scopo di ricostruire il movimento tridimensionale della PFJ a partire da immagini bidimensionali dopo l'operazione chirurgica, a distanza di mesi dall'intervento. Questa tecnica è ad oggi fra i metodi meno invasivi e più precisi di effettuare un indagine di follow-up sui movimenti articolari. Il confronto tra i dati pervenuti da Navigazione Chirurgica e Fluoroscopia è dunque di grande interesse. Tutto ciò porterebbe sia ad una ulteriore validazione della tecnica intra-operatoria sia ad un controllo sulla buona riuscita dell'impianto. Le fluoroscopie rotulee studiate e analizzate in questa tesi risultano essere ad oggi i primi risultati in-vivo.

Lo scopo è dunque quello di confrontare la cinematica intra-operatoria e quella di follow-up a sei mesi per capire se, prendendo per assodata la cinematica intra-operatoria, la tecnica meno invasiva della fluoroscopia sia ugualmente attendibile e veritiera, e come eventualmente differiscono i compiti motori sotto carico. Inoltre, dato che tale tracciamento viene realizzato per la prima volta, una buona confrontabilità dei dati ricavati con le due tecniche confermerebbe l'efficacia possibile della tecnica fluoroscopica anche per la rotula, oltre che del femore e della tibia.

Capitolo 1
Istituto Ortopedico Rizzoli
Laboratorio di Analisi del Movimento

1.1 Generalità

Fig. 1.1*-Visuale dello IOR*

L'Istituto Ortopedico Rizzoli (IOR) ha trovato sede, nel 1896, anno della sua fondazione, nel complesso monastico di San Michele in Bosco ubicato sulla collina a poca distanza dal centro storico di Bologna.

Lo IOR è un istituto che si occupa al tempo stesso di cura e di ricerca. L'alto livello assistenziale è il frutto di un intenso lavoro di ricerca scientifica e del trasferimento dei risultati della ricerca nella pratica clinica. Tutto ciò volto ad offrire assistenza all' avanguardia e di qualità ai pazienti. Il Centro Ricerca Codivilla-Putti e il Poliambulatorio sono ubicati poco lontani dall' Ospedale.

Il Laboratorio di Analisi del Movimento è stato istituito nel 1989 con la finalità di fornire valutazioni funzionali dell'apparato locomotore in condizioni normali e patologiche attraverso sistemi computerizzati per l'analisi strumentale quantitativa del movimento. Ha sede presso il Centro di Ricerca Codivilla-Putti, Poliambulatorio poco distante dall' Ospedale. In questa sede vi sono gli uffici amministrativi, gli uffici ingegneristici in cui

vengono effettuate le analisi a computer dei dati, sale riunioni in cui vengono effettuati confronti tra Ingegneri, Chirurghi, Medici dello staff ed eventuali ospiti. In passato all' interno del centro ricerca vi erano anche gli strumenti e il laboratorio utilizzato per la Gait Analysis, poi trasferitosi per necessità logistiche presso l' Ospedale.

1.2 Scopi

Il Laboratorio, in stretta collaborazione con la Clinica Ortopedica dell'Università degli Studi di Bologna e Clinica Ortopedica e Traumatologica II, da anni si occupa quindi dell'analisi del movimento umano, e in particolare del cammino, seguendo opportuni protocolli di ricerca definiti in funzione alle patologie studiate.
Medici chirurghi, fisiatri ed ingegneri lavorano con alto livello di integrazione nelle valutazioni quantitative supervisionando anche il lavoro di studenti, dottorandi afferenti sia alla Facoltà di Medicina e Chirurgia che di Ingegneria e alle Scuole di Specializzazione in Ortopedia e Medicina Fisica e Riabilitazione, nonché agli studenti del corso di laurea in Podologia, Tecnico Ortopedico e Fisioterapista.
Gli obiettivi che il laboratorio si propone di raggiungere sono i seguenti:

- costituire un centro di riferimento per la valutazione funzionale di pazienti con malattie dell'apparato locomotore a scopo valutativo, diagnostico e terapeutico;
- riuscire ad identificare chiaramente, già nella fase precoce della sperimentazione clinica, i singoli parametri numerici più rivelatori del possibile fallimento finale degli impianti protesici. Questi parametri, da monitorare durante i follow-up del paziente, possono essere misure dirette fatte sul paziente con le tecniche esposte, o risultato anche di analisi e simulazioni avanzate tramite i modelli al calcolatore sempre basate sulle analisi strumentali in-vivo;
- costituire un centro di riferimento per lo studio di protocolli di analisi del movimento che dimostrino esportabilità clinica nei servizi di riabilitazione o nei centri ortopedico-traumatologici periferici.

1.3 Attività e strumentazioni di ricerca

Gli aspetti del movimento che più vengono sviluppati durante le attività del Laboratorio riguardano da una parte la ricerca più propriamente metodologica e biomeccanica di base e dall'altra la ricerca clinica. Il Laboratorio è operante attivamente, quindi, sia nel disegno e verifica di protocolli sperimentali standardizzati per l'analisi del passo che in valutazioni cliniche di pazienti ortopedici e neurologici. Questi sono inviati al Laboratorio nell'ambito di collaborazioni cliniche, progetti di ricerca finanziati o committenze industriali. In particolare uno degli aspetti in cui il Laboratorio di Analisi del Movimento è maggiormente indirizzato è quello di comprendere pienamente le ragioni del successo o del fallimento di interventi chirurgici ortopedici o di trattamenti riabilitativi. Queste ragioni devono poter essere identificate e distinte sui singoli tipi di impianto, sulle diverse tecniche chirurgiche, ed anche sui singoli pazienti. Questo è di grande beneficio al miglioramento delle tecniche correntemente utilizzate ed al disegno di nuove. Risulta ormai dimostrato che le reali prestazioni di questi interventi sono da valutarsi sui pazienti, in-vivo, dopo l'impianto, sulle attività della vita quotidiana, in aggiunta ai test in-vitro pre-impianto.

1.3.1 Gait Analysis

Il Laboratorio si è inizialmente affermato sviluppando ed utilizzando le tecniche conosciute come 'analisi del passo'. Dispone infatti, in termini di strumentazione di sistemi di misura di posizioni, sistemi stereofotogrammetrici, piattaforme di forza, sistemi baropodometrici ed elettromiografici (EMG). Questi consentono di acquisire la posizione tridimensionale di piccoli marcatori posti esternamente sui segmenti corporei, la forza di reazione piede-suolo, e la attività muscolare, misure da utilizzare per calcolare cinematica e dinamica articolare durante i normali compiti della vita quotidiana. Questi includono il cammino, la salita/discesa delle scale, la seduta/alzata dalla sedia, la salita/discesa di un gradino. Tutto ciò in totale assenza di invasività, con il minimo disturbo per il soggetto ed in pochi minuti. Il processo di calcolo è però non banale, e può essere fatto in base a tanti diversi criteri e convenzioni: notevoli sforzi sono stati fatti da questo Laboratorio in queste direzioni, lavoro necessario per migliorare la accuratezza, ripetibilità ed interpretabilità dei risultati. L'analisi del passo è stata applicata con successo all'intero corpo e, con maggior

dettaglio, a diversi sotto-comparti anatomici quali l'arto superiore ed il piede, e su molteplici popolazioni di soggetti patologici e normali per il controllo.
Analiticamente si riportano gli strumenti utilizzati al laboratorio:

- Vicon 612 (Vicon Motion Capture, Oxford UK)-8 telecamere M2;
- 2 piattaforme di forza (Kistler, Switzerland);
- Zero-wire EMG (Aurion, Milano);
- Sistema Baropodometrico a solette (Novel, Germany);
- Sistema Baropodometrico – piattaforma/solette (Loran Engeneering);
- Elettromiografo StepPC (DEMItalia);
- Sistema sensori inerziali ActiGraph (Loran Engeneering);
- Dispositivo indossabile IDEEA (MiniSun, USA).

1.3.2 Navigazione Chirurgica

Questa moderna tecnica fornisce un importante supporto al chirurgo durante l'intervento, permettendogli una più alta precisione nella esecuzione delle azioni chirurgiche per mezzo di una vista geometrico-anatomica migliorata rispetto alle condizioni normali. Questo viene ottenuto tramite semplici insiemi di marcatori spaziali sterilizzabili rigidamente connessi con i segmenti ossei e con gli strumenti chirurgici utilizzati, tracciati nello spazio da un sistema di telecamere di nessun disturbo alle procedure chirurgiche standard. La Navigazione Chirurgica intra-operatoria viene da noi vista anche in stretta connessione con l'attività di ricerca post-operatoria del Laboratorio, potendo fornire, proprio durante la chirurgia, fondamentali informazioni dell'articolazione protesizzata, in termini di geometria dell'impianto e delle altre strutture, per più complete analisi post-operatorie dei pazienti. Sono stati eseguiti studi sulle prestazioni dei sistemi di navigazione in sala operatoria, ed anche studi di accuratezza e ripetibilità, ed infine studi *in-vitro* di fattibilità su nuove potenzialità della navigazione delle protesi di ginocchio, quali la tracciabilità e navigabilità della rotula. Quest' ultimo studio ha prodotto buoni risultati ed è in corso lo studio sulla sua fattibilità *in-vivo*. Il sistema in uso presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli (IOR), è un navigatore chirurgico della Stryker-Leibinger, Freiburg im Breisgau, Germany. Tra le diverse tipologie di navigatore chirurgico, esso si colloca tra quelli passivi che utilizzano un sistema stereo-fotogrammetrico attivo. Il sistema di navigazione comprende:

- la strumentazione elettronica per l'analisi dell'allineamento e del posizionamento delle componenti protesiche e per la valutazione della cinematica articolare del ginocchio;

- le guide di taglio, chiamate anche gighe;
- le componenti protesiche.

1.3.3 Fluoroscopia

Nel corso degli anni l'analisi del movimento tradizionale è stata integrata con strumenti avanzati di misura della cinematica tridimensionale delle articolazioni protesizzate da sequenze videofluoroscopiche. Queste tecniche permettono di monitorare, durante atti motori tipici della vita quotidiana, posizione ed orientamento relativo delle componenti protesiche impiantate con una accuratezza rispettivamente dell'ordine del millimetro e del grado. Queste tecniche sono utilizzate anche in combinazione con l'analisi del passo tradizionale, su diversi modelli a due e a tre componenti di protesi di ginocchio e di tibiotarsica; per quest'ultima anche l'inserto mobile in polietilene può essere tracciato direttamente con tale tecnica. Attualmente (e lo studio di questa tesi si basa proprio su questa innovazione) si è estesa la Fluoroscopia alla ricopertura in polietilene della rotula.
Nella sala di radiologia dell'Istituto Ortopedico Rizzoli è presente il fluoroscopio 90SX16, della CAT Medical System.

1.3.4 Radiostereometria

Ad ulteriore integrazione, in Laboratorio possono essere effettuate misurazioni del movimento relativo protesi-osso ripetute lungo il corso dei controlli routinari dei pazienti. Questo micro-movimento è stato dimostrato essere tra le cause principali del fallimento di molti impianti. Piccoli marcatori sono inseriti durante l'impianto nelle componenti protesiche e nell'osso, e sono poi monitorati con grande accuratezza tramite una doppia esposizione radiografica standard dell'articolazione in esame. Questa tecnica, denominata radiostereometria (o roentgenstereofotogrammetria o RSA), viene da molti anni utilizzata in un certo numero di centri specializzati in Europa per lo studio del rischio di mobilizzazione degli impianti protesici. La identificazione precoce di questo movimento rivela il probabile fallimento protesico con largo anticipo. Oltre ad essere un utile strumento per giudicare la prestazione dell' impianto sul singolo paziente, questa tecnica è anche fondamentale per caratterizzare mobilizzazioni tipiche di nuovi dispositivi o disegni protesici, e quindi identificare molto precocemente il suo successo o fallimento. La tecnica è applicata con successo per protesi d'anca, di ginocchio e tibiotarsica.

1.4 Attività in ambito industriale

Il Laboratorio di Analisi del Movimento offre la sua tecnologia e competenza medico-scientifica per progetti di ricerca commissionati. Queste possono riguardare la valutazione completa di protesi e dispositivi, così come procedure e trattamenti farmacologici, riabilitativi o protesici. Le analisi possono essere effettuate con simulazioni al calcolatore, in-vivo sui pazienti interessati, o in-vitro su preparati anatomici. Collaborazioni sono già state sviluppate o sono tuttora in sviluppo con: STRYKER - HOWMEDICA, STRYKER Leibinger, EXACTECH, SMITH & NEPHEW, FINSBURY, Waldemar LINK, ZIMMER, JHONSON& JHONSON, CORIN MEDICAL, IPSEN.

Capitolo 2

Anatomia e sostituzione protesica di ginocchio

2.1 I piani principali del corpo umano

Per la descrizione delle parti anatomiche e soprattutto dei movimenti eseguiti dai diversi segmenti corporei è opportuno che si utilizzino dei sistemi di riferimento idonei. Infatti la fisiologia associa a ciascun segmento corporeo un opportuno sistema di riferimento definito rispetto al sistema di riferimento principale del corpo umano. Per la definizione di tale sistema di riferimento si considera la "posizione anatomica", ovvero quella posizione in cui il corpo è in postura eretta, con gli arti inferiori uniti e quelli superiori posti parallelamente ai fianchi. E' importante, inoltre, considerare anche il centro di massa corporeo, il quale, in stazione eretta, è ubicato nella regione lombare a livello della quinta vertebra (L5).

Gli assi anatomici o principali schematizzati in 2.1 costituiscono una terna ortogonale di assi, che origina dal centro di massa del corpo e sono:

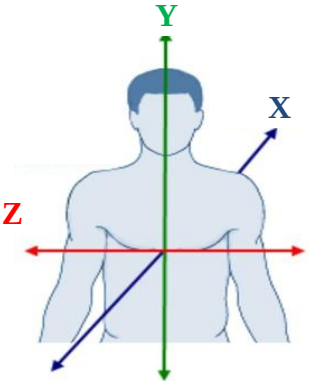

Fig. 2.1 *- Assi anatomici*

- l'asse y (*asse prossimo-distale*): è l'asse in direzione verticale e parallelo alla forza di gravità *g*, ma con verso opposto;

- l'asse z (*asse medio-laterale*): è l'asse perpendicolare ad *y* e

rivolto verso destra;

- l'asse x (asse *antero-posteriore*): è l'asse perpendicolare sia ad *y* sia a *z* e rivolto con verso anteriore.

Tali assi sono identificati come intersezione dei piani principali di figura 2.2:

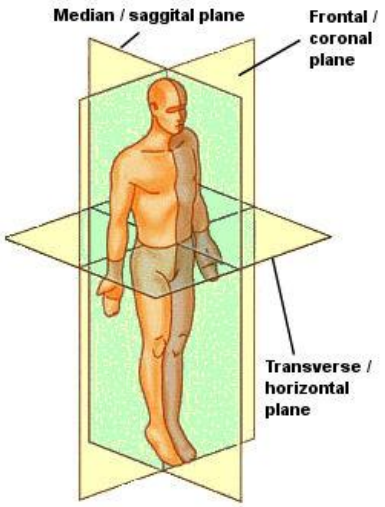

Fig. 2.2 *- Piani anatomici*

- il piano *sagittale*, definito come il piano di simmetria del corpo, è il piano verticale ed antero-posteriore, passante attraverso il centro di massa corporeo e perpendicolare all'asse *z*;

- il piano *frontale* (o coronale) è definito come il piano verticale ortogonale al piano sagittale passante per il centro di massa del corpo e perpendicolare all'asse *x*;

- il piano *orizzontale* (o trasverso), definito come il piano ortogonale ai precedenti due piani e passante anch'esso per il centro di massa del corpo, è perpendicolare all'asse *y*.

Anteriore e posteriore sono utilizzati per indicare le relazioni fra le parti davanti e dietro il piano frontale (lungo l'asse antero-posteriore, A/P). Le strutture corporee vicine e lontane al piano sagittale sono indicate rispettivamente come mediali e laterali (lungo l'asse medio-laterale, M/L). Per gli arti, i termini prossimale e distale sono relativi alla distanza fra gli estremi di un arto; quello più vicino al piano trasverso è definito prossimale e quindi l'altro viene chiamato distale (il relativo asse è l' asse prossimo-distale, P/D). Per caratterizzare i movimenti articolari, considerando che si tratta principalmente di rotazioni, si definisce il piano anatomico all'interno del quale è sviluppato il movimento e l'asse attorno al quale è stata realizzata la rotazione di tale movimento. E' importante notare come questa descrizione venga effettuata in modo oggettivo, essendo legata all'identificazione del centro di massa che non è un punto anatomico ed è interno al corpo.

2.2 Movimenti del ginocchio

- **I movimenti di flessione e di estensione**

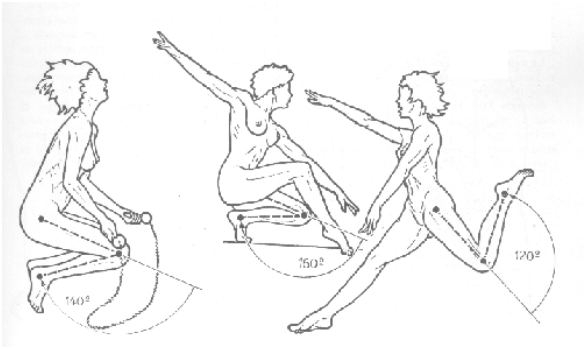

Fig. 2.3 *- Flessione/estensione*

La *flessione* è il movimento che avvicina la faccia posteriore della gamba alla faccia posteriore della coscia e viene considerato rispetto ad un asse giacente sul piano frontale e che attraversa orizzontalmente i due condili femorali (asse di flesso-estensione) (Fig 2.3).
L'*estensione* è il movimento per il quale, a partire dalla posizione anatomica, è possibile provocare, passivamente, movimenti di estensione limitati a 5° o 10° a partire dalla posizione di riferimento. E' definito anche come il movimento di ritorno che porta l' arto inferiore in flessione alla posizione di riferimento.

- **I movimenti di rotazione interna ed esterna**

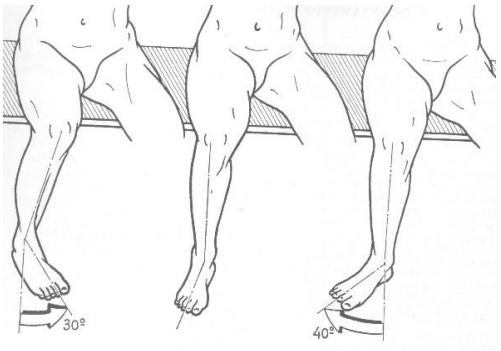

Fig. 2.4 *– Rotazione interna/esterna*

La rotazione interna-esterna visibile in figura 2.4 della gamba attorno al suo asse

longitudinale avviene solamente quando il ginocchio è flesso. La posizione di riferimento utilizzata per la sua misura non è infatti quella anatomica ma con il soggetto seduto a gambe pendenti, con una flessione del ginocchio pari a circa 90° gradi. In queste condizioni la rotazione interna, porta la punta del piede in dentro mentre la rotazione esterna la porta in fuori. L'angolo è quello che l'asse del piede forma con la sua posizione di riferimento. I valori tipici sono di 30° e 40°, rispettivamente per la rotazione interna ed esterna.

- **I movimenti di abduzione-adduzione**

Il ginocchio non possiede questo grado di libertà. Esiste tuttavia un lieve movimento che la gamba può compiere intorno ad un asse perpendicolare agli assi di flesso-estensione e della gamba. Nella posizione di riferimento utilizzata per la valutazione della rotazione intera-esterna la gamba presenta un breve movimento passivo di abduzione-adduzione che però scompare del tutto a ginocchio esteso; se questo movimento persiste anche a ginocchio esteso il comportamento va ritenuto patologico.

2.3 Anatomia del ginocchio

Il complesso articolare del ginocchio è il più grande del corpo umano e sicuramente uno dei più complessi, sia dal punto di vista anatomico che funzionale. Pur avendo un'elevata mobilità, grazie ad una complessa struttura legamentosa, esso mantiene anche un'ottima stabilità. E' formato da due differenti articolazioni: la femoro-tibiale formata da femore distale e tibia prossimale, e articolazione femoro-rotulea, o patello-femorale, formata dalla parte posteriore della rotula e epifisi distale del femore.

2.3.1 Strutture ossee

Lo scheletro del ginocchio è formato da tre segmenti ossei: l'epifisi distale del femore, l'epifisi prossimale della tibia e la rotula o patella. Senza addentrarsi troppo nell' anatomia umana, verranno presentate brevemente le ossa che interessano l' articolazione in esame con particolare riferimento a quelle parti che si articolano fra loro.

- **Femore**

Il femore è un osso lungo che forma lo scheletro della coscia. Nella stazione eretta esso risulta obliquo in basso e medialmente; nella femmina, per la maggior larghezza del bacino, tale obliquità è più accentuata. Vi si distinguono un corpo e due estremità.

Il corpo non è esattamente rettilineo, ma incurvato ad arco a concavità posteriore; è prismatico e vi si possono considerare tre facce (anteriore, postero-mediale e postero-laterale) e tre margini (mediale, laterale e posteriore). Il margine posteriore, denominato linea aspra, lungo la quale si inseriscono molti muscoli. L'epifisi distale del femore presenta in avanti e in basso una vasta superficie articolare per la tibia e la patella con due versanti obliqui e una gola centrale detta faccia patellare. I due versanti continuano in basso e in dietro in due masse voluminose e ovalari, i *condili*, che sono separati da un'incisura in diretta continuazione della gola della troclea, l'*incisura* (o *fossa intercondiloidea*). Anteriormente i condili sono alquanto appiattiti, il che crea una maggiore superficie di contatto e di trasmissione del peso. I condili si proiettano molto poco anteriormente alla diafisi femorale, mentre la loro estensione posteriore è molto più marcata. L'asse dei condili infatti è obliquo indietro e lateralmente facendoli divergere quindi in direzione distale e dorsale. Il condilo mediale è più stretto trasversalmente, ha una superficie di rotolamento più lunga e più obliqua, offrendo così una maggiore superficie articolare. Il condilo laterale, invece, è più largo ed ha quindi una superficie di rotolamento più corta. Infine ai lati dei condili ci sono due processi ossei, gli epicondili, chiamati così perché si trovano sopra ai condili; sono distinti in mediale e laterale e offrono sede di inserzione a legamenti e tendini. (Fig. 2.5)

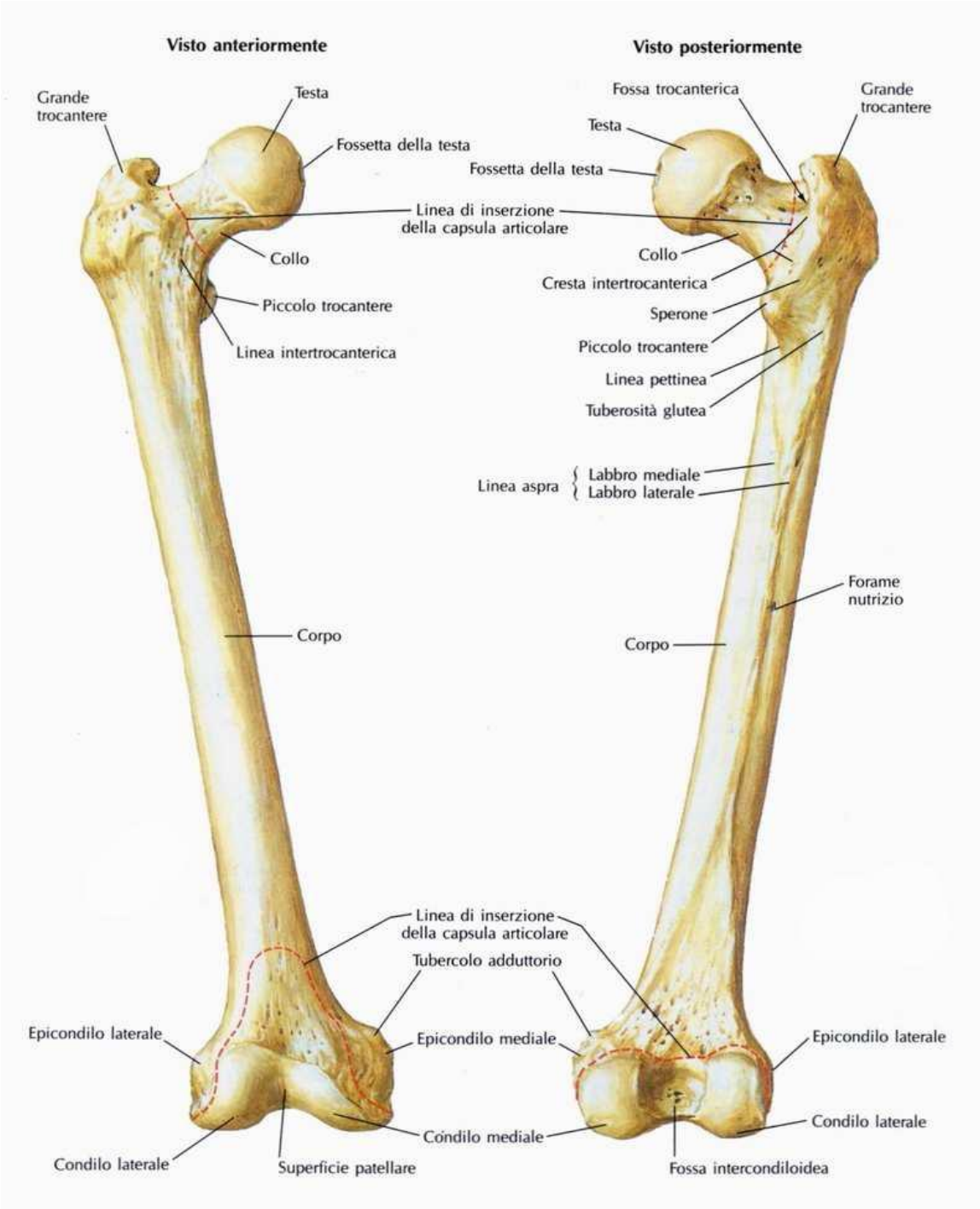

Fig. 2.5 *– Femore*

- **Tibia e perone**

Lo scheletro della gamba è costituito dalla tibia e dalla fibula. La tibia è un osso lungo e voluminoso, posto nella parte anteromediale della gamba. Non è rettilinea e presenta delle concavità che le conferiscono una forma simile ad una S. Presenta inoltre una torsione intorno al proprio asse.

Il corpo è prismatico triangolare e presenta quindi tre facce e tre margini. La faccia mediale (leggermente convessa), quella latrale (concava superiormente) e la faccia posteriore (convessa in tutta la sua lunghezza). Essendo un osso lungo, la tibia presenta un'epifisi prossimale ed una distale.

L'epifisi prossimale può essere descritta mediante un parallelepipedo con due rientranze della base superiore nel piano trasverso. Tali rientranze sono il condilo tibiale mediale e laterale, ciascuno dei quali presenta una superficie articolare ovale, alquanto incavata, rivestita di cartilagine ialina. Tra i due condili è interposta una superficie rugosa che, sia anteriormente che posteriormente, presenta una "fossetta intercondiloidea", mentre nella zona centrale si solleva nell' 'eminenza intercondiloidea', costituita da due tubercoli, uno mediale ed uno laterale. L'epifisi distale, rispetto all'epifisi prossimale, è meno voluminosa. Tale estremità distale si sviluppa per formare una superficie concava con la quale si articola la tibia all'astragalo. Il perone, o fibula, è un osso lungo, laterale rispetto alla tibia, più sottile di quest'ultima e che presenta un corpo e due estremità. Il corpo è rettilineo, con forma prismatica triangolare. L'estremità superiore presenta una faccetta articolare piana, diretta in alto e medialmente, lateralmente offre a considerare una sporgenza piramidale chiamato processo stiloideo della fibula, punto d'inserzione del bicipite femorale. L'estremità inferiore si rigonfia originando il malleolo laterale, la sua superficie mediale si articola in alto con la corrispondente faccetta tibiale e, in basso con la superficie articolare dell'astragalo. (Fig 2.6)

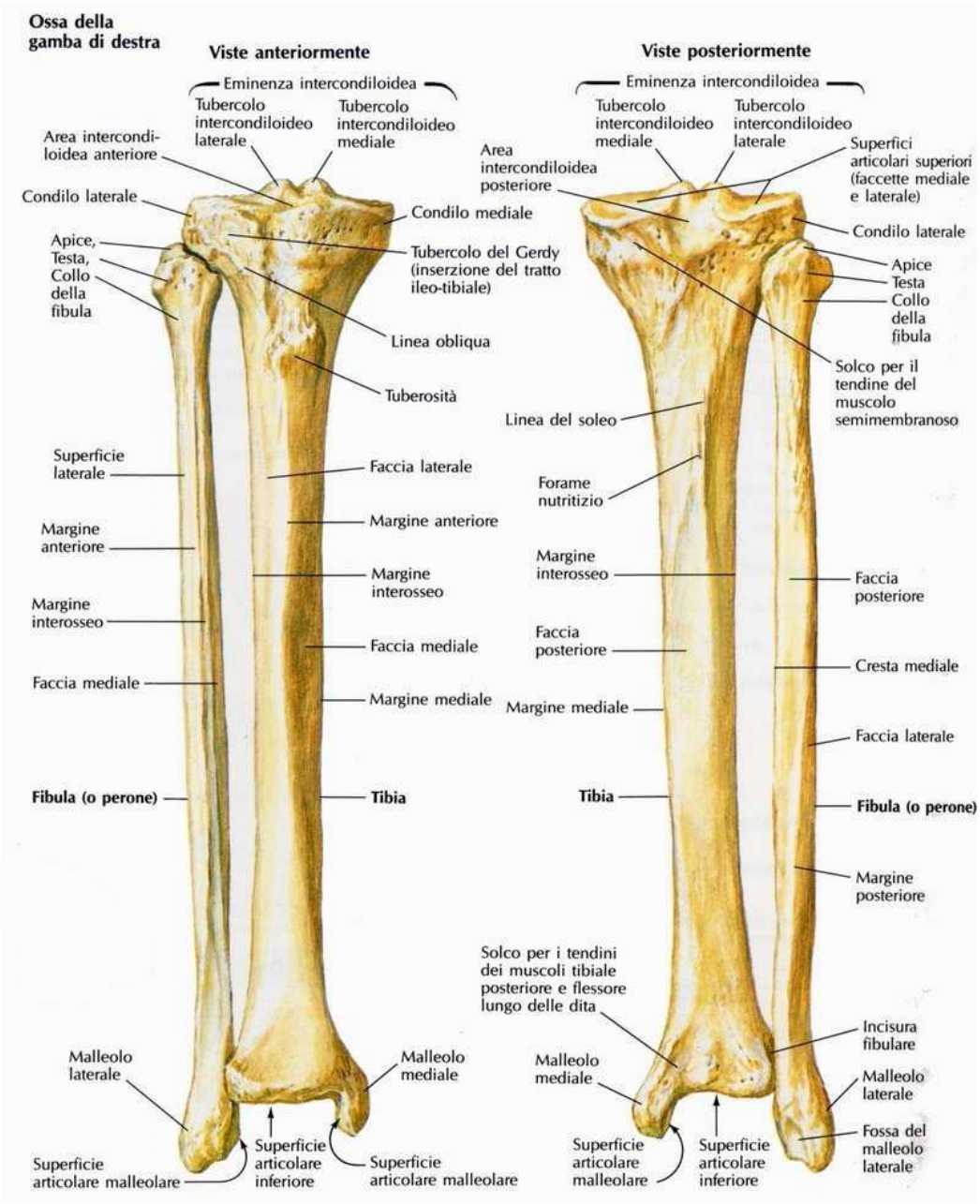

Fig. 2.6 *– Tibia e perone*

- **<u>La rotula (o patella)</u>**

La rotula è un osso sesamoide compreso nello spessore del tendine di inserzione del quadricipite del muscolo quadricipite del femore. È un osso breve, appiattito. La sua conformazione interna è tipica delle ossa brevi.

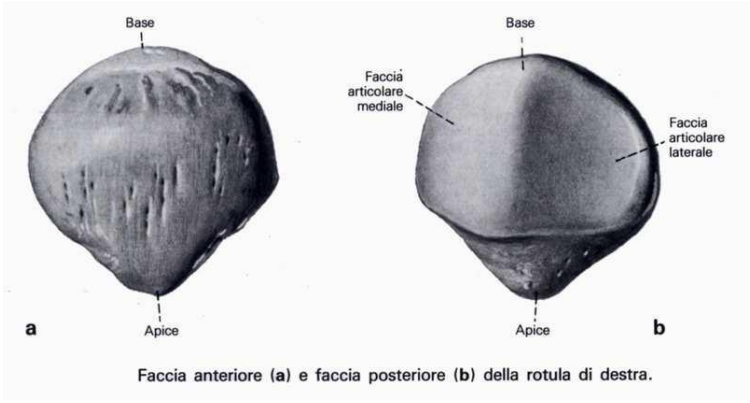

Fig. 2.7 *– Faccia anteriore(a) e posteriore (b) della rotula destra*

Superficie anteriore: si presenta convessa e perforata da piccole aperture per il passaggio dei diversi vasi sanguigni ed è marcata da striature longitudinali e numerose corrugazioni. Essa è ricoperta nel suo strato più anteriore dall'espansione del quadricipite femorale che continua sotto nelle fibre superficiali del legamento patellare. (Fig. 2.7- a)

Superficie posteriore: nella parte superiore si presenta come un'area articolare ovale liscia divisa in due facce che si articolano con i condili femorali,e da una cresta articolare trocleare; la faccia laterale è più piatta e profonda della mediale. Sotto la superficie articolare si trova una zona rugosa non articolare e convessa: la parte inferiore di tale zona dà l'attacco al legamento patellare; la parte superiore è separata dalla testa della tibia da tessuto adiposo. (Fig. 2.7- b)

2.3.2 Tessuti molli

La locuzione tessuti molli è una definizione usata in medicina abbastanza ambigua: sostanzialmente si vuole definire così tutto ciò che non ha la stessa densità dell'osso.

- **<u>La cartilagine articolare</u>**

Fig. 2.8 *– In bianco le strutture cartilaainee*

La cartilagine articolare è il tessuto cartilagineo presente nelle articolazioni. E' costituita da cartilagine ialina ed è dotata di notevole resistenza alla pressione e alla trazione. È di colore bianco perlaceo lucido e riveste le estremità delle ossa interessate dall' articolazione proteggendole. Ha uno spessore che va da 0,2 a 6 mm ed è più spessa in periferia. Facilita inoltre una reciproca e più morbida concordanza dei capi articolari e riduce l'usura degli stessi nelle sollecitazioni

fisiologiche e nei microtraumi. La sua funzione è quindi quella di ammortizzare i carichi per la salvaguardia dei normali rapporti articolari, permettendo in tal modo l'esecuzione del normale movimento articolare. (Fig 2.8)

- **<u>Capsula fibrosa e membrana sinoviale</u>**

La capsula fibrosa del ginocchio si inserisce sulla faccia posteriore del femore, 1 cm al di sopra del limite della cartilagine articolare, e sui lati, 5-6 mm al di sopra della cartilagine; aderisce in avanti al contorno della patella ed in basso si attacca ai piatti tibiali, 4-5 mm al di sotto del loro rivestimento cartilagineo. Anteriormente è molto lassa e sottile ed è rivestita internamente da una membrana sinoviale che è tra le più ampie delle sinoviali articolari; oltre alla borsa sottoquadricipitale, invia posteriormente un prolungamento sotto il tendine del muscolo popliteo (borsa sinoviale del muscolo popliteo), che talvolta prende anche rapporto con la sinoviale dell'articolazione tibio-fibulare prossimale, e un prolungamento posteriore mediano che si estroflette tra i legamenti crociati. Al di sotto della rotula, la sinoviale forma una rientranza verso la fossa intercondiloidea per rivestire un cuscinetto adiposo che poggia contro la porzione inferiore della rotula e contro la faccia interna della capsula in corrispondenza del legamento rotuleo e dei suoi lati. Si parla impropriamente di legamento adiposo della sinoviale, perché la membrana sinoviale, una volta rivestito questo lobetto adiposo, va a fissarsi con un'esile piega nella fossa intercondiloidea del femore; sulla faccia anteriore della capsula legamentosa è ritagliata una finestra in cui viene ad incastrarsi la rotula. In un'articolazione la membrana sinoviale è la membrana che riveste internamente la capsula articolare e la regione articolare dell'osso, e che si ripiega su se stessa formando le frange sinoviali. La membrana sinoviale è formata da una lamina di fibre connettivali ed elastiche, rivestita sulla superficie interna da uno strato di cellule epiteliali appiattite, dalle quali viene prodotto il liquido sinoviale, il liquido che bagna le superfici articolari assicurandone lo scorrimento. Nel ginocchio la membrana sinoviale ricopre tutta la parete interna della capsula. Al di sopra della rotula la membrana sinoviale, ripiegandosi, forma una borsa sierosa esattamente tra il muscolo quadricipite femorale e la superficie anteriore del femore distale. Tale recesso soprapatellare o sottoquadricipitale si estende in media 6

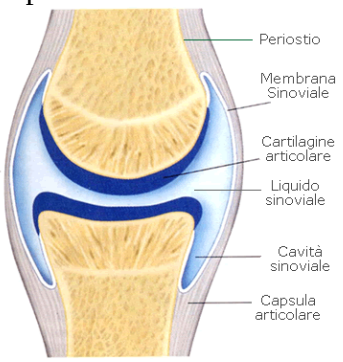

***Fig. 2.9** – Strutture che ricoprono l' articolazione*

cm al di sopra della base della rotula. Ai due lati della rotula la membrana sinoviale si estende sotto le aponeurosi dei muscoli vasto laterale e vasto mediale, rivestendo i recessi rotulei mediale e laterale. Solo grazie a questi tre recessi la rotula si muove liberamente lungo la doccia intercondiloidea del femore, proprio perché i recessi sinoviali, definiti anche borse sinoviali, eliminano gli attriti che si avrebbero se le strutture anatomiche, in movimento relativo, fossero a diretto contatto. (Fig. 2.9)

- **I legamenti**

La stabilità del ginocchio è assicurata dai legamenti collaterali e crociati, nonché dalla stessa muscolatura, che in caso di necessità, irrigidisce l'articolazione aiutando il sistema legamentoso a mantenere la giusta configurazione. I *legamenti collaterali* sono due, uno interno ed uno esterno; quello esterno, robusto e cilindrico, della lunghezza di 5 cm circa, prende origine dall'epicondilo laterale del femore e si porta alla parte antero-laterale della testa fibulare, mentre quello interno, nastriforme e più lungo dell'esterno, si tende tra il condilo femorale interno e la tibia. Quest'ultimo risulta formato da una porzione superficiale e una profonda, che è ulteriormente divisibile nel legamento menisco-femorale e in quello menisco-tibiale. Essi impediscono gli stress in varo-valgo durante l'estensione; infatti sono tesi durante l'estensione e rilassati durante la flessione. I *legamenti crociati* sono due (anteriore e posteriore), i quali si tendono rispettivamente tra la fossa intercondiloidea anteriore ed il condilo femorale esterno, e tra la fossa intercondiloidea posteriore ed il condilo femorale interno; si tratta di legamenti intracapsulari ma extrasinoviali. La loro funzione principale è quella di stabilizzare l'articolazione nel senso della rotazione sul proprio asse e di evitare lo slittamento dei condili femorali sui piatti tibiali, quando si abbia una sollecitazione dell'articolazione in posizione flessa (ad esempio percorrere una discesa od una salita); tuttavia, grazie ad una loro leggera torsione e alla loro inserzione a ventaglio, vengono più o meno sollecitati in tutte le posizioni assunte dai capi ossei. Il compartimento esterno è costituito dal legamento

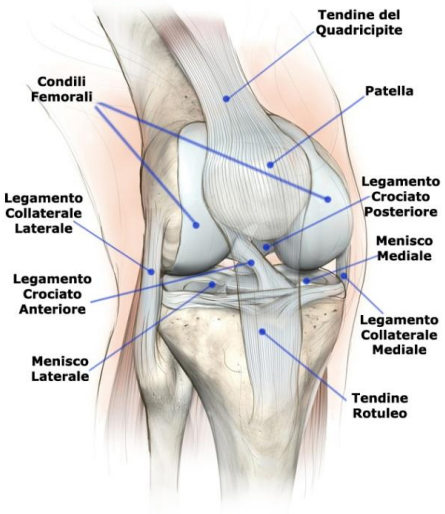

Fig. 2.10 *– Tendini e legamenti del ginocchio*

collaterale esterno, dal tendine del muscolo popliteo, che raggiunge il labbro superiore della linea poplitea tibiale, e dal tendine distale del bicipite femorale, che si inserisce sulla testa della fibula dopo aver mandato un'espansione tendinea al condilo laterale della tibia ed una lacinia alla fascia della gamba. Il compartimento interno o mediale è costituito dal legamento collaterale interno, dal legamento posteriore obliquo o popliteo obliquo, che proviene dal tendine del muscolo semimembranoso e si porta verso il condilo laterale del femore e dal legamento del tendine capsulare del muscolo semimembranoso, che si origina dalla parte antero-laterale della tuberosità ischiatica e termina sul condilo mediale della tibia, insinuandosi tra quello del gracile e quello del semitendinoso, aprendosi in un fascio orizzontale che raggiunge la parte anteriore del margine infraglenoideo tibiale, un fascio discendente che in parte si attacca al tratto posteriore del condilo mediale della tibia e in parte si espande sulla fascia della gamba, ed un fascio che si riflette in fuori e si approfondisce per formare il legamento popliteo obliquo dell'articolazione del ginocchio. (Fig.2.10)

- **Menischi**

All'interno del ginocchio due menischi, uno mediale ed uno laterale, funzionano come cuscinetti ammortizzatori facilitando i movimenti e proteggendo l'intera articolazione. Durante i movimenti i menischi consentono di scaricare il 30-70% del peso gravante sulla cartilagine articolare stabilizzando il ginocchio. Quest'ultima funzione è evidente specialmente nei movimenti di flesso-estensione: infatti, durante la flessione, i menischi vengono attratti posteriormente, quello interno dal muscolo semimembranoso, quello esterno dal muscolo popliteo; durante l'estensione, invece, ritornano in sede per azione dei legamenti menisco rotulei e per la contrazione del quadricipite femorale. La loro forma, leggermente rialzata ai bordi e concava all'interno aumenta inoltre la congruenza delle superfici articolari che formano questa importante articolazione. I menischi sono formati da cartilagine fibrosa di colore biancastro e particolarmente resistente alle sollecitazioni meccaniche. Il principale componente della cartilagine fibrosa, chiamato collagene di tipo I, si dispone a sua volta lungo fibre circolari in modo da resistere ai carichi esercitati dal femore. Una minima parte di fibre ha invece orientamento radiale e conferisce al menisco una certa resistenza agli strappi longitudinali.

Il menisco mediale o interno assomiglia ad una mezza luna mentre quello laterale o esterno

ha un aspetto più circolare, assomiglia di più ad una O.
(Fig.2.11)

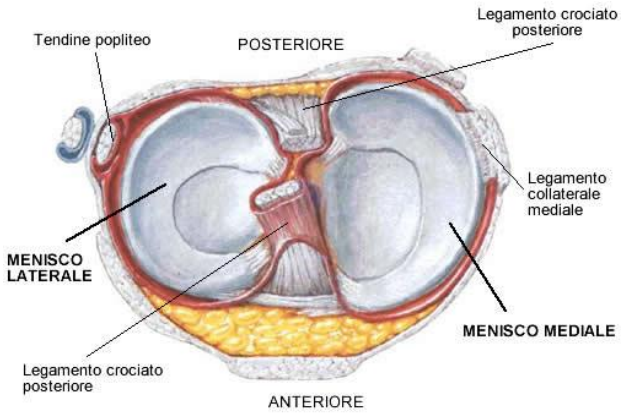

Fig. 2.11 *– I menischi*

2.4 Patologie che colpiscono il ginocchio

2.4.1 Classificazione

Le cause possono essere molteplici, ma sostanzialmente riconducibili a due grandi famiglie: le patologie acute, di origine traumatica e quelle croniche da sovraccarico, di natura degenerativa.

- **Patologie acute**

Sono dovute a disordini o a traumi diretti al ginocchio. In entrambi i casi le strutture più frequentemente danneggiate sono rappresentate dai menischi, dai legamenti e dalle cartilagini. Spesso tali lesioni alterano i normali rapporti articolari del ginocchio e, se non vengono adeguatamente curate, possono dare origine a processi degenerativi. Nell'uomo prevale generalmente l'aspetto traumatico e degenerativo, a causa delle attività sportive e lavorative più pesanti; le donne sono invece più soggette a problemi dovuti a debolezze o squilibri muscolari; dopo la menopausa, infatti il rischio di artrosi aumenta sensibilmente. Tra i fattori di rischio sono da evidenziare l'obesità e l'età avanzata, fattori che sono in notevole crescita negli ultimi anni.

- **Patologie croniche**

Si presentano con male alle ginocchia in età avanzata senza che ci sia stato un episodio traumatico. Sono patologie degenerative che raccolgono i processi di usura dei capi articolari e sono usualmente chiamati artrosi. Questa patologia causa riduzione di mobilità, dolore ed instabilità, ed è associata alla non più normale interazione tra ossa, legamenti e muscoli. È causata da fattori meccanici, i quali riducono gravemente la capacità motoria e quindi l'indipendenza e la capacità lavorativa del paziente. Una categoria a parte andrebbe fatta per i processi di natura infettiva, come l'artrite reumatoide, e tumorale. Fortunatamente l'ipotesi che il dolore al ginocchio sia legato a queste malattie è piuttosto remota.

Le più comuni patologie che colpiscono il ginocchio sono:

- Lesioni meniscali
- Lesioni legamentose
- Lesioni cartilaginee
- Tendinite
- Artrosi
- Sindromi rotulee

Tra queste quelle che più comunemente portano ad un intervento chirurgico (non necessariamente di tipo protesico) sono l'artrosi e alcune sindromi rotulee.

2.4.2 Artrosi

La causa più comune che porta dolore al ginocchio, specialmente in età avanzata, è da imputare all' artrosi (o osteoartrosi). L' artrosi indica un processo degenerativo non infiammatorio a carico delle articolazioni, progressivo, con alterazioni a carico della cartilagine articolare. Essa può esistere come manifestazione primaria oppure quale manifestazione secondaria ad altre patologie. Nel primo caso, l'artrosi non riconoscerà alcuna causa o concausa di insorgenza del processo patologico. Nel secondo caso, al contrario, si ravviserà una relazione tra lo sviluppo del processo artrosico e patologie preesistenti (sia di origine traumatica che infettive).

2.4.3 Sindromi rotulee

Il dolore al ginocchio di origine rotulea rappresenta sicuramente un'altra delle cause più frequenti che porta un paziente con un dolore al ginocchio dal chirurgo ortopedico. E' spesso bilaterale e consiste in un'alterazione morfo-funzionale del complesso femoro-rotuleo. Il semplice esame clinico permette di dividere questi pazienti in due categorie ben distinte:

- Se il dolore o la sensazione di ginocchio bloccato è il sintomo principale (con una radiografia in laterale del ginocchio che non mostra una displasia della troclea), può trattarsi di una *sindrome rotulea dolorosa*. E' una patologia frequente, benigna che, in generale, non necessita di alcun trattamento chirurgico; il trattamento è medico (antidolorifici e anti-infiammatori) e basato sulla fisioterapia a livello del ginocchio.

- Nel caso in cui l'instabilità della rotula del ginocchio sia il sintomo principale (cioè la rotula ha la tendenza a lussarsi lateralmente) può trattarsi di una *instabilità rotulea*: nella maggior parte dei casi sulla radiografia in laterale del ginocchio sarà riconoscibile la displasia della troclea del femore (la troclea è piatta, favorendo la lussazione della rotula) e un trattamento chirurgico può essere indicato. In questi casi, la fisioterapia e la riabilitazione non sono sufficienti per correggere le anomalie anatomiche presenti.

2.5 La protesica articolare

Al fine di ridurre al minimo l' invasività delle cure, il chirurgo ortopedico ricorre prima di tutto a trattamenti di tipo conservativo. Se questi, in particolar modo a causa di artrite, non risultano efficaci, il chirurgo ortopedico proporrà un intervento chirurgico per l'impianto di una protesi che andrà a sostituire l'articolazione lesionata. In questo modo il chirurgo sostituisce le parti consumate dell'articolazione con un'articolazione artificiale. L'intervento si chiama artroplastica di ginocchio.

2.5.1 Requisiti e scopi

I disegni protesici devono soddisfare una serie di requisiti e scopi.

- **Requisiti**

Anatomici:

- contenere tutte le superfici esposte del dispositivo entro i limiti degli spazi anatomici articolari per evitare contatti indesiderati (*impigement*);
- evitare, per le protesi a tre componenti, il rischio di sublussazione e di sovrapposizione del menisco mobile sulle componenti.

Meccanici:

- avere aree di contatto tra le superfici abbastanza ampie per garantire un basso stress da contatto per ridurre il rischio di erosione o creep dell'inserto di polietilene;
- avere forze all'interfaccia osso-protesi distribuite uniformemente sulla superficie e compatibili con gli elementi di fissazione;
- avere adeguata rigidezza meccanica delle componenti metalliche.

Biologici:

- essere appropriata per il trattamento chirurgico in un'ampia gamma di patologie;
- essere impiantata con il minimo danno ai tessuti;
- minimizzare le resezioni ossee;
- avere una tolleranza al disallineamento delle superfici;
- permettere la rimozione delle componenti con il minimo danno ai tessuti nei casi di infezione o fallimento;

Industriali:

- avere forme non troppo complesse, così da essere facilmente prodotte;
- standardizzare le forme limitatamente ad un piccolo numero di taglie;

- **Scopi**

Anatomici

- recuperare l'originale mobilità, in termini sia di ampiezza che di qualità del movimento;
- ristabilire il ruolo dei tessuti molli non sacrificati in termini di tensionamento naturale per tutta l'escursione articolare;

Meccanici

- permettere efficace trasferimento del carico articolare;
- supportare il carico fisiologico evitando il fallimento da fatica, deformazioni e fratture delle componenti;

Biologici

- garantire biocompatibilità;
- avere un'efficace fissazione delle componenti all'osso;
- garantire la minima alterazione del normale flusso sanguigno;
- permettere un pronto recupero della deambulazione e ripristino del carico per minimizzare i rischi di osteoporosi e rigidità legamentosa e mantenere il tono muscolare.

Industriali

- minimizzare i costi di produzione e marketing.

2.5.2 Disegni protesici

Per la TFJ (Tibio-Femoral Joint) esistono diversi tipi di disegni protesici che differiscono per:

- numero di compartimenti articolari protesizzati e di componenti dell'impianto protesico, per grado di simmetria e forma delle superfici articolari;
- alterazione dei legamenti;
- materiali utilizzati per la realizzazione delle componenti protesiche e loro fissaggio al tessuto osseo.

La suddivisione principale è fatta in base al numero di compartimenti che vengono protesizzati. In tal senso si identificano protesi monocompartimentali e totali (Fig. 2.12-2.13).

Le prime limitano l'intervento di sostituzione ad uno solo dei due condili femorali e al piatto tibiale sottostante.

Le protesi che interessano un artroplastica totale (TKA: Total Knee Arthroplasty) invece prevedono la ricostruzione dell'intera superficie articolare. Questo tipo di protesi è realizzata con tre componenti: la componente femorale, la componente tibiale e l'inserto in polietilene.

Fig. 2.12 *– Protesi monocompartimentale*

Fig. 2.13 *– Protesi totale*

Tra le protesi totali di ginocchio si distinguono quelle che prevedono il risparmio del legamento crociato posteriore, chiamate cruciate-retaining (CR), da quelle che sacrificano entrambi i legamenti crociati, chiamate posterior-sacrificed (PS).

Mentre le prime non mostrano un pattern di movimento molto ripetibile, le seconde sembrano garantirne uno abbastanza ripetibile. Questo è probabilmente dovuto al fatto che mentre le CR hanno un cinematismo diverso da quello fisiologico, le PS presentano una nuova cinematica, indipendente dai crociati, ottenuta grazie alla forma e configurazione della protesi [11].

Fig. 2.14 *– Protesi totale 3 componenti senza e con ricopertura rotulea*

Alla famiglia delle protesi totali di ginocchio a tre componenti (Fig. 2.14) appartiene il modello utilizzato nello studio di cui tratta la tesi. La protesi e il protocollo utilizzati prevedono anche la ricopertura della rotula. Il fine principale di un'artroplastica totale di ginocchio è il raggiungimento di un movimento normale della rotula all'interno del solco femorale. Movimenti anomali possono portare a complicazioni post-operatorie come il dolore anteriore del ginocchio, usura delle componenti, fallimento dell'impianto e frattura della rotula [1].

2.5.3 Ricopertura della rotula: evoluzione storica

Essendo la patella il fulcro dello studio di questa tesi è necessario soffermarsi sui motivi che portano il chirurgo alla sua ricopertura o meno, sulle diverse correnti di pensiero che riguardano quest' argomento e sull' attuale tecnica chirurgica utilizzata.

In passato la protesizzazione dell'articolazione femoro-rotulea non era prevista. In molti pazienti si osservò però la progressione dell'artrosi femoro-rotulea e un aumento del dolore anteriore di ginocchio. Alla fine degli anni '70, le protesi totali di ginocchio con la componente rotulea divennero lo standard per la TKA. Nel giro di pochi anni, però si ebbe un aumento delle complicanze interessate dalla rotula, che furono causa comune di reintervento. Tali complicanze comprendevano soprattutto rottura della parete ossea o dell' apparato estensore, diversi gradi di lussazione rotulea e usura precoce delle componenti.

Il problema era che la maggioranza di queste complicanze si verificava soltanto, o era molto più frequente, con la ricopertura della rotula. I frequenti fallimenti vennero attribuiti ad un mancato allineamento o ad una errata rotazione delle componenti. Come conseguenza, negli ultimi dieci anni sono avvenute numerose modificazioni nella tecnica chirurgica e nel design della componente. Tali modificazioni hanno avuto un impatto significativo sull'argomento della ricopertura della rotula nell'artroplastica totale di ginocchio [2]. La pratica clinica varia molto a livello mondiale. La ricopertura della rotula nell'artroplastica totale di ginocchio rimane una questione molto controversa e dibattuta [3-4-5-6]; esistono in realtà tre linee di pensiero: chi sostiene la ricopertura della rotula in tutti i casi, chi sostiene una ricopertura selettiva solo per alcuni casi e chi invece è totalmente a sfavore.

Secondo i primi la ricopertura della rotula ridurrebbe il dolore al ginocchio, migliorerebbe la capacità del paziente a salire le scale e aumenterebbe la forza del quadricipite. Le indicazioni a favore della ricopertura della rotula sono: artrite reumatoide o infiammatoria,

grave degenerazione dell'articolazione femoro-rotulea, maltracking della rotula e incongruenza tra la superficie patellare e quella femorale [7].

La seconda scuola di pensiero raccomanda di applicare una selezione per la ricopertura della rotula solo nei casi di osteoartrite con una superficie articolare consumata e un maltracking rotuleo.

Coloro che sono a sfavore della ricopertura della rotula sostengono che questa sia una procedura ad alto rischio.

Sebbene vi siano pochi dati a supporto, i chirurghi con maggiore esperienza ritengono che la conservazione rotulea sia appropriata in caso di paziente giovane, specialmente quando la superficie articolare della rotula si presenta normale, in caso questa sia piccola e di forma normale e di un tracking rotuleo fisiologico.

Ad ogni modo la scelta spetta al chirurgo in base alla sua esperienza, all'analisi pre-operatoria dei movimenti dell'articolazione femoro-rotulea e all'analisi intra-operatoria della superficie articolare [2]. I requisiti chirurgici più importanti riguardanti la ricopertura della rotula sono:

- il mantenimento dello spessore rotuleo originario (preoperatorio) atto al mantenimento del giusto braccio di leva sull'apparato estensore, che rappresenta la funzione principale della rotula;
- l'ottenimento di una resezione adeguata e simmetrica dell'osso (parallela al piano frontale della rotula) sono necessarie per evitare gravi problemi. Un'osteotomia non sufficiente che può portare a limitazioni durante la flessione e a dolore anteriore di ginocchio. Un'osteotomia eccessiva può predisporre alla frattura. Un'osteotomia asimmetrica o inclinata può causare instabilità rotulea.
- il bilanciamento dell'apparato estensore.

2.5.4 Ricopertura della rotula: disegni protesici di inserto rotuleo

Anche per la componente rotulea esistono diversi disegni che variano per forma, materiali e modalità di fissazione. Tutti i disegni protesici prevedono comunque la resezione della faccia posteriore della rotula. La classificazione più importante divide in base ai materiali utilizzati che divide gli inserti a seconda che siano costituiti interamente in polietilene oppure *metal-backed*, cioè con la parte posteriore in metallo (Fig. 2.15).

Fig. 2.15 *– Componente rotulea completamente in polietilene e metal-backed*

Grazie al modulo elastico proprio dei metalli utilizzati le seconde portano ottimi risultati per la loro capacità di ridurre al massimo lo stress-shielding, tuttavia l' accoppiamento polietilene-metallo porta a gravi problemi di usura del polietilene. In questi casi evidenti segni clinici (infiammazioni sinoviali, dolore, tumefazione e sfregamento ben udibile) richiederebbero la revisione dell'impianto. La tendenza è quindi quella di preferire il primo tipo di disegno protesico che nonostante i difetti meccanici assicura una più lunga "vita" della protesi.

2.5.5 Ricopertura della rotula: interazioni troclea-patella

Il metodo di fissazione della componente rotulea all'osso avviene attraverso tre perni (pegs) visibili in figura 2.16. Questi sono stati preferiti al perno centrale singolo in quanto donano più stabilità, e un minor carico per ogni perno, riducendo il rischio di fratture della patella stessa. Il disegno della troclea femorale deve avere una certa corrispondenza con quello della componente rotulea. Una superficie trocleare assolutamente piatta, infatti, non concentra le forze di carico sulla rotula, provocando una sublussazione laterale. Al contrario, l'utilizzo di una troclea con alte sponde laterali e con un profondo incavo centrale costringe la rotula centralmente

Fig. 2.16 – *Protesi rotulea utilizzata in questo studio*

entro i binari della troclea, sfavorendo una corretta cinematica patello-femorale. Occorre però valutare il bilanciamento delle forze che controllano i tessuti molli, poiché un aumento dello stress da contatto e un aumento delle forze di taglio all'interfaccia osso-protesi, possono condurre ad una più rapida usura del polietilene della protesi e al rischio di fratture ossee della rotula.

Inoltre è da valutare attentamente anche la cosiddetta medializzazione della componente patellare. Anglin et al.,2009 [8] hanno valutato, in esperimenti in vitro su cadavere, gli effetti di due diversi gradi di medializzazione della componente rotulea (2.5 e 5 mm) su alcune variabili cinematiche, dimostrando la presenza sia di effetti positivi che negativi della medializzazione e la proporzionalità di questi effetti in base al grado di medializzazione. Tra gli effetti positivi ci sono: uno shift della componente ossea che porta alla riduzione della tesione sul legamento laterale; un minor rischio di lussazione rotulea; una riduzione dell' usura. Tra gli svantaggi vi è: un tilt laterale della rotula che aumenta la tensione sul legamento laterale; una decentralizzazione del COP (Center Of Pression) che potrebbe provocare un carico anormale.

In conclusione, il modello dell'articolazione femoro-rotulea deve risolvere il conflitto tra ottimizzare la cinematica e ridurre lo stress da contatto. Probabilmente l'obiettivo più importante è il bilanciamento dell'articolazione femoro-rotulea, che non riguarda tanto il modello, ma piuttosto un posizionamento e un bilanciamento corretti delle singole componenti tibiale, femorale, rotulea e tissutale tra loro.

2.6 Materiali utilizzati e fissazione

I materiali di solito utilizzati per la realizzazione dei componenti protesici sono i seguenti:

- *Lega di cromo-cobalto ASTM F-75*: per componente femorale, piatto tibiale, componenti di riempimento osseo;
- *Lega di bloccaggio di cromo-cobalto ASTM F-1537*: per i perni di rinforzo, estensione modulare per lo stelo, e adattamento sfalsato, vite di bloccaggio per estensione, filo metallico di bloccaggio;
- *Polietilene ad altissimo peso molecolare ASTM F-648*: per l'inserto del supporto tibiale, per la componente rotulea;

- *Lega di titanio 6°1-4V ELI ASTM F-136*: per l'estensione dello stelo modulare e solitamente Ti6AI4V per la parte metallica delle protesi rotulee metal-backed.
- *Cemento osseo:* solitamente PMMA.

La componente protesica viene fissata all'osso mediante cemento da fissazione, che assicura un ottimo ancoraggio della protesi. Questo tipo di fissaggio è eseguito tramite la polimerizzazione in sala del polimetilmetacrilato che avviene mescolando, il contenuto di un liquido in fiala con delle polveri (polveri di MMA). La solidificazione del composto avverrà dopo alcuni minuti. Inizialmente il polimero risulterà plastico, così da consentire al chirurgo una facile sistemazione del cemento stesso tra protesi e osso. Questa tecnica però presenta notevoli problematiche di rimozione nel caso di fallimento.

Una possibile alternativa è il fissaggio ed il bloccaggio diretto: una superficie rugosa è creata all'interfaccia con l'osso. Viene poi applicata idrossiapatite (HA) sulla superficie con l'osso per favorire l'osteointegrazione, così che l'osso cresca tra gli interstizi del rivestimento e si realizzi un'ottima fissazione.

2.7 Cenni di Biomeccanica articolare

A prima vista, l'articolazione del ginocchio sembra essere un'articolazione relativamente semplice; tuttavia, è una delle articolazioni più complesse del corpo. Siccome è sostenuta e mantenuta interamente da muscoli e legamenti senza alcuna stabilità ossea ed essendo frequentemente esposta a intense sollecitazioni e distrazioni, non dovrebbe sorprendere che questa sia una delle articolazioni più frequentemente lesionate del corpo. Il ginocchio è l'articolazione più grande del corpo ed è classificato come articolazione sinoviale a cerniera. I movimenti possibili a livello del ginocchio sono la flessione e l'estensione. A partire da 0 gradi di estensione, vi sono circa 120-135 gradi di flessione. Tuttavia, a differenza del gomito, l'articolazione del ginocchio non è una vera e propria cerniera perché ha una componente rotazionale. Questa rotazione non è un movimento libero, ma un movimento accessorio che accompagna la flessione e l'estensione (Fig. 2.17).

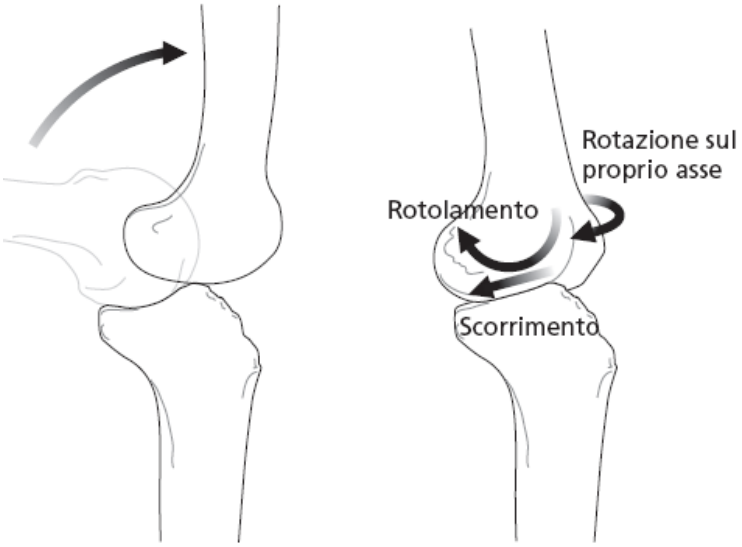

Fig. 2.17 *– Moto combinato*

2.7.1 Articolazione tibio-femorale

- **Movimenti della TFJ**

Nel ginocchio il femore distale e la tibia prossimale si articolano formando l'articolazione tibio-femorale, un meccanismo a 6 gradi di libertà di movimento: tre traslazioni e tre rotazioni secondo lo schema riportato in figura 2.18.

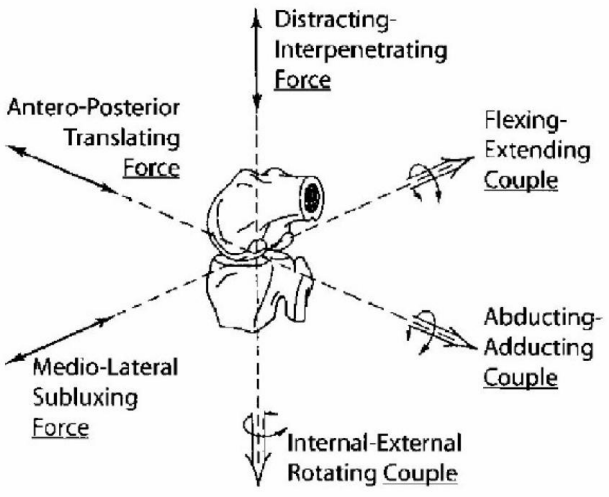

Fig. 2.18 *– Gradi di libertà ideali del ginocchio*

In realtà i tre gradi di libertà traslazionali sono fortemente limitati dall'apparato capsulo legamentoso e dai muscoli. Invece, per quanto riguarda le rotazioni, quella a maggiore escursione angolare, è la flesso-estensione, che si sviluppa su un asse perpendicolare al piano sagittale; le altre rotazioni, quali l'ab-adduzione e la rotazione esterna-interna, che si

sviluppano rispettivamente sul piano frontale e traverso, hanno un minore sviluppo angolare e sono anche loro fortemente condizionate. L'ampiezza del movimento di flesso-estensione varia da 0° a 140°; questa escursione angolare cambia a seconda del movimento compiuto, infatti la marcia richiede una flesso estensione che oscilla tra 0° e 67°, mentre la salita e discesa dalle scale e l'alzata dalla sedia tra 0° e 90°. Il moto di flesso-estensione avviene attraverso un complesso meccanismo biomeccanico dato dal rotolamento e dallo scivolamento dei condili femorali rispetto al piatto tibiale; solo il movimento congiunto di roto-scivolamento, denominato anche *roll-back* (Fig. 2.19), è in grado di realizzare una rotazione sagittale così ampia come quella del ginocchio umano. Infatti, se vi fosse semplicemente un rotolamento puro, il piatto tibiale risulterebbe troppo corto rispetto allo spostamento relativo dei condili femorali in fase di rotolamento, cosa che causerebbe una lussazione posteriore dell'epifisi femorale; (a) invece, se i condili femorali scivolassero soltanto, non si potrebbero mai raggiungere i 140° di flessione a causa del conflitto tra le regioni posteriori dei condili femorali e del piatto tibiale. (b)

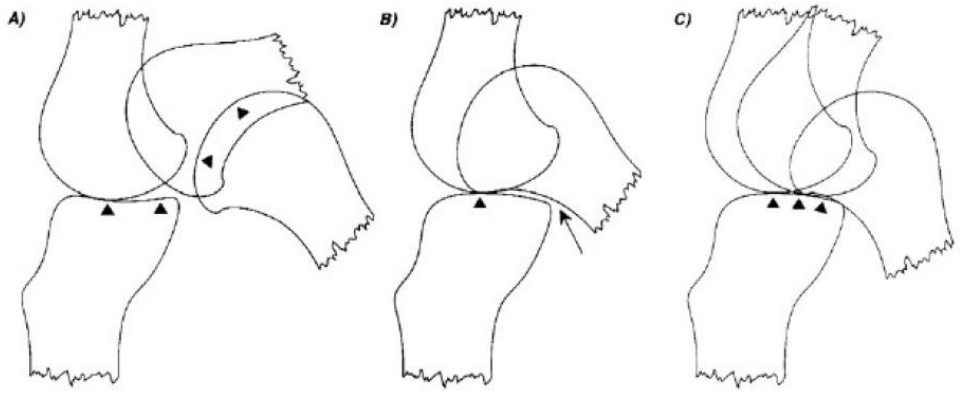

Fig. 2.19 – *Roll-back*

A partire dall'estensione massima, il condilo comincia la fase di rotolamento (0°-10°/15°) in seguito alla quale si aggiunge quella di scivolamento (10°/15° - 140°/160°), che diventa predominante. A causa dell'asimmetria dei condili, lo scivolamento avviene prima sul condilo mediale e poi su quello laterale; mentre avviene il contrario durante il moto di rotolamento. Il centro di rotazione istantaneo pertanto non è fisso in un solo punto per tutta la durata del movimento di flesso-estensione, come accadrebbe invece se il ginocchio fosse modellabile come una cerniera semplice, né giace sulla linea di contatto, ma si muove

lungo una curva semicircolare che, in condizioni fisiologiche, giace in un solo piano sul condilo. L'asse di flesso-estensione risulta allora 'mobile' proprio a causa della presenza del moto di scivolamento: in altre parole, se si verificasse unicamente moto di rotolamento, sarebbe possibile determinare ad ogni istante l'asse di flesso-estensione, individuando semplicemente la retta passante per i centri di rotazione dei due condili. Inoltre il moto di scivolamento agisce sui due condili spostandoli diversamente l'uno rispetto l'altro, e ciò spiega perché l'asse di flesso-estensione risulta molto più obliquo e spostato dal versante anteriore al versante posteriore.

2.7.2 Articolazione femoro-rotulea

- **Movimenti della rotula**

La cinematica dell'articolazione femoro-rotulea, la quale coinvolge la superficie posteriore della rotula e la superficie distale anteriore del femore, è molto importante dal punto di vista clinico. In letteratura molti lavori hanno studiato il movimento della rotula con tecniche e metodi diversi e in diverse condizioni: pre- e post-chirurgiche, riabilitative, in vivo, in vitro, prima e dopo un'artroplastica totale di ginocchio. E' difficile realizzare una validazione e un confronto oggettivo tra questi studi, in quanto utilizzano metodi e convenzioni molto diversi per descrivere la cinematica femoro-rotulea.

In letteratura esistono diverse proposte, ma una standardizzazione è possibile solo dopo che si è avuta una visione generale delle tecniche proposte. Una buona proposta di standardizzazione per lo studio dei movimenti dell'articolazione femoro-rotulea è stata espressa da Bull et al., 2002 [9].

La cinematica dell'articolazione femoro-rotulea coinvolge tutti i 6 gradi di libertà; dunque il moto della rotula va descritto per mezzo di rotazioni e traslazioni su tutti i tre piani anatomici. Di questi sei movimenti, quattro sono fortemente correlati con variabili importanti dal punto di vista clinico e sono usati da ortopedici e chirurghi per valutare, e quando necessario correggere, patologie che colpiscono il ginocchio. Queste sono tre rotazioni e una traslazione così denominate: flessione, inclinazione o tilt, rotazione e traslazione medio-laterale o shift. I due gradi di libertà rimanenti sono correlati con le traslazioni antero-posteriori e prossimodistali: esse non danno informazioni clinicamente e particolarmente utili. Queste componenti cliniche del moto non sono direttamente in relazione con la posizione della componente femorale, ma si riferiscono a movimenti che la rotula può eseguire liberamente nello spazio. La rotula si relaziona col femore, oppure

alla geometria della sua troclea, in funzione della precisa definizione, dal punto di vista clinico, dei movimenti articolari.

La convenzione maggiormente usata e riassunta in figura 2.20 è la seguente:

- *Flessione rotulea (o patellar flexion)*: rotazione il cui andamento positivo avviene quando l'apice distale della rotula si muove posteriormente, lungo i condili femorali, puntando verso il polo prossimale della rotula. Essa quindi risulta essere una rotazione attorno ad un asse medio-laterale. La flessione della rotula segue bene la flessione dell'articolazione tibio-femorale.
- *Inclinazione rotulea (o patellar tilt)* : rotazione che avviene attorno ad un asse prossimo-distale della rotula. Essa è laterale, ed uguale ed opposta all'inclinazione mediale, quando il margine laterale della rotula si muove verso il condilo femorale laterale.
- *Rotazione rotulea o patellar rotation*: rotazione che avviene attorno ad un asse perpendicolare al piano frontale della rotula, sebbene esso dipenda dalla definizione degli assi. La rotazione è laterale, ed uguale ed opposta alla rotazione mediale, quando l'apice distale si muove lateralmente verso il polo prossimale.
- *Traslazione rotulea (o patellar shift)*: è il movimento di traslazione che avviene lungo un asse medio-laterale. Essa è laterale, ed uguale ed opposta alla traslazione mediale, quando la rotula si muove lateralmente relativamente al femore.
- *Traslazione rotulea prossimo-distale:* è il movimento di traslazione che avviene lungo un asse prossimo-distale. Essa è prossimale, ed uguale ed opposta alla traslazione distale, quando la rotula si muove prossimalmente relativamente al femore.
- *Traslazione rotulea antero-posteriore:* è il movimento di traslazione che avviene lungo un asse antero-posteriore. Essa è anteriore, ed uguale ed opposta alla traslazione distale, quando la rotula si muove anteriormente relativamente al femore. I diversi movimenti della rotula possono essere riferiti a diversi sistemi di riferimento.

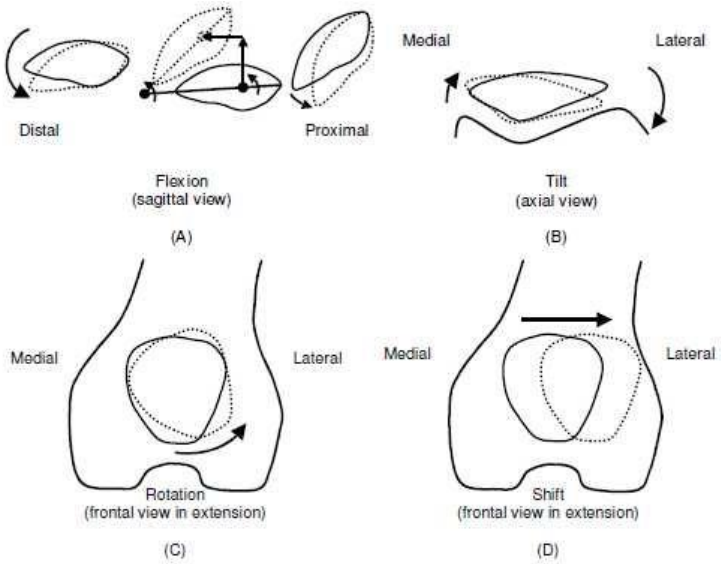

Fig. 2.20 *– Movimenti della rotula*

Il metodo più comunemente usato per lo studio dei movimenti relativi si singoli segmenti ossei si basa su sistemi di assi solidali con i corpi rigidi stessi, solidali cioè con i segmenti ossei stessi. Studi quantitativi sui movimenti della rotula, o *patellar tracking*, descrivono i movimenti lungo e attorno agli assi predefiniti ed assegnano arbitrariamente valori positivi e negativi alle direzioni del moto. La scelta degli assi influenza sia l'entità della rappresentazione del moto sia la sua percezione nello spazio, ed è quindi cruciale. I movimenti della rotula precedentemente descritti vengono convenzionalmente riferiti a un sistema di riferimento misto femoro-rotuleo. Tale metodo è quello più usato in letteratura ed è una combinazione dei sistemi di assi della rotula e del femore. In tale metodo, lo shift, o traslazione, è definito come il movimento della rotula lungo l'asse medio-laterale del femore. La rotation è definita come la rotazione della rotula attorno ad un asse flottante perpendicolare sia all'asse medio-laterale del femore, sia all'asse lungo della rotula. Il tilt avviene attorno all'asse lungo della rotula, mentre la flessione della rotula avviene attorno all'asse medio-laterale del femore.

Questo metodo esprime la corrispondenza tra l'articolazione femoro-rotulea e la tibio-femorale, avvicinandosi quasi completamente alle definizioni introdotte da Grood & Suntay, 1983 [10], per lo studio dell'articolazione tibio-femorale. Infatti, l'ab/adduzione tibiale corrisponde alla rotazione mediale/laterale della rotula, mentre la rotazione tibiale corrisponde all'inclinazione, o tilt, della rotula. Esso non solo evita confusioni ma, essendo concettualmente vicino alla standardizzazione promossa da Grood & Suntay per la tibiofemorale, risponde in molti modi ai criteri di standardizzazione stabiliti dall'International Society of Biomechanics (ISB).

Viene utilizzato un sistema misto femoro-rotuleo, piuttosto che uno esclusivamente sul femore o sulla rotula, in quanto in questi ultimi la descrizione dei movimenti risulterebbe piuttosto ambigua a causa di sovrapposizioni e allineamenti tra gli assi del moto che si verrebbero a creare in alcune posizioni dell'articolazione: questo causerebbe confusione nella comunicazione con i clinici e inesattezze nella valutazione di comportamenti patologici.

- **Funzioni biomeccaniche della rotula**

Essendo un osso così piccolo la rotula è spesso trascurata nella descrizione anatomica del movimento articolare del ginocchio. Meccanicamente la rotula, invece, articolandosi con il solco trocleare del femore, costituisce il fulcro di tutto il meccanismo estensorio dell'arto inferiore. La rotula si trova a contatto con il femore a partire dai 15°-20° di flessione, dopo i quali esercita le sue funzioni principali sino alla flessione articolare completa: prima di tutto aumenta il braccio di leva e la funzionalità meccanica dell'apparato estensore, permette l'inserzione comune dei capi muscolari del quadricipite e minimizza la concentrazione dello stress disperdendo forze all'osso sottostante
in quanto amplia l'area di contatto del tendine quadricipitale sul femore. La sola presenza della rotula consente la flesso-estensione del ginocchio con un risparmio di forza da parte del quadricipite. In assenza di essa, viceversa, l'apparato estensore lavorerebbe con un maggior dispendio energetico e questo comporterebbe anche l'applicazione di forze e di stress maggiori e livello dell'articolazione femoro-tibiale. La rotula dunque agisce da puleggia aggiustando la lunghezza, la direzione e l'intensità dei vettori forza rappresentati dal tendine rotuleo e quadricipitale ai diversi angoli di flessione. Per svolgere queste funzioni, la rotula deve avere un corretto allineamento per scorrere in maniera ottimale nel suo sito naturale durante i movimenti di flesso-estensione dell'articolazione del ginocchio. Per questo motivo la rotula possiede degli stabilizzatori, uno tra i più importanti è il vasto mediale obliquo che si oppone alle forze che agiscono lateralmente sulla rotula. Anche elementi passivi contribuiscono alla stabilizzazione della rotula; i principali sono: il tendine del muscolo quadricipite, il legamento alare esterno, il legamento alare interno, il legamento menisco-rotuleo, il tendine rotuleo. La rotula possiede scarsa stabilità laterale in quanto è legata al tendine del muscolo quadricipite che ha un'azione lungo l'asse della diafisi femorale (obliquo in alto ed in fuori) mentre la gola della troclea è verticale.

L'instabilità è massima nell'estensione del ginocchio e nella flessione lieve poichè in tali posizioni la rotula è scarsamente posizionata nella troclea femorale. La stabilità rotulea è invece massima nella flessione, in quanto in questa posizione la rotula viene spinta di fronte ai due condili femorali. Da ricordare che un'eccessiva tensione dei muscoli flessori (bicipite femorale, semitendinoso e semimembranoso) determina un sovraccarico di lavoro per l'apparato estensore del ginocchio.

La stabilità della rotula durante i movimenti articolari è inoltre in relazione anche ad altri fattori, tra cui principalmente la forma dell'osso. Se la scanalatura del femore fosse poco accentuata o ruotata, la rotula facilmente tenderebbe a fuoriuscire dal suo binario. Basta quindi un minimo disturbo o un'alterazione di forma e di funzione di una di queste componenti, muscolari scheletriche o legamentose, perché insorga un aumento della pressione (iperpressione) su una parte dell'articolazione femoro-rotulea con conseguente insorgenza di dolore o, peggio ancora, di instabilità (sublussazione) sino alla vera e propria fuoriuscita della rotula dalla sua sede (lussazione).

2.7.3 Convenzioni angolari

- **Angoli di Cardano/Bryant**

Questo tipo di angoli è quello maggiormente usato in Biomeccanica. Per definizione si ottengono come una sequenza ordinata di tre rotazioni elementari attorno a tre diversi assi, scelti tra gli assi coordinati del SA prossimale e/o distale (Sistema Assiale). Tra tutte le differenti convenzioni angolari che possibile definire, quella più utilizzata nei laboratori clinici di analisi del movimento è quella di Grood & Suntay (1983) [10]. Viene riportata la regola con la quale sono ricavati gli angoli cardanici secondo questa convenzione, facendo riferimento all'articolazione di ginocchio e alla definizione dei SA riportata in figura 2.21:

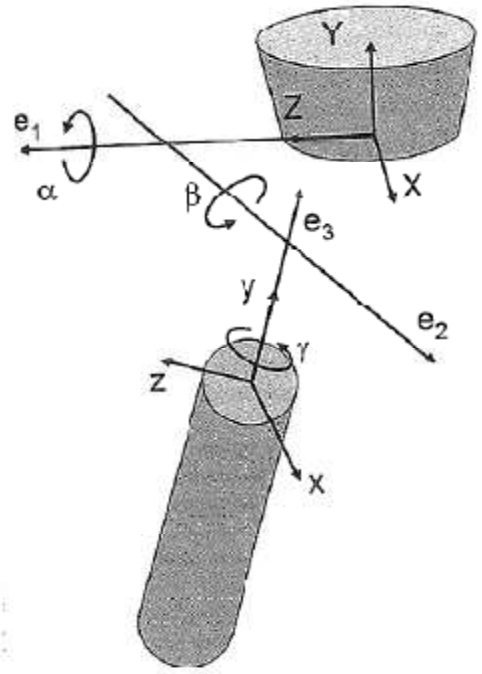

Fig. 2.21 *– Riferimento anatomico prossimale(*XYZ*), distale (*xyz*) e dell'articolazione (e1,e2, e3). Sono riportatele relative rotazioni (*α, β, γ*)*

- La prima rotazione elementare (α) avviene attorno all'asse Z del SA prossimale (o, dal momento che si tratta della prima rotazione, equivalentemente, attorno all'asse z del SA distale).

- La seconda rotazione (β) è intorno all'asse x del SA distale ed in particolare attorno alla direzione che tale asse assume nello spazio (asse flottante) dopo che la prima rotazione è stata eseguita.

- La terza rotazione (γ) è eseguita attorno all'asse y del SA distale nella nuova posizione che tale asse assume nello spazio dopo che le prima due rotazioni sono state effettuate.

La matrice di orientamento è allora data dal seguente prodotto delle tre matrici di rotazione elementari:

$$\mathbf{R}_j = \mathbf{R}_{Z,\alpha}\,\mathbf{R}_{x,\beta}\,\mathbf{R}_{y,\gamma} = \mathbf{R}_\alpha\,\mathbf{R}_\beta\,\mathbf{R}_\gamma =$$

$$\begin{bmatrix} \cos\alpha\cos\gamma - \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma & -\sin\alpha\cos\beta & \cos\alpha\sin\gamma + \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma \\ \sin\alpha\cos\gamma + \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma & \cos\alpha\cos\beta & \sin\alpha\sin\gamma - \cos\alpha\sin\beta\cos\gamma \\ -\cos\beta\sin\gamma & \sin\beta & \cos\alpha\cos\gamma \end{bmatrix}$$

Le convenzioni angolari di tipo cardanico mostrano una condizione di singolarità per rotazioni attorno all'asse flottante di ± k π/2 rad (k=1, 2, …). Tale singolarità si verifica quando, per determinate rotazioni, due assi del medesimo sistema di riferimento sembrano puntare nella stessa direzione e può essere evitata scegliendo in modo opportuno l'asse flottante a seconda del movimento funzionale che si vuole descrivere e dell'articolazione di interesse. In particolare, se l'asse flottante viene fatto coincidere con un asse articolare attorno a cui corrispondono rotazioni limitate (come l'ab-adduzione o la rotazione interna-esterna nel caso dell'articolazione di ginocchio), allora tale singolarità può essere evitata.

- **Convenzione Grood & Suntay**

Gli assi articolari mostrati in figura sono relativi alla convenzione di Grood & Suntay e per il ginocchio, l'articolazione di nostro interesse, tale riferimento articolare è stato proposto come standard. In base a questa convenzione, le direzioni degli assi articolari coincidono con le direzioni degli assi coordinati Z del SA prossimale, y del SA distale e con la direzione dell'asse flottante (Fig. 2.22). Definiti i sistemi di riferimento anatomici per il segmento osseo prossimale e distale, il sistema di riferimento del ginocchio mediante il quale valutare la cinematica articolare, secondo la convenzione di Grood & Suntay, è definito nel seguente modo:

- L'asse $\mathbf{e_1}$ rispetto al quale avviene la flesso-estensione, la cui rotazione elementare è stata precedentemente identificata con l'angolo cardanico α, coincide con l'asse Z, ovvero con l'asse medio-laterale del femore;
- L'asse $\mathbf{e_3}$ attorno al quale si ha la rotazione interna ed esterna, rappresentata con l'angolo cardanico γ, è l'asse prossimo-distale y della gamba;
- L'asse $\mathbf{e_2}$ è un asse flottante ed è ortogonale all'asse $\mathbf{e_1}$ ed $\mathbf{e_3}$. Attorno a quest'asse si sviluppa l'abduzione e l'adduzione, le rotazioni prima identificate con l'angolo cardanico β.

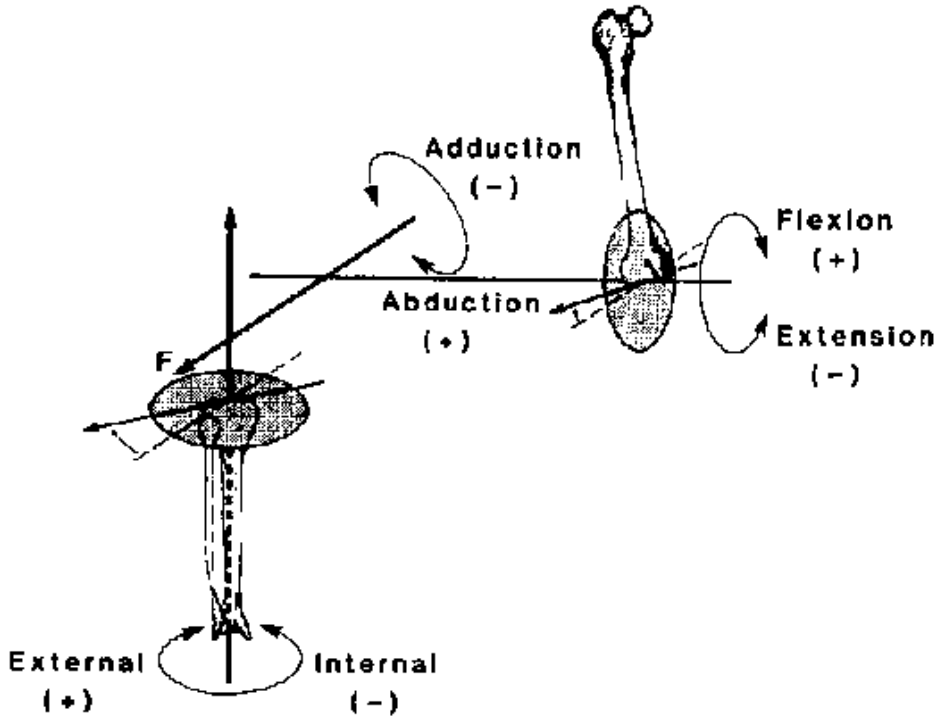

Fig.2.22 - *Convenzione articolare per il complesso di ginocchio*

2.7.4 Convenzioni anatomiche del complesso articolare

Per la definizione del sistema di riferimento articolare di ginocchio (che comprende le due articolazioni: la tibio-femorale e la femoro-rotulea), è stata scelta la convezione descritta da Belvedere et al. (2007) [12] in uno studio in vitro riguardante proprio il tracking rotuleo nell'artroplastica totale di ginocchio (Fig. 2.23). Per poter costruire il sistema articolare di ginocchio, occorre costruire dapprima i sistemi di riferimento anatomici sui segmenti ossei coinvolti nel movimento. A tale scopo sono stati individuati i seguenti punti di repere anatomici su femore, tibia e rotula. Per il femore e la tibia sono stati utilizzati gli stessi reperi descritti da Cappozzo et al.[13]:

ME: epicondilo mediale

LE: epicondilo laterale

KC: centro del ginocchio

CT: centro del piatto tibiale

MM: malleolo mediale

LM: malleolo laterale

AC: centro della caviglia

Sistema di riferimento del femore (X_f , Y_f , Z_f):

- O_f : origine coincidente con KC;
- X_f : asse ortogonale al piano frontale passante per HC, LE e ME, diretto anteriormente;
- Y_f : proiezione del vettore che congiunge KC a HC sul piano frontale, diretto prossimalmente;
- Z_f : prodotto vettoriale di X_f e Y_f;

Sistema di riferimento della tibia-fibula (X_t , Y_t , Z_t,):

- O_t: origine coincidente con CT;
- X_t : asse ortogonale al piano frontale passante per CT, LM e MM, diretto anteriormente;
- Y_t : proiezione del vettore che congiunge AC a CT sul piano frontale, diretto prossimalmente;
- Z_t : prodotto vettoriale di X_t e Y_t;

Per quanto riguarda la rotula, invece, è stata introdotta una convenzione che utilizza i seguenti punti di repere [12]:

MP: punto più mediale del margine mediale della rotula;

LP: punto più laterale del margine laterale della rotula;

AP: apice distale della rotula;

Sistema di riferimento della rotula (X_p, Y_p, Z_p):

- O_p : punto medio tra MP e LP;
- X_p : asse ortogonale al piano frontale passante per MP, LP e AP;
- Y_p : asse che congiunge AP e O_p;
- Z_p : prodotto vettoriale di X_t e Y_t;

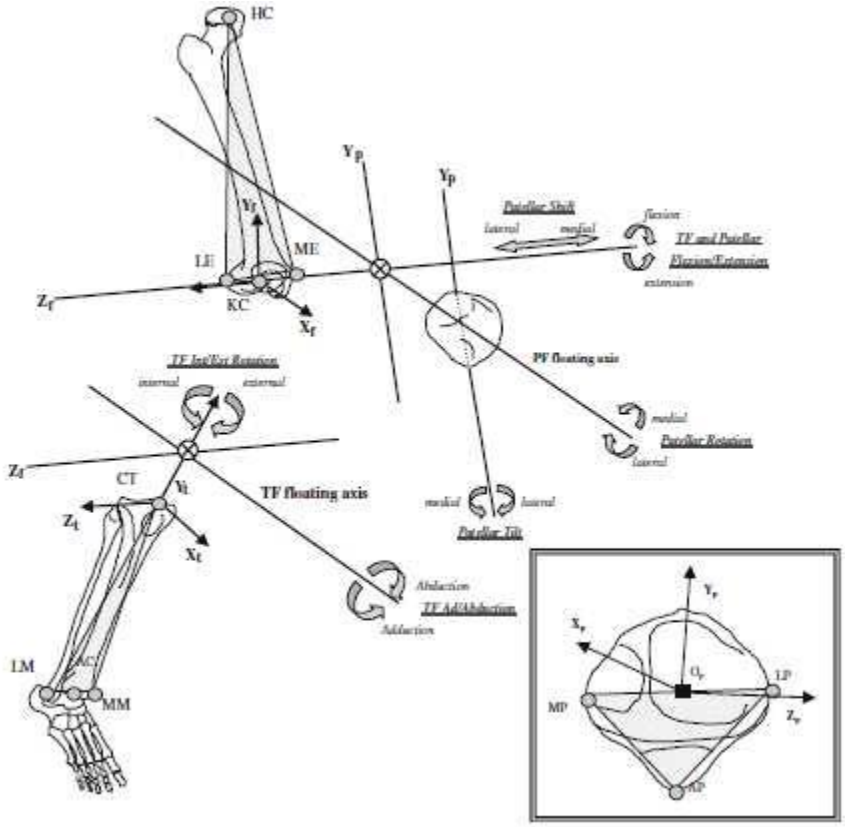

Fig.2.23 - *Convenzione articolare per le articolazioni tibio-femorale e femoro-rotulea e i relativi sistemi di riferimento su femore, tibia e rotula. Sono rappresentati gli assi flottanti per le due articolazioni, insieme alle tre rotazioni della tibia-femorale e ai 4 movimenti d'interesse della patello-femorale*

I calcoli dei movimenti di flessione/estensione, rotazione interna/esterna e ab/adduzione dell'articolazione tibio-femorale sono basati su questi sistemi di riferimento e secondo la convenzione articolare standard di Grood & Suntay [10] (descritta precedentemente) e sono rispettivamente Z_f , Y_t e l'asse flottante perpendicolare a questi due.

I calcoli dei movimenti di flessione/estensione, tilt, rotazione e shift dell'articolazione femoro-rotulea sono basati sulla convenzione di Bull et al., 2002 [9]: le tre rotazioni avvengono rispettivamente attorno all'asse Z_f , Y_p e all'asse perpendicolare a questi due mentre lo shift rotuleo è definito come la traslazione di O_p lungo Z_f.

- La flessione (o l'estensione) della rotula avviene quando l'apice distale della rotula (AP) si muove posteriormente (o anteriormente) rispetto al femore.
- Il tilt mediale (o laterale) si verifica quando la parte interna della rotula verso la parte mediale (o laterale) del ginocchio.

- La rotazione mediale (o laterale) si verifica quando l'apice distale della rotula (AP) si muove verso la parte mediale (o laterale) del ginocchio.
- Lo shift mediale (o laterale) si verifica quando lo rotula si muove verso la parte mediale (o laterale) del ginocchio.

Capitolo 3

Materiali e metodi

3.1 Cenni sulla Navigazione Chirurgica

Un sistema di navigazione chirurgica è un insieme di dispositivi che fornisce al chirurgo un supporto grafico-geometrico in seguito all'acquisizione di dati anatomici, aiutandolo nel posizionamento delle componenti protesiche. In particolare, il chirurgo viene guidato nell'esecuzione delle resezioni ossee e dei relativi fori per l'ancoraggio finale della componente protesica, una volta stimata la giusta taglia della stessa. La tecnologia di base di un sistema di navigazione si serve di telecamere all'infrarosso e di marcatori attivi (foto-emettitori) o passivi (foto-riflettori).

3.1.1 Generalità

Il sistema in uso presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli (IOR), è un navigatore chirurgico della Stryker-Leibinger (Freiburg im Breisgau, Germany). Tramite particolari dispositivi, chiamati tracciatori o *tracker* ed impiantati sull'osso, il chirurgo acquisisce i punti d'interesse per quel segmento osseo tramite un puntatore o *pointer*. Il singolo tracciatore ed il puntatore hanno funzioni ben diverse: mentre il primo serve per definire una terna di riferimento tecnica, d'ausilio, solidale con il segmento osseo, il secondo serve per identificare un punto di repere osseo. I segnali infrarossi, emessi dai tracciatori e dal puntatore, vengono ripresi da un sistema di telecamere all'infrarosso collegate ad un

software dedicato che li elabora e li visualizza a monitor. Tale software esprimerà le coordinate del punto acquisito relativamente alla terna dei tracciatori. La visualizzazione offre al chirurgo in tempo reale un supporto grafico geometrico. Grazie a questo supporto visivo e istantaneo il chirurgo è in grado di modificare e ottimizzare il posizionamento della guida di taglio per rendere minimi i fallimenti protesici dovuti a malposizionamento delle componenti o a erronei tagli delle ossa interessate (Fig 3.1).

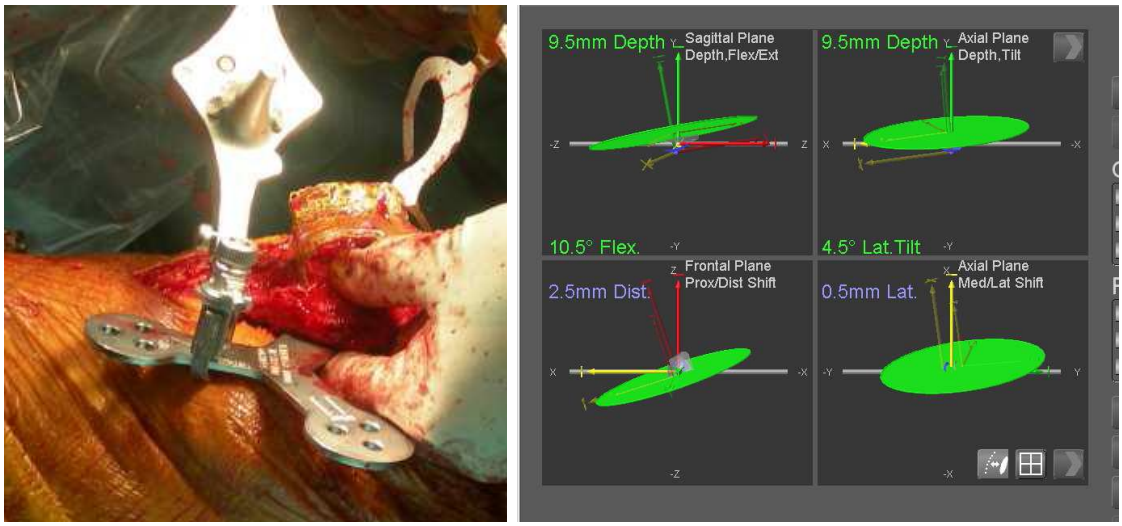

***Fig. 3.1** – A sinistra foto intraoperatoria durante posizionamento della componente rotulea. A destra snapshot del display del navigatore.*

Il sistema di navigazione utilizzato comprende (Fig. 3.2):

- la strumentazione elettronica per l'analisi dell'allineamento e del posizionamento delle componenti protesiche e per la valutazione della cinematica articolare del ginocchio;
- le guide di taglio, chiamate anche gighe;
- le componenti protesiche.

La strumentazione elettronica del sistema comprende:

- un laptop su cui è caricato il software dedicato;
- una piattaforma con hardware dedicato;
- una serie di telecamere ad infrarossi inglobate in unico contenitore metallico, chiamato localizzatore o *localizer*;

- una serie di strumenti emettitori chiamati strumenti intelligenti, o *smart tool*, su cui sono fissati cinque marker attivi. Essi comprendono dei tracciatori, o *tracker*, ed un puntatore, o *pointer*.

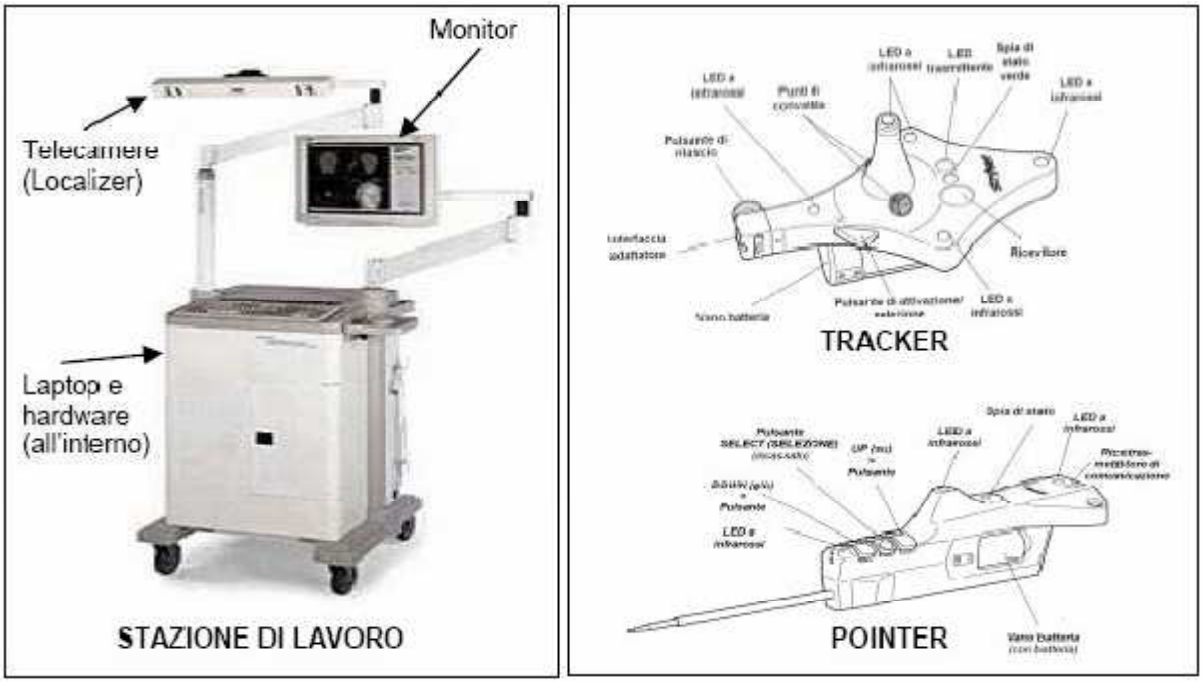

Fig. 3.2 *– Schema dei componenti di un navigatore chirurgico.*

3.1.2 Innovazione della tracciabilità della rotula

Al fine di includere anche la navigazione della rotula durante l'artroplastica totale di ginocchio con navigazione standard, è stato necessario estendere ed adeguare il preesistente software *Knee Navigation 4.0* creando una nuova versione adattata per la ricerca e configurata in modo tale da poter raccogliere dati statici e cinematici anche dell'articolazione femoro-rotulea, effettuando la verifica dei tagli sulla rotula. Tuttora, tale modifica al navigatore non è stata ancora approvata per usi clinici e dunque, per motivi etici, è necessaria la presenza di un sistema di navigazione aggiuntivo (in seguito denominato "navigatore per la ricerca"), oltre a quello standard, e soprattutto di un ingegnere specializzato che guidi e assista il chirurgo durante tutto l'intervento. A causa della complessa e minuta geometria della rotula, è stato necessario pensare a nuove procedure chirurgiche aggiuntive, o adattare quelle già esistenti alle condizioni morfologiche e funzionali e alle nuove esigenze che impone la navigazione della rotula.

Per quanto riguarda l'acquisizione della cinematica dell'articolazione femoro-rotulea, vengono registrate le rotazioni della rotula (flessione, rotazione e tilt) e le traslazioni lungo i tre assi del femore, sia prima che dopo l'impianto, per effettuare un confronto e valutare le differenze.

3.1.3 Acquisizione dati intra-operatori

Non essendo oggetto di studio di questo lavoro, in seguito non si entrerà nel dettaglio di come venga impiantata la protesi; comunque, per comprendere lo studio nella sua complessità, risulta utile avere un idea dei 4 momenti in cui viene misurata la cinematica articolare, in quanto i risultati ottenuti saranno poi confrontati con quelli fluoroscopici, oggetto di questa tesi. Vengono visualizzati a monitor dal sistema le seguenti cinematiche:

- Valori delle rotazioni della TFJ;
- Valori delle rotazioni della PFJ;
- Valori delle traslazioni della PFJ;

Tutti questi valori vengono ricavati in 4 momenti differenti:

1) **Registrazione della cinematica pre-operatoria del ginocchio intatto (pre-Op)**

Viene stimata la cinematica dl ginocchio dopo la rimozione di alcune deformità, come quelle dovute alla presenza di osteofiti. Viene imposto e registrato, per più di una volta, un'ampia escursione di flesso-estensione del ginocchio, cercando di non introdurre dall' esterno un'eccessiva rotazione interna/esterna del ginocchio. Durante questo step la capsula viene suturata provvisoriamente con 4/5 punti.

2) **Registrazione della cinematica della rotula intatta sulle componenti di prova di femore e tibia (intra-Op)**

Dopo aver inserito le componenti di prova di tibia e femore, la capsula viene di nuovo chiusa provvisoriamente e viene effettuata la registrazione della cinematica con i tracker attivi di femore, tibia e rotula posti sui corrispondenti segmenti ossei.

3) **Registrazione della cinematica della componente di prova della rotula sulla componente di prova del femore (intra-Op)**

Viene nuovamente effettuata la registrazione della cinematica con i tracker attivi di femore, tibia e rotula posti sui corrispondenti segmenti ossei ma con l' aggiunta della componente di prova della rotula.

4) Registrazione della cinematica delle componenti protesiche definitive cementate (post-Op)

Questo step prevede la registrazione della cinematica del ginocchio dopo l'impianto finale delle componenti di femore, tibia e rotula. L'analisi delle variabili cinematiche dell'articolazione femoro-rotulea permette al chirurgo di valutare la riuscita dell'impianto totale finale di ginocchio.

Altro step molto importante del nuovo protocollo di navigazione chirurgica è l'inserimento dei pallini di tantalio all'interno della componente rotulea (Fig. 3.3). Ai fini della navigazione chirurgica i pallini non hanno alcun ruolo, ma senza questi "marker" non sarebbe possibile tracciare i movimenti della componente rotulea durante l'acquisizione fluoroscopica , dato che tale componente è composta da polietilene e quindi non viene visualizzata tramite raggi X.

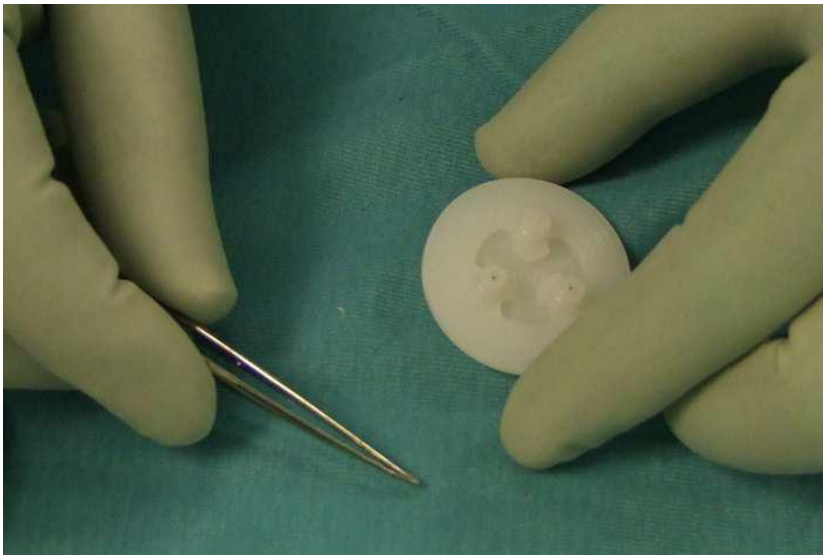

Fig. 3.3 *– Inserimento dei pallini di tantalio nella componente rotulea.*

3.2 Video-fluoroscopia

3.2.1 Generalità

La video-fluoroscopia è una tecnica radiologica per acquisire immagini del corpo del paziente mediante l'uso del fluoroscopio (Fig 3.4); le immagini derivano da una radiazione elettromagnetica. La tecnica prevede una registrazione spaziale, la quale a partire dalla sequenza di immagini acquisite, rende possibile poi anche una misura accurata ed in-vivo della cinematica tridimensionale dell'articolazione protesizzata tramite sovrapposizione con modelli CAD forniti dalla ditta produttrice della protesi in esame. Questa tecnica è utile per identificare cinematiche non naturali, confrontare cinematiche derivanti da diversi disegni protesici e predire con grande anticipo il rischio di fallimento. La tecnica video-fluoroscopica è sicuramente più invasiva dell'analisi del passo tradizionale con marcatori (gait analysis) in quanto il paziente viene esposto a radiazioni. La gait analysis, però non permette un'analisi accurata sulla singola articolazione a causa degli errori dovuti soprattutto agli artefatti da tessuti molli.[14]

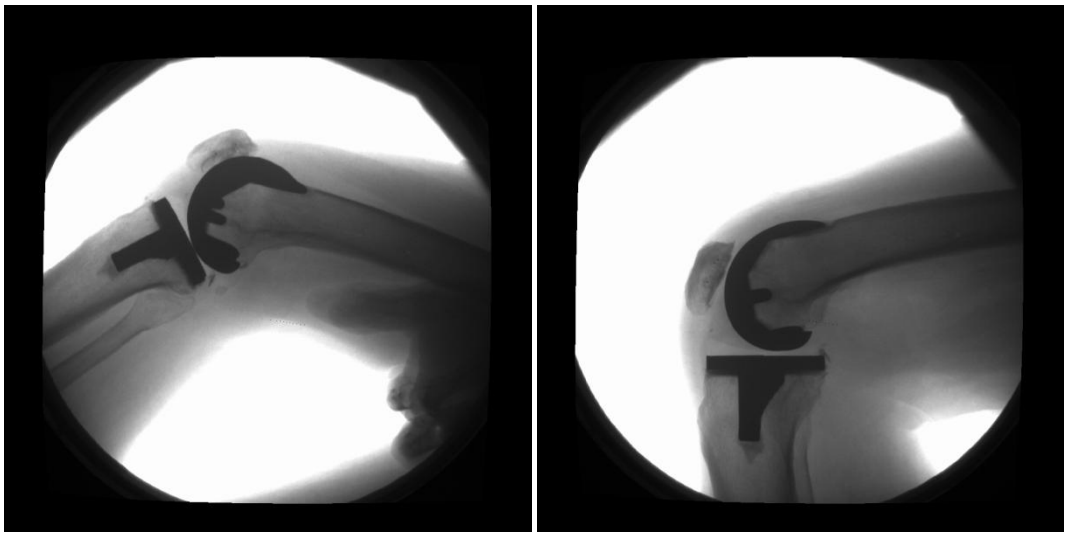

Fig. 3.4 *– Due tipiche immagini fluoroscopiche*

Nonostante l'invasività della tecnica video-fluoroscopica, questa comunque somministra al paziente una dose di raggi X inferiore rispetto a quella applicata solitamente durante un normale esame radiografico. Infatti per tale studio è sufficiente vedere la posizione delle componenti protesiche e non è necessario osservare con dettaglio le ossa coinvolte. Nella

sala di radiologia dell'Istituto Ortopedico Rizzoli è presente il fluoroscopio 90SX16 (CAT Medical System, Roma, Italia)

Fig. 3.5 *– Fluoroscopio 90SX16*

Un fluoroscopio (Fig. 3.5) è composto, nel suo schema più semplice, di una sorgente di raggi X ed uno schermo fluorescente, tra i quali è posizionato il paziente. Nell'attraversare il corpo, i raggi X vengono attenuati in misura variabile a causa dell'interazione con le differenti strutture interne del corpo umano, proiettando determinate *ombre* sullo schermo fluorescente. Le immagini sullo schermo sono prodotte dai raggi X non attenuati che, trasmettendo la loro energia agli elettroni sullo schermo provocano così un effetto fotoelettrico. La quantità di raggi X che non viene trasmessa è immagazzinata nel corpo del paziente ed è proporzionale alla dose generata ed alla durata dell'esame.

3.2.2 Acquisizione e correzione della distorsione

Le acquisizioni sono state effettuate nella sala di video-fluoroscopia alla presenza di un tecnico radiologo specializzato, che si occupa di impostare i valori dello strumento e di manovrarlo nel modo opportuno. Come già indicato le emissioni del fluoroscopio sono

limitate, quindi si riesce a raccogliere serie di immagini per ciascun atto motorio con una somministrazione di radiazioni all'incirca equivalente ad un normale esame radiografico. Prima di eseguire l'esame, al paziente viene chiesto di firmare il consenso per la partecipazione allo studio di ricerca. Prima di svolgere ogni atto motorio, il paziente viene istruito sul modo di eseguirlo opportunamente, suggerendogli in particolare di realizzare i movimenti nel modo più naturale possibile, ma non troppo velocemente, in modo da evitare l'effetto scia sulle immagini acquisite; infatti questo problema si presenta durante compiti motori impulsivi, come la salita e discesa dalle scale.. Questo aspetto potrebbe andare ad inficiare la vista nitida delle componenti su alcune immagini. Durante l'acquisizione il fuoco dello strumento viene posizionato con attenzione in modo da visualizzare completamente sul piano sagittale la parte mediale dell'articolazione. Per ogni paziente studiato, data la tipologia dello strumento, è necessario acquisire alcune immagini per la calibrazione spaziale. Tale calibrazione è necessaria perché le lenti del fluoroscopio sono convesse e gli elettroni all'interno dell'intensificatore di brillanza stesso possono venire deflessi da un qualsiasi campo magnetico esterno, provocando così rispettivamente una deformazione radiale e una sigmoidale. Data l'entità della deformazione sigmoidale ci si può occupare solamente della correzione radiale trascurando quella data dai campi elettromagnetici esterni. Tale correzione prevede l'acquisizione radiografica di una griglia su cui sono stati inseriti una matrice di pallini di tantalio radio-opachi, realizzata a controllo numerico e che funge da modello di riferimento. Inoltre vengono acquisite anche le radiografie di un righello di dimensioni note e di un parallelepipedo di geometria nota disposto con una faccia parallela al piano immagine del fluoroscopio (Fig. 3.6). Si acquisiscono le immagini del cage (il parallelepipedo), la griglia ed il righello per permettere rispettivamente la corretta locazione del fuoco del fluoroscopio, la correzione della distorsione dell'immagine e la stima della conversione da pixel ad unità di lunghezza. La prima operazione di localizzazione del fuoco si realizza appunto con il cage, un elemento in plexiglass con nove pallini radiopachi di tantalio. Si ipotizza che il fuoco occupi la posizione centrale dell'immagine.

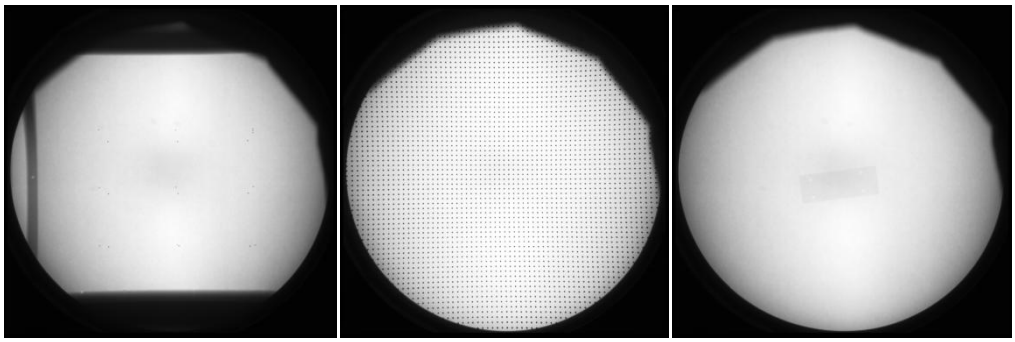

Fig. 3.6 *– L'immagine fluoroscopica, nell' ordine, di cage,griglia e righello.*

Si ricavano così delle mappe di distanza attraverso le quali si stima la traslazione lungo l'asse ortogonale al piano immagine (distanza dal piano immagine). La griglia invece permette di correggere la distorsione radiale. Di questo oggetto si conoscono le misure reali e attraverso queste si stima un fattore di distorsione di cui tenere conto in tutte le immagini. Queste ultime sono immagazzinate in formato DICOM (formato per immagini biomediche). Mediante il software Osiris è possibile aprire questo tipo di formato e salvare le immagini; i dati acquisiti vengono organizzati in cartelle suddivise per paziente e per compito motorio. Successivamente, come già detto, è necessario correggere la distorsione dei frame relativi ai compiti motori di interesse. A questo proposito si utilizzano delle procedure implementate mediante il pacchetto software Matlab®. Come primo passo è necessario convertire le immagini di calibrazione a livelli di grigio. A questo punto si utilizza una procedura che ricevendo in ingresso un numero arbitrario di punti (tipicamente 16) del bordo della griglia, identifica mediante un elissoide il campo di vista della griglia; a questo punto parte la procedura automatica di riconoscimento dei marker presenti. Il risultato viene salvato in un file txt. Ora è necessario controllare che non siano stati riconosciuti marker errati, è possibile quindi visualizzare il risultato ottenuto ed eliminare gli errori cancellando nel file appena ottenuto i corrispondenti numeri errati. Infine è necessario associare la posizione dei marker all'interno della griglia mediante una procedura iterativa con la quale si esplorano i marker adiacenti fino a completare l'intero campo di vista definito. Al termine di tale procedura si ottiene un file di calibrazione .mat, che contiene il rapporto di distorsione utile per correggere le immagini acquisite nella determinata sessione. A questo punto il rapporto viene applicato ad ogni singola immagine acquisita che viene così corretta ed è pronta per essere utilizzata.

Per la stima e la correzione di tale distorsione delle immagini sono applicate tecniche, che prevedono corrispondenza tra le posizioni distorte e quelle non distorte, mediante funzioni polinomiali in 2-D. La sequenza logica della correzione prevede che le prime immagini ad essere corrette siano quelle relative al righello ed al cage; in tal modo si ricava il fattore di conversione da pixel a millimetri e la distanza del fuoco dal piano immagine. Questi parametri permettono di calcolare un file di estensione .wave per la calibrazione all'interno del software Kneetrack® necessario per caricare i frame di interesse.

3.2.3 Compiti motori

Ad ogni paziente viene chiesto di svolgere tre semplici compiti motori, normalmente eseguiti nelle normali attività di vita quotidiana, in modo da acquisire i movimenti tipici sul ginocchio protesizzato. Viene istruito nell'eseguire una salita dalle scale, lo step-up su gradino, alzata e seduta da una sedia più alcune posizioni statiche (posizione neutrale frontale e sagittale). La scala utilizzata è di legno, ha tre gradini alti ciascuno 16 cm, larghi 30 cm e lunghi 50 cm. Per il compito motorio di scala, la salita viene eseguita iniziando il passo con l'arto non operato, poi appoggiando l' arto con l'articolazione protesizzata sul primo gradino (qui si opera l'acquisizione) e di nuovo l'arto opposto sul successivo, concludendo il gesto con entrambi i piedi su tale gradino. Gli viene chiesto poi di sollevarsi sul primo gradino rimanendo su un unico arto, mantenendo l' equilibrio 1-2 secondi prima di riscendere con movimento contrario. In questo caso il ginocchio protesizzato è caricato di tutto il peso corporeo. Nel task-motorio della sedia il paziente inizia l'acquisizione in posizione seduta e successivamente gli viene chiesto di effettuare lentamente (mantenendo sempre il ginocchio all' interno del fuoco) un intero ciclo alzata-seduta (corrispondente a un ciclo estensione-flessione) dalla sedia.

Esclusivamente per questo lavoro di tesi in cui è importante osservare i movimenti rotulei lungo tutta la possibile escursione della flessione tibiofemorale sono stati aggiunti nell' ordine due compiti motori: l'estensione contro gravità (EaG - Extension Against Gravity) e la flessione contro gravità (FaG - Flexion Against Gravity). Questa scelta inoltre è motivata dalla particolarità di questi task motori di assomigliare il più possibile al movimento indotto che il chirurgo effettua in sala operatoria durante i controlli della cinematica articolare tramite navigatore chirurgico. Sebbene non sia completamente in assenza di carico (vi è infatti il peso della gamba e il movimento viene effettuato volontariamente dai propri muscoli) è quello che più si accosta al movimento passivo di

flessione ed estensione fatto dal chirurgo. Per l' EaG si chiede dunque al paziente di distendersi supino e mantenere il ginocchio il più possibile esteso e di compiere un intero ciclo di flessione-estensione, riportando il ginocchio in posizione originaria. Per la FaG invece il paziente rimane in posizione eretta e carica tutto il peso sulla gamba non in esame (eventualmente aiutato dall' appoggio ad una maniglia) e mantenendo il ginocchio di interesse leggermente anteriore all' altro compie un ciclo di normale flesso-estensione. (Vedi schema di Fig. 3.7)

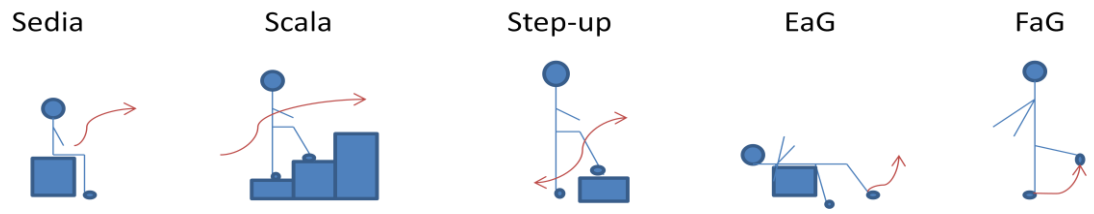

Fig. 3.7 *– Compiti motori effettuati*

3.2.4 Registrazione spaziale

Per comprendere e confrontare le cinematiche con diversi disegni, per identificare le cinematiche non naturali e predire con anticipo il rischio di fallimento, sono necessarie tecniche che permettano misure accurate in-vivo della cinematica dell'articolazione protesizzata. Da qui l' idea di ottenere la ricostruzione in 3-D delle componenti protesiche impiantate a partire dalla singola immagine 2-D sul piano sagittale ottenuta tramite fluoroscopia. Attraverso l'uso del software Kneetrack®, basato sulla tecnica dello shape-matching (registrazione spaziale), vengono ricostruite spazialmente la posizione e l'orientamento delle componenti a partire delle immagini acquisite dalla tecnica radiologica. Questo software permette di importare le immagini 2-D acquisite con il fluoroscopio e quindi implementare la tecnica che consiste nel sovrapporre la proiezione del modello 3-D CAD della protesi sul relativo contorno visibile dall'immagine per ottenerne la relativa la posa in 3-D. L'operatore, che esegue manualmente la tecnica, ha l'obiettivo di spostare nei 6 gradi di libertà spaziali (GdL) il modello CAD della protesi (fornito dalla casa costruttrice) per riuscire a sovrapporre la sua forma con quella visibile nell'immagine radiografica corrente, ottenendo in tal modo la stessa proiezione ricavata con la fluoroscopia. L'obiettivo della tecnica è ricostruire la cinematica in-vivo con estrema accuratezza, in quanto è necessaria un'analisi quantitativa della funzionalità all'articolazione protesizzata. Da un lavoro precedentemente effettuato da Banks e Hodge

basato sulla video-fluoroscopia [8], è stato dimostrato che la stima della posa (posizione ed orientamento) delle componenti sul piano sagittale può essere valutata con un accuratezza rispettivamente di 0.5 mm ed 1°. Il software riesce però a gestire contemporaneamente due sole componenti (una considerata distale e una considerata prossimale). È quindi necessario effettuare il lavoro due volte per ottenere le cinematiche di tre componenti. Questo metodo è stato utilizzato in questo lavoro di tesi in cui è stato effettuato inizialmente lo shape-matching dell' articolazione TFJ, utilizzando la tibia come distale e il femore come prossimale, seguito dal matching dell' articolazione PFJ in cui il femore viene considerato distale e la patella prossimale.

3.2.5 Elaborazione dati

Dopo aver realizzato la procedura della registrazione spaziale, si passa alla creazione di file di testo che definiscano per ciascun frame le rotazioni e le traslazioni secondo opportune convenzioni. Per ciascuna componente, per una determinata collezione di immagini di un compito motorio, si ottiene un file .man che contiene 3 GdL di traslazione e 3 GdL di rotazione nel sistema di rifermento di video-fluoroscopia. Invece l'obiettivo del lavoro è quello di ottenere tali GdL di una componente rispetto all'altra; per fare questo si eseguono i seguenti passi:

1) all'interno della console, è possibile ottenere un file .res per ciascun .man presente nel direttorio indicato;

2) si crea un file .batch specificando i percorsi dove sono contenuti i modelli CAD, i file .man e quelli .res;

3) all'interno della console, mediante opportuna funzione si ottiene il file .kin;

4) dal file .kin si passa poi al file .txt.

Al termine di questa procedura si ottiene un file di testo con sei colonne (tre per le rotazioni e tre per le traslazioni) ed un numero di righe pari al numero di immagini elaborate. Il software utilizza la convenzione Grood e Suntay (3.3.1) indicando rispettivamente nelle prime tre colonne le rotazioni della componente distale rispetto alla prossimale; invece le altre tre colonne delle traslazioni indicano gli spostamenti della componente prossimale rispetto a quella distale. Conseguentemente sono state considerate in diverse posizioni (prossimali e distali) mediante relativi cambi di variabile, con lo scopo di ottenere sempre le rotazioni e le traslazioni della componente tibiale rispetto a quella

femorale o di quella patellare rispetto a quella femorale; dal pacchetto Matlab, sono stati realizzati i grafici con le variabili di interesse attraverso i valori indicati sulle colonne dei file di testo. Tutti i risultati sono stati prima filtrati mediante un filtro digitale di Butterworth passa-basso. In questo modo vengono eliminati i picchi e i rumori del segnale.

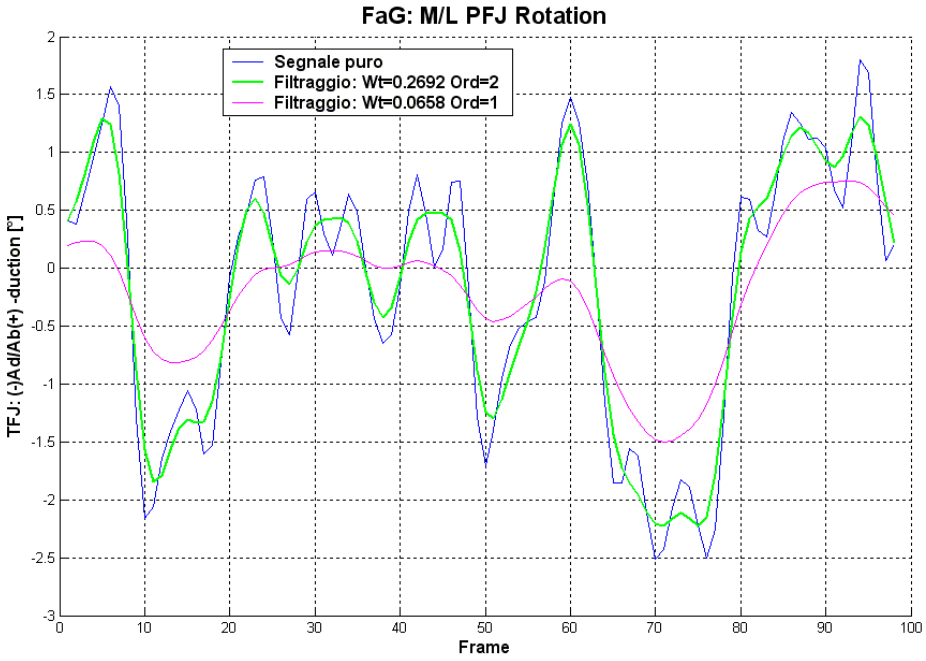

Fig. 3.8 *– Esempio di filtraggio con filtro di butterworth di ordine 1 e 2*

Si realizza imponendo gli estremi dei valori di frequenza in banda passante e oscura ed i relativi valori di guadagno; tramite procedure presenti nel pacchetto Matlab (buttord, butter, filitfilt) si ricava l'ordine del filtro, la frequenza di taglio, i relativi coefficienti e quindi la realizzazione sul segnale considerato. In base all' ordine e alla pulsazione di taglio si posso ricavare filtri che attenuano sempre più il segnale "grezzo". Tipicamente, e per tutto lo svolgimento di questo lavoro di tesi, è stato utilizzato un filtro di ordine due e pulsazione di taglio circa uguale a 0,27 (grafico di colore verde di Fig. 3.8)

3.3 Attività di tirocinio

3.3.1 Sessioni sperimentali

Per lo svolgimento dello studio sono stati selezionati i primi 2 pazienti ai quali è stata impiantata la protesi NRG con la tecnica sperimentale di navigazione chirurgica della patella. I pazienti, entrambi uomini , sono stati analizzati a 6 mesi dall'intervento dovuto da artrosi all'articolazione tibio-femorale. Le persone partecipanti sono state istruite preventivamente su come effettuare adeguatamente i compiti motori richiesti per lo studio, in modo che i diversi tipi di acquisizione fossero il più possibile simili fra i pazienti.

3.3.2 Breve commento sulle variabili dei grafici

- **Rotazioni e traslazioni articolari**

Per ciascun paziente e ciascun compito motorio sono state calcolate le rotazioni e le traslazioni dell'articolazione tibiofemorale e dell'articolazione femoro-rotulea.

In riferimento all'articolazione tibio-femorale verranno riportati:

1. le rotazioni articolari, sui tre piani anatomici, della femore rispetto alla tibia: la flessoestensione, l'ab-adduzione e la rotazione interna-esterna, con le seguenti convenzioni: (-)Ext / Flex(+), (-)Ad / Ab(+) e (-)Ext / Int(+), espresse in gradi [°];
2. le traslazioni del femore rispetto alla tibia nelle direzioni medio-laterale, posteriore-anteriore e prossimo-distale con le seguenti convenzioni: (-)Lat / Med(+), (-)Post / Ant(+), (-)Dist / Pross(+) espresse in mm;

In riferimento all'articolazione femoro-rotulea verranno riportati:

1. le rotazioni articolari, sui tre piani anatomici, della rotula rispetto al femore: la flessoestensione, la rotazione medio-laterale e il tilt medio-laterale, con le seguenti convenzioni: (-)Est / Fless(+), Tilt (-)Lat / Med(+) e Rotazione (-)Lat / Med(+) espresse in gradi [°];
2. le traslazioni della rotula rispetto al femore nelle direzioni medio-laterale, posteriore anteriore e prossimo-distale con le seguenti convenzioni: (-)Lat / Med(+), (-)Post / Ant (+), (-)Dist / Pross(+) espresse in mm;

Tutti questi parametri sono stati rappresentati graficamente in funzione della flesso-estensione dell'articolazione tibio-femorale del ginocchio. Per un immediato confronto con i range considerati fisiologici, sono stati sovrapposti con grafici che riportano una curva e

una fascia di normalità calcolate su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica descritta da Belvedere et al., 2009 [14].

Capitolo 4

Risultati

4.1 Ripetibilità intraoperatore

Nello studio della cinematica articolare tramite fluoroscopia, l'operatore che esegue la registrazione spaziale ricopre un ruolo importante sull'attendibilità dei risultati. L'accuratezza nel compiere tale registrazione e la ripetibilità dell' operatore stesso sono elementi fondamentali possibile durante la ricostruzione della reale cinematica articolare. Quindi è indispensabile prendere manualità con il software prima di effettuare qualunque studio. Dato che sono già stati fatti studi sull'accuratezza (Banks and Hodge), risulta utile capire quale sia la ripetibilità del singolo elaboratore nel compiere più registrazioni spaziali sulla medesima acquisizione.

Vengono quindi proposti i risultati, di seguito commentati, all'articolazione tibio-femorale interessata da TKA, durante l'esecuzione del compito motorio "sedia". Sulla stessa acquisizione sono state eseguite due prove a distanza di circa 20 giorni l'una dall' altra.

4.1.1 Prova ripetuta di fluoroscopia tradizionale TFJ

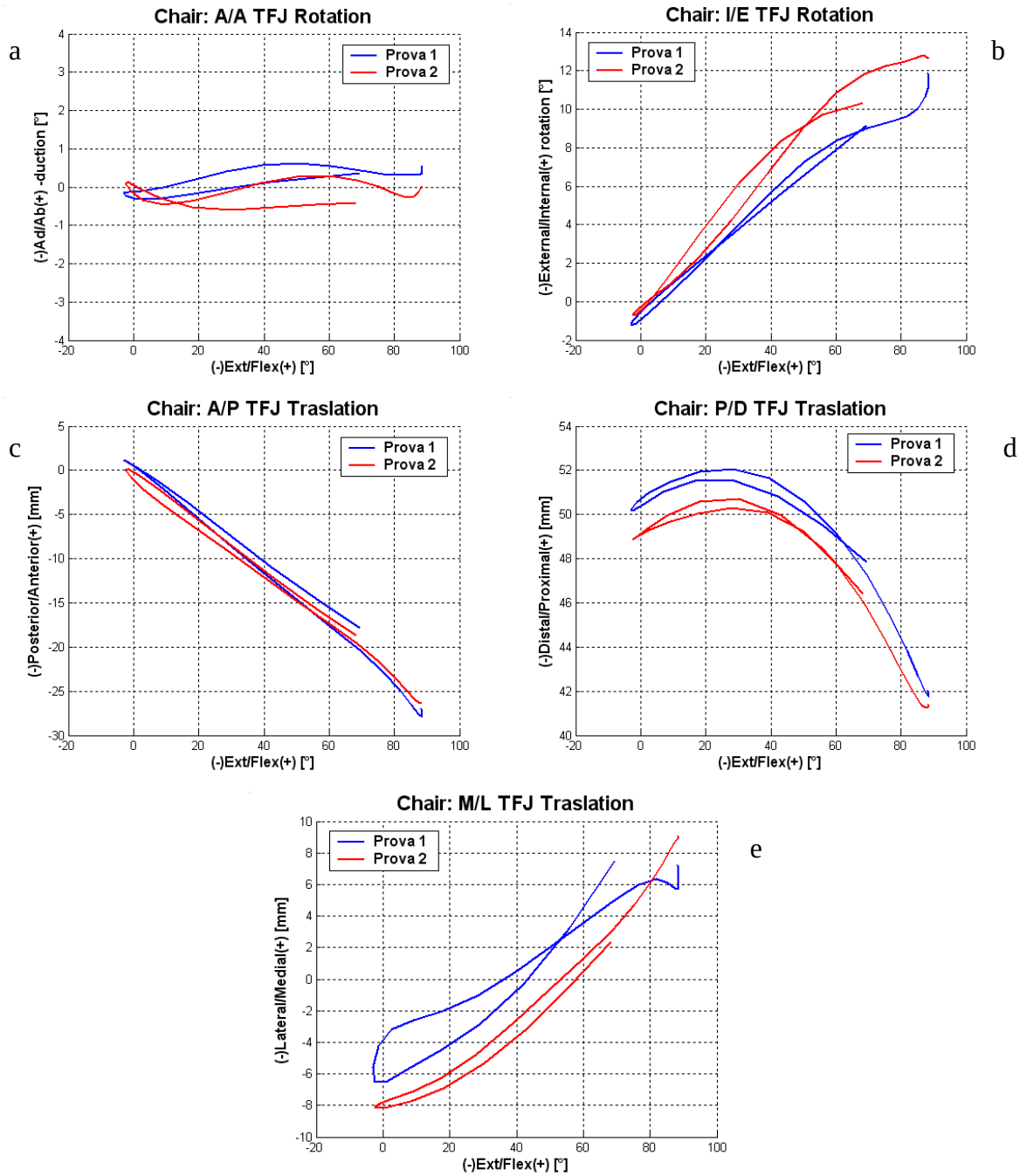

Fig. 4.1 *– I 5 movimenti (a,b,c,d,e) principali della TFJ in una prova fluoroscopica intraoperatore. a: ab-adduzione; b: rotazione interna-esterna ; c: traslazione antero-posteriore; d: traslazione prossimo-distale; e: traslazione medio-laterale.*

Dai grafici si evince che vi è stata un'ottima ripetibilità fra le prove con risultati simili. Inoltre gli andamenti dei grafici sono concordi con la cinematica teorica riportata in letteratura. L'unico grafico che si discosta dai valori fisiologici è la traslazione lungo l'asse

medio-laterale (Fig. 4.1 e); questo risultato era atteso in quanto tale variabile è la più critica da identificare correttamente con tale procedura. In particolarel'escursione risulta essere differente; l' andamento invece, ovvero una traslazione che da negativa (laterale) si sposta in senso positivo (mediale), risulta consistente.

4.2 Fluoroscopia TFJ vs TFJ intra-operatoria

Per i pazienti sottoposti a TKA con navigazione chirurgica della patella si è scelto di riunire in un'unica figura tutti le curve per i diversi compiti motori. In questo modo possiamo apprezzare le differenze cinematiche all'articolazione tibio-femorale in diverse condizioni di sollecitazione.. Inoltre vengono riportati in tabella i valori minimi, massimi ed i range dei 6 GdL della TFJ. Le suddette curve vengono messe a confronto nello stesso grafico con le fasce di normalità (in giallo), il valor medio (in nero) e la cinematica intra-operatoria (in rosso) risultante dalla navigazione chirurgica (paragrafo 3.4.2).

4.2.1 Paziente #1

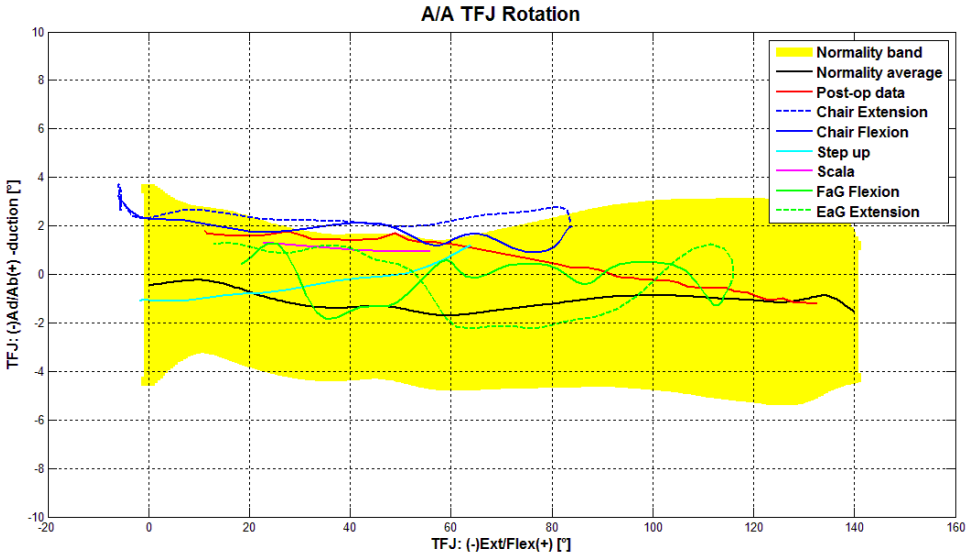

***Fig. 4.1** – Movimento di abduzione-adduzione del femore sulla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

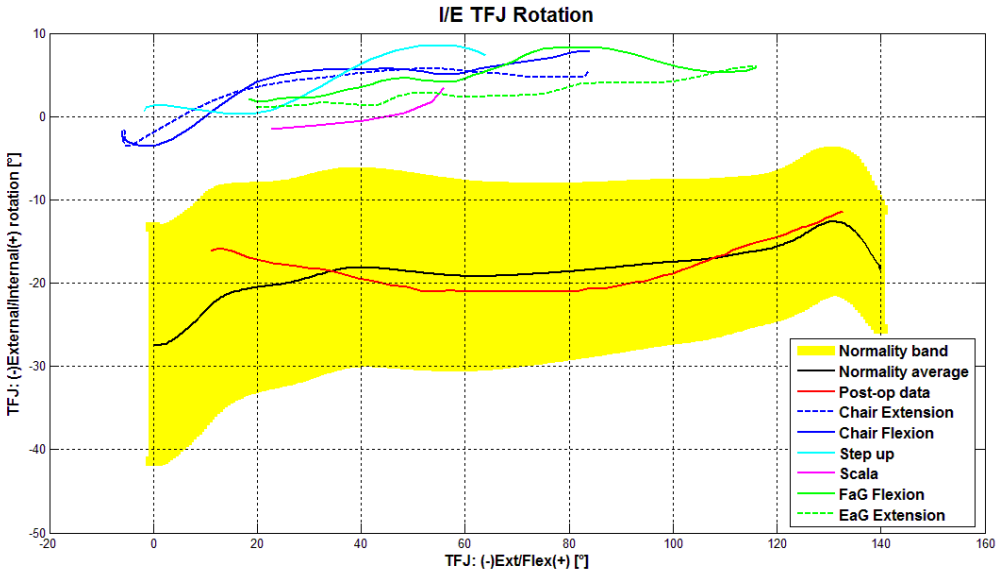

***Fig. 4.1** – Rotazione interna-esterna del femore sulla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

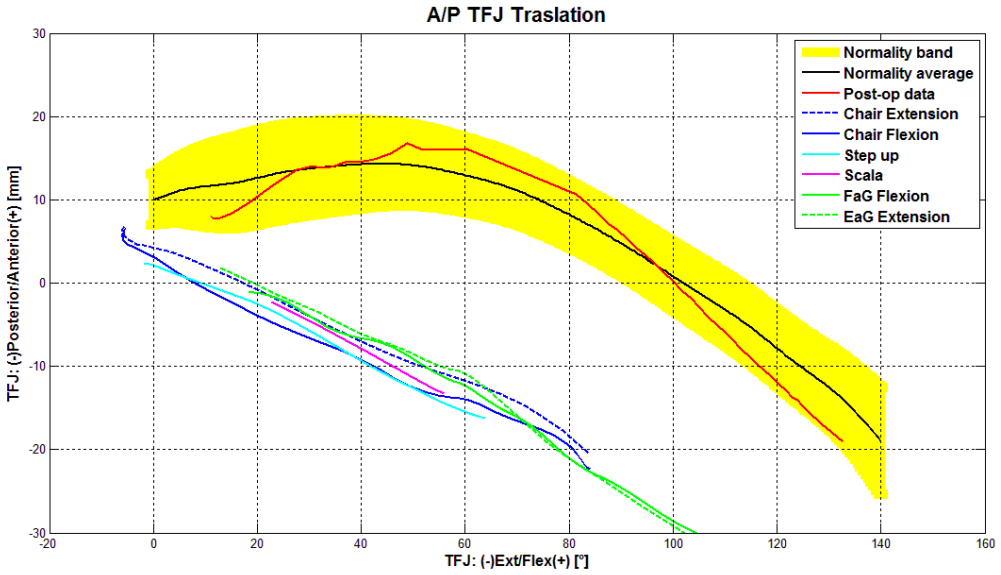

***Fig. 4.1** – Traslazione antero-posteriore del femore rispetto alla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

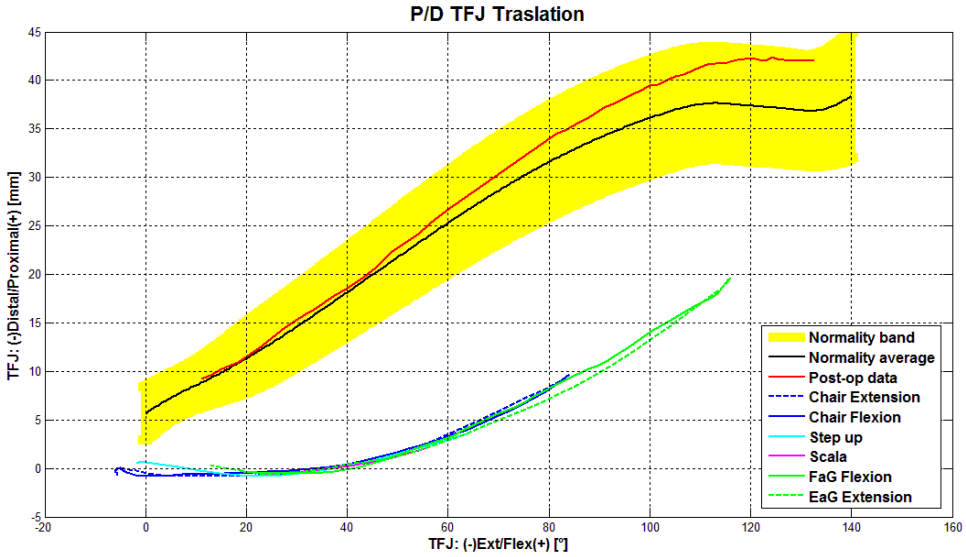

***Fig. 4.1** – Traslazione prossimo-distale del femore rispetto alla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

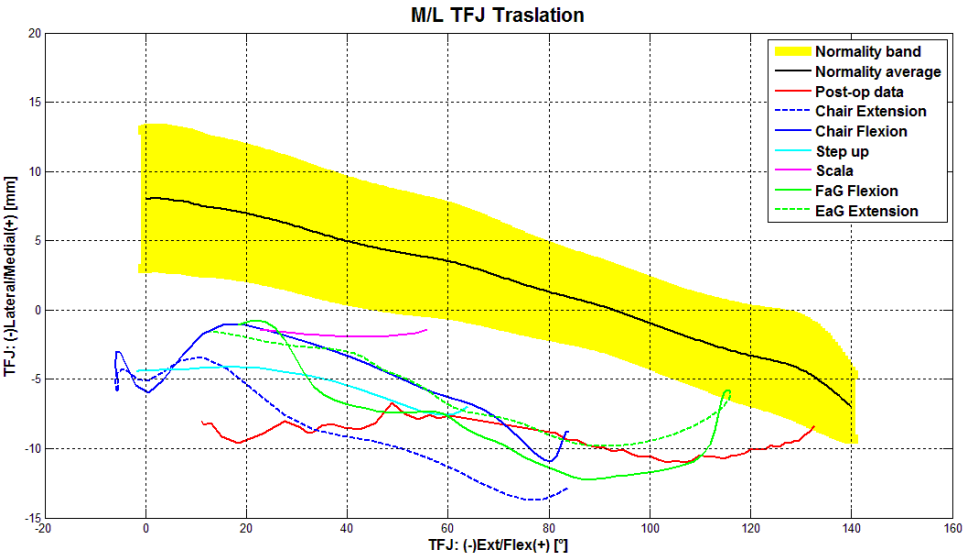

***Fig. 4.1** – Traslazione medio-laterale del femore rispetto alla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

	Flex/Ext	A/A Rotation	I/E Rotation	A/P Traslation	P/D Traslation	M/L Traslation
Sedia(Salita)	89,6774 (-5,9555 ; 83,7220)	1,7302 (1,9706 ; 3,7069)	9,3284 (-3,5918 ; 5,7367)	27,1986 (-20,3655 ; 6,8331)	10,0643 (-0,8342 ; 9,2300)	10,3317 (-13,7108 ; -3,3791)
Sedia(Discesa)	90,066 (-5,9890 ; 84,0770)	2,3211 (0,9227 ; 3,2438)	11,4071 (-3,5960 ; 7,8110)	28,695 (-22,3958 ; 6,2992)	10,5518 (-0,8329 ; 9,7189)	9,9091 (-10,9439 ; -1,0347)
Step-up	65,5256 (-1,679 ; 63,8466)	2,3189 (-1,1100 ; 1,2089)	8,2696 (0,2980 ; 8,5676)	18,6268 (-16,2688 ; 2,3580)	4,3703 (-0,8047 ; 3,5656)	3,4823 (-7,5687 ; -4,0864)
Scala	33,1925 (22,7744 ; 55,9668)	0,4005 (1,3384 ; 0,9379)	5,0505 (-1,5277 ; 3,5228)	11,0516 (-13,2905 ; -2,2389)	2,7573 (-0,6069 ; 2,1504)	0,5121 (-1,9044 ; -1,3924)
FaG	96,9288 (18,4117 ; 115,3405)	3,138 (-1,8471 ; 1,2909)	6,4886 (1,8070 ; 8,2956)	32,0562 (-33,0840 ; -1,0278)	19,8358 (-0,5433 ; 19,2924)	11,4694 (-12,2359 ; -0,7664)
EaG	96,5144 (19,5641 ; 116,0785)	3,5334 (-2,2272 ; 1,3062)	4,9413 (1,0912 ; 6,0325)	35,2313 (-33,4668 ; 1,7645)	20,1984 (-0,5983 ; 19,6001)	8,3206 (-9,8374 ; -1,5168)

***Fig. 4.1** – Valori numerici di tutti i movimenti della tibio-femorale. in evidenza il range e tra parentesi sono specificati il minimo e il massimo raggiunti dalla rispettiva curva.*

4.2.2 Paziente #2

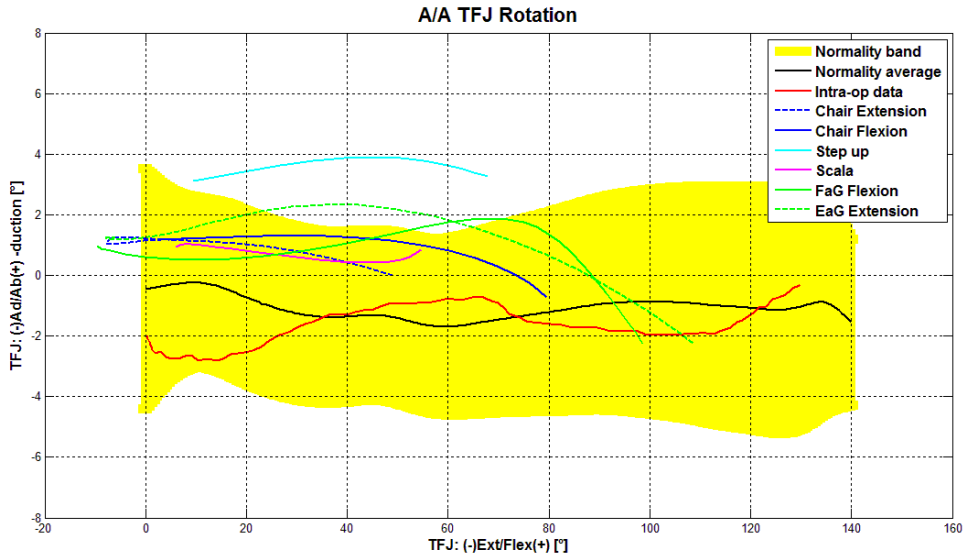

***Fig. 4.1** – Movimento di abduzione-adduzione del femore sulla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

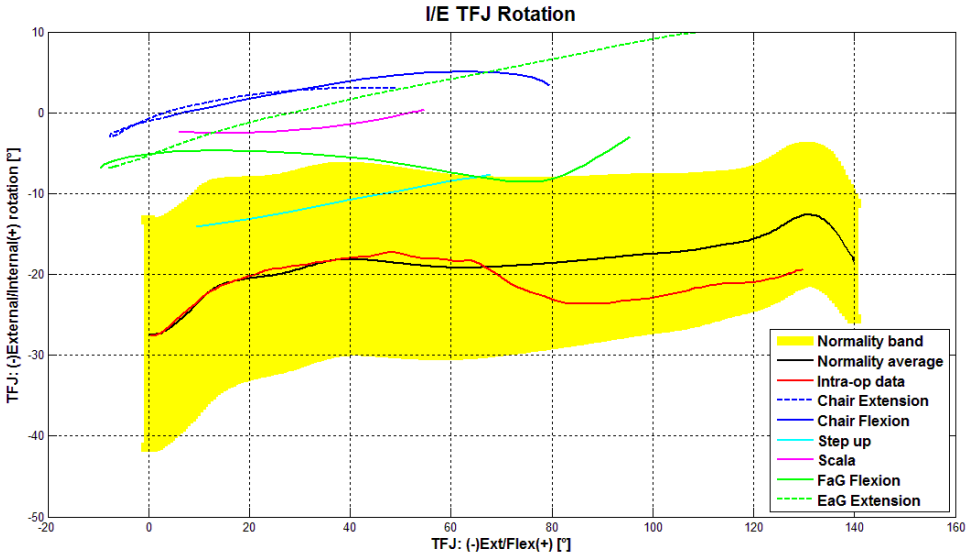

***Fig. 4.1** – Rotazione interna-esterna del femore sulla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

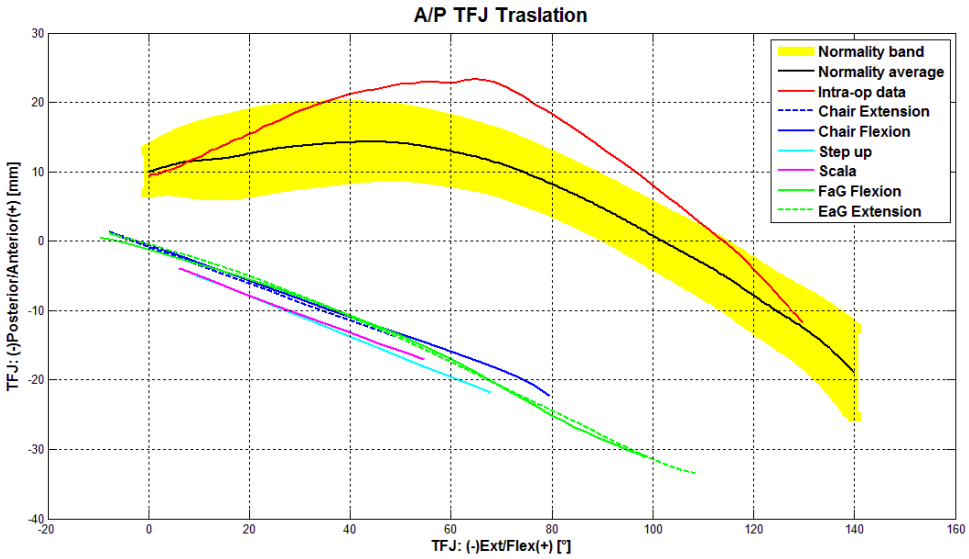

***Fig. 4.1** – Traslazione antero-posteriore del femore rispetto alla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

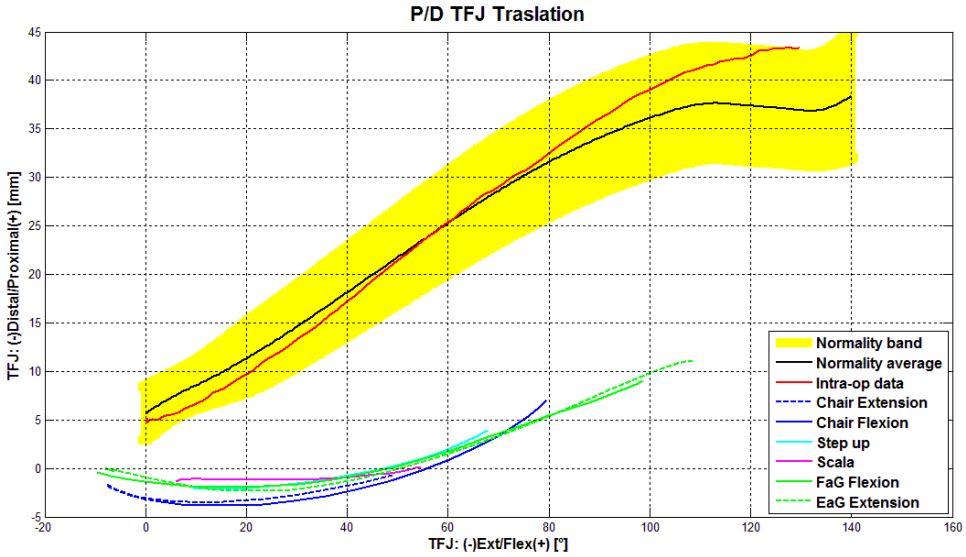

***Fig. 4.1** – Traslazione prossimo-distale del femore rispetto alla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

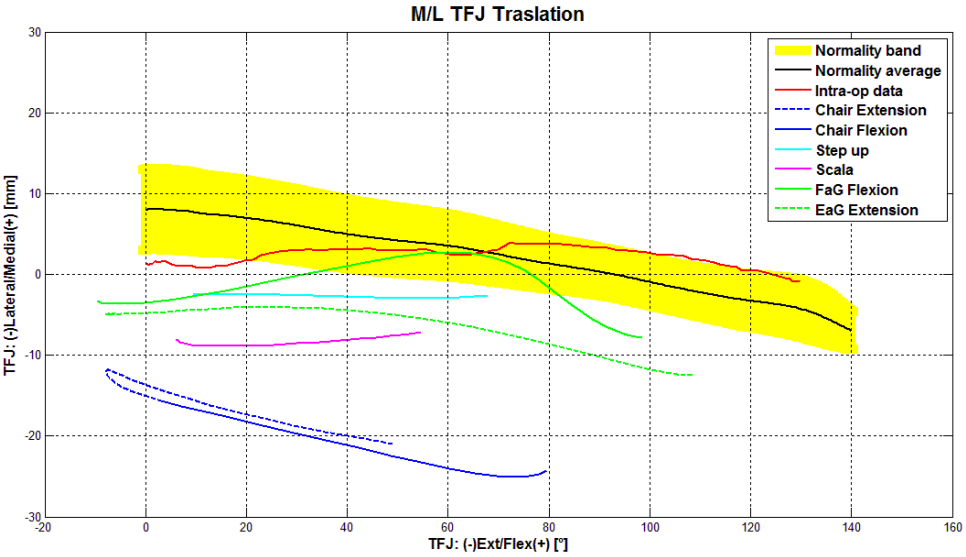

***Fig. 4.1** – Traslazione medio-laterale del femore rispetto alla tibia. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

	Flex/Ext	*A/A Rotation*	*I/E Rotation*	*A/P Traslation*	*P/D Traslation*	*M/L Traslation*
Sedia(Salita)	56,7673 (-7,7564 ; 49,0108)	1,2680 (-0,0101 ; 1,2579)	6,0560 (-2,9827 ; 3,0733)	15,1732 (-13,7734 ; 1,3999)	2,7857 (-3,4953 ; -0,7096)	9,1226 (-20,9417 ; -11,8191)
Sedia(Discesa)	76,3934 (3,0693 ; 79,4627)	2,0301 (-0,7332 ; 1,2969)	5,6773 (-0,5701 ; 5,1072)	20,9773 (-22,3325 ; -1,3552)	10,9067 (-3,8598 ; 7,0470)	9,4433 (-25,0975 ; -15,6542)
Step-up	58,4036 (9,5072 ; 67,9108)	0,8027 (3,1014 ; 3,9041)	6,3658 (-14,0593 ; -7,6936)	16,7695 (-21,7391 ; -4,9696)	6,0105 (-2,1170 ; 3,8936)	0,5055 (-2,9543 ; -2,4489)
Scala	48,5128 (6,0838 ; 54,5966)	0,6110 (0,4126 ; 1,0236)	2,9254 (-2,5188 ; 0,4066)	12,9704 (-16,9880 ; -4,0175)	1,5359 (-1,3455 ; 0,1904)	1,6639 (-8,8551 ; -7,1912)
FaG	108,2930 (-9,6491 ; 98,6440)	4,1460 (-2,2717 ; 1,8742)	6,7612 (-8,5949 ; -1,8337)	31,7377 (-31,1595 ; 0,5782)	10,9735 (-1,9611 ; 9,0123)	10,5549 (-7,8235 ; 2,7314)
EaG	116,5644 (-7,9664 ; 108,5980)	4,5765 (-2,2450 ; 2,3315)	14,7187 (-5,8556 ; 8,8631)	34,5556 (-33,4068 ; 1,1488)	13,4916 (-2,3521 ; 11,1395)	8,4092 (-12,4345 ; -4, 0253)

***Fig. 4.1** – Valori numerici di tutti i movimenti della tibio-femorale. in evidenza il range e tra parentesi sono specificati il minimo e il massimo raggiunti dalla rispettiva curva.*

4.3 Fluoroscopia PFJ vs PFJ intra-op

Anche in questo caso risulta utile riunire tutti i compiti motori in un'unica immagine e confrontare i grafici del follow-up con i grafici della cinematica articolare post-operatoria e con le fasce di normalità. Anche in questo caso inoltre sono stati raccolti in tabella i range, i massimi e i minimi di ogni compito motorio per ciascun GdL.

4.3.1 Paziente #1

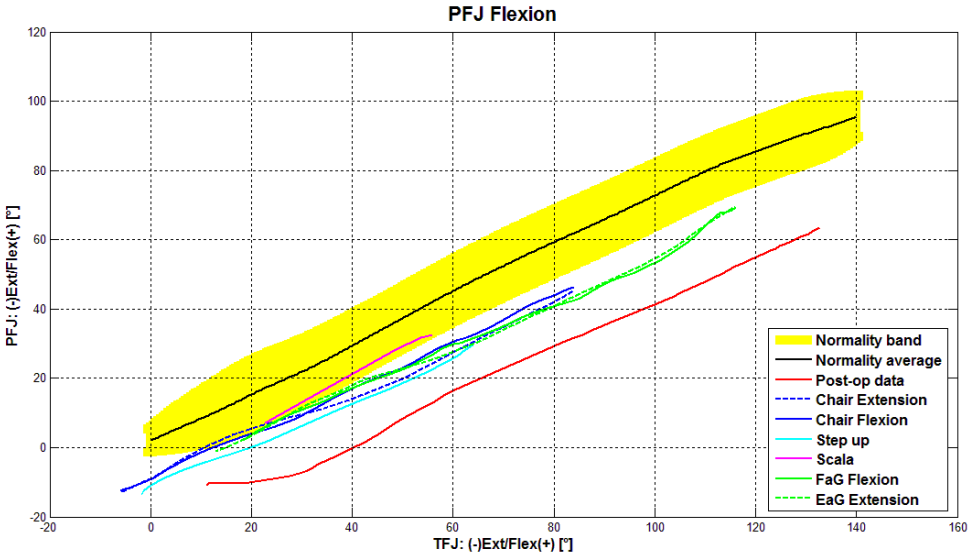

***Fig. 4.1** – Flesso-estensione della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

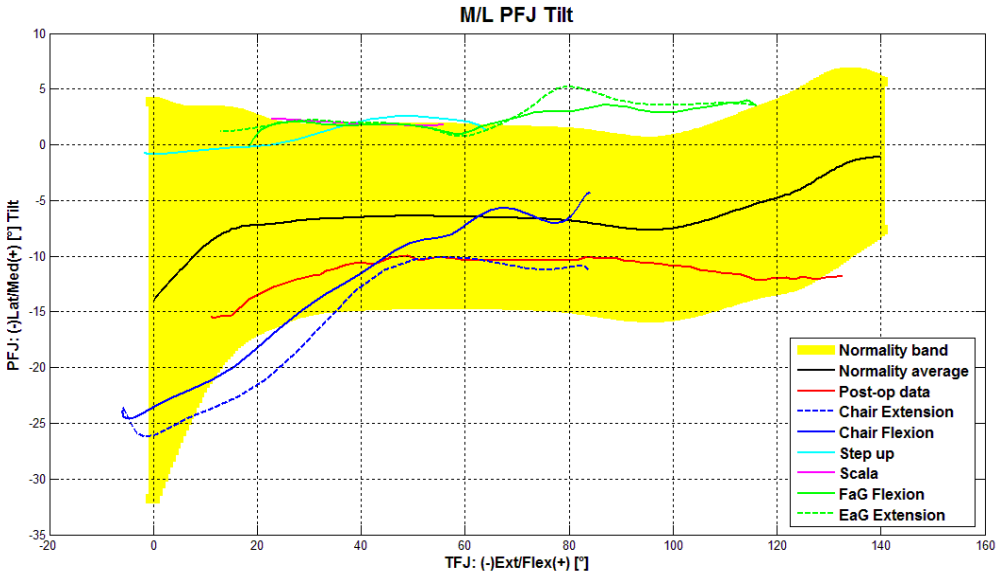

***Fig. 4.1** – Tilt medio-laterale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

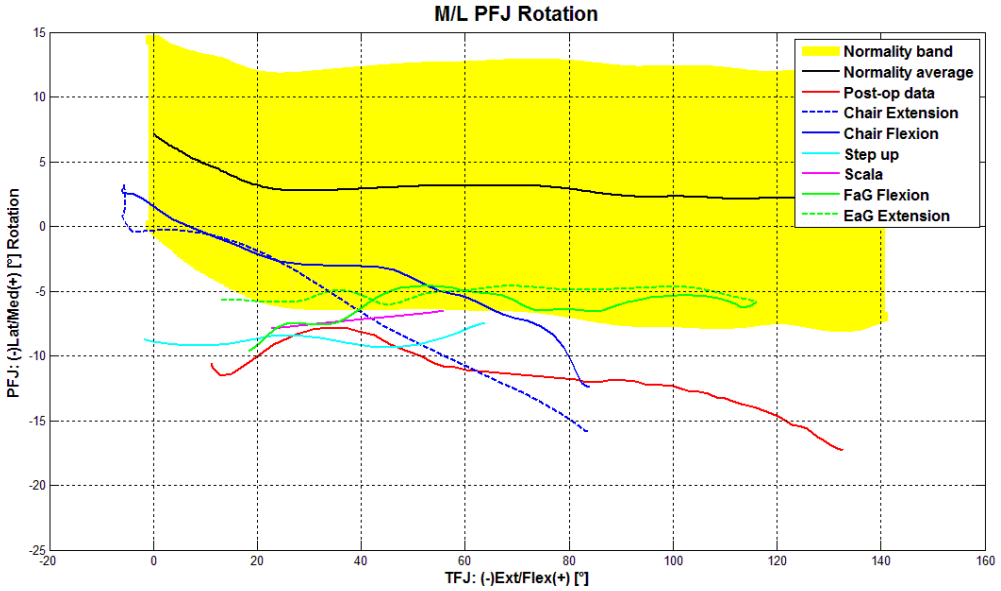

***Fig. 4.1** – Rotazione medio-laterale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

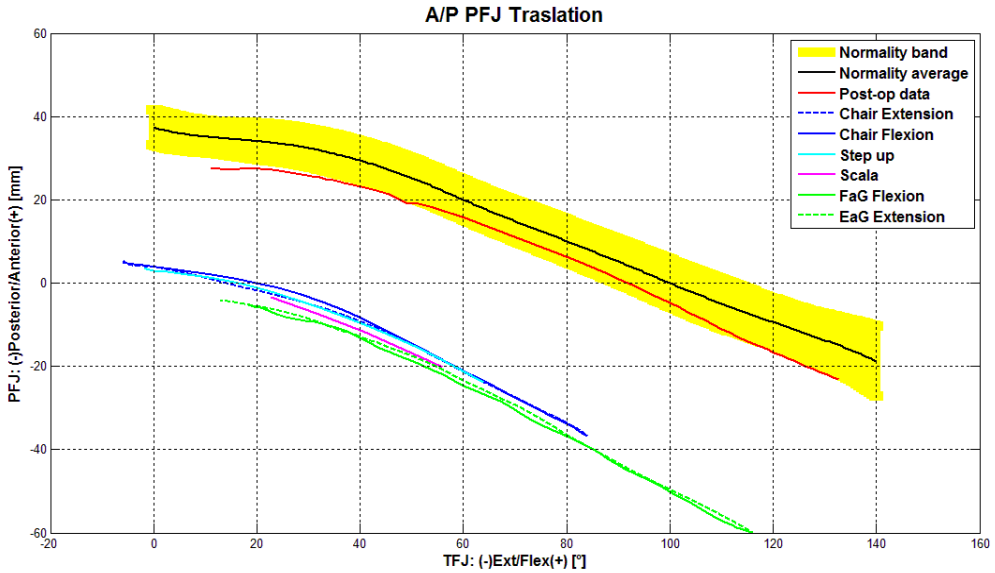

***Fig. 4.1** – Traslazione antero-posteriore della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

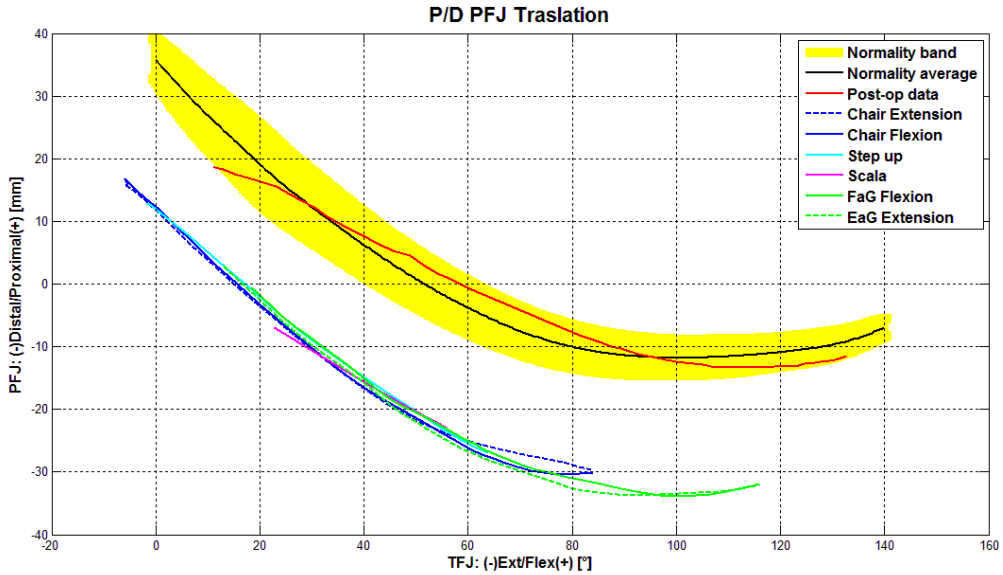

***Fig. 4.1** – Traslazione prossimo-distale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

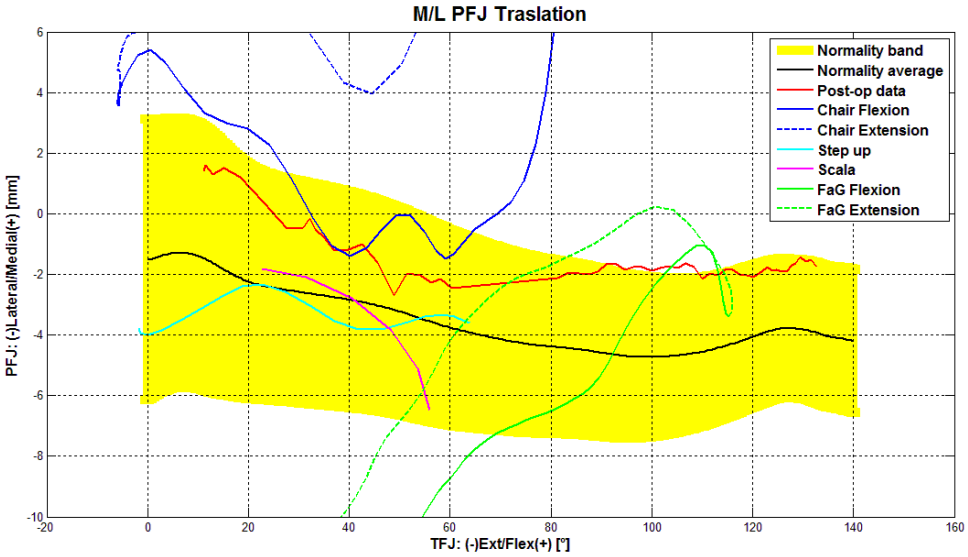

***Fig. 4.1** – Traslazione medio-laterale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

	Flex/Ext	M/L Rotation	M/L Tilt	A/P Traslation	P/D Traslation	M/L Traslation
Sedia(Salita)	58,1194 (-12,7917 ; 45,3277)	18,7131 (-158265 ; 2,8865)	16,1630 (-26,1740 ; -10,0110)	41,5193 (-36,4719 ; 5,0475)	45,9861 (-29,7116 ; 16,2745)	10,7814 (3,8119 ; 14,5933)
Sedia(Discesa)	58,9930 (-12,5851 ; 46,4080)	15,5786 (-12,3905 ; 3,1881)	20,3376 (-24,5607 ; -4,2231)	42,1388 (-36,8263 ; 5,3125)	47,1496 (-30,3983 ; 16,7513)	8,7070 (-1,4921 ; 7,2149)
Step-up	43,1931 (-13,5176 ; 29,6755)	1,9129 (-9,3682 ; -7,4554)	3,3498 (-0,8252 ; 2,5246)	27,4653 (-23,8883 ; 3,5770)	39,7094 (-26,8790 ; 12,8304)	1,672 (-4,0014 ; -2,3294)
Scala	25,4416 (7,1795 ; 32,6211)	1,4331 (-7,9184 ; -6,4853)	0,6542 (1,7437 ; 2,3979)	16,9069 (-20,2365 ; -3,3297)	15,9474 (-22,9365 ; -6,9890)	4,6473 (-6,4707 ; -1,8234)
FaG	66,5925 (2,0528 ; 68,6452)	5,0417 (-9,6377 ; -4,5960)	4,1004 (-0,1237 ; 3,9767)	54,4725 (-59,7185 ; -5,2460)	33,266 (-33,8841 ; -0,6181)	14,6172 (-15,6685 ; -1,0513)
EaG	70,4412 (-1,0565 ; 69,3847)	1,4635 (-6,0690 ; -4,6055)	4,4399 (0,7972 ; 5,2372)	55,9581 (-59,9935 ; -4,0354)	36,5642 (-33,6566 ; 2,9076)	14,1650 (-13,9231 ; 0,2419)

***Fig. 4.1** – Valori numerici di tutti i movimenti della tibio-femorale. in evidenza il range e tra parentesi sono specificati il minimo e il massimo raggiunti dalla rispettiva curva.*

4.3.2 Paziente #2

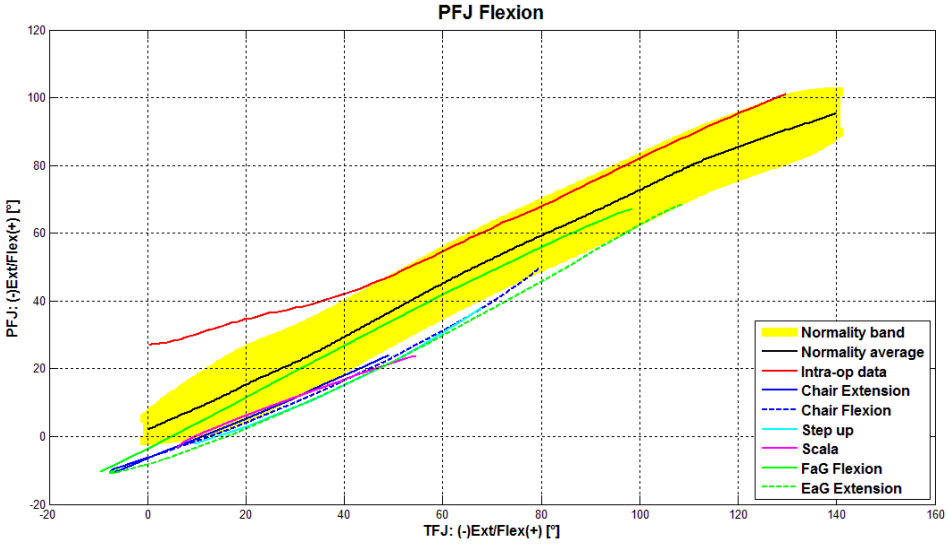

Fig. 4.1 *– Flesso-estensione della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

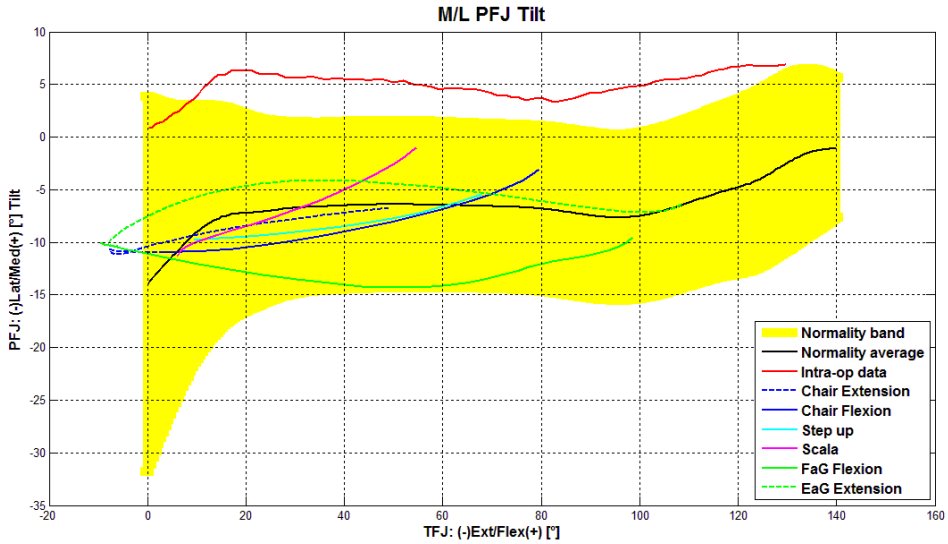

Fig. 4.1 *– Tilt medio-laterale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

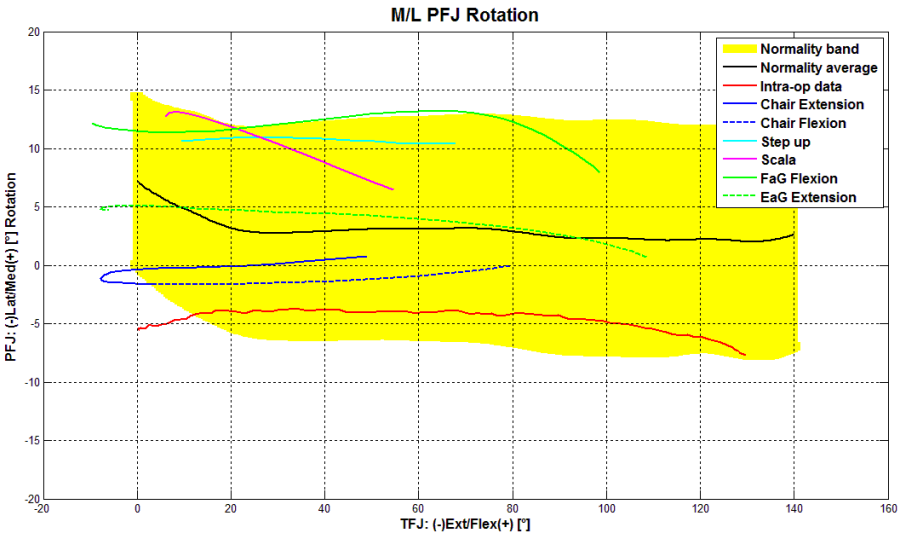

***Fig. 4.1** – Rotazione medio-laterale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

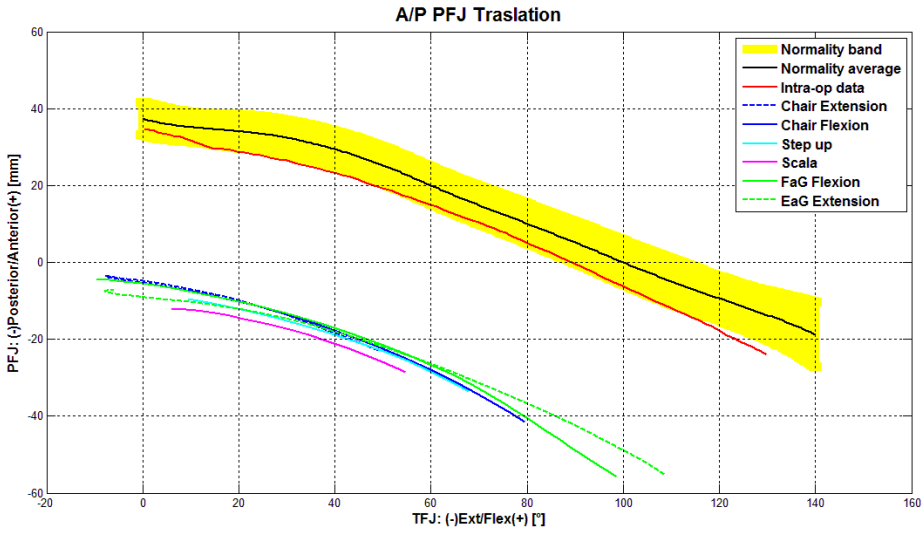

***Fig. 4.1** – Traslazione antero-posteriore della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

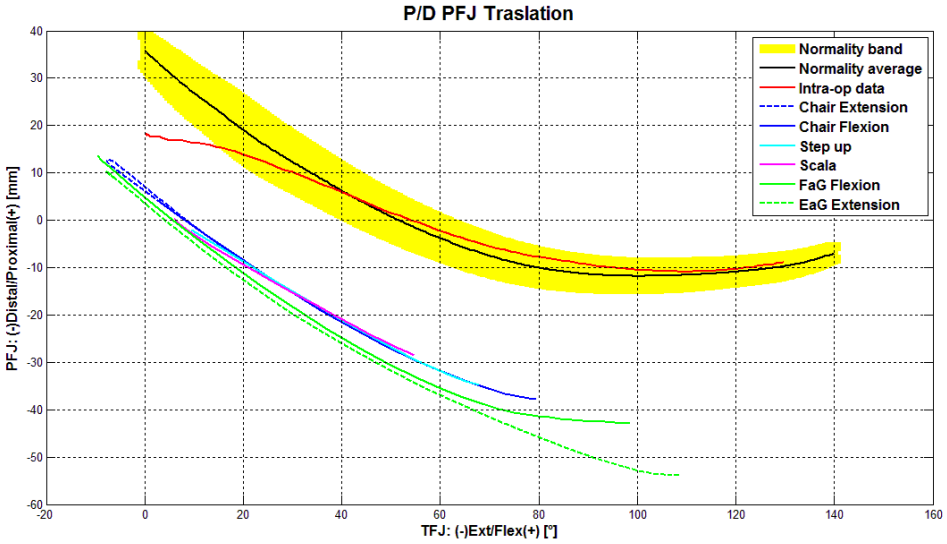

***Fig. 4.1** – Traslazione prossimo-distale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

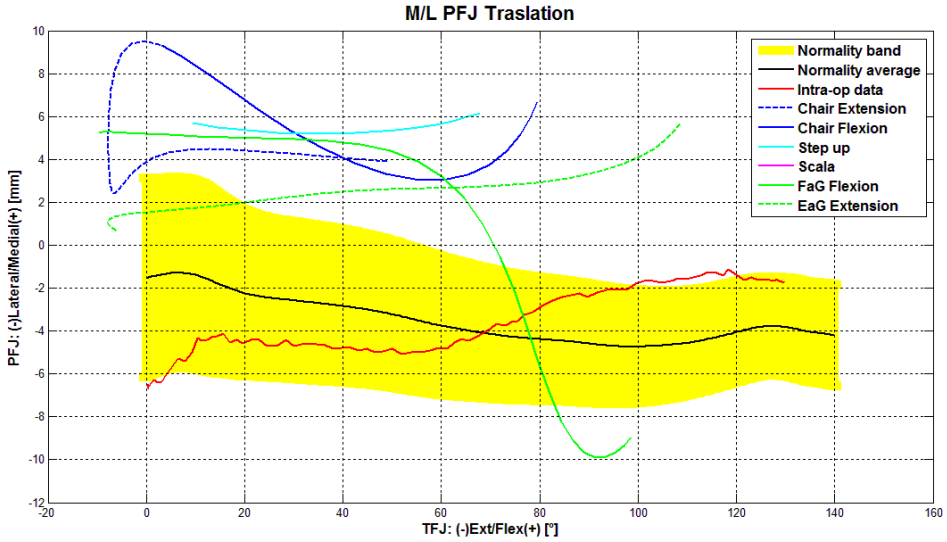

***Fig. 4.1** – Traslazione medio-laterale della rotula rispetto al femore. In giallo la fascia di normalità calcolata su 24 cadaveri non patologici mediante la procedura con navigazione chirurgica.*

	Flex/Ext	M/L Rotation	M/L Tilt	A/P Traslation	P/D Traslation	M/L Traslation
Sedia(Salita)	34,8519 (-10,7955 ; 24,0564)	2,3765 (-1,6097 ; 0,7669)	4,4019 (-11,1561 ; -6,7542)	19,3004 (-22,9393 ; -3,6389)	38,7645 (-25,9850 ; 12,7795)	7,1022 (2,4265 ; 9,5287)
Sedia(Discesa)	54,4499 (-4,8242 ; 49,6257)	1,6007 (-1,6324 ; -0,0317)	7,8943 (-10,9594 ; -3,0650)	35,5173 (-41,4910 ; -5,9737)	41,6654 (-37,7769 ; 3,8884)	6,2646 (3,0522 ; 9,3168)
Step-up	40,1969 (-2,1276 ; 38,0693)	0,5327 (10,3875 ; 10,9203)	4,2953 (-9,7664 ; -5,4711)	23,9071 (-33,5300 ; -9,6229)	32,8026 (-34,8380 ; -2,0354)	0,9405 (5,2075 ; 6,1480)
Scala	27,2395 (-3,3156 ; 23,9239)	6,6749 (6,4587 ; 13,1336)	10,3530 (-11,3456 ; -0,9926)	16,4659 (-28,5918 ; -12,1259)	28,7897 (-28,4772 ; 0,3125)	3,4613 (11,0491 ; 14,5104)
FaG	77,5358 (-10,2224 ; 67,3134)	5,2972 (7,9125 ; 13,2097)	4,7576 (-14,2998 ; -9,5422)	51,3260 (-55,8408 ; -4,5148)	56,4325 (-42,8407 ; 13,5918)	15,1459 (-9,8843 ; 5,2617)
EaG	79,4503 (-10,9100 ; 68,5403)	4,3810 (0,7032 ; 5,0842)	6,2855 (-10,3962 ; -4,1107)	47,9274 (-55,1868 ; -7,2593)	64,2051 (-53,8083 ; 10,3968)	4,9831 (0,6600 ; 5,6431)

***Fig. 4.1** – Valori numerici di tutti i movimenti della tibio-femorale. in evidenza il range e tra parentesi sono specificati il minimo e il massimo raggiunti dalla rispettiva curva.*

4.4 Discussione cinematica dei grafici

Possedendo solamente i dati relativi ai primi due pazienti è difficile fare un confronto tra di essi, ma una considerazione preliminare si può fare comunque confrontando esclusivamente i grafici del follow-up tra i due pazienti. A questo proposito si nota una notevole sovrapponibilità tra andamenti e range, indice di una buona affidabilità della tecnica di fluoroscopia. Questa similarità è presente in particolar modo sull' articolazione tibio-femorale, ma risulta molto buona anche sulla patello-femorale se si tralascia la traslazione medio-laterale della rotula che per motivi di difficile visualizzazione risulta molto variabile. Come già detto non è possibile trarre conclusioni consistenti confrontando i dati di così pochi casi, ma risulta più utile confrontare i grafici del follow-up con quelli intra-operatori di ogni paziente. Nel fare questo bisogna specificare che gli offset di cui si parlerà derivano sia dai differenti sistemi di riferimento utilizzati (uno è anatomico e uno è protesico) sia dal fatto che nella fluoroscopia vengono sottratti ai dati del movimento i valori relativi alla posizione neutra, mentre nella navigazione chirurgica questo non viene fatto (basti vedere come esempio che nelle traslazioni partono da valori prossimi allo 0 solo le curve del follow-up e non quelle intra-operatorie).

- **Articolazione tibio-femorale**

Per quanto riguarda l' articolazione tibio-femorale i dati delle traslazioni e delle rotazioni del femore rispetto alla tibia si accostano molto agli andamenti ritenuti fisiologici. In particolare per quanto riguarda l' ab-adduzione risultano rientrare nella fascia di normalità e accostarsi alla curva intra-operatoria. Fa eccezione il movimento di Step-up del paziente #2 dove comunque si ha un range che rientra nei valori.

Nella rotazione Interna/Esterna in entrambi i casi abbiamo un offset positivo di circa 20° per tutti i compiti motori; nonostante ciò i range risultano essere adeguati al movimento descritto. Non bisogna dimenticare infatti che il movimento in sala operatoria è dato dal chirurgo che potrebbe involontariamente inserire una rotazione iniziale indesiderata.

Per quanto riguarda le traslazioni Antero/Posteriore e Prossimo/Distale si nota una peculiarità nei primi 40° di flessione. Entrambi i pazienti infatti presentano un andamento diverso da quello "normale", ma identico tra loro: risulta lineare lungo l'asse Antero/Posteriore con pendenza uguale ai seguenti gradi di flessione, mentre sull' asse Prossimo/Distale risulta pressoché costante. Questo fatto è probabilmente dovuto alla diversità del movimento intra-operatorio che è passivo rispetto a quello della fluoroscopia che è invece attivo e comandato dai muscoli.

Diversa è l' osservazione che si può fare sulle traslazioni Medio/Laterale. Nel paziente #1 i grafici si discostano dai valori della fascia di normalità ma adiacenti alla curva intra-op. Nel paziente #2 invece i range sono buoni e si possono ritenere fisiologici in tutti i movimenti, ma presentano tutti un offset differente rispetto ai dati intra-op.

- **Articolazione patello-femorale**

La flessione rotulea rappresenta, concordemente con la letteratura, circa il 60% della flessione tibio-femorale. Tutti gli andamenti dei vari compiti motori si inseguono bene e rientrano nella fascia di normalità per entrambi i pazienti.

Per quanto riguarda la rotazione sull' asse prossimo distale si nota nel paziente #2 un netto miglioramento del tilt rotuleo, infatti tutte le curve rientrano nella fascia di normalità e si accostano alla media, mentre la curva che identifica l' intra-op risultava più alta, forse per il fatto che le componenti non erano ancora ben fissate.

Per la rotazione medio/laterale buoni range per entrambi i pazienti. Nel #2 risultano interni alla fascia di normalità, mentre nel caso #1 sono al di sotto di questa, ma si accostano alla curva della cinematica intra-operatoria.

Gli andamenti migliori si hanno sulle traslazioni antero/posteriore e prossimo/distale. Le curve di tutti i compiti motori risultano essere pressoché perfette e sovrapponibili con la media della normalità, considerando però un offset iniziale dovuto alla navigazione chirurgica.
Per quanto riguarda lo shift medio/laterale non è possibile trarre conclusioni in quanto vi sono grafici troppo diversi tra loro. Questo problema è dovuto dalla difficoltà di fare una valutazione fluoroscopica di questo movimento per oggetti così piccoli e con così poco margine movimento.

4.5 Difficoltà tecniche e limiti

Nell'eseguire il matching si sono riscontrate alcune difficoltà di carattere tecnico. In primo luogo vi sono stati problemi per ottenere risultati attendibili sul piano Medio/Laterale. Questo soprattutto per l'articolazione patello-femorale, in quanto la registrazione veniva effettuata sul piano sagittale e quindi era difficile discriminare una variabile fuori da questo piano.
Un altro problema è dato dalla completa simmetricità della componente rotulea. Questa, potendo vedere solamente la proiezione sul piano M/L dei pallini di tantalio, non ha una disposizione univoca nello spazio che combaci con l'immagine fluoroscopica. Tale problema può causare discrepanze sia tra i diversi compiti motori sia volte tra le stesse immagini di uno stesso compito motorio.
La limitazione più evidente è sicuramente l'impossibilità di eseguire una registrazione frontale sull' articolazione in quanto l'ombra sull'immagine fluoroscopica data dalla componente femorale coprequella dei pallini di tantalio.
Un'ulteriore limitazione è quella di non poter eseguire movimenti completamente passivi sul paziente, in quanto sarebbe necessaria la presenza dell'operatore all'interno della sala, cosa inattuabile per motivi di esposizione ai raggi X.

4.6 Sviluppi futuri

Per ovviare all'inconveniente messo in luce da questo studio della simmetricità dell'inserto

rotuleo, si è pensato di aggiungere un ulteriore pallino di tantalio adiacente ad uno già inserito in modo da sapere se la "coppia" di marker è inserita mediale o laterale ed effettuare così un matching più accurato. Sicuramente però la nuova sfida della fluoroscopia sarà quella di trovare un metodo di visualizzazione delle immagini che porti alla possibilità di vedere i marcatori anche sul piano frontale, per permettere così il tracciamento esatto della traslazione medio-laterale della rotula.

Conclusioni

Questo lavoro di tesi rappresenta un primo risultato, sulla cinematica dell'articolazione femoro-rotulea mediante fluoroscopia nell'ambito dell'artroplastica totale di ginocchio, con lo scopo di dimostrare la fattibilità e l'efficacia delle prime applicazioni in vivo. L'originalità di questo studio è data proprio dal tracciamento della cinematica patello-femorale che mai, fino ad ora, era stata eseguita con la tecnica fluoroscopica.

I risultati del confronto con la cinematica intra-operatoria supportano la *fattibilità in-vivo*, di un tracciamento fluoroscopico dei movimenti rotulei. Questo porta ad una validazione della tecnica utilizzata ma soprattutto ad un possibile utilizzo clinico dei risultati. Questi, ottenuti dall'*analisi cinematica* effettuata, hanno infatti dimostrato il ripristino della corretta cinematica articolare dopo l'impianto, il quale rappresenta il primo risultato macroscopico di un buon impianto protesico. Risultati differenti, possono quindi dare segnale di un impianto, o una integrazione protesica, mal riuscita.

E' giusto quindi sottolineare l' importanza che arriverà ad avere il tracciamento post-operatorio dei movimenti rotulei tramite video-fluoroscopia, anche se per un bilancio complessivo più completo e accurato sarà necessario esaminare un numero maggiore di casi di cui attualmente non si disponeva proprio per la novità dello studio.

Bibliografia

1. C. Anglin, J.M. Brimacombe, A.J. Hodgson, B.A. Masri, N.V. Greidanus, J. Tonetti, D.R. Wilson. *Determinants of patellar tracking in total knee arthroplasty*. Clinical Biomechanics (2008), 23, 900–910

2. R.L. Barrack, M.W. Wolfe. *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty.* J Am Acad Orthop Surg (2000), 8, 75-82.

3. M.E. Blazina, J.M. Fox, W. Del Pizzo, B. Broukhim, F.M Ivey. *Patellofemoral Replacement*. Clinical Orthopaedics and Related Research, The Classic (2005), 436, 3-6.

4. R. Barrack, Alexander J. Bertot, M. Wolfe, D.A Waldman, M. Milicic, L. Myers. *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A prospective, randomized, double-blind study with five to seven years of follow-up.* The Journal of Bone and Joint Surgery (2001), 83, 9, 1376-1381.

5. R. Wen-Wei Hsu. *The management of the patella in total knee arthroplasty.* Chang Gung Med Journal (2006), 29, 5, 448-456.

6. M.C. Forster. *Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review.* The Knee (2004), 11, 427– 430.

7. David Mayman, Robert B. Bourne, Cecil H. Rorabeck, M. Vaz and J. Kramer. *Resurfacing Versus Not Resurfacing the Patella in Total Knee Arthroplasty – 8 to 10 year results.* The Journal of Arthroplasty Vol. 18 No. 5 2003

8. C. Anglin, J.M. Brimacombe, D.R. Wilson, B.A. Masri, N.V. Greidanus, N.V. Greidanus, J. Tonetti, A.J. Hodgson. *Biomechanical consequences of patellar component medialization in total knee arthroplasty.* The Journal of Arthroplasty (2009), 00, 1-10.

9. A. M. J. Bull, M. V. Katchburian, Y-F. Shih, A. A. Amis. *Standardisation of the description of patellofemoral motion and comparison between different techniques.* Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc (2002) 10, 184–193.

10. E. S. Grood, W. J. Suntay. *A joint coordinate system for the clinical description of threedimensional motion: application to the knee*. Journal of Biomechanical Engineering (1983), 105, 136-144.

11. Siebel T, Käfer W. *In vitro investigation of knee joint kinematics following cruciate retaining versus cruciate sacrificing total knee arthroplasty.* Acta Orthop Belg. 2003 Oct;69(5):433-40.

12. C. Belvedere, F. Catani, A. Ensini, J. L. Moctezuma de la Barrera, A. Leardini. *Patellar tracking during total knee arthroplasty: an in vitro feasibility study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc DOI 10.1007/s00167-007-0320-1.

13. A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, A. Leardini. *Positioning and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination.* Clinical Biomechanics (1995),10,4, 171-178.

14. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation*. Gait Posture. 2005 Feb;21(2):212-25. Review.

Fig 1.1 : www.ior.it

Fig 2.3-4 : www.valentiniweb.com

Fig 2.5-6-7 : Atlante di anatomia ortopedica di Netter - Thompson C. Jon, Elsevier editore

Fig 2.9 : www.agazziscuola-wordpress.com

Fig 2.10 : www.fisioterapiarubiera.com

Fig 2.1-2-11 : www.my-personaltrainer.com

Fig 2.13-14 : Immagine concessa da Lima Lto S.P.A., Udine

Fig 2.15-16 : www.djosurgical.com, www.sermed.com

Fig 2.17 : Chinesiologia clinica e anatomia – Lippert, Verducci editore

Fig 2.18-19 : www.fisiokinesiterapia.biz/biomeccanica_del_ginocchio

Fig 2.20 : Bull et al. - Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc (2002) 10, 184–193.

Fig 2.21-22 : Grood & Suntay, Journal of Biomechanical Engineering (1983), 105, 136-144.

Fig 2.23 : Belvedere et al. - Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc DOI 10.1007/s00167-007-0320-1.

Fig 3.2 : Immagini concesse da Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna

Ringraziamenti

I più sinceri ringraziamenti li devo innanzitutto fare a tutte le persone che hanno permesso la realizzazione della tesi:

Ai professori Claudio Cobelli e Zimi Sawacha per l' aiuto nella stesura della tesi.

All' Ing. Alberto Leardini per avermi dato l' opportunità di fare questa esperienza al Laboratorio dell' Istituto Rizzoli.

All' Ing. Claudio Belvedere e Ing. Francesco Cenni per la guida nell'eseguire questo lavoro, la pazienza nello spiegarmi ciò che non sapevo, e per tutta la fiducia dimostrata nel farmi elaborare dati importanti.

All' Ing. Vincenza Dedda per avermi fornito il supporto bibliografico sui dati da lei elaborati nel suo lavoro di tesi.

A Ing. Silvia Tamarri, e Ing. Valentina D'Angeli per avermi fatto trascorrere il tirocinio allo IOR in un ambiente di lavoro molto bello e rilassato facendo risultare divertenti e piacevoli le ore passate in ufficio.

Altri ringraziamenti invece li devo fare alle persone a me più strette:

A mamma, papà e Luca che in modi differenti ma con affetto mi hanno spronato a fare il meglio che potevo.

Ai nonni Gianni e Luisa e a tutti gli zii che non hanno mai dubitato che avrei raggiunto questo primo traguardo, e che credono in me più di chiunque altro.

Ai nonni Franca e Silvano che sarebbero sicuramente molto orgogliosi di me. Più che un "grazie", mando loro un grande abbraccio.

A Marco, Massimo, Laura, Ilenia, Simone, Giorgia e tutti gli altri compagni di università. Davvero dei compagni di studio insostituibili.

Per ultimo, ma molto importante, il mio più sentito "Grazie" va a Paolo, Franz, Ari, Checca e tutti gli altri amici del Rione Santo Spirito che mi hanno sempre fatto sentire importante e bravo, nello studio e nella vita.

Pirani Matteo, Padova
29 Novembre 2011