

POLITECNICO DI MILANO
Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione
Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**IMPLEMENTAZIONE E TESTING DI UN SIMULATORE
COMPUTAZIONALE DELL'ARTICOLAZIONE
PROTESICA DI GINOCCHIO**

Relatore: Prof. Ing. Carlo Albino FRIGO

Autore:
Raffaela VITIELLO matr. 771244

Anno Accademico 2012-2013

Indice

Indice delle figure	I
Indice delle tabelle	IV
Sommario	1
Introduzione	13
Capitolo 1: Articolazione del ginocchio e dispositivi protesici	21
1.1 Anatomia dell'articolazione del ginocchio.....	21
1.1.1 Legamenti collaterali.....	24
1.1.2 Legamenti crociati.....	24
1.1.3 Muscolo quadricipite femorale.....	25
1.1.4 Muscoli ischiocrurali.....	26
1.1.5 Tendine rotuleo.....	26
1.2 Movimenti e biomeccanica del ginocchio.....	28
1.2.1 Movimento di flessione ed estensione.....	28
1.2.2 Movimento di rotazione assiale.....	30
1.2.3 Forze articolari.....	30
1.3 Patologie che portano alla protesizzazione.....	32
1.4 Evoluzione del dispositivo protesico.....	34
1.5 Materiali.....	38
1.5.1 Componente femorale.....	38
1.5.2 Inserto.....	39
1.5.3 Piatto tibiale.....	41

1.6	Classificazione dei dispositivi protesici.....	42
1.6.1	Classificazione in base ai compartimenti sostituiti.....	42
1.6.2	Classificazione in base al vincolo meccanico presente.....	44
1.6.3	Classificazione in base al componente meniscale scelto.....	48
1.6.4	Classificazione in base al tipo di fissazione utilizzata.....	49
1.7	Cause di fallimento dei dispositivi protesici.....	51
1.7.1	Cause di fallimento a breve termine.....	51
1.7.2	Cause di fallimento a medio termine.....	52
1.7.3	Cause di fallimento a lungo termine.....	52
 Capitolo 2: Stato dell'arte.....		54
2.1	Oxford knee-testing Rig.....	54
2.1.1	Descrizione del simulatore.....	55
2.1.2	Gradi di libertà del simulatore.....	56
2.2	Rotazione assiale tibiale.....	58
2.2.1	Spostamento dei condili femorali.....	59
2.3	Carichi misurati <i>in vivo</i>	64
2.4	Confronto delle tecniche <i>in vivo-in vitro</i>	69

Capitolo 3: Materiali e Metodi	73
3.1 Descrizione del modello.....	73
3.1.1 Struttura di sostegno.....	74
3.1.2 Struttura femorale.....	75
3.1.3 Struttura tibiale.....	77
3.1.4 Dispositivo protesico.....	79
3.2 Angoli di Grood e Suntay.....	80
3.2.1 Misura degli angoli di Grood e Suntay.....	85
3.3 Strutture legamentose.....	88
3.3.1 Caratteristica elastica e rigidità delle strutture legamentose.....	89
3.3.2 Posizionamento delle strutture legamentose.....	93
3.3.3 Differenze tra i modelli utilizzati.....	100
3.4 Simulazioni realizzate.....	106
3.4.1 Movimento di flessione-estensione.....	106
3.4.2 Misura delle forze di equilibrio.....	108
3.4.3 Spostamento dei condili femorali.....	109
3.4.4 Applicazione di un momento torcente sull'asta tibiale.....	109
3.4.5 Analisi del contributo dei muscoli Hamstring.....	110

Capitolo 4: Risultati	112
4.1 Contributo della tensione del quadricipite nella flessione-estensione.....	112
4.1.1 Angoli di Grood e Suntay.....	113
4.1.2 Angolo del tendine rotuleo.....	113
4.1.3 Spostamento tibia-femore.....	115
4.1.4 Tensione della capsula laterale anteriore.....	116
4.1.5 Tensione del legamento collaterale mediale.....	116
4.1.6 Tensione del legamento popliteo.....	117
4.1.7 Tensione del legamento crociato posteriore.....	118
4.1.8 Forza sulla componente tibiale.....	119
4.2 Contributo della legge elastica descrittiva dei legamenti nella flessione-estensione...	121
4.2.1 Angoli di Grood e Suntay.....	121
4.2.2 Angolo del tendine rotuleo.....	122
4.2.3 Spostamento tibia-femore.....	123
4.2.4 Tensione della capsula laterale anteriore.....	124
4.2.5 Tensione del legamento collaterale mediale.....	125
4.2.6 Tensione del legamento popliteo.....	126
4.2.7 Tensione del legamento crociato posteriore.....	128
4.2.8 Forza sulla componente tibiale.....	128
4.3 Forze di equilibrio.....	130
4.3.1 Forze dell'attuatore lineare.....	130
4.3.2 Tensione del legamento popliteo.....	131
4.3.3 Tensione del legamento collaterale mediale.....	132
4.3.4 Tensione della capsula laterale anteriore.....	133

4.4	Spostamento dei condili femorali.....	135
4.5	Rotazione assiale tibia – Modello F1.....	140
4.5.1	Angoli di Grood e Suntay.....	141
4.5.2	Angolo di rotazione esterna.....	142
4.5.3	Angolo del tendine rotuleo.....	144
4.5.4	Spostamento tibia-femore.....	145
4.5.5	Tensione della capsula laterale anteriore.....	147
4.5.6	Tensione del legamento collaterale mediale.....	148
4.5.7	Tensione del legamento popliteo.....	150
4.5.8	Tensione del legamento crociato posteriore.....	152
4.5.9	Forza sulla componente tibiale.....	154
4.6	Rotazione assiale tibia.....	156
4.6.1	Angolo di rotazione esterna (30°).....	157
4.6.2	Angolo del tendine rotuleo (30°).....	157
4.6.3	Spostamento tibia-femore (30°).....	158
4.6.4	Tensione della capsula laterale anteriore (30°).....	158
4.6.5	Tensione del legamento collaterale mediale (30°).....	159
4.6.6	Tensione del legamento popliteo (30°).....	160
4.6.7	Tensione del legamento crociato posteriore (30°).....	160
4.6.8	Forza sulla componente tibiale (30°).....	161
4.6.9	Angolo di rotazione esterna (90°).....	162
4.6.10	Angolo del tendine rotuleo (90°).....	162
4.6.11	Spostamento tibia-femore (90°).....	163
4.6.12	Tensione della capsula laterale anteriore (90°).....	163
4.6.13	Tensione del legamento collaterale mediale (90°).....	164
4.6.14	Tensione del legamento popliteo (90°).....	165

4.6.15	Tensione del legamento crociato posteriore (90°).....	165
4.6.16	Forza sulla componente tibiale (90°).....	166
4.7	Contributo dei muscoli Hamstring.....	167
4.7.1	Angolo di rotazione esterna.....	167
4.7.2	Angolo del tendine rotuleo.....	168
4.7.3	Spostamento tibia-femore.....	168
4.7.4	Tensione della capsula laterale anteriore.....	169
4.7.5	Tensione del legamento collaterale mediale.....	169
4.7.6	Tensione del legamento popliteo.....	170
4.7.7	Tensione del legamento crociato posteriore.....	170
4.7.8	Forza sulla componente tibiale.....	171
 Capitolo 5: Discussione dei risultati		172
5.1	Flesso-estensione.....	172
5.1.1	Tensione del muscolo quadricipite.....	173
5.1.2	Caratteristica elastica dei legamenti.....	176
5.2	Forze di equilibrio.....	178
5.3	Spostamento dei condili femorali.....	180
5.4	Rotazione assiale tibiale.....	184
5.4.1	Confronto tra rotazione interna-esterna.....	184
5.4.2	Variazioni delle grandezze in funzione dell'angolo di flessione.....	185
5.4.3	Variazioni delle grandezze in dipendenza dalla legge descrittiva dei legamenti.....	186

5.5	Contributo dei muscoli ischiocrurali (Hamstrings).....	188
5.5.1	Analisi del contributo degli attuatori lineari laterale e mediale.....	188
5.5.2	Configurazione Bot Hamstrings.....	189
5.6	Analisi supplementari.....	190
 Capitolo 6: Conclusioni e sviluppi futuri.....		193
 Bibliografia.....		199

Indice delle figure

Sommario

Figura S.1	Simulatore computazionale rappresentato con un angolo di flessione di 60°.....	3
Figura S.2	Misuratore degli angoli di Grood e Suntay.....	5
Figura S.3	Traslazione della tibia rispetto al femore in funzione dell'angolo di flessione per il modello di Baldwin et al. (a sinistra) e per il modello <i>F1</i> (a destra).....	7

Introduzione

Figura I.1	Rappresentazione del simulatore <i>KneeSim</i>	16
------------	--	----

Capitolo 1: Anatomia del ginocchio e dispositivi protesici

Figura 1.1	Rappresentazione del ginocchio destro visto anteriormente. Sono indicati i legamenti crociati anteriore e posteriore (ACL, PCL), i legamenti collaterali laterale e mediale (LCL, MCL) e i menischi laterale e mediale (ML, MM).....	22
Figura 1.2	Rappresentazione dell'asse anatomico e di quello meccanico dell'arto inferiore	23
Figura 1.3	Raffigurazione del rotolamento e dello scivolamento del femore sui condili tibiali durante la flessione e l'estensione. (----) completa estensione, (— - — - —) completa flessione, (——) limite della sola azione di rotolamento.....	29
Figura 1.4	Dall'alto, componente femorale, inserto tibiale, piatto tibiale.....	38
Figura 1.5	Un esempio di protesi monocompartimentale (sostituzione del compartimento femoro-tibiale)	43
Figura 1.6	Un esempio di protesi bicompartimentale.....	43
Figura 1.7	Illustrazione di una protesi tricompartimentale con patella artificiale.....	44
Figura 1.8	Stime di sopravvivenza. La chirurgia di revisione (dovuta a qualsiasi ragione) viene considerata come punto finale della curva. Le curve di sopravvivenza risultano simili per i tre gruppi di protesi. TKA, artroprotesi totale di ginocchio.....	48

Capitolo 2: Stato dell'arte

- Figura 2.1 rappresentazione dell'*Oxford Knee-Testing Rig*. L'assemblaggio all'altezza della caviglia permette movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione e rotazione interna-esterna. L'assemblaggio all'altezza dell'anca permette movimenti di flessione-estensione e di abduzione-adduzione e può spostarsi verticalmente rispetto alla base sottostante.....55
- Figura 2.2 Angolo di rotazione assiale al variare del momento torcente applicato per un singolo campione (exp) e secondo il modello computazionale (model).....58
- Figura 2.3 Rotazione assiale in funzione del momento torcente applicato misurata (_) e ottenuta con il modello (---) per angoli di flessione di 10, 18 e 28°59
- Figura 2.4 Rappresentazione dei CFF60
- Figura 2.5 Traslazione dei CFF durante il movimento di flessione-estensione.....60
- Figura 2.6 Traslazione e rotazione in funzione dell'angolo di flessione. MFT: centro di traslazione del condilo femorale mediale, LFT: centro di rotazione del condilo femorale laterale, TR: rotazione tibiale (i valori negativi rappresentano una rotazione interna).....62
- Figura 2.7 Proiezione dei centri dei condili femorali laterale (sulla sinistra) e mediale (sulla destra) sul piano orizzontale tibiale al variare dell'angolo di flessione63
- Figura 2.8 Rappresentazione del dispositivo dotato di sensori. Sono messi in evidenza il sigillo (*seal*), il piano distale e prossimale (*distal plane*, *proximal plane*), la bobina induttiva (*inductive coil*), unità di telemetria (*telemetry unit*) e l'antenna.65
- Figura 2.9 Sistema di coordinate della componente tibiale adottato da Bergmann et al.67
- Figura 2.10 (A) scorrimento del femore e (B) rotazione interna della tibia misurate per ginocchia sane *in vivo* e per ginocchia illese *in vitro*.....70
- Figura 2.11 (A) scorrimento del femore e (B) rotazione interna tibiale misurati *in vivo* e *in vitro* in ginocchia con impianti TKA *Cruciate Retaining*..71

Capitolo 3: Materiali e Metodi

- Figura 3.1 Rappresentazione della struttura di sostegno utilizzata nel simulatore computazionale. A) basamento, B) piantana, C) guida verticale, D) guida orizzontale, E) cursore verticale.....75
- Figura 3.2 Rappresentazione del simulatore computazionale, in evidenza la struttura femorale. A) Att-RF, B) attuatore, C) TQ1-2-3-4, D) piastra supporto rotula, E) Grood e Suntay asta 1, F) asta femore.....76
- Figura 3.3 Rappresentazione del simulatore computazionale, in evidenza la struttura tibiale. A) piastra supporto rotula, B) tendine rotuleo, C) barra supporto componente tibiale, D) barra supporto tibia, E) asta tibia.....77
- Figura 3.4 Un particolare del simulatore computazionale. A) tendine rotuleo, B) base tendine rotuleo. Le frecce gialle e quelle verdi indicano le forze agenti sulla componente femorale e patellare, rispettivamente.....78
- Figura 3.5 Angoli di Eulero. Il sistema fisso (xyz) è raffigurato in blu, quello mobile (XYZ) in rosso. L'asse nodale (N) è rappresentato in verde.....80
- Figura 3.6 Un generico sistema di coordinate del giunto articolare è composto da tre assi. Due di questi sono incorporati nei due corpi, vengono denominati assi fissi ed hanno come vettori base unitari \mathbf{e}_1 ed \mathbf{e}_3 . Il terzo asse, \mathbf{F} , è perpendicolare ai due assi precedenti. Dato che questo terzo asse non è fisso per nessuno dei due corpi e si sposta in base alla loro posizione, viene denominato fluttuante (vettore base unitario \mathbf{e}_2).....82
- Figura 3.7 Rappresentazione del sistema di coordinate cartesiane per ciascun osso. Le lettere maiuscole X, Y, Z indicano il sistema di assi femorali, mentre le minuscole x, y, z il sistema di assi tibiali. Per entrambe le ossa, l'asse z è positivo in direzione prossimale, l'asse y in direzione anteriore, l'asse x è positivo verso destra. I vettori base unitari sono $\mathbf{I}, \mathbf{J}, \mathbf{K}$ per il femore e $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ per la tibia.....83
- Figura 3.8 Gli angoli del giunto articolare vengono definiti dalle rotazioni attorno ai tre assi del sistema di coordinate. La flessione-estensione si verifica attorno all'asse fisso femorale, la rotazione assiale tibiale attorno all'asse fisso tibiale, mentre l'abduzione-adduzione intorno all'asse fluttuante.....84

Figura 3.9	Misuratore utilizzato per stimare gli angoli di Grood e Suntay.....	85
Figura 3.10	Simulatore di prova: A) cerniera, B) giunti cilindrici per misurazione angoli, C) vincolo di parallelismo, D) vincolo di incastro, E) motore.....	87
Figura 3.11	Curva sforzo-deformazione delle strutture legamentos.....	88
Figura 3.12	Curva sforzo-deformazione ottenute per il tendine patellare e per il legamento crociato anteriore in seguito ad una prova di trazione.....	89
Figura 3.13	Grafico del legame forza-deformazione per i fasci di fibre dei legamenti. La relazione è descritta da una curva quadratica per deformazione inferiori a $2\epsilon_1$ e da una retta per deformazioni superiori.....	91
Figura 3.14	Grafici forza-deformazione con andamento lineare e quadratico...	92
Figura 3.15	(a) viste mediale e laterale di un campione sezionato con in evidenza le aree di attacco dei legamenti, (b) e (c) rappresentazione computazionale dei fasci di fibre dei legamenti.....	94
Figura 3.16	Misurazioni dello scudo prototipale tramite un'opportuna funzione del software SimWise 4D.....	95
Figura 3.17	Misurazioni dell'inserto tibiale del prototipo tramite un'opportuna funzione del software SimWise 4D.....	95
Figura 3.18	Rigidezza dei fasci di fibre dei legamenti.....	98
Figura 3.19	Finestra di lavoro relativa alla legge matematica che regola il motore <i>Hip Flex</i>	108
Figura 3.20	Finestra di lavoro relativa alla funzione che regola il momento torcente di <i>Rotaz assiale tibia</i>	110
Figura 3.21	Finestra di lavoro relativa alla funzione che regola l'andamento della tensione dei muscoli Hamstring	111

Capitolo 4: Risultati

Figura 4.1	Angoli di Grood e Suntay per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> in funzione della % del ciclo di flessione-estensione.....	113
Figura 4.2	Angoli del tendine rotuleo per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa e la risalita.....	114
Figura 4.3	Spostamento della tibia rispetto al femore per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).....	115

Figura 4.4	Tensione della capsula laterale anteriore per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa e la risalita (estensione).....	116
Figura 4.5	Tensione del legamento collaterale mediale per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).....	117
Figura 4.6	Tensione del legamento popliteo per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).....	118
Figura 4.7	Tensione del legamento crociato posteriore per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa e la risalita (estensione).....	119
Figura 4.8	Forza sulla componente tibiale per <i>FQ-100</i> e per <i>FQ-500</i> durante la discesa e la risalita (estensione).....	120
Figura 4.9	Angoli di Grood e Suntay per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.....	122
Figura 4.10	Angoli del tendine rotuleo per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.....	122
Figura 4.11	Spostamento della tibia rispetto al femore per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.	123
Figura 4.12	Tensione della capsula laterale anteriore per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.....	124
Figura 4.13	Tensione del legamento collaterale mediale per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.....	125
Figura 4.14	Tensione del legamento popliteo per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.....	127
Figura 4.15	Tensione del legamento crociato posteriore per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).....	128
Figura 4.16	Forza sulla componente tibiale per il <i>ModV2</i> e per il <i>ModV3</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).....	129
Figura 4.17	Valori di equilibrio della forza dell'attuatore lineare in funzione dell'angolo di flessione (blu <i>ModF1</i> , rosso <i>ModV2</i> , verde <i>ModV3</i>).....	130
Figura 4.18	Valori di equilibrio della tensione del legamento popliteo in funzione dell'angolo di flessione.....	131
Figura 4.19	Valori di equilibrio della tensione del legamento collaterale mediale in funzione dell'angolo di flessione.....	132

Figura 4.20	Valori di equilibrio della tensione della capsula laterale anteriore in funzione dell'angolo di flessione.....	134
Figura 4.21	Traslazione antero-posteriore dei <i>CFE</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione). La forza del quadricipite è pari a 100 N, il carico verticale a 400 N (sinistra) e a 300 N (destra).....	135
Figura 4.22	Traslazione antero-posteriore dei <i>CFE</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione). La forza del quadricipite è pari a 500 N (sinistra) e a 100 N (destra), il carico verticale a 300 N.....	136
Figura 4.23	Traslazione antero-posteriore dei <i>CFE</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione). La forza del quadricipite è pari a 500 N, il carico verticale a 400 N.....	136
Figura 4.24	rappresentazione dello spostamento dei <i>CFE</i> mediale (a sinistra) e laterale (a destra); ogni retta congiungente i due punti si riferisce ad un preciso angolo di flessione.....	137
Figura 4.25	Traslazione antero-posteriore dei <i>CFE</i> in fase di discesa. La forza del quadricipite è pari a 100 N, il carico verticale a 400 N.....	137
Figura 4.26	Traslazione antero-posteriore dei <i>CFE</i> in fase di discesa. La forza del quadricipite è pari a 100 N, il carico verticale a 300 N.....	138
Figura 4.27	Traslazione antero-posteriore dei <i>CFE</i> in fase di discesa. La forza del quadricipite è pari a 500 N, il carico verticale a 400 N.....	138
Figura 4.28	Angoli di Grood e Suntay in funzione del tempo.....	141
Figura 4.29	Angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.....	143
Figura 4.30	Angolo del tendine rotuleo in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	144
Figura 4.31	Spostamento della tibia rispetto al femore in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	146
Figura 4.32	Tensione della capsula laterale anteriore in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	148
Figura 4.33	Tensione del legamento collaterale mediale in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	150
Figura 4.34	Tensione del legamento popliteo in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	152
Figura 4.35	Tensione del legamento crociato posteriore in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	153

Figura 4.36	Forza sulla componente tibiale in funzione dell'angolo di rotazione esterna.....	154
Figura 4.37	Angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.....	157
Figura 4.38	Angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.....	162
Figura 4.39	Angolo di rotazione esterna in funzione del tempo per le simulazioni esaminate.....	167

Capitolo 5: Discussione dei risultati

Figura 5.1	Traslazione della tibia rispetto al femore in funzione dell'angolo di flessione nel modello proposto da Baldwin et al.....	174
Figura 5.2	Spostamento della tibia rispetto al femore durante la discesa e la risalita per il <i>ModF1</i> . A-P: antero-posteriore, M-L: medio-laterale, S-I: superiore-inferiore.....	174
Figura 5.3	A sinistra, traslazione dei condili femorali in funzione dell'angolo di flessione. MFT: centro di traslazione del condilo femorale mediale, LFT: centro di rotazione del condilo femorale laterale. A destra, traslazione antero-posteriore ottenuta con il <i>ModF1</i> con una tensione del quadricipite di 500 N e un carico verticale di 300 N.....	182
Figura 5.4	Traslazione antero-posteriore dei condili mediale e laterale in funzione dell'angolo di flessione.....	182
Figura 5.5	Angolo di rotazione assiale al variare del momento torcente applicato per un singolo campione (exp) e secondo il modello computazionale (model).....	190
Figura 5.6	Angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.....	191
Figura 5.7	Angolo del tendine rotuleo del <i>Mod A4</i> durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).....	192
Figura 5.8	Forza sulla componente tibiale in funzione dell'angolo di flessione per la configurazione priva di legamenti.....	192

Indice delle tabelle

Capitolo 1: Anatomia del ginocchio e dispositivi protesici

Tabella 1.1	Caratteristiche meccaniche della stellite.....	39
Tabella 1.2	Confronto del range di movimento postoperatorio dei tre gruppi....	47

Capitolo 2: Stato dell'arte

Tabella 2.1	Attività considerate nello studio di Bergamm et al.....	66
-------------	---	----

Capitolo 3: Materiali e Metodi

Tabella 3.1	Valori della massa dei principali componenti del simulatore computazionale.....	79
Tabella 3.2	Misure caratteristiche dei due scudi, R indica il rapporto tra la quota relativa allo Scudo del prototipo e quella relativa allo Scudo Baldwin.....	95
Tabella 3.3	Misure caratteristiche dei due inserti, R indica il rapporto tra la quota relativa all'Inserito del prototipo e quella relativa all'Inserito Baldwin.....	96
Tabella 3.4	Coordinate assolute dei siti di attacco dei fasci di fibre dei legamenti. L'asse x indica la direzione medio-laterale, l'asse y la direzione antero-posteriore e l'asse z la direzione verticale.....	97
Tabella 3.5	Coordinate assolute dei siti di attacco del legamento crociato posteriore e del fascio profondo del legamento collaterale mediale.....	98
Tabella 3.6	<i>Length Ratio</i> , lunghezza iniziale e lunghezza in assenza di tensione per ciascun fascio di fibre.....	99
Tabella 3.7	Confronto dei valori di rigidità presenti in letteratura.....	100
Tabella 3.8	Rigidità espressa in N/mm dei fasci di fibre di LCL e MCL.....	100
Tabella 3.9	Valori di rigidità espressi in N/mm (relazione lineare) e in N/mm ² (relazione quadratica).....	102
Tabella 3.10	Coordinate dei siti di attacco per il <i>Modello F1</i> . Con il colore grigio sono rappresentati i valori di partenza, poi modificati. L'asse x indica la direzione medio-laterale, l'asse y la direzione antero-posteriore e l'asse z la direzione verticale.....	103

Tabella 3.11	Valori di rigidezza presenti nei modelli <i>V3</i> e <i>FI</i>	104
Tabella 3.12	Coordinate dei siti di attacco per il <i>Modello A4</i> . L'asse x indica la direzione medio-laterale, l'asse y la direzione antero-posteriore e l'asse z la direzione verticale.....	105
Tabella 3.13	Valori di lunghezza iniziale e rigidezza per il <i>Modello A4</i>	105

Capitolo 4: Risultati

Tabella 4.1	Caratteristiche principali delle due simulazioni.....	112
Tabella 4.2	Caratteristiche principali dei due simulatori.....	121
Tabella 4.3	Caratteristiche principali dei simulatori computazionali sfruttati per valutare gli effetti della rotazione assiale.....	140
Tabella 4.4	Caratteristiche principali dei simulatori computazionali sfruttati per valutare gli effetti della rotazione assiale.....	156
Tabella 4.5	Valori dell'angolo del tendine rotuleo al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	158
Tabella 4.6	Valori dello spostamento della tibia rispetto al femore al termine della rotazione interna e di quella esterna; con il colore grigio sono indicati i dati di partenza.....	158
Tabella 4.7	Valori della tensione della capsula laterale anteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	159
Tabella 4.8	Valori della tensione del legamento collaterale mediale al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	159
Tabella 4.9	Valori della tensione del legamento popliteo al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	160
Tabella 4.10	Valori della tensione del legamento crociato posteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	160
Tabella 4.11	Valori della forza sulla componente tibiale al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	161
Tabella 4.12	Caratteristiche principali dei simulatori computazionali sfruttati per valutare gli effetti della rotazione assiale.....	161
Tabella 4.13	Valori dell'angolo del tendine rotuleo al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	163

Tabella 4.14	Valori dello spostamento della tibia rispetto al femore al termine della rotazione interna e di quella esterna; con il colore grigio sono indicati i dati di partenza.....	163
Tabella 4.15	Valori della tensione della capsula laterale anteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	164
Tabella 4.16	Valori della tensione del legamento collaterale mediale al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	164
Tabella 4.17	Valori della tensione del legamento popliteo al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	165
Tabella 4.18	Valori della tensione del legamento crociato posteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	165
Tabella 4.19	Valori della forza sulla componente tibiale al termine della rotazione interna e di quella esterna.....	166
Tabella 4.20	Caratteristiche principali dei tre simulatori.....	167
Tabella 4.21	Angolo del tendine rotuleo al termine delle tre simulazioni esaminate.....	168
Tabella 4.22	Spostamento della tibia rispetto al femore al termine delle tre simulazioni esaminate. In grigio sono indicati i valori iniziali....	169
Tabella 4.23	Tensione della capsula laterale anteriore al termine delle tre simulazioni esaminate.....	169
Tabella 4.24	Tensione del legamento collaterale mediale al termine delle tre simulazioni esaminate.....	170
Tabella 4.25	Tensione del legamento popliteo al termine delle tre simulazioni esaminate.....	170
Tabella 4.26	Tensione del legamento crociato posteriore al termine delle tre simulazioni esaminate.....	171
Tabella 4.27	Forza sulla componente tibiale per le tre configurazioni esaminate.....	171

SOMMARIO

Il lavoro di tesi è consistito nell' implementare e testare un simulatore computazionale per riprodurre il movimento di flessione-estensione dell' articolazione del ginocchio in seguito ad un intervento di artroplastica. La necessità di modelli dinamici di questo tipo è nata dall' esigenza di studiare più approfonditamente gli elementi che determinano le sollecitazioni e i movimenti delle varie strutture del giunto articolare. Questo studio può risultare utile nel comprendere come le strutture anatomiche si modifichino in seguito alla scelta del dispositivo protesico o della tecnica chirurgica, in modo da permettere una valutazione preventiva che altrimenti avverrebbe direttamente in sala operatoria.

Analizzando le relazioni tra parametri di ingresso (disposizioni geometriche, caratteristiche meccaniche dei legamenti e dei muscoli) e le grandezze in uscita (spostamenti relativi tra le superfici articolari, tensione dei legamenti) è stato possibile raggiungere l' obiettivo di valutare, tramite il modello dinamico, la sollecitazione delle strutture anatomiche e la cinematica di un' articolazione protesica di ginocchio. Il sistema ha permesso di riprodurre diverse condizioni di carico e di movimento tramite il controllo delle variabili geometriche e morfologiche. Per fare ciò ci si è prima documentati su quanto già presente nello stato dell' arte e sulle nozioni anatomiche del ginocchio, passando poi alla realizzazione del modello vero e proprio e alla sua validazione tramite il confronto con quanto documentato in letteratura.

Per quanto riguarda l' oggetto specifico dell' analisi, ovvero il ginocchio, esso è il complesso articolare situato nell' arto inferiore ed interposto tra la coscia e la gamba; tale articolazione si colloca tra l' estremità inferiore del femore, l' estremità superiore della tibia e la patella. Questi tre elementi sono uniti da una capsula rinforzata da legamenti e da tendini; tra i legamenti troviamo i collaterali (mediale e laterale) e i crociati (anteriore e posteriore). Le strutture legamentose hanno la funzione di garantire la stabilità dell' articolazione durante i movimenti. Il ginocchio è, infatti, un' articolazione complessa,

la quale permette movimenti di flessione-estensione della gamba sulla coscia lungo un piano sagittale, movimenti di rotazione interna-esterna e di scorrimento antero-posteriore [1].

Qualora fossero presenti delle patologie a carico del tessuto cartilagineo, quali artriti o artrosi, si potrebbe ritenere necessario realizzare una sostituzione articolare protesica al fine di alleviare il dolore al paziente.

I dispositivi protesici sono così composti: una componente femorale, un inserto tibiale in polietilene e un piatto tibiale in lega di titanio o stellite. Essi vengono classificati in base ai compartimenti sostituiti (mono-, bi- o tricompartmentale), al vincolo meccanico presente (protesi di ricoprimento, posteriormente stabilizzata, a cerniera), al componente meniscale scelto (fisso o mobile) o al tipo di fissazione utilizzata (con o senza l'utilizzo del cemento per ossa). La valutazione delle performance cliniche *in vivo* di un'artroplastica totale di ginocchio nel lungo periodo è resa complessa dalla relazione tra i componenti protesici, dal posizionamento del dispositivo in sede chirurgica, dall'anatomia specifica del paziente e dal ruolo di contenimento e stabilità ad opera dei legamenti. La difficoltà e la variabilità associata alla valutazione dell'impianto in condizioni *in vivo* hanno influenzato i produttori a optare per simulatori meccanici dinamici, in modo da poter caratterizzare il design delle componenti in un ambiente di carico più controllabile e ripetibile [2]. I simulatori dinamici del ginocchio tentano di riprodurre le forze, i momenti e i movimenti dei giunti tibio-femorale e patello-femorale durante attività dinamiche e vengono utilizzati per valutare la cinematica del ginocchio con configurazioni di carico differenti [3].

L'*Oxford Rig* è un simulatore dinamico che riproduce la flessione del ginocchio tramite il controllo sul quadricipite. L'articolazione proveniente da cadavere, una volta collocata nel simulatore, è contraddistinta da sei gradi di libertà, proprio come avviene per il ginocchio sano. Tale strumento permette di riprodurre la lassità dei legamenti, dovuta all'intervento chirurgico di artroplastica, e quindi di prevederne gli effetti sulla cinematica [4].

Tutti i test su campioni da cadavere forniscono un'indicazione utile delle performance dell'impianto sottoposto a carichi, con vincoli realistici dovuti ai tessuti molli, ma diventano proibitivi dal punto di vista del costo nella fase di realizzazione di un dispositivo durante la quale si valuta il design, le dimensioni e le condizioni di allineamento.

Il simulatore computazionale supera questo limite, permettendo di evitare la realizzazione di prototipi per valutare ogni minima modifica del dispositivo.

In questo lavoro di tesi è stato analizzato un modello dinamico, realizzato con il software SimWise 4D, per simulare l'articolazione del ginocchio. In particolare l'attenzione è stata posta sulle strutture legamentose, poiché la loro collocazione e la loro legge elastica influenzano il comportamento del simulatore (Figura S.1).

All'interno del simulatore è stato collocato un dispositivo protesico tricompartmentale e appartenente alla classe delle protesi a conservazione del legamento crociato posteriore (*posterior cruciate retaining*). Il movimento di flessione-estensione è stato realizzato grazie ad un attuatore rotazionale (*Revolvute Motor*) posto a costituire l'articolazione dell'anca; di questo motore è stata controllata l'orientazione tramite una sinusoidale.

Il muscolo quadricipite è stato rappresentato mediante un attuatore lineare controllato in forza (costante), mentre i legamenti attraverso strutture lineari viscoelastiche (*Linear Spring/Damper*). Questi ultimi elementi vengono definiti mediante i siti di attacco, nel nostro caso il femore e la tibia, la loro legge elastica, la rigidità e la lunghezza di riposo.

Le strutture legamentose collocate nel modello sono state le seguenti: legamento collaterale laterale e mediale, capsula laterale anteriore, legamento popliteo, legamento crociato posteriore, legamenti alari. I siti di attacco e le rigidità di tali componenti sono stati estrapolati da studi presenti in letteratura [2].

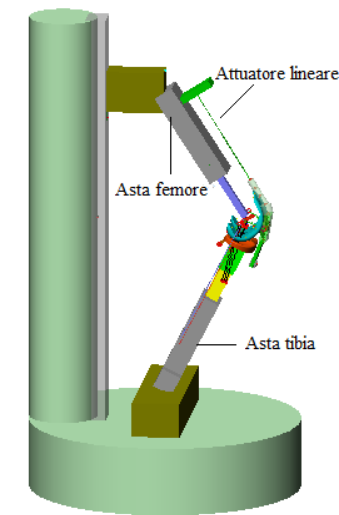


Figura S.1: simulatore computazionale rappresentato con un angolo di flessione di 60°.

L'introduzione di un sistema articolato di misura, applicato ai componenti femorale e tibiale e precedentemente testato, ha permesso la rilevazione degli angoli relativi del nostro

ginocchio protesico. Le due aste si congiungono in corrispondenza dei cilindri che rappresentano cerniere ideali monoassiali e concedono all'asta inferiore di compiere movimenti di flessione-estensione, rotazione interna-esterna e adduzione-abduzione rispetto all'asta superiore. Tra l'asta inferiore ed il piano di riferimento è stato imposto un vincolo di parallelismo.

Partendo dall'asta superiore troviamo una cerniera il cui asse di rotazione è disposto in direzione medio-laterale; questa cerniera permette ad una piastra (rappresentata in rosso in Figura S.2) di effettuare movimenti di flessione-estensione. La piastra rappresentata in verde (Figura S.2) è vincolata alla precedente attraverso una cerniera, il cui asse è orientato in direzione antero-posteriore; tale piastra potrà compiere movimenti di adduzione-abduzione. L'asta inferiore è collegata alla seconda piastra attraverso un giunto caratterizzato da un asse di rotazione disposto come l'asse longitudinale della tibia; questo giunto permetterà la rotazione interna-esterna. L'asta superiore è stata vincolata allo scudo femorale, quella inferiore all'inserito tibiale. I valori degli angoli di rotazione delle tre cerniere vengono resi disponibili dal sistema e costituiscono la descrizione cinematica delle rotazioni articolari. Il movimento relativo delle due componenti protesiche non è riconducibile ad un moto sferico [5]; per questa ragione il vincolo della seconda asta rispetto all'inserito tibiale deve permettere i movimenti relativi di traslazione ed impedire i soli movimenti rotatori (misurati dall'insieme delle cerniere sopra descritte). Il vincolo tra l'asta inferiore e la componente tibiale deve, quindi, imporre il mantenimento del parallelismo. Il punto di intersezione tra l'asta inferiore ed il piano orizzontale della componente protesica fornisce le coordinate relative allo spostamento di traslazione, cioè il movimento in direzione antero-posteriore, medio laterale e quello di avvicinamento-allontanamento tra componente femorale e tibiale.

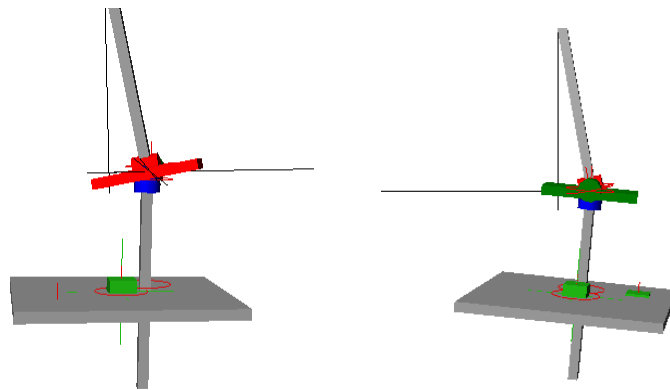


Figura S.2: misuratore degli angoli di Groot e Suntay.

Al fine di esaminare la sensibilità del simulatore alla variazione delle strutture legamentose, sono stati utilizzati quattro modelli: *F1*, *V2*, *V3*, *A4*. Le leggi elastiche per descrivere il comportamento delle *Linear Spring/Damper* sono state quadratiche per i modelli *F1* e *V3*, lineari per i modelli *V2* e *A4*. I modelli *V2* e *V3* presentavano siti di attacco analoghi, ma leggi elastiche differenti; i modelli *F1* e *V3* erano caratterizzati dagli stessi legamenti, dalle stesse rigidità ma da siti di attacco differenti. L'ultimo modello *A4* non aveva caratteristiche comuni ai precedenti.

A partire da questi modelli sono state realizzate numerose simulazioni, volte ad indagare il movimento di flessione-estensione, la rotazione assiale tibiale, le forze di equilibrio del giunto, lo spostamento dei condili femorali e il contributo dei muscoli ischiocrurali.

La simulazione in cui è stato effettuato il movimento di flessione-estensione è servita come punto di partenza anche per analisi successive.

Il modello *F1* è stato sfruttato per valutare l'influenza della tensione del quadricipite sulle grandezze misurate, realizzando due simulazioni di flessione-estensione rispettivamente con una tensione di 100 e 500 N.

I modelli *V2* e *V3* sono serviti per stimare la sensibilità del modello dinamico alle leggi elastiche dei legamenti. Anche con questi modelli è stata effettuata una prova di flessione-estensione. Al fine di stimare la rotazione assiale e il relativo comportamento delle strutture anatomiche, per i modelli *F1*, *V2* e *V3* sono state realizzate prove in cui, in corrispondenza di un angolo di flessione costante, è stato applicato un momento torcente, crescente nel tempo, all'asta della tibia. Tali simulazioni hanno permesso di valutare la

rigidezza delle strutture legamentose anche rispetto ad altri studi analoghi presenti in letteratura.

Le forze di equilibrio dei modelli *V1*, *V2* e *V3* sono state valutate per angoli di flessione differenti, sfruttando il controllo sulla tensione dell'attuatore lineare.

Il movimento di flessione del giunto è stato esaminato anche per quanto riguarda lo spostamento dei condili femorali. Tali analisi è stata messa in atto misurando gli spostamenti dei *CFF* (*flexion facet centers*) tramite il software MB-Ruler. Le misure della traslazione antero-posteriore di *CFF-med* e *CFF-lat* sono state realizzate ogni 5° durante la discesa, partendo da un angolo di 0°. Tale traslazione è stata valutata in dipendenza dalla tensione del quadricipite, dalla rigidezza dei legamenti e dalla forza concentrata applicata sul cursore verticale.

L'ultima analisi ha riguardato il contributo dei muscoli ischiocrurali (non presenti nelle precedenti prove di flesso-estensione) in corrispondenza di un angolo di flessione costante. Questi muscoli sono stati rappresentati da attuatori lineari, la cui tensione era contraddistinta da valori crescenti (da 0 a 500 N) al variare del tempo.

I risultati di queste simulazioni sono stati sfruttati per validare il modello. Per quanto riguarda la validazione di modelli virtuali non esiste ad oggi una procedura esclusiva; si è optato, quindi, per un confronto con quanto già presente in letteratura. Tale procedura presenta, tuttavia, dei limiti poiché negli studi in letteratura spesso non vengono descritti dettagliatamente i sistemi di riferimento, i carichi applicati, la collocazione dei legamenti o le leggi che regolano il moto.

La validazione ha riguardato non solo confronti con gli studi riportanti caratteristiche comuni (ad esempio la collocazione e rigidezza dei legamenti, le leggi del moto), ma anche con i risultati derivanti da test *in vivo* [2, 6, 7, 8, 9]. Le grandezze oggetto della validazione sono state lo spostamento della tibia rispetto al femore, lo spostamento dei condili femorali, la rotazione assiale dovuta all'applicazione di un momento torcente. Un esempio è mostrato in Figura S.3.

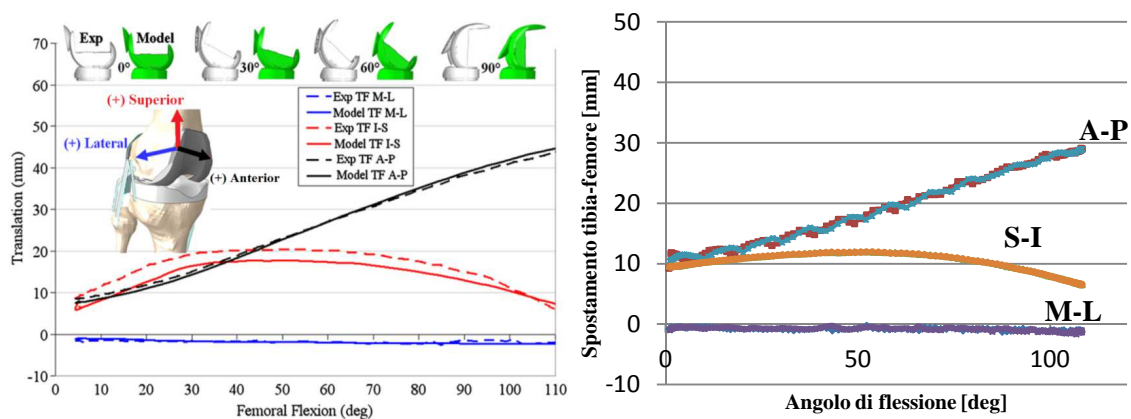


Figura S.3: traslazione della tibia rispetto al femore in funzione dell'angolo di flessione per il modello di Baldwin et al. [2] (a sinistra) e per il modello *FI* (a destra).

Nel complesso i risultati ottenuti sono stati concordi a quanto presente in letteratura, seppure con i limiti descritti in precedenza. Il modello virtuale realizzato è quindi un simulatore utile nello studio sia della cinematica sia del comportamento delle strutture anatomiche in un ginocchio protesizzato.

Esso potrebbe essere utilizzato anche per esaminare movimenti più complessi, come il cammino, diventando uno strumento importante per analizzare modifiche dei dispositivi protesici o delle tecniche chirurgiche.

SUMMARY

The present thesis concerns the implementation and testing of a computational simulator which has been developed in order to reproduce flexion-extension motion after a total knee arthroplasty.

The requirement of a more comprehensive knowledge about factors that produce joint stresses and motions, has made growing the necessity of dynamic models. The modeling approach can be useful to understand changes in soft tissue after application of a specific device or a specific surgical technique, in order to have a prior assessment of the results that otherwise would be realized only during surgery. Analysis of the relationship between input values (geometric arrangements, ligaments' and muscles' mechanical properties) and output values (displacements among articular surfaces, ligaments tension) allows us to assess, through dynamic model, the soft tissue stress and joint kinematics after a total knee arthroplasty. The aim of this dissertation was to realize a computational simulator that could be able to reproduce different loading conditions and different motions, as function of predefined geometry and morphology.

To realize this project, a literature review was conducted concerning both dynamic simulators and anatomical information; this phase was followed by model construction and its validation through literature data. The object of this study was the knee joint; it is situated in the lower limb between thigh and leg, and connects the distal femur to the proximal tibia. The patella is also part of the joint. All these elements are included in a capsule reinforced with ligaments and tendons; we can find collateral ligaments (medial and lateral) and cruciate ligaments (anterior and posterior) [1]. Ligamentous structures ensure joint stability during movements. Knee joint is a complex structure which allows flexion-extension of the leg in relation to the thigh in the sagittal plane, internal-external rotation and a slight anterior-posterior translation. If cartilage tissue wears down, for example because of osteoarthritis, total knee arthroplasty could be necessary in order to reduce joint pain.

Knee joint prosthesis consist of a femoral component, a polyethylene tibial insert and a titanium alloy tibial base plate. These devices can be named differently according to the number of compartments they are aimed to replace (one, two or three), to the mechanical constraint (posterior stabilized, prosthesis with hinge), to the kind of tibial insert (fixed or mobile) or to the way used to fix the prosthesis to the bones (cemented or not cemented).

Assessing long-term *in vivo* performance of total knee replacement is complicated by the relationship between component design, surgical alignment, patient-specific anatomy, and ligaments retaining. The difficulty and variability associated with implant evaluation under *in vivo* conditions have driven manufacturers to characterize component designs in the more controlled and repeatable loading environment provided by dynamic mechanical simulators [2].

Physical dynamic knee simulators attempt to reproduce the estimated forces, moments, and motion of both the patella-femoral and tibio-femoral joints during dynamic activities and have been used to evaluate knee kinematics under various loading scenarios [3].

The *Oxford Rig* is a commonly dynamic simulator that reproduces loaded knee flexion under quadriceps control. Knee joint from cadavers, once placed in the simulator, has six degree of freedom like the natural knee. This simulator reproduces ligaments' laxity, due to knee arthroplasty, and then predicts the effects on the kinematics.

All tests on specimens from cadaver give useful information about device's performance under loading, with soft tissue realistic constraint, but become cost-prohibitive for the production phase in which design, sizes and alignment conditions are evaluated.

Virtual simulators go beyond this limit and they don't need physical prototypes to evaluate the prosthesis performance. In this dissertation a dynamic virtual model of knee joint, made by SimWise 4D software, was analyzed. The attention was focused on ligaments structures because both their position and stiffness have an influence on the loads and on the resulting intrinsic motion (Figure S.1). A posterior cruciate retaining prosthesis was placed in our dynamic simulator. Flexion-extension motion was obtained through a Revolute Motor that represented the hip joint; the rotation angle of the Revolute Motor was controlled through an harmonic law.

Quadriceps muscle was represented by a force controlled linear actuator (with a constant force), and ligaments were represented by Linear Spring/Damper elements. These constraint are described by their attachment on femur and on tibia, their elastic law, their

stiffness and zero-load length. In the virtual model the collateral (medial and lateral) ligaments, anterior lateral capsule, popliteofibular ligament, posterior cruciate ligament, and the alar ligaments were all represented. Attachment points and stiffness of these soft tissue were adopted from literature descriptions [2].

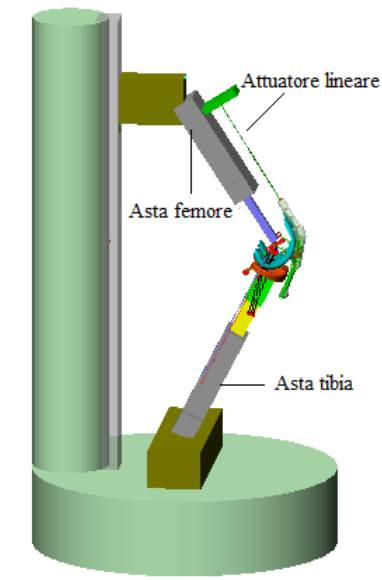


Figura S.1: computational simulator represented with a flexion angle of 60° .

Due to a measuring system, applied to femur and tibial components and tested before the model, we have obtained information about relative angles and displacements in our knee simulator (Figure S.2). The system consisted of two rods connected each other by single-axis hinges that allow the inferior rod to have flexion-extension, adduction/abduction, and internal-external rotation in relation to the superior rod. The superior rod was fixed to the femur, while the inferior rod was constrained to be always parallel to the tibia shaft. By analyzing the structure from the superior rod we can find a hinge whose rotation axis is medio-laterally oriented; this hinge allows flexion-extension motion of a plate (the red plate in Figure S.2). The green plate (Figure S.2) was constrained to the red one through a hinge whose rotation axis is oriented anterior-posteriorly; this plate will be able to perform abduction-adduction motions. Inferior rod is connected with the second plate through a joint whose rotation axis is oriented like longitudinal tibial axis; this joint will allow internal-external rotations. Rotation angles of the three hinges are recorded by the software and describe joint rotation kinematics.

Relative motion of prosthetic components is not reproducible by a spherical joint; for this reason constraint between inferior rod and tibial insert must allow rotation (measured by hinges) but also translation motion, so parallelism constraint becomes necessary. Intersection point among inferior rod and prosthetic component horizontal plane gives information about the translation motion in every direction between femur and tibial components.

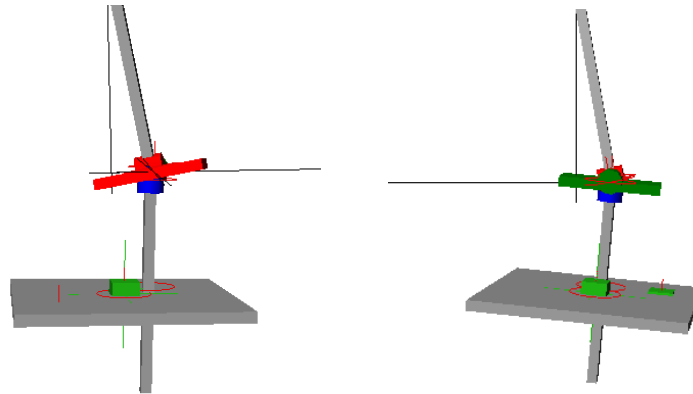


Figura S.2: measuring system of Grood e Suntay angles.

In order to study simulator's behavior after changes on soft tissue, four models were used: *F1*, *V2*, *V3*, *A4*. Elastic behavior of models *F1* and *V3* was described by quadratic law, while linear law was used for models *V2* and *A4*. Ligaments in models *V2* and *V3* had the same attachments, but different definition of stiffness; models *F1* and *V3* had same ligaments, same stiffness ma different attachments. The last model, *A4*, had nothing in common with other models. With these models, a lot of simulations were performed, in order to investigate flexion-extension motion, internal-external tibial rotation, balance forces on the joint, femoral condyles translation and the influence of the Hamstrings muscles. Flexion-extension was used for different reasons. Model *F1* was used to establish the role of quadriceps tension on the results of our dynamic simulator; two conditions were analyzed, the first with a quadriceps tension of 100 N, the second with 500 N. Models *V2* and *V3* were useful to analyze simulator's dependence on ligaments elastic behavior. Flexion-extension tests were realized. Tibial rotation was obtained with a torque for different degree of flexion: the aim of this test was to study the ligaments laxity for models *F1*, *V2*, *V3* and to compare results with literature data.

Balance forces of models F1, V2 and V3 were studied for different flexion angle, by applying a force control on the linear actuator. Flexion-extension motion was useful also to analyze condyles displacement. For this analysis, CFF (flexion facet centers) displacement was recorded by another software, MB-Ruler, every 5° during the flexion, beginning from 0° . The translation was estimated in function of quadriceps tension, ligaments stiffness and vertical load applied on the hip. Last analysis was concerning hamstrings muscle (not represented in previous tests), for a fixed flexion angle. These muscles were represented by force control linear actuators; growing force went from 0 to 500 N.

The results were used during the model validation phase. Actually there is not an exclusive procedure to validate a virtual model, so we decided to compare our results with literature data. Unfortunately, this procedure has some limits because of the lack of specific description of coordinate system, loads applied, ligaments attachments or motion law.

Validation was based not only on data from virtual models (that had similar attachments or stiffness, for instance), but also on data from *in vivo* tests [2, 6, 7, 8, 9]. Validation was concerning relative displacement between tibia and femur, condyles displacement, tibial rotation due to torque-rotation. An example is given in Figure S.3.

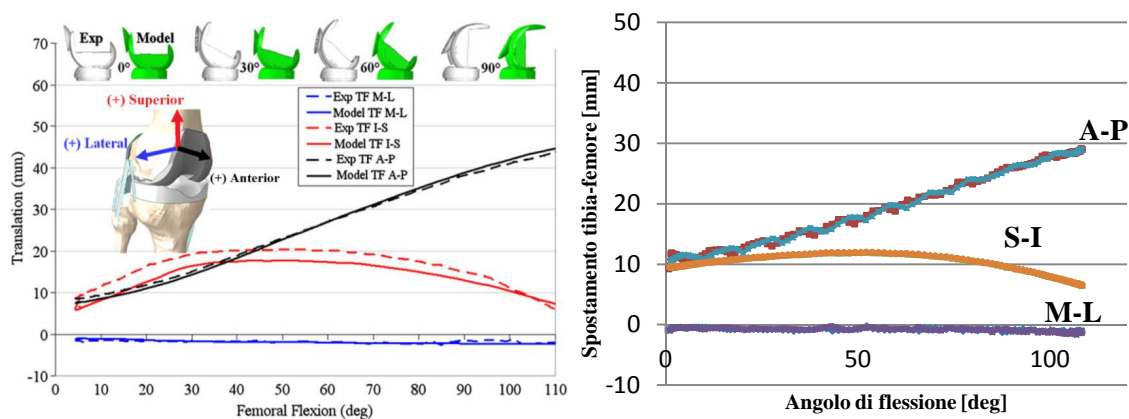


Figura S.3: tibial translation among femur in function of flexion angle for Baldwin's model [2] (on the left) and for model F1 (on the right).

Results were in agreement with literature data, in spite of limits described before.

In conclusion, the virtual model realized is a useful tool to investigate both kinematics and soft tissue behavior after a total arthroplasty knee. It could be adopted also to study other movements, like walking, and so it could become an important instrument to analyze changes in prosthesis or in surgical techniques.

INTRODUZIONE

Il presente lavoro di tesi ha riguardato lo sviluppo e l'implementazione di un modello dinamico multi segmentale per la simulazione del movimento di flessione-estensione del ginocchio, risultante dall'interazione tra le superfici articolari a contatto e dalle forze applicate al sistema, sia esterne che strutturali interne (legamenti).

L'interesse per questo approccio biomeccanico modellistico deriva dalla constatazione che numerosi e complessi sono gli elementi che determinano i carichi e i movimenti relativi delle varie strutture che costituiscono il ginocchio e, di conseguenza, gli effetti delle modifiche strutturali che si possono realizzare, sia per effetto di lesioni sia per effetto di interventi chirurgici, sono difficili da stimare e controllare. In particolare nel presente lavoro ci si è dedicati all'analisi delle relazioni tra parametri d'ingresso, costituiti fondamentalmente dalle disposizioni geometriche e dalle caratteristiche meccaniche dei legamenti articolari e dei principali muscoli, e le variabili d'uscita rappresentate dagli spostamenti intrinseci tra le superfici articolari e dalle tensioni sui legamenti, con riferimento all'artroplastica di ginocchio. In questa particolare condizione le superfici articolari naturali sono sostituite da componenti artificiali, rispettivamente femorale e tibiale, che ne riproducono approssimativamente la morfologia. In seguito all'intervento di impianto di queste componenti protesiche, le strutture anatomiche vengono alterate considerevolmente per vari motivi: alcuni legamenti possono non essere in condizioni di svolgere la loro funzione per effetto della patologia o del trauma che ha portato alla necessità di intervento, alcuni elementi devono essere sacrificati o modificati per permettere l'inserimento e la funzionalità della protesi. Buona parte di queste modifiche strutturali vengono decise dal chirurgo in fase di pianificazione pre-operatoria sulla base dell'analisi anamnestica, clinico-funzionale e delle immagini diagnostiche. Spesso le decisioni vengono cambiate o modificate direttamente in sala operatoria. Non sempre, poi, si rivelano veramente efficaci e solo al termine dell'intervento operatorio e del percorso riabilitativo post-intervento si ha la possibilità di verificare il risultato funzionale ottenuto.

La possibilità, quindi, di poter disporre di dati quantitativi di supporto alla decisione clinica in sede pre-operatoria, derivanti dalla simulazione delle condizioni di funzionamento e di carico del ginocchio, permetterebbe di orientare meglio la scelta tra varie opzioni e quindi, auspicabilmente, di migliorare i risultati degli interventi di artroplastica.

Da un altro punto di vista, anche il progettista delle protesi e degli strumentari di intervento potrebbero giovare di strumenti di simulazione biomeccanica. Infatti, la geometria dei vari componenti, nonché la loro disposizione all'interno dell'impianto, spesso risultanti da compromessi tra limitazioni costruttive, esigenze funzionali e condizioni cliniche di riferimento, certamente condizionano le sollecitazioni che si verranno a creare sia tra le superfici a contatto, sia all'interfaccia osso-componente protesica, sia sui legamenti articolari. Testimoniano l'interesse per l'approccio biomeccanico modellistico il fatto che molte aziende costruttrici di protesi dichiarino di utilizzare per la progettazione dei loro nuovi modelli sempre più frequentemente questi strumenti di simulazione, ed il fatto che esistano attualmente, anche in versione commerciale, alcuni prodotti software per la simulazione del sistema muscolo scheletrico specificatamente dedicati all'artroplastica di ginocchio.

Dall'analisi di alcuni di questi prodotti e dagli esempi di utilizzo riportati in letteratura, si è potuto constatare che molti particolari tecnico-costruttivi relativi ai modelli non erano esplicitamente resi disponibili o risultavano da scelte poco condivisibili o troppo ritagliate sullo specifico modello di protesi oggetto della simulazione. Non erano in generale facilmente utilizzabili o adattabili a problemi diversi da quelli trattati. Ci siamo, quindi, posti l'obiettivo di realizzare un modello dinamico computazionale sufficientemente adattabile alle diverse problematiche e di cui si potessero controllare gli aspetti geometrico-morfologici e definire le caratteristiche meccaniche e funzionali relative alle diverse esigenze di simulazione. Per fare questo si sono preventivamente presi in considerazione i diversi approcci utilizzati per studiare gli effetti dell'artroplastica di ginocchio, tra questi i simulatori fisici che sfruttano campioni da cadavere, i simulatori computazionali o virtuali e l'approccio che prevede misurazioni *in vivo* mediante protesi dotate di estensimetri.

L'*Oxford Rig* appartiene alla categoria dei simulatori fisici che utilizzano campioni di ginocchia provenienti da cadavere. Nell'*Oxford Rig* l'assemblaggio alla caviglia e

l'assemblaggio all'anca costituiscono i due elementi fondamentali. Il primo permette movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione e rotazione tibiale interna-esterna; il secondo consente movimenti di abduzione-adduzione e di flessione-estensione. La traslazione verticale dell'anca è, invece, guidata da due cuscinetti lineari che scorrono lungo due aste verticali parallele.

Per fissare un campione di ginocchio provenienti da cadavere alla struttura dell'*Oxford Rig* vengono inserite delle barre filettate nelle cavità intramidollari del femore e della tibia; una volta realizzata la fissazione, è necessario applicare una forza di tensione al tendine del quadricipite per evitare che il sistema collassi. Infine, possono essere introdotti dei carichi che simulino il peso corporeo [10].

Anche il *Kansas Knee Simulator* (KKS) appartiene a questa categoria di simulatori. Si tratta di un strumento in grado di simulare attività dinamiche su ginocchia da cadavere, anche in presenza di dispositivi protesici. Il KKS possiede cinque assi di controllo: il quadricipite, il carico verticale, lo spostamento medio-laterale, il momento verticale e la flessione della caviglia. Con il KKS non si controlla la cinematica del giunto, poiché essa è il risultato delle forze generate da ogni asse e dei vincoli meccanici presenti.

Il quadricipite viene utilizzato per regolare il movimento di flessione-estensione, mentre gli altri attuatori, controllati in tensione, permettono di applicare carichi dinamici all'altezza dell'anca e della caviglia [11].

I simulatori descritti presentano il vantaggio di rappresentare fedelmente la realtà anatomica del giunto, ma possiedono anche degli aspetti negativi. Essi permettono di realizzare solo una limitata gamma di movimenti; inoltre per testare un dispositivo protesico tramite questi simulatori è necessario realizzare dei prototipi, procedura che risulterebbe costosa in fase di validazione della protesi.

La realizzazione di una nuova protesi segue un processo iterativo, volto a valutare ogni singola modifica apportata al dispositivo. Produrre prototipi da testare su campioni da cadavere sarebbe una procedura onerosa.

La soluzione a questo problema può essere trovata nei simulatori computazionali, i quali costituiscono un'alternativa più rapida ed economica.

I modelli dinamici virtuali si rifanno ai simulatori reali (*Oxford Rig*, *Kansas Knee Simulator*), utilizzati da molti autori per analizzare il comportamento meccanico di campioni anatomici di ginocchio di cadavere.

Esistono diversi software che permettono di realizzare modelli virtuali del ginocchio, di seguito ne verranno presentati due esempi.

Il modello *KneeSim* [12] è caratterizzato da una struttura di base, da un supporto che permette lo scorrimento dell'anca, dall'asta del femore e della tibia (*femur block*, *tibial block*), dallo scorrimento medio-laterale e dalla rotazione tibiale (Figura I.1).

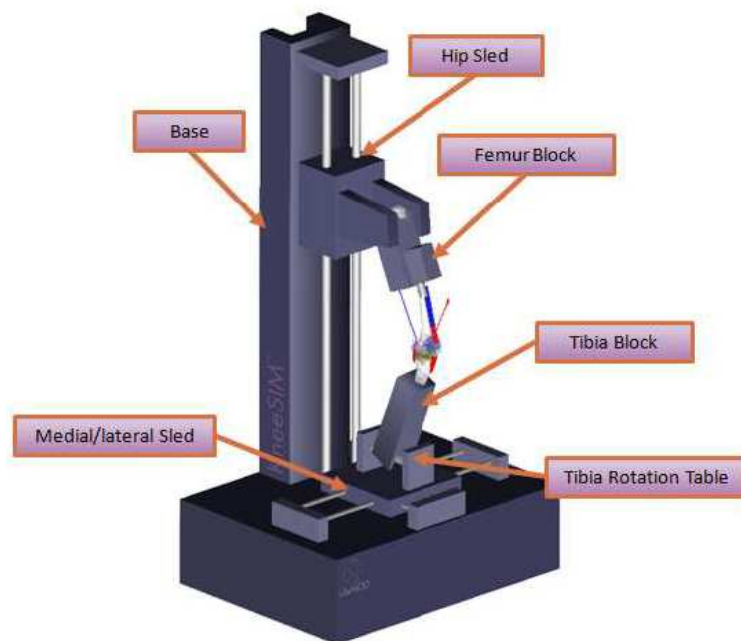


Figura I.1: rappresentazione del simulatore *KneeSim* [12].

L'anca può traslare verticalmente rispetto alla base. Il femore è fissato rigidamente all'asta femorale, mentre quest'ultima è collegata all'anca tramite un giunto sferico. All'altezza della caviglia, in un simulatore standard come l'*Oxford Rig*, il vincolo di slittamento medio-laterale è fissato alla base; in questo caso, invece, esso può spostarsi in direzione antero-posteriore, permettendo di realizzare una gamma di movimenti più ampia. L'asta della tibia è connessa al piano di rotazione tibiale (*tibial rotation table*) tramite un giunto sferico, mentre la tibia viene rigidamente connessa all'asta.

Il simulatore è in grado di applicare al giunto articolare forze esterne, forze muscolari e forze di attrito. Le forze muscolari si riferiscono ai muscoli estensori (quadricipite) e

flessori (ischiocrurali); esse sono il risultato di un sistema di controllo complesso che ha il compito di far assumere all'angolo di flessione i valori prestabiliti [12].

Un altro modello computazionale è quello proposto da Reeve et al. [11], i quali hanno utilizzato il software MSC.ADAMS, riproducendo i carichi, i vincoli e i gradi di libertà del KKS. Questo simulatore è formato dall'insieme di più di trenta elementi, in modo da poter rilevare ogni effetto inerziale o dinamico; tra questi ricordiamo gli attuatori, fissati a delle aste mobili, o i collegamenti, realizzati per considerare gli effetti di smorzamento ed attrito. Il sistema di controllo alla base del simulatore è stato sviluppato con il software MATLAB/Simulink e si basa sugli stessi principi di quello descritto per KneeSim.

Il terzo metodo per valutare le performance di una protesi di ginocchio è quello che prevede le misurazioni *in vivo*.

I sensori vengono collocati nello stelo della componente tibiale [6, 8, 9]. Il piatto tibiale e il relativo stelo sono formati da due elementi: uno prossimale (piatto superiore, stelo interno) ed uno distale (piatto inferiore, stelo esterno). Entrambi gli steli sono saldati ai rispettivi piatti tibiali. Le componenti prossimale e distale sono realizzate in lega di titanio e separate da un piccolo spazio; questo divario viene sigillato attraverso un tubo in silicone per prevenire la crescita al suo interno di tessuto connettivo, che potrebbe alterare le misurazioni. La piastra inferiore è cementata alla tibia; questo permette allo stelo interno di deformarsi reversibilmente quando la piastra superiore viene caricata.

Gli estensimetri hanno un ruolo fondamentale in questo dispositivo; essi sfruttano la proprietà fisica di conduttanza elettrica e la loro dipendenza dalla geometria del conduttore elettrico. Quando il conduttore elettrico è sottoposto a trazione o a compressione, la sua resistenza elettrica varia. Dalla misura della resistenza elettrica può essere dedotta l'entità dello sforzo applicato [13].

I segnali degli estensimetri sono rilevati e amplificati da un chip di telemetria progettato su misura e trasmessi tramite un'antenna wireless al ricevitore esterno.

Tramite una protesi di questo tipo si ricavano informazioni riguardanti attività motorie giornaliere, come camminare in piano, salire e scendere le scale o alzarsi dalla sedia. I dati ottenuti possono essere sfruttati a loro volta nelle procedure di validazione di simulatori computazionali.

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è stato quello di realizzare un modello dinamico computazionale, al fine di valutare sia la sollecitazione delle strutture anatomiche sia la cinematica di un'articolazione sottoposta ad artroplastica totale.

Un modello di questo genere si presta anche a riprodurre movimenti più complessi rispetto alla semplice flessione-estensione, come può essere il cammino in piano, l'alzata dalla sedia, la salita e discesa di scale..

Questo strumento risulta molto utile per valutare gli effetti che le modifiche nel design della protesi possono avere sulle strutture anatomiche di contenimento e quindi sulla cinematica dell'intera articolazione.

Il modello computazionale è stato realizzato mediante il software SimWise 4D e al suo interno è stato collocato il prototipo di una protesi tricompartimentale a conservazione del legamento crociato posteriore.

Tale simulatore è stato descritto nel dettaglio, indicando il carico verticale imposto, la collocazione delle strutture legamentose e la loro rigidità, la tensione dell'attuatore rappresentante il muscolo quadricipite. Queste informazioni sono state adoperate soprattutto in fase di validazione.

Attualmente non esiste una procedura unica per validare i simulatori computazionali.

Il simulatore KneeSim, precedentemente descritto [12], è stato validato usando le misure ottenute *in vivo* e riguardanti la cinematica di un'artroplastica totale di ginocchio. Le misurazioni *in vivo* considerate sono state quelle ottenute mediante tecniche di fluoroscopia; si tratta di tecniche non invasive che permettono di rilevare i movimenti tridimensionali del ginocchio protesizzato.

Una procedura differente è stata quella scelta da Reeve et al. [11]. Per verificare che il modello computazionale rispecchiasse il comportamento del simulatore reale in termini di forza generata dagli attuatori e di carichi sul giunto articolare, sono state utilizzate delle legge armoniche per regolare i parametri del KKS. Per la validazione del piano sagittale, la legge armonica è stata imposta sul quadricipite, sull'attuatore verticale e su quello della caviglia. Per quanto riguarda le altre validazioni il quadricipite ha controllato l'angolo di flessione dell'anca, mentre è stata controllata la tensione di tutti gli altri assi.

I confronti hanno riguardato i risultati ottenuti con i simulatori reale e computazionale per ciascun asse, ma anche i carichi misurati da una cella di carico posta nello stelo della componente tibiale, quest'ultimi confrontati con quelli previsti dal modello virtuale.

Nel modello proposto in questo lavoro di tesi la validazione è avvenuta confrontando i risultati ottenuti con studi presenti in letteratura. Questi raffronti, tuttavia, sono resi complessi da limiti riguardanti le condizioni sperimentali in cui avvengono le prove, ovvero i sistemi di riferimento utilizzati o i carichi applicati; tali condizioni risultano spesso differenti per ogni studio oppure non sono descritte adeguatamente. Anche i parametri strutturali del modello, ad esempio la collocazione dei legamenti, le leggi costitutive o le leggi che regolano il moto, vengono talvolta omessi o non delineati in maniera precisa.

Tra i modelli presenti in letteratura sono stati selezionati quelli nei quali erano presenti delle stesse caratteristiche per quanto riguarda la disposizione dei legamenti e la loro rigidità, le leggi del moto, la tensione del quadricipite. La procedura di validazione ha anche tenuto conto delle misurazioni effettuate *in vivo* da altri autori attraverso fluoroscopia o protesi dotate di sensori.

Le principali grandezze, oggetto della validazione, sono state lo spostamento della tibia rispetto al femore, lo spostamento dei condili femorali, la rotazione assiale indotta da un momento torcente, la forza sulla componente tibiale.

Nel primo capitolo vengono presentati l'articolazione del ginocchio e i dispositivi protesici. La descrizione del giunto articolare riguarda la sua anatomia, la cinematica e la biomeccanica, passando poi alle patologie che portano alla protesizzazione del ginocchio.

Il dispositivo protesico è descritto secondo diversi punti di vista: il primo riguarda la sua evoluzione nel tempo, il secondo i materiali attualmente utilizzati ed il terzo i criteri di classificazione. Sono, infine, esposte le problematiche che determinano il fallimento dell'impianto.

Nel secondo capitolo è presente un'analisi dello stato dell'arte riguardante non solo i simulatori reali e virtuali, ma anche le moderne tecniche che prevedono l'utilizzo di protesi dotate di sensori per le misurazioni *in vivo*. Sono esposti i risultati più significativi, i quali sono stati utili in fase di validazione del modello presentato.

Il terzo e il quarto capitolo riguardano nel dettaglio ciò che è stato realizzato in questo progetto. Nel terzo capitolo sono descritti il simulatore computazionale in ogni sua parte, le procedure che hanno permesso di ricavare informazioni sulla collocazione e sulla rigidità dei legamenti, i diversi modelli adoperati e tutte le simulazioni realizzate. Nel quarto capitolo sono presenti i risultati ottenuti, riportati tramite grafici o tabelle e suddivisi in base ai confronti realizzati.

Tali risultati sono commentati nel dettaglio ed accostati a quanto presente in letteratura nel quinto capitolo, il quale descrive la fase di validazione del dispositivo.

Nell'ultimo capitolo sono riportate le considerazioni finali; esse riguardano il raggiungimento degli obiettivi prefissati, ma anche i limiti incontrati in questa trattazione. Vengono poi suggeriti sia le possibili modifiche da apportare al simulatore, sia gli utilizzi che questo strumento potrebbe avere in futuro.

CAPITOLO 1

Articolazione del ginocchio e dispositivi protesici

1.1 Anatomia dell'articolazione del ginocchio

Il ginocchio è il settore articolare dell'arto inferiore interposto tra la coscia e la gamba. E' caratterizzato dalla presenza di un complesso giunto articolare (denominato appunto articolazione del ginocchio) che si stabilisce fra l'estremità inferiore del femore, l'estremità superiore della tibia e la patella.

All'esame esterno il ginocchio presenta anteriormente il rilievo della rotula, contornato da due fossette; lateralmente sono osservabili i rilievi dei condili femorali e di quello tibiale: è perciò evidente la prevalenza di parti ossee superficialmente. Osservando, invece, il ginocchio posteriormente si nota come le inserzioni terminali dei muscoli della coscia e quelle di origine dei muscoli della gamba vadano a coprire le parti ossee. I rilievi di queste inserzioni, posti lateralmente e medialmente, delimitano il piano popliteo.

L'articolazione del ginocchio rientra nella classe delle articolazioni condiloidee doppie. Il capo articolare superiore è formato dai due condili femorali, separati dalla fossa intercondiloidea, mentre il capo inferiore presenta una superficie quasi pianeggiante situata sull'estremità articolare della tibia; questa superficie è divisa nel settore mediale e in quello laterale da un rilievo detto cresta intercondiloidea. Le articolazioni condiloidee sono costituite da due superfici ellissoidali: la superficie concava (detta condilo) viene ospitata da quella convessa (detta cavità condiloidea). In particolare l'articolazione del ginocchio viene considerata doppia in quanto tra il capo articolare superiore e quello inferiore si interpongono i menischi (strutture cartilaginee), determinando una suddivisione della cavità articolare e rendendo più concordanti le superfici articolari sopra descritte [1]. Alla marcata convessità sagittale dei due condili femorali non corrisponde, una pari concavità

della superficie tibiale e per questa ragione l'interposizione dei due menischi risulta necessaria per stabilire un'armonia tra le superfici articolari [14].

Nella parte anteriore dell'articolazione è situata la patella, la quale è strettamente legata alla capsula articolare ed entra in contatto principalmente con la parte anteriore dei due condili femorali.

I tre elementi articolari sono uniti da una capsula rinforzata da numerosi legamenti e da espansioni tendinee: risulta particolarmente sviluppata l'espansione quadricipitale, posta nella parte anteriore dell'articolazione e collegata sia alla rotula sia alla tibia

Fra i legamenti vanno ricordati particolarmente i legamenti collaterali, situati sulla posizione laterale, i legamenti posteriori e i due legamenti crociati (Figura 1.1) [1].

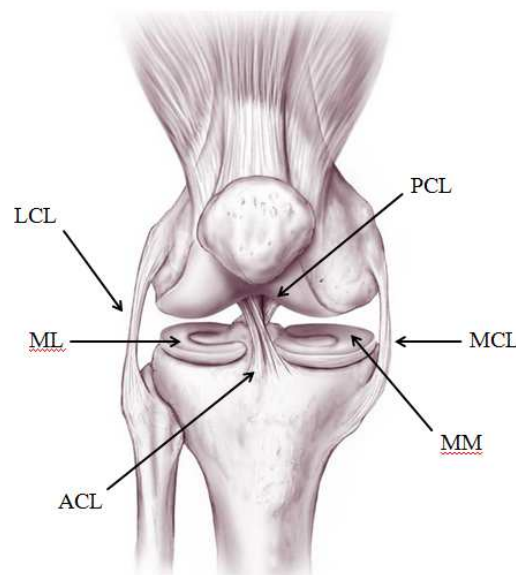


Figura 1.1: rappresentazione del ginocchio destro visto anteriormente. Sono indicati i legamenti crociati anteriore e posteriore (ACL, PCL), i legamenti collaterali laterale e mediale (LCL, MCL) e i menischi laterale e mediale (ML, MM) [15].

In un'articolazione, normalmente, la stabilità va a scapito della mobilità; a livello del ginocchio, invece, sono garantite entrambe le funzioni grazie all'interazione di legamenti e muscoli e ai movimenti complessi di scivolamento e rotolamento delle superfici articolari. Nonostante questo, il giunto articolare del ginocchio risulta poco congruente e perciò soggetto a stiramenti e lussazioni.

L'articolazione del ginocchio assume un ruolo fondamentale nella locomozione in quanto, tra le articolazioni dell'arto inferiore, risulta essere quella più accorciabile e più allungabile.

Il collo del femore sporge rispetto alla diafisi e questo fa sì che gli assi anatomici di femore e tibia non coincidano, ma che formino un angolo aperto verso l'esterno di circa 170° , detto angolo femoro-tibiale (Figura 1.2). A dispetto di questa caratteristica, i centri articolari dell'anca, del ginocchio e della caviglia sono collocati tutti sulla medesima retta, denominata asse meccanico dell'arto inferiore; a livello della gamba, l'asse meccanico coincide con quello anatomico della tibia, mentre a livello della coscia forma un angolo di 6° con l'asse anatomico del femore.

L'angolo femoro-tibiale, in alcune patologie, assume un valore diverso rispetto ai $170-175^\circ$ fisiologici: in presenza di un angolo maggiore, il ginocchio viene detto varo (gambe arcuate), in presenza di un angolo minore, viene denominato valgo (gambe a x).

L'articolazione dell'anca è situata più lateralmente rispetto a quella del ginocchio, questo aspetto determina un angolo di 3° dell'asse meccanico dell'arto inferiore rispetto alla verticale [5].

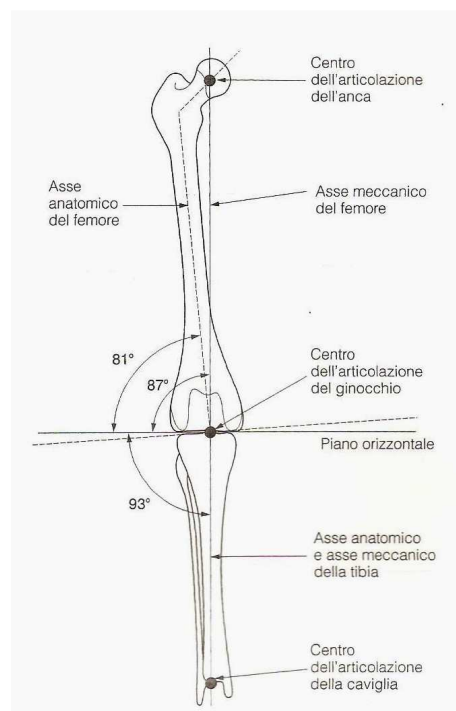


Figura 1.2: rappresentazione dell'asse anatomico e di quello meccanico dell'arto inferiore. [5]

Di seguito sono descritte in maniera più approfondita solo quelle strutture anatomiche che avranno importanza nel modello computazionale sviluppato in questo lavoro di tesi.

1.1.1 Legamenti collaterali

I legamenti collaterali sono assimilabili alle bande fibrose: essi rinforzano la capsula articolare sui lati interno ed esterno e assicurano la stabilità laterale del ginocchio durante l'estensione. Questi legamenti sono tesi durante l'estensione e lassi durante la flessione [14, 16].

Il legamento collaterale tibiale rinforza la capsula sul lato mediale e congiunge il condilo mediale del femore con quello della tibia; è lungo circa 8-9 cm [5, 16]. Questo legamento è il sistema di limitazione primario del valgismo del ginocchio. In corrispondenza di una flessione di 30°, esso fornisce approssimativamente l'80% della forza di contenimento, mentre in fase di estensione completa, questa percentuale scende al 60%: la restante parte della forza viene sostenuta da altre strutture, tra le quali il legamento crociato anteriore [17].

Il legamento collaterale laterale (anche detto fibulare) si estende dal condilo laterale del femore alla superficie laterale della testa della fibula, è un cordone rotondo di circa 5 cm [5, 16]. Esso ha la funzione di opporsi al varismo. E' più raro che si verifichi una lesione del legamento collaterale laterale piuttosto che del mediale [18].

1.1.2 Legamenti crociati

I legamenti crociati sono intracapsulari, situati profondamente, e congiungono l'eminanza intercondiloidea con la faccia interna dei due condili femorali. Essi appaiono effettivamente incrociati nello spazio ed, inoltre, sono a contatto l'uno con l'altro. Fra i legamenti del ginocchio, i crociati sono i più importanti nel fornire un contenimento durante i movimenti antero-posteriori del ginocchio. A livello microscopico, essi sono costituiti da fibre di collagene con una piccola parte di fibre elastiche (10%); tale struttura assicura al legamento la capacità di resistere alla trazione.

I legamenti crociati vengono identificati con anteriore e posteriore in base alla collocazione rispetto all'eminanza intercondiloidea della tibia [1, 5, 16].

Il legamento crociato anteriore si estende da una superficie posta davanti all'eminanza intercondiloidea alla faccia mediale del condilo laterale del femore [16]. La funzione principale di questo legamento è quella di evitare la traslazione anteriore della tibia; esso, tuttavia, agisce anche come stabilizzatore secondario contro la rotazione interna della tibia e il valgismo del ginocchio [19].

Il legamento crociato posteriore congiunge una superficie posta dietro l'eminanza intercondiloidea con la faccia laterale del condilo mediale del femore [16]. Questo legamento è più corto e meno obliquo rispetto al legamento crociato anteriore ed è molto più resistente. Può essere suddiviso in due porzioni, una banda anterolaterale ed una posteromediale. In primo luogo, il legamento crociato posteriore deve opporsi alla traslazione posteriore della tibia, qualunque sia il grado di flessione del ginocchio. In secondo luogo, il legamento crociato posteriore si oppone alla rotazione esterna della tibia e ad un eccessivo valgismo/varismo del ginocchio. Inoltre, il legamento crociato posteriore ha anche un'influenza sui movimenti articolari nel piano frontale: la sua orientazione risulta importante per bilanciare l'asimmetria articolare esistente tra i condili femorali e permette di ottenere un'adeguata tensione durante il rotolamento del condilo femorale laterale posteriormente, all'inizio della flessione del ginocchio [19].

1.1.3 Muscolo quadricipite femorale

I muscoli della coscia si dividono in anteriori, mediali e posteriori; il muscolo quadricipite femorale rientra nel gruppo di quelli posti anteriormente.

È il muscolo più voluminoso del corpo umano ed è formato da quattro capi, il retto del femore, il vasto mediale, il vasto laterale e il vasto intermedio. A livello del ginocchio, questi quattro capi si riuniscono in un unico tendine.

Il quadricipite femorale è l'estensore principale dell'articolazione del ginocchio; ognuno dei quattro muscoli sopra citati sembra avere un proprio ruolo nell'estensione del ginocchio, infatti essi intervengono in fasi diverse. Quando il quadricipite femorale è rilasciato la patella è mobile, ma a muscolo contratto essa risale leggermente e viene fissata.

Il quadricipite esercita la sua funzione in particolare durante i movimenti legati all'andatura, mentre risulta avere un ruolo limitato nella posizione eretta poiché, in tale posizione, le ginocchia risultano saldamente bloccate. Nell'appoggio monopodalico, invece, tutti i muscoli intorno al ginocchio concorrono alla stabilità del giunto articolare [5, 20].

1.1.4 Muscoli ischiocrurali

I muscoli ischiocrurali (*hamstring*) sono un gruppo di muscoli situati nella parte posteriore della coscia, i quali condividono l'origine, l'innervazione e la funzione. Questo gruppo comprende il muscolo bicipite femorale, il semitendinoso e il semimembranoso. La funzione comune di tali muscoli è quella di far avvenire la flessione della gamba sulla coscia e di estendere la coscia sull'anca.

Il muscolo bicipite femorale ha due capi di origine; contraendosi, flette la gamba ed estende la coscia.

Il muscolo semitendinoso deve il suo nome all'aspetto carnoso che possiede nella parte superiore e al fatto che nella parte inferiore forma un tendine. È responsabile sia della flessione sia della rotazione interna della gamba (a ginocchio flesso), oltre che dell'estensione della coscia.

Il muscolo semimembranoso viene così denominato poiché nella parte superiore è costituito da una lamina tendinea. Possiede le stesse funzioni del muscolo semitendinoso. [20]

1.1.5 Tendine rotuleo

Il tendine rotuleo ha il compito di collegare la rotula con la parte superiore della tibia. Esso è la continuazione del tendine del quadricipite e partecipa ai movimenti di flessione e estensione del ginocchio. Il tendine rotuleo ha una forma piatta, è lungo circa 8 cm e largo circa 4 cm ed è caratterizzato da una struttura talmente robusta da permettere di utilizzare

la sua porzione centrale negli interventi di ricostruzione del legamento crociato anteriore [22].

1.2 Movimenti e biomeccanica del ginocchio

Quella del ginocchio è un'articolazione complessa, caratterizzata da un'ampia mobilità. È possibile, infatti, individuare sei gradi di libertà compensati da strutture anatomiche, come legamenti e menischi, che ne assicurano la stabilità.

Può essere utile considerare questa articolazione come l'unione di tre compartimenti: il compartimento femoro-rotuleo in cui scorre la rotula, il compartimento femoro-tibiale mediale e quello femoro-tibiale laterale, i quali individuano dei piani di scorrimento del femore sulla tibia [21].

La posizione di massima estensione vede la tibia in asse con il femore: in questa configurazione si ha il blocco dei due capi articolari e, quindi, una grande congruenza della gamba con la coscia. La condizione appena illustrata è particolarmente importante per la stabilità della stazione eretta.

L'articolazione del ginocchio permette principalmente movimenti di flessione ed estensione della gamba sulla coscia lungo un piano sagittale [1]; sono, inoltre, consentiti i movimenti di rotazione interna-esterna e di scorrimento antero-posteriore.

1.2.1 Movimento di flessione ed estensione

La flessione indica quel movimento della gamba durante il quale la superficie posteriore del polpaccio si sposta verso la superficie posteriore della coscia, mentre l'estensione identifica il movimento opposto.

Il grado di flessione raggiunto dipende non solo dalla posizione dell'anca, ma anche dal fatto che il movimento sia attivo o passivo; la massima flessione, infatti, viene realizzata in condizioni di passività e può raggiungere i 160°. Per quanto riguarda l'anca, si ha un grado di flessione attiva di 140° in caso di anca già flessa, ma solo di 120° se l'anca è estesa; se la flessione dell'anca è maggiore di 90° risulta progressivamente più difficile mantenere il ginocchio in posizione completamente estesa [5].

Il movimento di flesso-estensione vede il contributo del rotolamento associato a quello di scivolamento: in caso di puro rotolamento, il piatto tibiale non sarebbe abbastanza ampio da garantire il range di spostamento dei condili, causando una lussazione posteriore del femore [24]. Il rapporto tra l'azione di rotolamento e quella di strisciamento si modifica

durante la flessione e l'estensione. In posizione di completa estensione i condili femorali iniziano a rotolare, senza scivolare; all'aumentare del grado di flessione, il movimento di scivolamento diviene preponderante fino a diventare l'unico presente al termine della flessione [5, 24]. Per quanto riguarda il puro rotolamento, i due condili femorali presentano caratteristiche diverse: mentre per il condilo mediale il puro rotolamento avviene solo durante i primi 10-15° di flessione, il condilo laterale continua a rotolare fino a 20° di flessione. Quando l'angolo di flessione supera i 20°, il ginocchio diventa più libero in quanto il raggio dei condili femorali diminuisce.

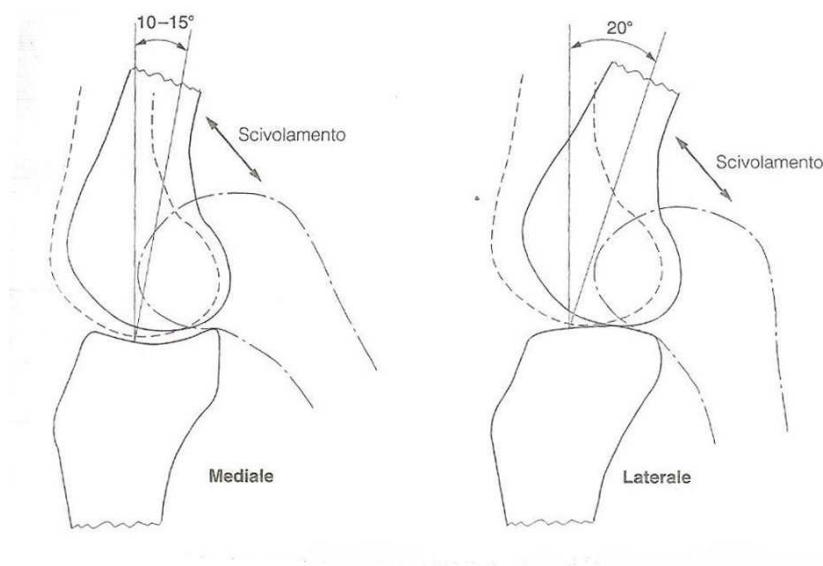


Figura 1.3: raffigurazione del rotolamento e dello scivolamento del femore sui condili tibiali durante la flessione e l'estensione. (-----) completa estensione, (— - - - —) completa flessione, (——) limite della sola azione di rotolamento. [5]

Il movimento di flesso-estensione determina un cambiamento nella posizione relativa tra femore e tibia; ciò fa sì che l'area di contatto si sposti anteriormente e che aumenti durante l'estensione per favorire la stabilità dell'articolazione.

1.2.2 Movimento di rotazione assiale

Il movimento di rotazione può essere descritto sia rispetto al femore sia rispetto alla tibia, in base al segmento dell'arto che rimane fisso.

La rotazione attorno all'asse longitudinale della gamba può essere effettuata solo quando il ginocchio è flesso, mentre viene impedita quando l'articolazione è in completa estensione [16]. Se il ginocchio è flesso di 90° la rotazione attiva mediale è di 30° , quella laterale di 40° ; tali ampiezze diventano rispettivamente 35 e 50° in caso di movimento passivo.

Con la tibia fissa, il femore ruota medialmente nelle ultime fasi dell'estensione, mentre ruota lateralmente all'inizio della flessione. Quando il ginocchio è completamente esteso, la posizione ruotata permette il massimo contatto tra le superfici articolari e una configurazione tesa dei legamenti, quindi il massimo della stabilità. [5]

1.2.3 Forze articolari

Le forze che agiscono sul giunto articolare si suddividono in femoro-tibiali e femoro-patellari in base al compartimento considerato.

Durante il cammino, la forza femoro-tibiale varia da due fino a cinque volte il peso corporeo, mentre quella femoro-patellare risulta inferiore (metà del peso corporeo). Il carico dipende da diversi fattori, tra i quali l'allineamento tra femore e tibia e la velocità del cammino.

La salita e la discesa di scale hanno uno scarso impatto sul compartimento femoro-tibiale, mentre le forze femoro-patellari ne risentono particolarmente, raggiungendo circa due volte il peso corporeo durante la salita e circa tre volte il peso corporeo durante la discesa.

Tra le forze femoro-patellari più significative ci sono quelle registrate quando il soggetto si alza dalla sedia senza l'aiuto della braccia (tre volte e mezzo il peso corporeo).

Le attività motorie come la corsa o il salto determinano le massime forze articolari per entrambi i compartimenti, pari a ventiquattro e venti volte il peso corporeo, rispettivamente per le femoro-tibiali e le femoro-patellari.

Come conseguenza dell'angolazione tra femore e tibia, la porzione laterale del compartimento femoro-tibiale non è sottoposta alla stessa sollecitazione della porzione mediale. In condizioni fisiologiche, il centro di forza durante il cammino è situato medialmente rispetto alla linea mediana dell'articolazione, ma, a causa della forma dei

condili femorali e tibiali, gli stress da contatto risultano maggiori nella parte laterale. In caso di patologie a carico del giunto articolare, l'entità delle forze cambia. Con 2.5° di varismo le forze mediali aumentano del 70%, mentre con 5° di varismo aumentano del 95%. In caso di valgismo è la forza di contatto sulla parte laterale a diventare più significativa: se il valgismo è di 2.5° la forza aumenta del 50%, mentre se il valgismo è di 5° la forza aumenta del 75%. [5]

1.3 Patologie che portano alla protesizzazione

In un'articolazione, le estremità delle ossa a contatto sono rivestite da un tessuto cartilagineo; questo tessuto ha il compito di ridurre l'attrito tra i corpi a contatto durante i movimenti. La cartilagine danneggiata o infiammata diviene rigida, provocando dolore al soggetto: lo scopo di una sostituzione totale dell'articolazione è quello di eliminare tale dolore. Un soggetto che sente dolore, infatti, durante i movimenti articolari tenderà a limitare o addirittura ad evitare l'utilizzo dell'articolazione, provocando un indebolimento dei muscoli attorno all'articolazione, al quale seguirà un aumento della difficoltà di movimento.

La sostituzione articolare protesica viene scelta in seguito al fallimento di altri trattamenti chirurgici o quando questi non sono realizzabili: tale scelta deriva dal fatto che l'intervento di protesizzazione porta all'inserimento di un corpo estraneo nell'organismo e a questo sono connessi problemi relativi alla biocompatibilità e alla possibile usura (soprattutto per soggetti giovani o comunque molto attivi fisicamente) [25].

Analizziamo ora più dettagliatamente quali possano essere le patologie a carico del ginocchio:

- malattie degenerative: artrosi primaria, artrosi secondaria, osteonecrosi;
- malattie infiammatorie: artrite reumatoide;
- malattie infettive: artrite settica.

Artrosi primaria: è un'infiammazione della cartilagine articolare e può dipendere da diversi fattori (invecchiamento, sesso, obesità, ereditarietà). L'osteoartrosi del ginocchio è caratterizzata dalla perdita di cartilagine articolare e dalla riduzione dello spazio articolare, determinando un'alterazione nella distribuzione dei carichi. [26]

Artrosi secondaria: è un'artrosi che avviene in seguito a processi che hanno modificato i rapporti anatomici funzionali. Un processo di questo tipo può essere un trauma oppure un difetto di asse (ginocchio valgo/varo). Le deformazioni ossee a carico del ginocchio causano un'anomala ripartizione dei carichi [21].

Osteonecrosi: deriva da un'insufficiente perfusione ematica del tessuto osseo tale da causarne la morte. L'osteonecrosi femorale può portare alla degenerazione dell'intera articolazione. Questa patologia può dipendere da traumi che hanno provocato

l'interruzione della perfusione sanguigna oppure da altri fattori (tuttora non ben identificati), tra i quali ricordiamo l'assunzione cronica di cortisone [27].

Artrite reumatoide: è una malattia sistemica cronica. Il quadro tipico dell'artrite reumatoide è rappresentato dall'infiammazione sinoviale che provoca la distruzione della cartilagine, l'erosione delle ossa e in un secondo momento la deformità articolare [26].

Artrite settica: è dovuta alla presenza di un microrganismo (ad esempio stafilococco o streptococco) a livello dell'articolazione. Il microrganismo può penetrare insieme ad un corpo estraneo oppure essere trasportato dal sangue. Il propagarsi dell'infezione causa dolore intenso il quale limita i movimenti articolari [26].

Come già affermato in precedenza, la scelta di protesizzare l'articolazione non è l'unica percorribile. In caso di deviazione assiale in varismo o valgismo associata ad artrosi monocompartimentale e in assenza di infiammazione si può optare per un intervento di osteotomia tibiale, con l'obiettivo di ottenere un riallineamento del femore con la tibia: così facendo si raggiunge una distribuzione degli sforzi soddisfacente sul compartimento femoro-tibiale mediale o su quello laterale.

La protesizzazione totale è indicata non solo in caso di fallimento di un'osteotomia tibiale, ma anche quando a fallire è una protesi monocompartimentale precedentemente impiantata. [28, 29]

1.4 Evoluzione del dispositivo protesico

L'artroprotesi totale di ginocchio consiste di una componente di rivestimento dell'epifisi femorale e di una componente di rivestimento dell'epifisi tibiale, mentre l'articolazione femoro-rotula è entrata a far parte del dispositivo complessivo soltanto successivamente [28].

Nel XIX secolo cominciò a manifestarsi il concetto di recuperare la funzione del ginocchio intervenendo sulle superfici articolari.

Nel 1860, il Dott. Verneuil ebbe l'idea di interporre tessuti molli per ricostruire le superfici articolari, ma non ottenne risultati soddisfacenti.

Nello stesso anno, il Dott. Ferguson effettuò una resezione delle superfici articolari femorale e tibiale, realizzando una mobilità tra i segmenti e la formazione di nuove superfici subcondrali: questa soluzione, tuttavia, procurava una lassità tendinea tale da causare la mancanza di stabilità dell'articolazione.

In seguito emersero soluzioni che prevedevano il rivestimento della superficie condilare femorale. I primi tentativi furono di Smith-Petersen nel 1940 con una coppa in Vitallium (nome commerciale di un gruppo di leghe formate da cromo, cobalto, nichel e molibdeno [30]), mentre nel 1955 Platt produsse la sua *Condylar Cup* in acciaio inox: in entrambi i casi le coppe venivano adattate alla superficie condilare, ma non erano bloccate ad essa.

Nel 1958 Macintosh (Massachusetts General Hospital, Boston) iniziò interventi di emiartroplastica per trattare deformità in varo o in valgo del ginocchio. Inserì delle protesi piane in materiale acrilico con l'obiettivo di correggere le deformità, ripristinare la stabilità e ridurre il dolore.

In seguito, McKeever sviluppò un'evoluzione dei piatti di Macintosh, realizzati questa volta in materiale metallico, i quali ebbero un grande successo, in particolare nei soggetti affetti da artrite reumatoide [24].

Analizzando l'evoluzione della biomeccanica delle protesi di ginocchio è possibile notare come gli studi si siano sviluppati in due direzioni differenti: una più a carattere funzionale e l'altra improntata sull'anatomia.

Approccio funzionale

Questo approccio ha visto come obiettivo l'eliminazione dei legamenti crociati e quindi l'assunzione della funzione articolare da parte del disegno protesico.

Freeman, un chirurgo ortopedico, e Swanson, un ingegnere, tra il 1966 e il 1968 cominciarono ad impiantare protesi cementate. Decisero di asportare i legamenti crociati con il duplice fine di facilitare la correzione della deformità articolare e di riuscire a coprire interamente le superfici femorale e tibiale; quest'ultimo obiettivo permetteva, a sua volta, di aumentare la superficie di contatto articolare, riducendo gli sforzi. L'aumento della superficie di contatto, tuttavia, non era dovuto esclusivamente ad una copertura più estesa delle epifisi, ma era anche strettamente connesso alla biomeccanica articolare: eliminando i legamenti crociati, veniva favorita una rotazione tibio-femorale pura (senza traslazione posteriore femorale) e di conseguenza un'estensione dell'area di contatto. Mentre la componente tibiale doveva essere posta su una superficie piatta di osso spongioso, la componente femorale risultava stabile grazie a uno stelo femorale e ad un piccolo fittone tibiale: entrambe erano realizzate in lega di cromo-cobalto. L'eliminazione dei legamenti crociati comportava la necessità di assicurare la stabilità attraverso altre strutture anatomiche. A tal proposito, Freeman sfruttò le scoperte di Macintosh riguardanti i blocchi spaziatori per garantire il bilanciamento dei legamenti collaterali in flessione e in estensione; Freeman, nei primi anni, rimosse sempre la patella poiché l'articolazione femoro-rotulea non veniva reputata una problematica clinica rilevante.

Il primo disegno protesico realizzato sulla base dell'approccio funzionale fu la *Total Condylar Prosthesis*, sviluppata nel 1973 all'*Hospital for Special Surgery* di New York da Insall, Walker e Ranawat con l'obiettivo di ottenere una maggior congruità articolare (dovuta all'eliminazione dei due legamenti crociati) e un disegno che fosse il più fedele possibile all'anatomia dei condili [28, 31]. Questa protesi era formata da due superfici condilari simmetriche e da una superficie articolare in polietilene, perfettamente congruente in estensione e parzialmente in flessione. Erano, tuttavia, presenti due problematiche: la prima riguardava la componente femorale, la quale rischiava di spostarsi in avanti durante la flessione generando una lussazione anteriore; la seconda il grado limitato di flessione articolare (90°). Queste due alterazioni erano una diretta conseguenza dell'assenza dei legamenti crociati.

Sempre all'*Hospital for Special Surgery*, dopo il 1975, Insall e Burstein, Direttore del Laboratorio di Biomeccanica, svilupparono la *Insall-Burstein Total Condylar Knee* attuando uno spostamento posteriore del punto di contatto articolare. Questa protesi venne modificata nel 1978 sostituendo il legamento crociato posteriore con un blocco meccanico, al fine di ridurre la traslazione femorale usando il meccanismo di una camma, articolato con una sporgenza presente sulla componente tibiale; la protesi permetteva, inoltre, di mantenere un punto di contatto tibio-femorale costante e di raggiungere una flessione articolare di 115°. La componente tibiale veniva realizzata interamente in polietilene, ma nel 1980 si fece largo l'idea di una protesi modulare (inserto in polietilene, piatto in lega metallica), utile negli interventi di revisione [28, 31].

Approccio anatomico

Questo approccio ha avuto come obiettivo quello di sviluppare un disegno protesico che preservasse i legamenti crociati, permettendo una cinematica femoro-tibiale il più vicina possibile a quella naturale [31].

Nel 1970 Yamamoto (*Okayama University Medical School*, Giappone) fu il primo ad impiantare una protesi anatomica con la conservazione dei legamenti crociati: la componente femorale era realizzata in lega cromo-cobalto-molibdeno mentre quella tibiale in polietilene e proprio il disegno di quest'ultima, a ferro di cavallo, risultava fondamentale nel mantenimento dei due legamenti. La protesi non prevedeva l'utilizzo del cemento per ossa per la fissazione [28].

Lo stesso approccio fu utilizzato da altri autori quali Waugh, *University of California*, Townley e Sheedom che rispettivamente negli Stati Uniti e in Inghilterra realizzarono la protesi anatomica cementata. Tutte queste protesi erano caratterizzate da una componente tibiale a forma di ferro di cavallo, la quale permetteva di lasciare uno spazio posteriormente e centralmente per entrambi i legamenti crociati.

Fu sempre Townley ad introdurre, nel 1973, la prima protesi di rotula in polietilene. Egli basò i suoi studi sui seguenti criteri:

- le protesi dovevano essere il più sottili possibile;
- la protesi femorale doveva rivestire il femore;
- bisognava garantire una normale roto-traslazione del femore durante la flessione;
- bisognava preservare entrambi i legamenti crociati;

- la protesi femorale doveva essere asimmetrica come i condili.

Questi stessi criteri furono condivisi da Sheedhom, il quale sviluppò la *Leeds Knee*.

Un momento di svolta nell'evoluzione di questi dispositivi fu l'introduzione di menischi mobili, realizzata da Buechel (chirurgo ortopedico statunitense, ricercatore, [32]) e Pappas (Dottore esperto nel disegno avanzato, ha lavorato al *New Jersey Institute of Technology* per più di 25 anni [32]) alla fine degli anni '70: essi vollero minimizzare le forze di contatto tra femore e tibia e scelsero dei menischi mobili indipendenti tra loro, che scivolavano su binari curvi per favorire la rotazione assiale del femore. Venne quindi superato il concetto di una congruità articolare completa, sebbene questa fosse presente per gradi di flessione inferiori a 30°.

1.5 Materiali

La protesi di ginocchio è più recente rispetto a quella dell'anca e da quest'ultima ha ereditato i materiali precedentemente testati con risultati soddisfacenti

La prima protesi totale di ginocchio risale al 1968, anno in cui l'ortopedico Gunston realizzò un dispositivo cementato basato su due componenti femorali semicircolari metallici e su due piste tibiali in polietilene ad alta densità. Egli fu quindi il primo ad utilizzare contemporaneamente metallo, polietilene e cemento per ossa [24, 28].

Di seguito vengono illustrati i materiali utilizzati per le tre diverse componenti protesiche: la componente femorale, l'inserto tibiale e il piatto tibiale (Figura 1.4).



Figura 1.4: dall'alto, componente femorale, inserto tibiale, piatto tibiale [33].

1.5.1 Componente femorale

La componente femorale viene generalmente realizzata in stellite, una lega metallica composta da cobalto (66%), cromo (28%) e molibdeno (6%): questa lega viene scelta non solo per le sue caratteristiche tribologiche, di biocompatibilità e di resistenza alla corrosione, ma anche per i metodi di lavorazione ad essa associati. Le componenti femorali, infatti, hanno una forma complessa e vengono preferibilmente prodotte per

microfusione a cera persa, una tecnica che permette di ottenere la componente stessa in una forma molto prossima a quella definitiva. Questa tecnica di lavorazione, se adottata per gli acciai inossidabili, dà origine a materiali microfusi con caratteristiche meccaniche peggiori (e quindi con un associato rischio di frattura a fatica maggiore) rispetto a quelle raggiunte dalla stellite con la medesima microfusione.

Nella Tabella 1.1 vengono riportate le caratteristiche meccaniche associate alla lega metallica.

Tabella 1.1: caratteristiche meccaniche della stellite [28].

Densità	8.21 g/cm ³
Carico di rottura a trazione	724 MPa
Limite di snervamento	571 MPa
Modulo di elasticità	248 GPa
Allungamento a rottura	9%

La stellite non è stata l'unica lega metallica utilizzata per realizzare la componente femorale, bensì è stata preceduta dalla lega di titanio. Inizialmente la scelta della lega di titanio è sembrata quella ottimale in quanto questo materiale risultava biocompatibile, ben tollerato dall'organismo, lavorabile; tuttavia, al titanio è associata anche l'ossidazione superficiale, fenomeno che può portare alla rottura del sottile stato superficiale di ossido, con conseguente peggioramento dell'usura a carico del polietilene. Le soluzioni messe in atto per prevenire la formazione dello strato di ossido (rivestimenti, bombardamenti della superficie con ioni) non si sono mostrate efficaci e di conseguenza la predilezione per questo materiale è stata abbandonata [28].

1.5.2 Inserto

Attualmente l'unico materiale utilizzato per realizzare gli inserti tibiali è il polietilene (PE). Il PE è un materiale termoplastico derivante dalla polimerizzazione dell'etilene; il peso molecolare, la struttura e le proprietà chimico-fisiche del PE dipendono dalle condizioni alle quali la polimerizzazione avviene (pressione, temperatura, catalizzatore) [28].

Uno degli obiettivi perseguiti nell'evoluzione più recente delle protesi di ginocchio è stato la riduzione dell'usura del PE; la sinovite e l'osteolisi causate dall'usura del polimero sono tra le cause di fallimento più comuni del dispositivo.

Nell'artroplastica totale del ginocchio, l'usura del PE ha due cause identificabili. La delaminazione della superficie articolare scaturisce dall'accumulo di sforzi e l'alternanza di carichi di trazione e compressione, causando la possibile propagazione di cricche; in secondo luogo si ha usura abrasiva e adesiva sulla superficie articolare. Questi due meccanismi sembrano avere origine dalla degradazione ossidativa del PE [34].

Come detto in precedenza, le sperimentazioni sulle protesi d'anca sono state fondamentali per la scelta dei materiali nelle protesi di ginocchio: il PE cross-linkato ha avuto un grande successo nella riduzione dell'usura quando è stato applicato alla protesi d'anca, di conseguenza si è pensato di utilizzarlo anche nelle artroplastiche di ginocchio.

Il polietilene cross-linkato viene ottenuto mediante la reticolazione. La reticolazione è una tecnica che prevede l'irradiazione ad elevata energia (circa 100 kGy) del materiale e che rompe le catene polimeriche in fase amorfa. Il materiale irradiato viene sottoposto ad un lungo trattamento termico (in assenza di ossigeno) durante il quale le catene spezzate si ricombinano, ma senza formare ossidi. Questa tecnica viene sfruttata per ottenere un materiale più resistente all'abrasione, ma presenta l'inconveniente di produrre un'alterazione fisica della struttura delle catene che causa una riduzione della tenacità. Il PE ottenuto vede quindi ridotta la sua capacità di sopportare gli stress meccanici [28].

Non bisogna, tuttavia, dimenticare che la biomeccanica del ginocchio è molto differente da quella dell'anca e che quindi la scelta del polimero deve essere più accurata [34].

In una protesi d'anca l'accoppiamento sferico testa-acetabolo presenta un'elevata congruenza articolare, di conseguenza ridotte pressioni di contatto e basse tensioni meccaniche nel PE. L'articolazione del ginocchio è caratterizzata da una cinematica differente e da una congruenza minore, la quale determina delle pressioni di contatto e degli sforzi maggiori sul PE: risulta quindi più elevato il rischio che l'inserito tibiale si rompa a fatica [28].

Si manifesta, quindi, la necessità di trovare un giusto compromesso tra il miglioramento tribologico e le caratteristiche meccaniche del polimero [28].

1.5.3 Piatto tibiale

Per realizzare il piatto tibiale si può scegliere di utilizzare un materiale metallico, lega di titanio (Ti6Al4V) o stellite, oppure un polimero, il polietilene.

Se la stellite viene rivestita con un materiale che favorisce l'osteointegrazione, essa può essere utilizzata anche senza il cemento per ossa.

Mentre le due leghe metalliche si equivalgono, è opportuno analizzare se e in quali termini l'utilizzo del polietilene differisca da quello di una lega metallica [28].

La struttura del piatto tibiale nell'artroplastica totale del ginocchio risulta importante per evitare il fallimento dell'impianto. L'opzione di materiali metallici è divenuta predominante rispetto a quella del PE per le seguenti ragioni: riduzione di deformazioni di flessione sullo stelo, riduzione di sforzi di compressione sul cemento e sull'osso spongioso al di sotto della piastra, distribuzione dei carichi all'interfaccia più uniforme. Ciò nonostante, tale scelta presenta degli inconvenienti: costo elevato dell'impianto, riduzione dello spessore dell'inserito in PE con la stessa quantità di resezione ossea, usura, aumento degli sforzi di trazione a livello dell'interfaccia durante carichi decentrati [35].

Attualmente, la scelta di utilizzare un piatto tibiale in PE o in metallo in un'artroplastica totale del ginocchio rimane discutibile. A tal proposito Cheng et al. [35] hanno realizzato una meta-analisi e una revisione di studi randomizzati (o quasi randomizzati) riguardanti le prestazioni di componenti tibiali in artroplastiche totali primarie. Essi sono giunti alla conclusione che non esistano sostanziali differenze tra i due tipi di componenti tibiale in termini di qualità della vita del paziente, range di movimento, allineamento dell'impianto, complicazioni post-operatorie. Sebbene la frequenza delle linee radiotrasparenti per la componente in metallo sia statisticamente molto più alta rispetto a quella associata alla componente polimerica, non si è certi che a ciò sia connessa una diminuzione del rischio dei fallimenti dell'impianto.

Alla luce di queste osservazioni, Cheng et al. affermano che un piatto tibiale in lega metallica potrebbe non essere qualitativamente superiore ad uno in materiale polimerico.

1.6 Classificazione dei dispositivi protesici

E' possibile classificare i dispositivi protesici in base ai seguenti criteri [21]:

- compartimenti sostituiti;
- vincolo meccanico presente;
- componente meniscale scelto;
- tipo di fissazione utilizzata.

1.6.1 Classificazione in base ai compartimenti sostituiti

L'articolazione del ginocchio può essere suddivisa in tre compartimenti: il compartimento femoro-rotuleo, il compartimento femoro-tibiale mediale e il compartimento femoro-tibiale laterale.

Secondo il compartimento sostituito avremo le protesi di ginocchio monocompartimentali, le bicompartimentali e le tricompartimentali (con o senza patella artificiale).

Protesi monocompartimentale

E' costituita da un condilo femorale in lega metallica, un cuscinetto in polietilene e un piatto tibiale metallico.

E' la soluzione migliore per quelle articolazioni che presentano un danno limitato ad un solo compartimento (più frequentemente quello femoro-tibiale mediale), sia esso dovuto ad un'artrosi grave o a necrosi ossea. Viene preferita per pazienti anziani, o in generale poco attivi.

Questa protesi permette di mantenere intatta gran parte dell'articolazione naturale, riducendo l'invasività della procedura chirurgica, ma richiedendo allo stesso tempo una struttura legamentosa ben funzionante; essa può essere considerata a metà tra l'intervento di osteotomia e la protesi totale.

In letteratura si trovano pareri discordanti su questo tipo di intervento in quanto alcuni autori considerano la monocompartimentale come una protesi definitiva, mentre altri la vedono come un ponte verso l'impianto di una protesi totale.



Figura 1.5: un esempio di protesi monocompartimentale (sostituzione del compartimento femoro-tibiale) [36].

Protesi bicompartimentale

Questa protesi viene scelta quando, oltre al compartimento femoro-tibiale mediale, si danneggia anche quello femoro-rotuleo, cioè il solco all'interno del quale scorre la rotula. Per quanto riguarda la parte femorale, viene ricoperto uno dei due condili e ricreato lo spazio per lo scorrimento della rotula naturale, mentre viene lasciata intatta la porzione laterale, al fine di salvaguardare un compartimento sano.



Figura 1.6: un esempio di protesi bicompartimentale [37].

Protesi tricompartmentale (senza patella artificiale)

E' una protesi in cui vengono sostituiti tutti i compartimenti. Essa prevede una componente femorale in lega metallica che replica i condili, una componente tibiale in metallo con una superficie piatta e un inserto in polietilene.

Viene mantenuta la rotula naturale, la quale si interfaccia con il solco intercondiloideo artificiale della protesi.

Protesi tricompartmentale (con patella artificiale)

Le caratteristiche di questa protesi coincidono con quelle descritte precedentemente, fatta eccezione per la rotula. In questo caso essa viene rivestita da un bottone in polietilene o da una sorta di metal back che viene cementato. La protesizzazione della patella è a discrezione del chirurgo, a meno che questa non sia danneggiata [21, 28].



Figura 1.7: illustrazione di una protesi tricompartmentale con patella artificiale [38].

1.6.2 Classificazione in base al vincolo meccanico presente

Il disegno del dispositivo protesico può essere concepito in modo diverso in base alle condizioni del paziente: se la muscolatura, infatti, è poco efficiente e se le strutture legamentose sono deboli, si possono realizzare protesi più vincolate, in modo da garantire la necessaria stabilità. In base a tale considerazione possiamo distinguere le protesi di ricoprimento (non vincolate), le protesi posteriormente stabilizzate (semi-vincolate) e le protesi a cerniera (vincolate).

Protesi di ricoprimento (non vincolata)

Le protesi di ricoprimento ricostruiscono le superfici a contatto della tibia e del femore. Appartengono a questa categoria le protesi che presentano una componente tibiale con superficie quasi piatta, senza la sporgenza di altre strutture (fittoni).

La stabilità di questo dispositivo è attiva, cioè garantita solo dai tessuti muscolari e legamentosi del paziente, i quali devono essere perfettamente integri. Durante l'intervento chirurgico il legamento crociato anteriore viene sempre eliminato, mentre il posteriore funge da stabilizzatore della protesi [24].

Protesi posteriormente stabilizzata (semi-vincolata)

Essa presenta un cuneo sporgente sul piatto tibiale: questo cuneo impedisce un'eccessiva traslazione della parte femorale su quella tibiale, vincolando meccanicamente il movimento antero-posteriore ed evitando la lussazione del femore. Non viene mantenuto il legamento crociato posteriore.

In alcuni casi può essere mantenuto uno spazio per il legamento crociato posteriore, se ancora funzionante.

Protesi a cerniera (vincolata)

Questa protesi assicura la stabilità dell'articolazione mediante un sistema di lunghi fittoni inseriti nei canali midollari del femore e della tibia [24]. Si utilizza solo in caso di estrema fragilità ossea, per esempio in seguito ad un tumore. Per quanto concerne la cinematica, il dispositivo permette solo movimenti di flessione-estensione nel piano sagittale, garantiti dalla presenza di una cerniera [21].

Il contributo del legamento crociato posteriore gioca un ruolo fondamentale nel garantire il naturale range di movimento dopo un'artroprotesi totale di ginocchio. In base al tipo di dispositivo e alla tecnica operatoria, alcuni chirurghi scelgono di eliminare questo legamento, mentre altri lo reputano necessario per un'ulteriore stabilità del nuovo giunto articolare. Questo dibattito si è sviluppato negli scorsi decenni e tuttora non esistono delle evidenze che facciano propendere per una soluzione piuttosto che per l'altra.

Il fatto che l'assenza del legamento causi un'instabilità è stato documentato in studi effettuati prima del lavoro di Christen et al. [39], così come è stata analizzata la cinematica articolare.

Dejour et al. [40] hanno messo a confronto 118 artroprotesi totali senza legamento crociato posteriore (*posterior stabilized*, PS) con 138 artroprotesi totali con legamento crociato posteriore (*cruciate ligament retaining*, CR), evidenziando una lassità maggiore nel secondo gruppo.

Per quanto riguarda la cinematica, è stato documentato un grado di flessione sotto carico diverso per le due tipologie di protesi: 113° per le PS e 103° per le CR [41].

L'obiettivo del lavoro di Christen et al. è stato, invece, quello di analizzare la correlazione tra il gap di flessione e la traslazione anteriore della tibia durante la flessione (in seguito a un'artroplastica totale poco invasiva) in due situazioni, cioè con e senza il legamento crociato posteriore. Il *setup* sperimentale permetteva di ottenere qualsiasi grado di flessione del ginocchio compreso tra 20 e 130°. Gli autori sono partiti ipotizzando una traslazione della tibia maggiore in presenza del legamento crociato posteriore.

Le evidenze sperimentali, tuttavia, non hanno confermato l'ipotesi iniziale, mostrando un comportamento molto simile per le due situazioni analizzate. La motivazione potrebbe essere correlata alla presenza di altre strutture anatomiche, come i legamenti collaterali, che limitano la traslazione anteriore della tibia. Sarebbe sbagliato, infatti, considerare il legamento crociato posteriore come l'unica struttura anatomica in grado di avere influenza sulla traslazione della tibia, in quanto deve essere valutata anche la capsula posteriore, la cui integrità è mantenuta soprattutto durante interventi poco invasivi come quello considerato [39].

Lo studio realizzato da S. M. Lee et al. [42] ha avuto come oggetto il confronto dei risultati clinici associati a tre gruppi di protesi di ginocchio: il primo gruppo era caratterizzato dall'assenza del legamento crociato posteriore (*posterior stabilized*, PS), il secondo dalla presenza del legamento crociato posteriore (*cruciate ligament retaining*, CR) ed il terzo dall'assenza del legamento crociato ma da un disegno dell'inserito in polietilene tale da permettere un alto grado di flessione (*flexion posterior stabilized*, F-PS). Va inoltre specificato che il tipo di componente femorale è stato il medesimo per i tre gruppi sopra elencati.

Questa analisi è risultata molto utile se si pensa che tuttora i pareri sulla manipolazione del legamento crociato posteriore e sulle modifiche dell'inserito tibiale risultano controversi per quanto riguarda i risultati clinici e il range di movimento. I chirurghi con una preferenza

per le protesi CR ritengono che il legamento crociato posteriore abbia un effetto benefico sull'efficienza del quadricipite, sulla stabilità del giunto articolare e sul rotolamento del femore sulla tibia. Altri chirurghi sono, invece, perplessi sulla funzione del legamento crociato posteriore nel ginocchio sottoposto ad un'artroprotesi totale e di conseguenza optano per le protesi PS.

All'inizio dello studio, S. M. Lee et al. hanno ipotizzato che non ci fossero sostanziali differenze in termini di risultati clinici tra i tre gruppi di protesi considerati.

A due anni dall'impianto (Tabella 1.2), gli angoli medi di massima flessione per CR, PS e F-PS erano rispettivamente 114°, 119° e 122°. La massima flessione era significativamente inferiore nel gruppo CR rispetto al gruppo F-PS, tuttavia, queste differenze sono andate a ridursi con il tempo tanto da non essere rilevanti nel periodo finale del *follow-up*.

In seguito a correzioni in base all'età, al sesso, all'indice di massa corporea, all'angolo di flessione massimo preoperatorio e all'angolo femoro-tibiale preoperatorio, l'angolo medio di massima flessione del gruppo CR è risultato ancora significativamente più basso di quello del gruppo F-PS al secondo anno di *follow-up*, mentre nessuna differenza indicativa è stata osservata nell'ultimo *follow-up*.

Tabella 1.2: confronto del range di movimento postoperatorio dei tre gruppi [42]

		CR group (n=45)	PS group (n=40)	F-PS group (n=94)
2 years follow-up	Flexion contracture ^{a)}	2±3.9	1±2.9	2±3.0
	Active maximal flexion ^{a)}	114 ±14.2	119±10.1	122±15.8
	Active maximal flexion ^{b)} (adjusted)	113±1.8	119±1.9	123±1.2
	Total range of motion ^{a)}	113±16.8	118±11.5	120±17.0
Last follow-up	Flexion contracture ^{a)}	1±4.1	1±1.5	2±4.6
	Active maximal flexion ^{a)}	117±13.1	121±11.4	120±16.1
	Active maximal flexion ^{b)} (adjusted)	116±2.0	121±2.0	120±1.4
	Total range of motion ^{a)}	115±15.8	121±11.9	118±17.7

CR: *cruciate retaining*, PS: *posterior stabilized*, F-PS: *flexion posterior stabilized*.

^{a)} Gradi, i valori sono riportati come la media e la deviazione standard, ^{b)} gradi, i valori medi (± errore standard) adattati in base all'età, al sesso, all'indice di massa corporea, all'angolo di flessione massimo preoperatorio e all'angolo femoro-tibiale preoperatorio.

La modifica dell'entità della flessione massima nel gruppo CR potrebbe essere dovuta ad una degenerazione o a un danneggiamento del legamento crociato posteriore.

Alla luce delle analisi svolte, gli autori sono giunti alla conclusione che i tre gruppi di protesi siano caratterizzati dai medesimi risultati in termini di range di movimento e di stime di sopravvivenza (Figura 1.8).

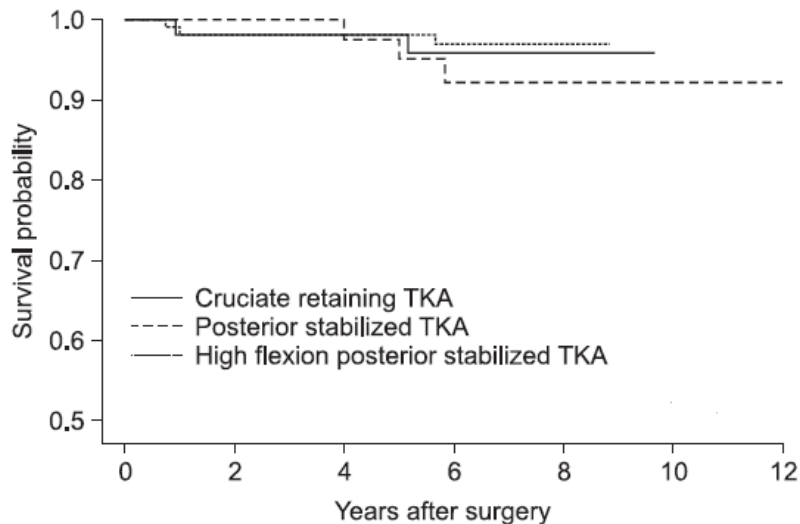


Figura 1.8: stime di sopravvivenza. La chirurgia di revisione (dovuta a qualsiasi ragione) viene considerata come punto finale della curva. Le curve di sopravvivenza risultano simili per i tre gruppi di protesi. TKA, artroprotesi totale di ginocchio [42].

1.6.3 Classificazione in base al componente meniscale scelto

Il componente meniscale viene realizzato in polietilene (PE) e posto sul piatto tibiale. In base al movimento che il componente meniscale può compiere rispetto al piatto tibiale (vincolato al tessuto osseo) si hanno protesi con inserto in PE fisso o mobile.

Protesi con inserto in PE fisso

Per questo tipo di dispositivo esiste un vincolo tra piatto tibiale ed inserto in PE che impedisce movimenti relativi tra i due. Il piatto e l'inserto vengono accoppiati in sede chirurgica; il chirurgo deve scegliere le dimensioni della protesi in modo tale che i muscoli e gli altri tessuti molli entrino in tensione nel modo corretto, stabilizzando la protesi stessa. Questa tensione dipende anche dall'altezza dell'inserto in PE; una volta scelta l'altezza più opportuna, il chirurgo forza l'inserto nel piatto tibiale [21].

Protesi con inserto in PE mobile

In questo tipo di dispositivo sono permessi movimenti rotatori tra inserto e piatto tibiale. Questa mobilità è stata realizzata con l'obiettivo di minimizzare l'usura del PE.

La mobilità antero-posteriore è applicata solo alle protesi monocompartimentali, nella quali l'inserto può scorrere sulla superficie del piatto tibiale [21].

1.6.4 Classificazione in base al tipo di fissazione utilizzata

La fissazione della protesi al tessuto osseo può prevedere o meno la presenza del cemento per ossa. Di seguito, oltre alla descrizione di queste tecniche, vengono analizzati anche i rispettivi vantaggi/svantaggi.

Protesi cementata

Il cemento per ossa è una resina acrilica termoindurente e biocompatibile, realizzata in polimetilmetacrilato (PMMA) e preparata direttamente in sala operatoria; il PMMA ha il compito di far aderire la superficie della protesi al tessuto osseo.

Tra i vantaggi associati a questo tipo di protesi ricordiamo il fatto che lo strato di cemento non solo uniforma le discontinuità dovute alle resezioni chirurgiche, ma funge anche da smorzatore, interposto tra un materiale molto rigido (la protesi) e uno molto meno rigido (l'osso).

I pezzi di cemento, tuttavia, possono staccarsi, andando a determinare un'usura da terzo corpo all'interno dell'articolazione. Inoltre la resina acrilica si degrada nel tempo, causando una progressiva perdita della connettività tra osso e protesi e quindi una possibile mobilizzazione.

Protesi non cementata

Questo tipo di protesi non prevede l'utilizzo del cemento per ossa. La stabilità primaria del dispositivo è affidata al *press-fit*, mentre quella a lungo termine dipende dal processo di osteointegrazione.

Rispetto ad una protesi cementata, risulta più complesso ottenere una buona stabilità a breve termine poiché questa dipende dal corretto dimensionamento dei fori in cui verranno inseriti i componenti protesici: si ha quindi un grado maggiore di difficoltà chirurgica.

L'assenza di cemento, d'altronde, implica una maggiore stabilità secondaria e un minor rischio di mobilizzazione: questo aspetto dipende dalla capacità della protesi, in termini di struttura e di materiali, di indurre una corretta crescita ossea, cioè di distribuire in modo corretto il carico tra protesi e osso [21].

1.7 Cause di fallimento dei dispositivi protesici

Le cause di fallimento delle protesi di ginocchio possono essere suddivise nei tre seguenti gruppi in base al momento in cui si verificano rispetto alla data dell'intervento di artroplastica:

- cause di fallimento a breve termine: mobilizzazione settica, allergia;
- cause di fallimento a medio termine: mobilizzazione asettica;
- cause di fallimento a lungo termine: cedimento a fatica.

È utile specificare che con il termine *fallimento* viene indicata una situazione, derivante da condizioni biologiche o meccaniche, nella quale risulta necessario il re intervento [21]

1.7.1 Cause di fallimento a breve termine

Rientrano in questo gruppo le complicanze che si verificano pochi giorni dopo l'intervento di artroplastica.

Mobilizzazione settica: con mobilizzazione si intende la rottura dei mezzi di unione tra l'osso e l'impianto protesico. L'infezione può presentarsi sulla ferita chirurgica o in profondità, attorno alla protesi; essa viene generalmente trattata con antibiotici. È raro che si verifichi un'infezione acuta, dato che esiste la possibilità di contaminazione attraverso la cute, è opportuno mettere in atto delle misure preventive (ambiente sterile, somministrazione preventiva di antibiotici, preparazione del sito chirurgico) [21, 25, 29].

Allergia: il fenomeno dell'allergia è in aumento a causa di una risposta generalizzata del sistema immunitario verso agenti inquinanti presenti nell'atmosfera. Circa il 10 % dei pazienti presenta un'allergia ai metalli, soprattutto al Nichel, mentre una percentuale inferiore risulta allergica al Cromo e al Cobalto. Per quanto riguarda le protesi di ginocchio, risulta complesso associare la mobilizzazione dell'impianto ad una reazione allergica in quanto la correlazione causa-effetto non può essere dimostrata con assoluta certezza.

Nell'ambiente articolare la presenza di particelle metalliche, dovute a fenomeni di usura, può determinare, nel paziente allergico, una reazione immune con conseguenze sia locali

sia generali. Queste conseguenze possono determinare il fallimento dell'intervento di artroplastica e, nei casi più gravi, una reazione anafilattica.

Per i pazienti allergici ai metalli, una soluzione efficace potrebbe essere quella di utilizzare una componente femorale in ceramica e una componente femorale in polietilene, in modo da poter escludere la presenza di particelle in grado di scatenare reazioni allergiche [43].

1.7.2 Cause di fallimento a medio termine

Questo tipo di complicanze si verificano mesi dopo l'intervento di artroplastica. La mobilizzazione asettica è di solito connessa ad errori tecnici ed è causata spesso da allineamenti non corretti.

Mobilizzazione asettica per stress shielding: un'anomala ripartizione dei carichi tra osso e protesi, ad esempio in caso di protesi troppo rigida, tende a provocare il fenomeno dello *stress shielding*; in questo caso è la protesi che sopporta i carichi mentre l'osso adiacente, che risulta scarico, tende ad atrofizzarsi causando una mobilizzazione dell'impianto protesico. È più raro che questo fenomeno si verifichi per una protesi di ginocchio che per una protesi d'anca in quanto la protesi di ginocchio è sottoposta prevalentemente a carichi di compressione.

Mobilizzazione asettica per cedimento del manto di cemento: è una complicanza che riguarda le protesi cementate. Il cemento invecchia con il passare del tempo e può rompersi, determinando la perdita di connessione tra osso e protesi.

Mobilizzazione asettica per lussazione: la lussazione è molto frequente perché le componenti protesiche sono poco congruenti. Se la muscolatura e i legamenti non sono guariti perfettamente in seguito all'intervento, il ginocchio o la rotula rischiano di lussarsi [21, 22].

1.7.3 Cause di fallimento a lungo termine

Appartengono a questa categoria quei fenomeni che si verificano anni dopo l'intervento di artroplastica.

Cedimento strutturale a fatica del piatto tibiale: è raro nella protesi totale mentre è possibile che si verifichi nella monocompartimentale. Esso dipende da un posizionamento non corretto in sede chirurgica.

Cedimento strutturale a fatica del componente femorale: può avvenire nelle protesi monocompartimentali. È un fenomeno che può manifestarsi in seguito ad un posizionamento errato della protesi.

Usura dell'inserto tibiale: è una delle principali causa di fallimento delle artroplastiche totali di ginocchio. Il danneggiamento dell'inserto dipende dal suo spessore, dalle proprietà del materiale e dalla presenza di particelle derivanti da usura da terzo corpo. Le particelle derivanti dall'usura del polietilene vengono prodotte da due meccanismi. L'accumulo di sforzi e l'alternanza di carichi di compressione e di trazione sulla superficie articolare provocano il distacco e la vaiolatura della superficie dell'inserto; sono presenti, inoltre, fenomeni di usura abrasiva e adesiva. Come riportato da Rodriguez et al. [34], l'usura del polietilene risulta fortemente influenzata dalla degradazione ossidativa, la quale si verifica durante i processi di sterilizzazione mediante raggi gamma. Tali processi di sterilizzazione vanno a scapito delle proprietà meccaniche del materiale, determinando una perdita di tenacità.

CAPITOLO 2

Stato dell'arte

2.1 Oxford knee-testing Rig

Quando le circostanze di studio non permettono misurazioni e controlli *in vivo*, si sceglie di utilizzare campioni *post-mortem* dell'articolazione durante gli esperimenti biomeccanici. Tali esperimenti devono essere definiti in maniera molto precisa non solo per comprendere i comportamenti meccanici del giunto articolare in esame, ma anche per facilitare il confronto tra studi riguardanti i medesimi aspetti.

Per quanto riguarda l'articolazione del ginocchio è opportuno conoscere le posizioni e i movimenti relativi tra il femore e la tibia, le forze applicate, le forze gravitazionali, i carichi esterni applicati e le forze muscolari.

Lo scopo di esperimenti di questo tipo è di fornire informazioni utili come input per modelli teorici del ginocchio, modelli che a loro volta permettono di calcolare le forze di contatto tibio-femorali, le tensioni dei legamenti, le forze dei muscoli ma anche le relazioni presenti tra tutte queste grandezze.

Qualora si volesse simulare il comportamento fisiologico dell'articolazione, al ginocchio dovrebbero essere concessi sei gradi di libertà, evitando di imporre vincoli tramite l'apparato utilizzato per sostenere il campione o attraverso i dispositivi adoperati per applicare forze. In ambito clinico, i sei gradi di libertà sono identificati con tre rotazioni, corrispondenti ai movimenti di flesso-estensione, abduzione-adduzione e rotazione interna-esterna, e tre traslazioni nelle direzioni antero-posteriore, medio-laterale e prossimo-distale [10].

2.1.1 Descrizione del simulatore

Sulla base di queste considerazioni, è stato progettato l'*Oxford Knee-Testing Rig* (Figura 2.1). Inizialmente esso voleva essere un miglioramento del *testing rig* di Perry et al., in quanto quest'ultimo concedeva solo cinque gradi di libertà all'articolazione. La prima versione dell'*Oxford Rig* fu realizzata da O'Connor et al. al fine di esaminare artroplastiche di ginocchio. L'*Oxford Rig* fu modificato da Biden e dallo stesso O'Connor per approfondire le conoscenze sulla rotazione tibiale, sulla ripartizione delle forze di contatto tibio-femorali tra i compartimenti mediale e laterale e sul rapporto tra la tensione del quadricipite e altri carichi esterni.

La posizione flessa del ginocchio ricorre spesso nelle attività quotidiane di un soggetto, ad esempio alzandosi da una sedia, pedalando oppure salendo le scale [10].

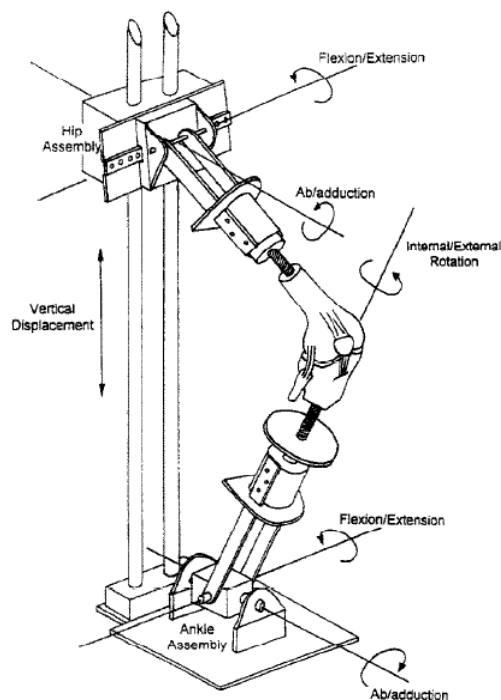


Figura 2.1: rappresentazione dell'*Oxford Knee-Testing Rig*. L'assemblaggio all'altezza della caviglia permette movimenti di flesso-estensione, abduzione-adduzione e rotazione interna-esterna. L'assemblaggio all'altezza dell'anca permette movimenti di flesso-estensione e di abduzione-adduzione e può spostarsi verticalmente rispetto alla base sottostante [10].

Nell'*Oxford Rig* si individuano due elementi principali, ovvero l'assemblaggio alla caviglia e l'assemblaggio all'anca (Figura 2.1).

L'assemblaggio della caviglia è costituito da tre set di cuscinetti rotanti, i cui assi si intersecano nel centro della caviglia; sono permessi movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione e rotazione tibiale interna-esterna.

L'assemblaggio dell'anca ha due set di cuscinetti rotanti che consentono all'anca stessa di compiere movimenti di abduzione-adduzione e di flessione-estensione. Tali cuscinetti possiedono assi che si intersecano al centro dell'anca, situato direttamente sopra quello della caviglia.

La traslazione verticale dell'anca è, invece, guidata da due cuscinetti lineari che scorrono lungo due aste verticali parallele.

Per fissare un campione di ginocchio *post-mortem* alla struttura dell'*Oxford Rig* vengono inserite delle barre filettate nelle cavità intramidollari del femore e della tibia; una volta realizzata la fissazione, è necessario applicare una forza di tensione al tendine del quadricipite per evitare che il sistema collassi. In seguito si può decidere di introdurre dei carichi per simulare il peso corporeo.

2.1.2 Gradi di libertà del simulatore

L'intento alla base dello studio di Zavatsky [10] è stato quello di dimostrare matematicamente che il campione di ginocchio, una volta collocato nell'*Oxford Rig*, fosse caratterizzato da sei gradi di libertà.

Il primo passo ha previsto l'identificazione dei gradi di libertà delle parti mobili presenti nella struttura. Occorre innanzitutto tenere conto che gli elementi del *Rig* formano una catena cinematica aperta con sette collegamenti connessi da sei giunti, cinque dei quali sono di rotazione (*R-pairs*) ed uno è prismatico (*P-pair*). Una volta inserito il campione di ginocchio, tale catena cinematica diventa chiusa.

Per studiare il numero di gradi di libertà (o la mobilità M) di una catena cinematica, è necessario prima considerare n corpi rigidi privi di vincoli. Il loro numero totale di gradi di libertà è $6(n - 1)$, dato che ogni corpo libero può avere sei gradi di libertà e che un corpo deve essere scelto come corpo di riferimento. Qualsiasi vincolo tra i corpi riduce il loro

numero di gradi di libertà di un fattore $\sum_{i=1}^g c_i$, con g numero dei vincoli tra gli n corpi e c_i numero dei gradi di vincolo all' i -esimo giunto.

La mobilità della catena cinematica viene descritta dalla seguente espressione:

$$M = 6(n - 1) - \sum_{i=1}^g c_i \quad (1)$$

Per ciascun giunto la somma del numero dei gradi di vincolo c e del numero di gradi di libertà f deve essere uguale a 6. Sostituendo $u = 6 - f$ nell'equazione (1) si ottiene quello che è noto come il principio generale della mobilità per collegamenti spaziali:

$$M = 6(n - g - 1) + \sum_{i=1}^g f_i \quad (2)$$

Il principio generale della mobilità vale solo quando i vincoli o i gradi di libertà del giunto sono indipendenti tra di loro. M è equivalente al numero di variabili indipendenti che deve essere specificato al fine di collocare tutti i membri della catena cinematica rispetto ad un altro di riferimento. M dev'essere minore o uguale a 6.

Per la catena cinematica aperta dell'*Oxford Rig* $n = 7$ e $g = 6$. Dato che le *R-pairs* e la *P-pair* permettono ciascuna un grado di libertà tra i loro collegamenti, $f = 1$ per ogni coppia. Quindi $M = 6(7 - 6 - 1) + 6 = 6$, il che implica che un campione di ginocchio posizionato nel *Rig* abbia 6 gradi di libertà.

2.2 Rotazione assiale tibiale

Le difficoltà e la variabilità associate alla valutazione *in vivo* dei dispositivi protesici hanno influenzato i produttori a optare per i simulatori meccanici, i quali garantiscono un maggior controllo delle condizioni al contorno, nonché una maggiore ripetibilità delle situazioni esaminate [2]. Sfruttare giunti articolari ricavati da cadavere permette sicuramente di ottenere risultati più realistici, ma ha lo svantaggio di essere una procedura costosa, aspetto fondamentale nelle fasi di validazione dei dispositivi. Durante queste fasi, infatti, il prototipo del dispositivo protesico è sottoposto a continue modifiche e quindi a continui test; se ognuno di questi test risultasse dispendioso, il costo complessivo del dispositivo ne risentirebbe. I simulatori computazionali diventano, perciò, molto validi per analizzare situazioni di carico differenti senza comportare dei costi eccessivi.

La rotazione assiale tibiale può essere sfruttata per la validazione dei modelli computazionali. Baldwin et al. [2], ad esempio, hanno approfondito l'effetto dell'applicazione di un momento torcente sulla rotazione tibiale; i risultati sono illustrati in Figura 2.2.

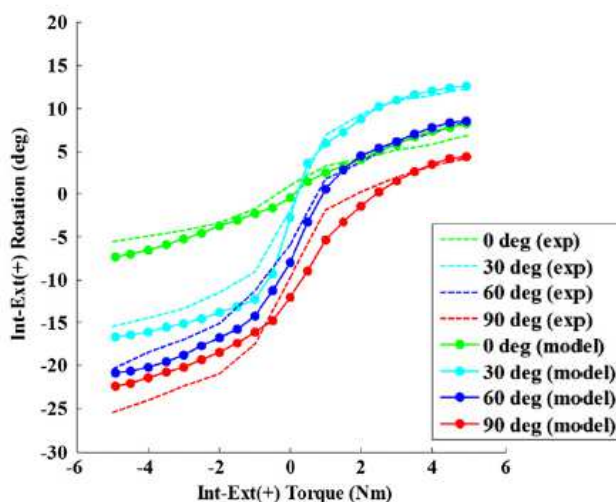


Figura 2.2: angolo di rotazione assiale al variare del momento torcente applicato per un singolo campione (exp) e secondo il modello computazionale (model) [2].

Il momento torcente è stato applicato in corrispondenza di gradi di flessione diversi. A parità di momento torcente, al crescere dell'angolo di flessione aumenta anche l'entità

della rotazione assiale indotta. In generale si può affermare che il modello computazionale rispecchi i dati sperimentali ottenuti con il campione.

La rotazione assiale è stata oggetto anche dello studio di Guess et al. [3], ma per angoli di flessione differenti rispetto a quelli considerati da Baldwin et al. [2].

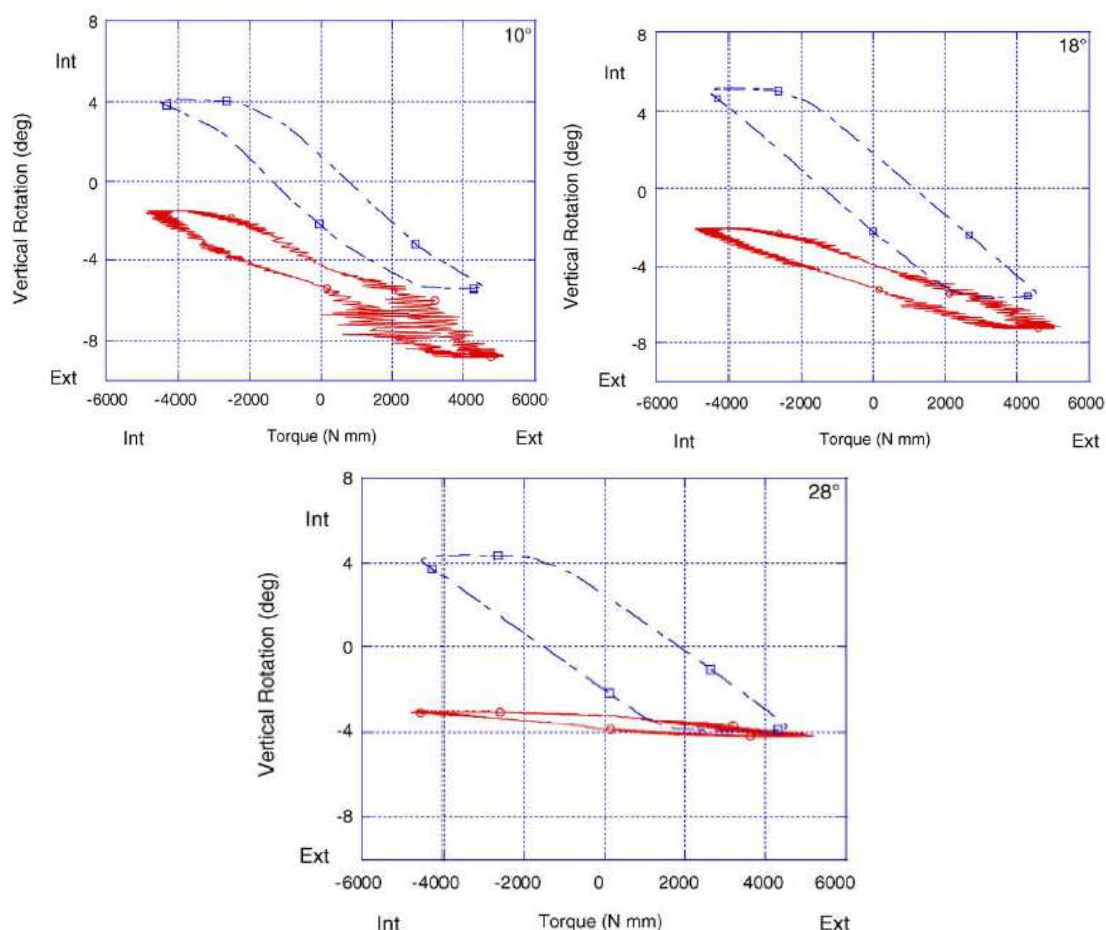


Figura 2.3: rotazione assiale in funzione del momento torcente applicato misurata (—) e ottenuta con il modello (---) per angoli di flessione di 10, 18 e 28° [3].

Il ginocchio dotato di protesi inserito nel simulatore risulta più rigido all'aumentare del grado di flessione.

2.2.1 Spostamento dei condili femorali

In letteratura è spesso descritta la rotazione assiale tibiale in dipendenza dallo spostamento dei condili femorali. Al fine di valutare lo spostamento dei condili è utile sfruttare i *flexion*

facet centers (CFF). Nello studio di Morra et al. [7] il singolo CFF è stato determinato sfruttando dei software di progettazione; è stato creato un piano di sezione sagittale attraverso ciascun condilo e in seguito è stato realizzato un cerchio per approssimare la superficie articolare (Figura 2.4).

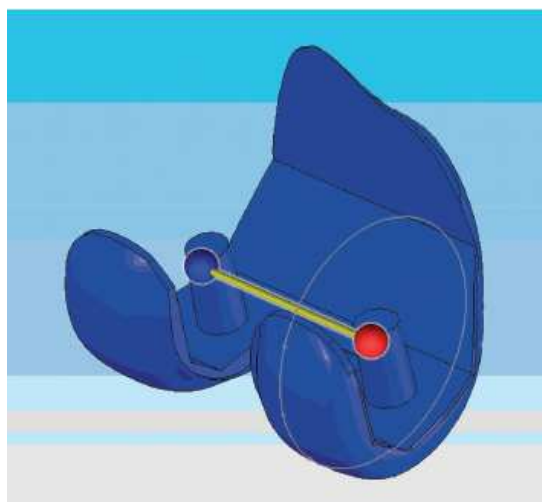


Figura 2.4: rappresentazione dei CFF [7].

La traslazione antero-posteriore dei CFF è stata valutata al variare dell'angolo di flessione sia per soggetti sani sia per pazienti che avevano subito un'artroplastica totale con dispositivi protesici differenti. Di seguito ne viene riportato un esempio (Figura 2.5).

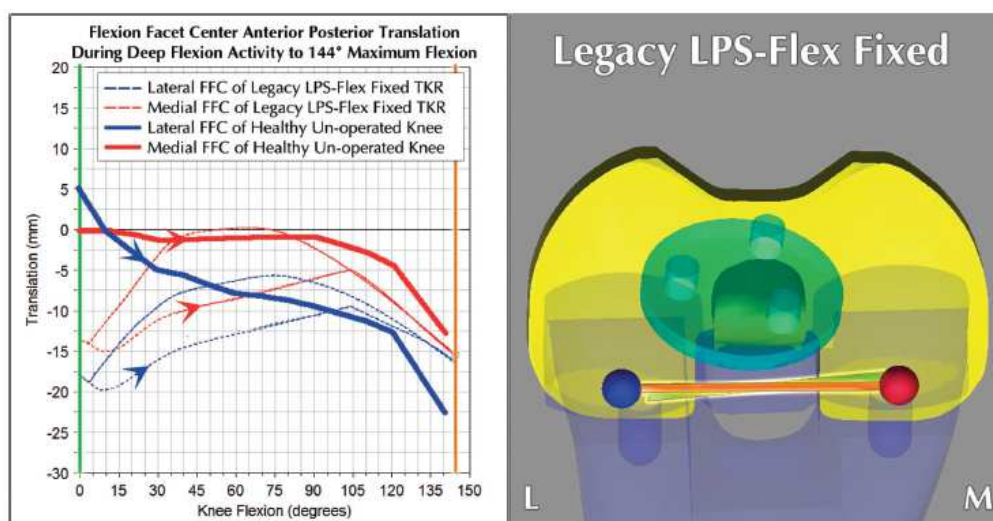


Figura 2.5: traslazione dei CFF durante il movimento di flesso-estensione [7].

Lo spostamento dei CFF non è utile all'identificazione delle aree di contatto, ma può essere sfruttato per visualizzare il movimento relativo tra la componente femorale e quella tibiale.

Il primo aspetto che emerge osservando la Figura 2.5 è sicuramente l'isteresi che caratterizza le curve riguardanti il ginocchio protesizzato, assente nel ginocchio sano. Per quanto riguarda il condilo laterale, l'entità della traslazione si riduce in seguito all'intervento, mentre per il condilo mediale avviene l'opposto.

Victor et al. [44] hanno voluto, invece, esaminare l'impatto dell'azione muscolare sulla cinematica del ginocchio, mantenendo costanti le altre variabili presenti.

In generale all'aumentare del grado di flessione si osserva una traslazione posteriore dei condili femorali rispetto alla tibia, traslazione che è più significativa per il condilo laterale. Tale aspetto conduce ad una rotazione interna tibiale.

In letteratura si trovano descrizioni differenti per quanto riguarda la cinematica del ginocchio; tali differenze sono riconducibili alla specificità dell'individuo, ma anche ai diversi *setup* sperimentali utilizzati (valori della forza del quadricipite, presenza di vincoli imposti al giunto).

Victor et al. hanno utilizzato un simulatore computazionale simile all'*Oxford Rig*, impostando una tensione del quadricipite crescente da 263 N, in corrispondenza di un angolo di flessione di 30°, fino a 1149 N per un angolo di 110°.

Tra i 30 e i 60° di flessione la tibia ha ruotato internamente di circa 2°, ma oltre i 60° la tibia ha ruotato di 6.5°, concludendo con un'orientazione assiale neutrale al termine della flessione. Questo comportamento è scaturito dalla traslazione anteriore del centro di traslazione del condilo mediale (MFT) tra i 30 e i 60°; il centro di traslazione del condilo laterale (LFT), invece, è rimasto relativamente stabile. Oltre i 60° di flessione, l'LFT ha iniziato a muoversi anteriormente, mentre l'MFT è rimasto stabile (tra 60 e 80°) o si è spostato posteriormente (tra 80 e 120°).

La posizione dell'MFT è stata relativamente stabile (-0.5 +/- 2.4 mm), mentre l'LFT ha traslato anteriormente al crescere del grado di flessione (3.3 +/- 5.1 mm) [44].

Osservando la Figura 2.6 sono evidenziabili le differenze rispetto alla configurazione di flessione passiva. Nella flessione passiva si era osservata una rotazione interna della tibia, rappresentata da valori negativi nei grafici sottostanti, e una traslazione posteriore per

entrambi i condili, seppur di entità diversa. A partire da un angolo di flessione di circa 30°, la differenza negli spostamenti dei due condili è diventata sempre più importante: la traslazione maggiore, in modulo, del condilo laterale rispetto a quello mediale è sinonimo anch'essa di una rotazione tibiale interna.

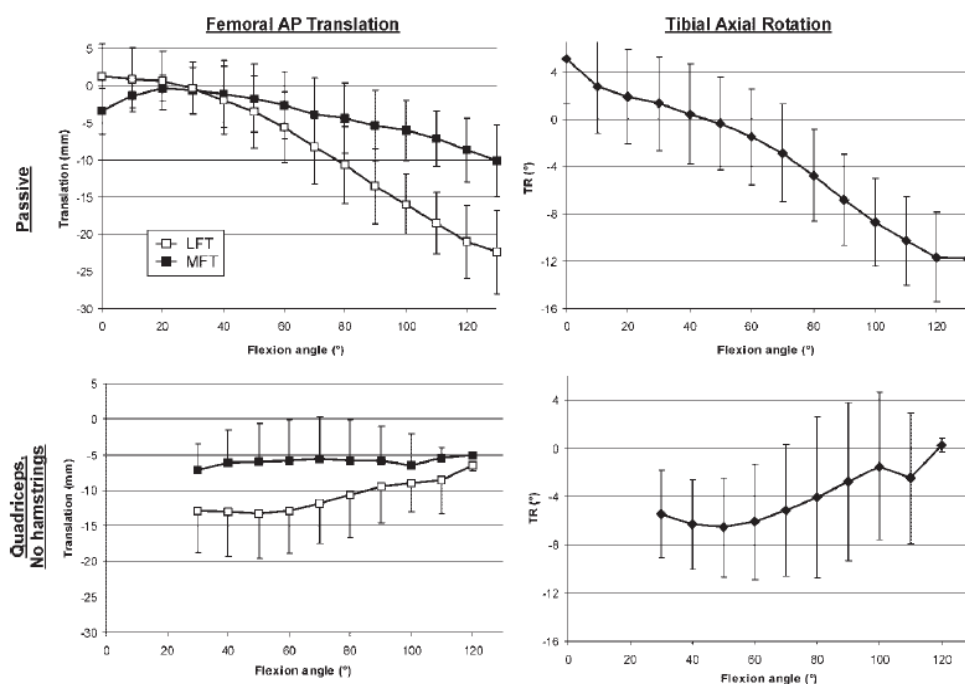


Figura 2.6: traslazione e rotazione in funzione dell'angolo di flessione. MFT: centro di traslazione del condilo femorale mediale, LFT: centro di rotazione del condilo femorale laterale, TR: rotazione tibiale (i valori negativi rappresentano una rotazione interna) [44].

La Figura 2.7 aiuta a comprendere il legame tra traslazione dei condili e rotazione della tibia. Come si può notare, il condilo femorale laterale si sposta posteriormente in modo più significativo rispetto al condilo mediale; quest'ultimo rappresenta pressoché il centro attorno al quale avviene la rotazione. Considerando che è la tibia a compiere la rotazione assiale e non il femore, si deduce che, nel caso esaminato, la tibia ruoterà in senso orario.

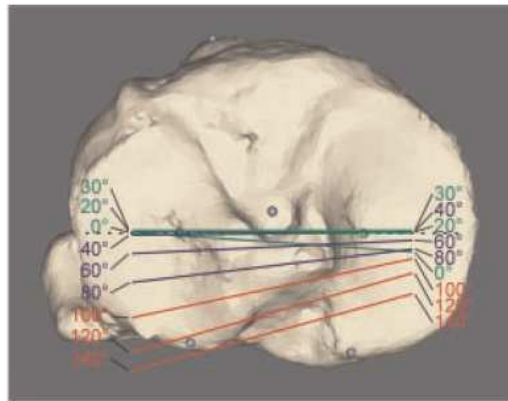


Figura 2.7: proiezione dei centri dei condili femorali laterale (sulla sinistra) e mediale (sulla destra) sul piano orizzontale tibiale al variare dell'angolo di flessione [44]

2.3 Carichi misurati *in vivo*

Il giunto articolare del ginocchio è sottoposto a forze esterne; la loro somma è controbilanciata dalle forze che agiscono attraverso il giunto, quali le forze di contatto tra tibia e femore, le forze muscolari e le forze nelle strutture del tessuto molle. Il momento risultante, causato dalle forze esterne, è compensato dai momenti esercitati dai muscoli, dai tessuti molli, dalle forze di contatto e da quelle d'attrito [9].

In un ginocchio sano l'area di contatto tra femore e tibia va da 765 a 1150 mm²; in seguito ad un'artroplastica totale (TKA) il range scende a 80-300 mm², in dipendenza dal carico applicato e dalla struttura del dispositivo protesico.

Sono stati misurati picchi nello sforzo di contatto variabili tra 30 e 60 MPa. Valori così elevati influenzano senza dubbio l'usura del polietilene, materiale utilizzato per realizzare l'insero tibiale, il cui sforzo di snervamento varia da 13 a 32 MPa [6].

Al fine di superare le incertezze dei modelli matematici, gli impianti dotati di sensori sono stati sviluppati per misurare le forze di contatto dell'articolazione *in vivo* [9].

Gli steli, provvisti di sensori, della protesi di ginocchio prevedono gli stessi meccanismi di incastro utilizzati per qualsiasi componente tibiale [8].

Osservando la Figura 2.8 si può notare come il piatto tibiale e il relativo stelo siano in realtà formati da due elementi: uno prossimale (piatto superiore, stelo interno) ed uno distale (piatto inferiore, stelo esterno). Entrambi gli steli sono saldati ai rispettivi piatti tibiali; ovviamente lo stelo interno avrà dimensioni leggermente inferiori rispetto a quelle dello stelo esterno, proprio per essere inserito in quest'ultimo. Le componenti prossimale e distale sono realizzate in lega di titanio e separate da un piccolo spazio (*steal*, Figura 2.7); questo divario viene sigillato attraverso un tubo in silicone per prevenire la crescita al suo interno di tessuto connettivo, che rischierebbe di alterare le misurazioni.

La piastra inferiore è cementata alla tibia; questo permette allo stelo interno di deformarsi reversibilmente quando la piastra superiore viene caricata.

Un elemento fondamentale di tale dispositivo sono sicuramente gli estensimetri. Un estensimetro sfrutta la proprietà fisica di conduttanza elettrica e la sua dipendenza dalla geometria del conduttore elettrico. Quando il conduttore elettrico è sottoposto a trazione o a compressione, la sua resistenza elettrica varia. Dalla misura della resistenza elettrica può essere dedotta l'entità dello sforzo applicato [13].

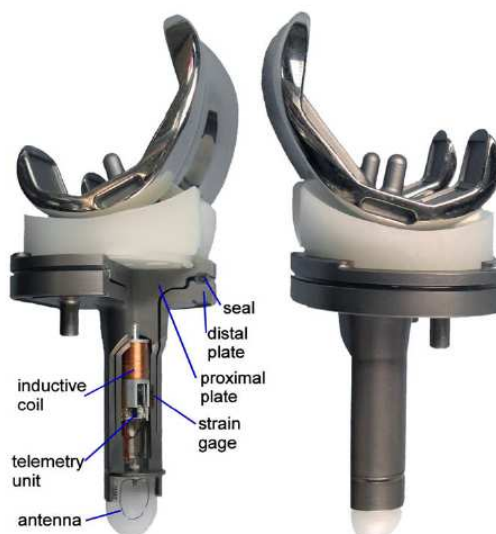


Figura 2.8: rappresentazione del dispositivo dotato di sensori. Sono messi in evidenza il sigillo (*seal*), il piano distale e prossimale (*distal plane*, *proximal plane*), la bobina induttiva (*inductive coil*), unità di telemetria (*telemetry unit*) e l'antenna [8].

I segnali degli estensimetri sono rilevati e amplificati da un chip di telemetria progettato su misura e trasmessi tramite un'antenna wireless al ricevitore esterno.

Le componenti elettroniche sono alimentate induttivamente, sfruttando la bobina presente, da un campo magnetico esterno. E' stato, inoltre, necessario sigillare ermeticamente tutti i componenti all'interno dell'impianto tramite procedure opportune [8].

Nello studio di Heinlein et al. [8] tale dispositivo protesico è stato impiantato in due soggetti. Trascorsa una settimana dall'intervento di artroplastica totale, ed analizzando l'attività del cammino in piano, sono stati rilevanti due valori differenti delle forze di compressione assiale (175 %BW e -231 %BW, %Body Weight).

Negli ultimi decenni, il valore generalmente accettato per il carico assiale del ginocchio è stato approssimativamente di tre volte il peso corporeo, sempre per quanto riguarda la camminata in piano. Studi realizzati da autori differenti hanno, tuttavia, riportato valori della forza assiale fino a 670 %BW [8]

D'Lima et al. [6] si sono prefissati l'obiettivo di misurare le forze tibiale *in vivo*, in seguito ad una TKA (*Total Knee Arthroplasty*), durante tipiche attività giornaliere; essi, in seguito,

hanno confrontato i risultati ottenuti con quelli derivanti da un simulatore per valutare i fenomeni di usura. I risultati emersi da questo studio possono essere utilizzati per classificare le attività motorie in base all'usura che esse provocano a danno del polietilene. Analizzando i dati ottenuti è emerso che il cammino è un movimento che non provoca un'eccessiva usura dell'inserito tibiale, in quanto i picchi di sforzo registrati sono comunque inferiori allo sforzo di snervamento del polietilene. I risultati delle prove *in vivo* sono più bassi rispetto a quelli ottenuti con il simulatore, poiché sono stati utilizzati carichi verticali differenti (1400 N in vivo, 2600 N con il simulatore).

I picchi degli sforzi di contatto durante il cammino e la salita delle scale sono risultati simili. Il movimento che prevede l'affondo e quello che prevede di inginocchiarsi generano gli sforzi di contatto più elevati e per questo causano una maggiore usura del polietilene.

I risultati sono stati ricavati da un singolo paziente, per questo non possono essere estesi a tutti i pazienti con TKA.

Anche Bergmann et al. [9] hanno realizzato uno studio simile, esaminando le forze di contatto tibio-femorali e i momenti nel giunto del ginocchio *in vivo* durante tipiche attività giornaliere (Tabella 2.1), ma considerando cinque soggetti (protesi cementata, eliminazione del legamento crociato posteriore).

Tabella 2.1: attività considerate nello studio di Bergamm et al. [9].

Activity	Abbreviation	Trials	Conditions
Two legged stance	2LegSt	5	Equal load distribution
Sitting down	SitD	5	Seat height 45 cm, no support at armrest
Standing up	StUp	5	Seat height 45 cm, no support at armrest
Knee bend	KneeB	5	Self-selected flexion angle
One legged stance	1LegSt	5	No or minimal support at fingertip
Level walking	LevWalk	25	Self-selected comfortable speed on level ground
Ascending stairs	AscSt	10	Stair height 20 cm, no support at handrail
Descending stairs	DesSt	10	Stair height 20 cm, no support at handrail

L'impianto di ginocchio dotato dello strumento di misura rileva le tre forze di contatto e i tre momenti, agenti sulla componente tibiale. Dalle deformazioni carico-dipendenti del suo stelo, misurate da sei semiconduttori strain gages, vengono calcolate le sei componenti di carico.

Il centro del sistema di coordinate è stato fissato sulla componente tibiale destra sull'asse dello stelo in corrispondenza del punto più basso dell'inserito in polietilene. Le componenti della forza $+F_x$, $+F_y$, $+F_z$ agiscono in direzione laterale, anteriore e superiore sulla

componente tibiale. I momenti $+M_x$, $+M_y$, $+M_z$ agiscono nel piano sagittale, frontale e orizzontale della componente tibiale e ruotano in senso antiorario attorno i loro rispetti assi (Figura 2.9). A partire dalle componenti, sono state calcolate la forza risultante e il momento risultante.

I momenti sono stati definiti, secondo le convenzioni cliniche, in seguito alla rotazione tibiale che essi controbilanciano. Per fornire un esempio: se le forze muscolari o esterne agiscono con un'abduzione sulla tibia, il momento $+M_y$ controbilancerà questa rotazione. Questo momento sarà definito "momento di abduzione". Da questa osservazione si deduce che gli altri momenti saranno di flesso-estensione ($+M_x/-M_x$) e di rotazione interna-esterna ($+M_z/-M_z$).

I momenti possono essere causati da una distanza tra la forza risultante e il centro del sistema di coordinate, dall'attrito tra componente femorale e tibiale o da entrambi i fattori. E' importante notare che il sistema di coordinate è stato fissato sul piatto tibiale e non sull'asse istantaneo del giunto articolare; per questa ragione l'entità dei momenti di flesso-estensione attorno all'asse del ginocchio, ad esempio, potrebbero essere diversi da quelli agenti attorno all'asse x della protesi.

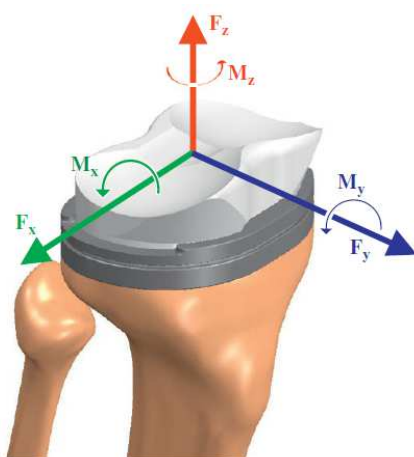


Figura 2.9: sistema di coordinate della componente tibiale adottato da Bergmann et al. [9].

I picchi più piccoli della forza risultante (107 %BW) sono stati misurati durante *2LegSt*, mentre per *SitD* i valori erano circa due volte più grandi (225 %BW). I movimenti di *StUp*, *KneeB*, *1LegSt* e *LevWalk* hanno provocato valori di forza simili (246-261 %BW). Le forze più elevate sono state registrate per *AscSt* (316 %BW) e per *DesSt* (346 %BW).

Si è, inoltre, osservato che le forze di taglio nel piano trasversale erano circa 10-20 volte più piccole di quella assiale F_z . Nella maggior parte dei soggetti, i valori più elevati della F_x e della F_y sono stati misurati durante *LevWalk*, *AscSt* e *DesSt*. La forza di taglio mediale ($-F_x$) è variata da -1 a -18 %BW, le forze in direzione laterale ($+F_x$) tra 1 e 16 %BW.

Le forze di taglio $-F_y$ in direzione posteriore sono state le più alte per *LevWalk* (-26 %BW), *AscSt* (-32 %BW) e *DesSt* (-34 %BW). In un solo soggetto si è registrata una $-F_y$ di -46 %BW. Le forze di taglio in direzione anteriore tipicamente vanno da 2 a 18 %BW. Durante *1LegSt*, F_y è sempre diretta posteriormente.

Entrambe le forze di contatto in direzione x e y sono risultate di piccola entità per tutte le attività e in tutti i soggetti; questo permette di affermare che la forza risultante, in generale, agisce soprattutto in direzione verticale sul piatto tibiale. Tale situazione è stata riscontrata in particolare per quei movimenti che prevedono un alto grado di flessione del ginocchio (*KneeB*, *StUp*, *SitD*).

Si può, quindi, concludere che durante le attività giornaliere l'articolazione del ginocchio sia sottoposta a forze risultanti nel range 220-350 %BW [9].

I valori misurati dalla protesi senso rizzata dipendono sicuramente dal tipo di protesi utilizzata e non rappresentano la totalità delle forze esterne. Le forze trasmesse dal femore alla tibia sono condivise tra la protesi e i legamenti, la capsula del giunto ed altri tessuti molli. Comunque, poiché tutte queste strutture possono soltanto sostenere forze di trazione, quindi la componente della forza lungo la direzione verticale, che è la forza assiale di compressione, potrebbe essere interpretata come la forza totale assiale esterna del ginocchio [8].

2.4 Confronto delle tecniche *in vivo* – *in vitro*

L'articolazione del ginocchio è stata studiata usando sia tecniche *in vivo* che *in vitro* per comprenderne al meglio la cinematica.

Gli studi *in vitro* permettono di valutare condizioni differenti utilizzando lo stesso campione e hanno il vantaggio di minimizzare gli effetti dovuti alla specificità di ogni ginocchio. Essi, inoltre consentono di realizzare dei test non realizzabili in soggetti viventi, come la valutazione della cinematica al variare dei carichi applicati per artroplastiche totali di ginocchio.

Un limite dei test *in vitro* è sicuramente quello di non riuscire a riprodurre le complesse condizioni fisiologiche, peculiarità degli studi *in vivo*. Le moderne tecniche *in vivo* sono in grado di rilevare la cinematica del giunto articolare con grande accuratezza durante attività come il cammino o la salita delle scale.

In concomitanza, le tecniche *in vitro* hanno tentato di replicare le condizioni *in vivo* permettendo al ginocchio di compiere movimenti fisiologici e incorporando carichi per simulare la tensione dei muscoli [45].

Il confronto tra i risultati derivanti da prove appartenenti allo stesso gruppo risulta complesso a causa dell'ampia gamma delle attività esaminate *in vivo* e alla variazioni nei sistemi di coordinate usati *in vitro*.

Lo studio di Varadarajan et al. [45] ha raffrontato i dati della cinematica ottenuti *in vitro* tramite l'*Oxford Knee Rig* (OKR) con quelli ricavati *in vivo* sfruttando la fluoroscopia e le immagini di risonanza magnetica; alla base di questo confronto c'era l'intento di determinare se l'OKR fosse in grado di rilevare analogie e differenze tra un ginocchio sano e un ginocchio che aveva subito un'artroplastica totale (TKA).

La Figura 2.10 A illustra come i soggetti sani abbiano mostrato un aumento dello scorrimento (*rollback*) del femore all'aumentare del grado di flessione; tale peculiarità è stata percepita anche dai test *in vitro* per le ginocchia illese. Nello svolgimento di attività diverse, le ginocchia sane appaiono caratterizzate da un rapido aumento della rotazione interna tibiale per gradi di flessione compresi tra 0 e 30° (Figura 2.10 B). Anche l'OKR ha rilevato questa caratteristica, denominata *screw home*.

All'aumentare della flessione, da 30 a 90°, le ginocchia sane hanno continuato a mostrare un aumento graduale della rotazione tibiale; in questo stesso range di angoli l'OKR, invece, era caratterizzato da una rotazione esterna della tibia (Figura 2.10 B).

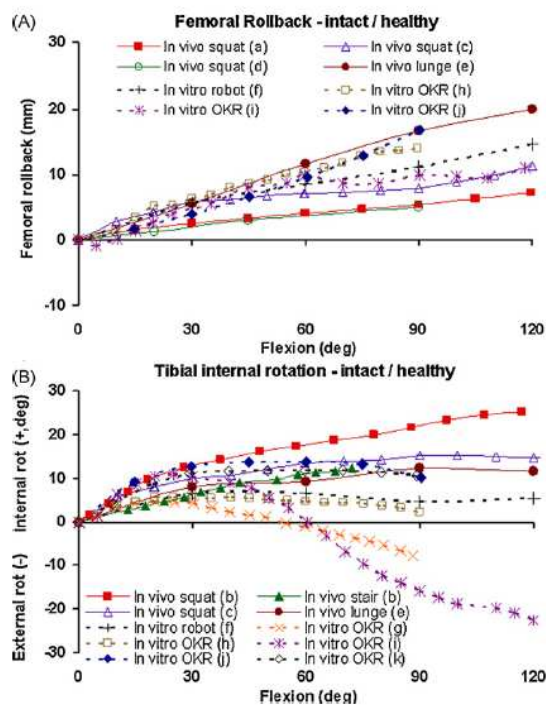


Figura 2.10: (A) scorrimento del femore e (B) rotazione interna della tibia misurate per ginocchia sane *in vivo* e per ginocchia illese *in vitro* [45].

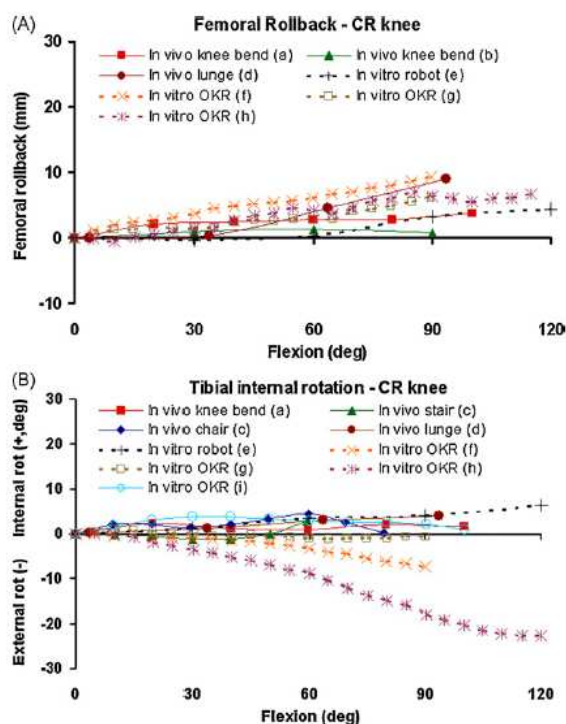


Figura 2.11: (A) scorrimento del femore e (B) rotazione interna tibiale misurati *in vivo* e *in vitro* in ginocchia con impianti TKA *Cruciate Retaining* [45].

Se paragonate alle ginocchia dei soggetti sani, quelle dei pazienti con TKA hanno mostrato un *rollback* del femore minore (Figura 2.11 A); questa riduzione è stata rilevata anche durante le prove *in vitro*.

Durante le diverse attività compiute *in vivo*, si è osservata una sostanziale riduzione della rotazione tibiale interna rispetto a quanto rilevato per le ginocchia dei soggetti sani.

Alla luce di queste considerazioni si può affermare che i sistemi *in vitro* abbiano replicato correttamente le caratteristiche fondamentali della cinematica del ginocchio (*rollback* del femore e *screw home*). Tali sistemi, inoltre, sono anche stati in grado di cogliere le differenze tra ginocchia di soggetti sani e ginocchia di pazienti con TKA, ovvero la riduzione del *rollback* del femore e l'assenza della rotazione assiale *screw home*.

Per quanto riguarda la rotazione assiale, i risultati dell'OKR sembrano essere fuori dal range delle rotazioni registrate *in vivo*, in particolare per angoli di flessione compresi tra 30 e 90°. Mentre i risultati *in vivo*, infatti, hanno continuato a mostrare un graduale

aumento nella rotazione interna tibiale, le rotazioni assiali *in vitro* sono rimaste quasi costanti tra 30 e 60° e sono addirittura diminuite tra i 60 e i 90° di flessione.

Questa differenza tra i risultati ottenuti *in vivo* e *in vitro* potrebbe derivare dalle differenze tra le forze simulate nell'OKR e quelle effettivamente presenti *in vivo*.

Esaminando i dati presenti in letteratura, emergono delle discrepanze tra i valori delle forze misurate *in vivo* nello studio di Bergmann et al. [9] e quelle stimate analiticamente. In particolare, queste ultime, risultano sovrastimate per quanto riguarda le attività dinamiche e sottostimate per quanto concerne le attività statiche. Durante questo tipo di attività, infatti, intervengono anche delle contrazioni muscolari per mantenere l'equilibrio, le quali fanno aumentare la forza risultante a carico del giunto. Tali tensioni, necessarie a garantire l'equilibrio, non sono considerate nei modelli *in vitro* e quest'aspetto potrebbe essere la ragione della sottostima del carico risultante durante le attività statiche.

CAPITOLO 3

Materiali e Metodi

3.1 Descrizione del modello

Per realizzare le analisi computazionali è stato utilizzato il software SimWise 4D. Si tratta di un software che integra l'analisi dinamica e cinematica all'analisi agli elementi finiti. Questo software permette di realizzare o importare modelli di corpi rigidi direttamente in 3D, associando a questi le dimensioni, la posizione spaziale e le caratteristiche inerziali (massa, momenti d'inerzia). Il programma si interfaccia con altri software CAD, come ad esempio Rhinoceros.

Dopo la creazione dei corpi rigidi, è possibile stabilire dei vincoli tra le geometrie presenti. Se i due corpi sono in contatto si può scegliere un vincolo di collisione oppure di compenetrazione. Tali proprietà possono, ovviamente, essere estese a più corpi rigidi.

Esistono, poi, altri tipi di vincolo (*constraint*) utili anche in caso di corpi rigidi non a contatto tra loro; rientrano in questo gruppo il vincolo di parallelismo, la creazione di un giunto sferico, di un giunto rigido, di un attuatore lineare, solo per citarne alcuni. Per la realizzazione di tali *constraint* è necessario specificare due punti (*coord*), appartenenti alle geometrie, utili per la collocazione della struttura di vincolo.

Una volta realizzata la configurazione definitiva, si ha la possibilità di inserire degli azionatori, come motori, forze concentrate, attuatori, carichi distribuiti, coppie, pressioni, per ottenere il movimento desiderato. Tali azionatori possono anche dipendere da risultati interni prodotti durante la simulazione.

Attraverso il comando *Insert Meter*, il software permette di misurare variabili associate ad un determinato oggetto e di visualizzarne l'andamento in dipendenza dal tempo o da

un'altra grandezza. A titolo di esempio, si può pensare di voler analizzare lo spostamento di un corpo rigido al variare della forza applicata.

Alla base di un simulatore dinamico computazionale c'è l'intento di riprodurre i gradi di libertà caratteristici dell'articolazione del ginocchio. Un simulatore di questo tipo cerca, quindi, di rappresentare le forze, i momenti e i movimenti del giunto articolare durante alcune attività ed è usato per valutare la cinematica del ginocchio in particolari condizioni di carico.

Al fine di facilitarne la descrizione, il modello può essere visto, in un'ottica semplificata, come una struttura di sostegno alla quale vengono collegate l'asta femorale, tramite l'articolazione dell'anca, e l'asta tibiale, tramite l'articolazione della caviglia.

Il nostro simulatore virtuale riproduce la struttura di un simulatore reale utilizzato da molti autori per analizzare il comportamento meccanico di campioni anatomici di ginocchio di cadavere, sottoposti a carico e a movimento di flesso-estensione e descritto ampiamente in letteratura.

Il *Kansas Knee Simulator* si basa sugli stessi principi dell'*Oxford Rig* (cfr. 2.1); è un simulatore dinamico a cinque assi che include un attuatore per applicare carichi al di fuori del piano sagittale. Ognuno dei cinque assi è attuato con un cilindro idraulico. Sia la posizione che la forza sono misurate per ogni asse, permettendo il controllo di qualsiasi posizione o carico.

Nella macchina vengono posizionati un femore e una tibia (rispettivamente collegati a pattini all'anca e alla caviglia), i quali possono flettersi in modo indipendente l'uno rispetto all'altra. I carichi risultanti del ginocchio e i movimenti sono reazioni alle forze applicate all'altezza dell'anca o della caviglia oppure dal muscolo quadricipite. In generale, il quadricipite è usato per controllare la flessione del femore all'altezza dell'anca, mentre i quattro rimanenti attuatori vengono utilizzati, in controllo di forza, per applicare carichi dinamici all'anca e alla caviglia [3].

3.1.1 Struttura di sostegno

La struttura di sostegno è formata da cinque corpi rigidi, quattro dei quali ancorati nello spazio. Questi quattro oggetti rappresentano un basamento, una piantana, una guida orizzontale e una guida verticale (Figura 3.1). Il basamento è un cilindro con raggio pari a

200 mm ed altezza pari 100 mm. La piantana è un cilindro caratterizzato da un raggio pari a 50 mm ed alto 600 mm, sovrapposto al basamento. La guida orizzontale è un parallelepipedo adagiato sul basamento, alto 50 mm, largo 250 mm e lungo 70 mm. La guida verticale è un parallelepipedo così costituito: altezza 600 mm, larghezza 50 mm, lunghezza 30 mm; esso compenetra parzialmente nella piantana. Sulla guida verticale scorre, come se fosse appoggiato su dei binari, il cursore verticale (Figura 3.1); un parallelepipedo alto 60 mm, largo 40 mm e lungo 85 mm e gioca un ruolo fondamentale nella realizzazione del movimento di flesso-estensione.

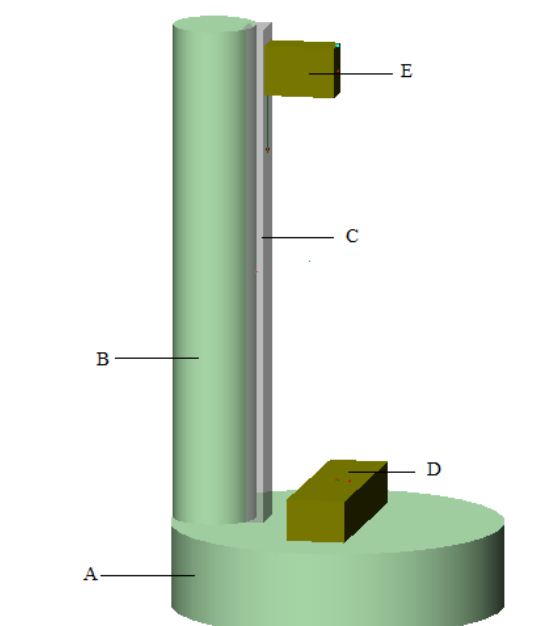


Figura 3.1: rappresentazione della struttura di sostegno utilizzata nel simulatore computazionale.

A) basamento, B) piantana, C) guida verticale, D) guida orizzontale, E) cursore verticale.

3.1.2 Struttura femorale

La struttura femorale ha come obiettivo primario quello di rappresentare in maniera qualitativa il femore, il muscolo quadricipite e il tendine del quadricipite.

L'asta del femore è ancorata al cursore verticale tramite una cerniera, *Hip Flex*, e rappresentata come un parallelepipedo (altezza 150 mm, larghezza 50 mm, lunghezza 30 mm). Inferiormente è situata l'asta per misurare gli angoli di Grood e Suntay, alta 150 mm, larga 10 mm e lunga 10 mm; essa è per metà della sua lunghezza inserita nell'asta femorale

(Figura 3.2). All'estremità inferiore di questa asta verrà fissato lo scudo del dispositivo protesico.

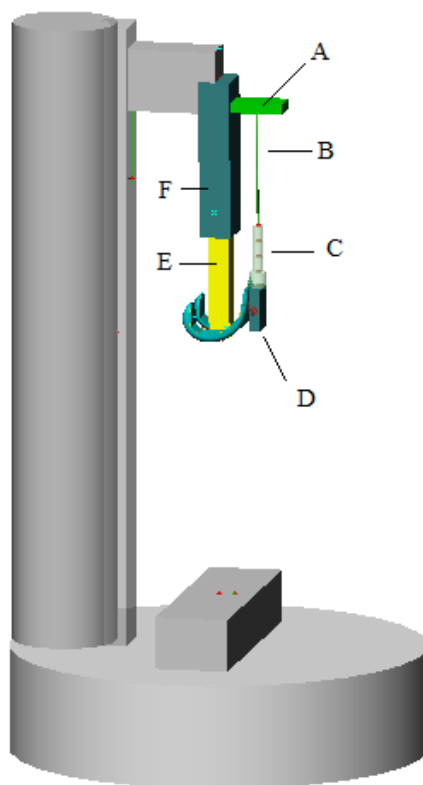


Figura 3.2: rappresentazione del simulatore computazionale, in evidenza la struttura femorale.

A) Att-RF, B) attuatore, C) TQ1-2-3-4, D) piastra supporto rotula, E) Grood e Suntay asta1, F) asta femore.

Il componente denominato *Att-RF* è una piccola piastra (altezza 10 mm, larghezza 30 mm, lunghezza 50 mm) che funge da attacco per l'attuatore lineare.

Il muscolo quadricipite è rappresentato, infatti, da questo attuatore; si tratta di un vincolo di cui si può controllare la lunghezza o la tensione. L'attuatore è connesso con il tendine del quadricipite, rappresentato da quattro cilindri coassiali (*TQ-1*, *TQ-2*, *TQ-3*, *TQ-4*), collegati tra loro tramite giunti sferici. *TQ-1* ha il raggio di 8 mm e l'altezza di 15 mm, mentre tutti gli altri cilindri possiedono il raggio di 5 mm e l'altezza di 15 mm.

Il tendine del quadricipite, in particolare il cilindro *TQ-1*, è collegato alla piastra che funge da supporto per la rotula, anche in questo caso attraverso un giunto sferico. La componente rotulea è connessa rigidamente alla piastra di supporto in corrispondenza della superficie a contatto con lo scudo femorale, con il quale collide. Il movimento della piastra è limitato

dai legamenti alari, cioè da vincoli (*Linear Spring/Damper*) presenti tra la struttura femorale e la piastra stessa.

Al fine di simulare il peso corporeo che insiste sull'articolazione, è stata applicata sulla superficie superiore del cursore verticale una forza concentrata. Tale carico agisce lungo l'asse z, è diretto verso il basso ed ha modulo pari a 300 N.

3.1.3 Struttura tibiale

La terza parte in cui, per comodità, è stato suddiviso il simulatore computazionale, rappresenta la tibia (Figura 3.3).

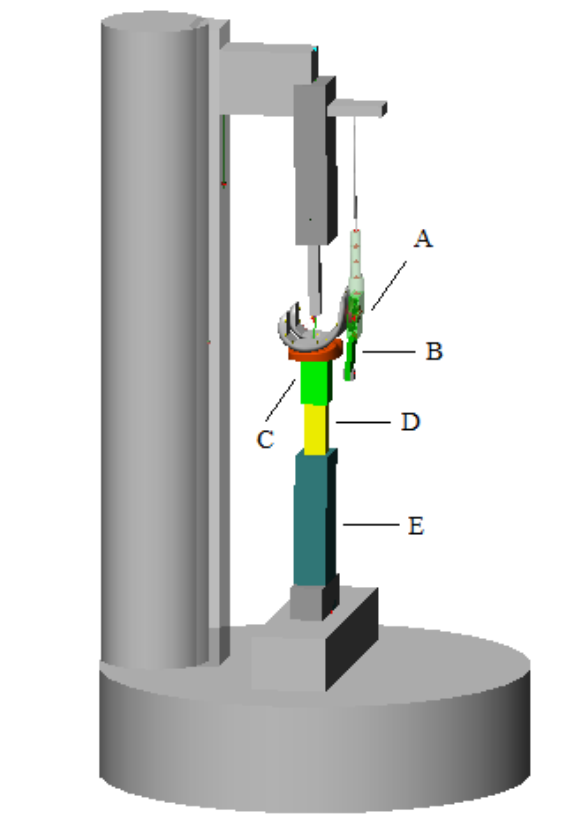


Figura 3.3: rappresentazione del simulatore computazionale, in evidenza la struttura tibiale. A) piastra supporto rotula, B) tendine rotuleo, C) barra supporto componente tibiale, D) barra supporto tibia, E) asta tibia.

Per continuità con la descrizione precedente sulla struttura femorale, si è deciso di collocare in questa sezione il tendine rotuleo, essendo la struttura anatomica che collega la patella con la parte superiore della tibia (Figura 3.4). Il tendine rotuleo è rappresentato da un parallelepipedo (altezza 40 mm, larghezza 20 mm, lunghezza 5 mm) vincolato alla piastra di supporto della rotula attraverso una molla con rigidità uguale a 200 N/mm.

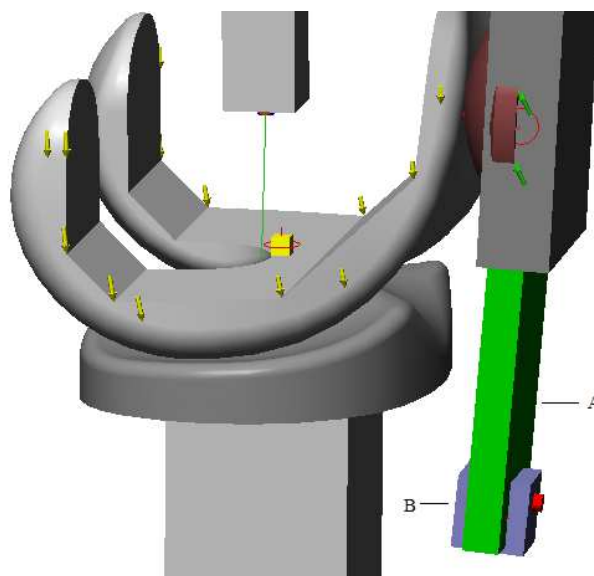


Figura 3.4: un particolare del simulatore computazionale. A) tendine rotuleo, B) base tendine rotuleo. Le frecce gialle e quelle verdi indicano le forze agenti sulla componente femorale e patellare, rispettivamente.

Il tendine rotuleo risulta leggermente inclinato, nel piano sagittale, rispetto all'asse verticale z . All'estremità inferiore di questo corpo rigido è situato un cubo (lato 10 mm), denominato *Base tendine rotuleo*, il quale, per tutta la sua altezza, è inglobato nel tendine rotuleo. Nella base sono collocate due strutture, le cui rotazioni sono utilizzate per misurare gli angoli sagittale e frontale del tendine in questione. Si tratta di due piccoli cilindri, i cui assi di simmetria sono perpendicolari tra loro nel piano xy : il cilindro il cui asse di simmetria è parallelo all'asse y viene sfruttato per stimare l'angolo nel piano frontale, mentre quello con l'asse di simmetria parallelo all'asse x viene utilizzato per misurare l'angolo nel piano sagittale.

La componente protesica tibiale collide (in modo anelastico) con lo scudo femorale ed è fissata rigidamente alla *Barra supporto componente tibiale*, un parallelepipedo di altezza pari a 50 mm, larghezza uguale a 30 mm e lunghezza pari a 25 mm.

Inferiormente è collocata la *Barra supporto tibia*, un parallelepipedo (altezza 88 mm, larghezza 20 mm, lunghezza 20 mm) che si inserisce nella barra di supporto descritta precedentemente.

La *Barra supporto tibia*, a sua volta, è fissata all'*Asta tibia*, anche'essa rappresentata da un parallelepipedo (altezza 150 mm, larghezza 50 mm, lunghezza 30 mm), che può compiere movimenti di rotazione assiale e di flesso-estensione grazie alla cerniera posta alla sua estremità inferiore; questa cerniera ha la funzione di rappresentare l'articolazione della caviglia.

Nella tabella seguente sono riportati i valori della massa dei componenti fondamentali presenti nel simulatore computazionale.

Tabella 3.1: valori della massa dei principali componenti del simulatore computazionale.

Componente	Massa [kg]
Cursore verticale	0.01
Asta femore	1
Grood & Suntay-asta1	0.001
Scudo femorale	0.217
Asta tibia	1
Barra supporto tibia	0.276
Barra supporto comp. tibiale	0.01
Inserito tibiale	0.199

3.1.4 Dispositivo protesico

Nel modello computazionale è presente il prototipo di una protesi di primo impianto. Tale dispositivo appartiene alla classe delle protesi a conservazione del legamento crociato posteriore (*posterior cruciate retaining*). È una protesi tricompartimentale in quanto lo scudo femorale ricopre completamente l'epifisi del femore, andando a sostituire il compartimento mediale, quello laterale e lo spazio intercondiloideo.

3.2 Angoli di Grood e Suntay

I movimenti che avvengono nella maggior parte dei giunti anatomici sono caratterizzati da un moto tridimensionale descritto da sei gradi di libertà, tre di traslazione e tre di rotazione. È importante comprendere in maniera approfondita la cinematica di un giunto articolare al fine di evidenziarne alterazioni, di prescrivere trattamenti per la guarigione, ma anche di migliorare il design delle componenti protesiche utilizzate a livello articolare. Grood e Suntay si sono occupati della descrizione del moto di un'articolazione, in particolare di quella del ginocchio, introducendo un sistema di coordinate con lo scopo di facilitare lo scambio di informazioni tra biomeccanici e medici, poiché sono questi ultimi a trarre vantaggio da tali descrizioni ingegneristiche in ultima analisi [46].

Prima di descrivere il sistema di coordinate utilizzato da Grood & Suntay, è utile focalizzare l'attenzione sugli angoli di Eulero. Tali angoli furono introdotti per descrivere l'orientamento di un corpo rigido nello spazio attraverso le rotazioni che il sistema di coordinate solidale con il corpo rigido compie attorno ad assi predefiniti per giungere nella posizione finale a partire da una posizione iniziale coincidente con un sistema di riferimento fisso. Il sistema di coordinate fisso e quello mobile vengono per semplicità considerati come aventi la medesima origine [47].

Con riferimento alla Figura 3.5, l'intersezione dei piani xy e XY (qualora questi non coincidono) è una retta denominata asse nodale.

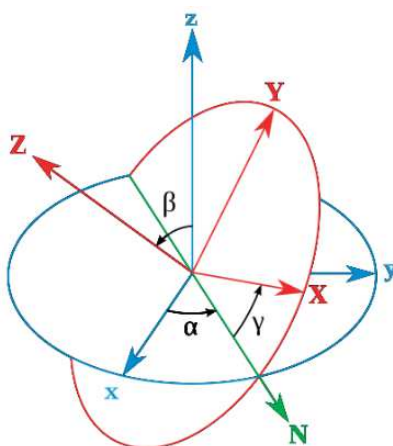


Figura 3.5: angoli di Eulero. Il sistema fisso (xyz) è raffigurato in blu, quello mobile (XYZ) in rosso. L'asse nodale (N) è rappresentato in verde [47].

I tre angoli di Eulero sono così definiti:

- *angolo di precessione*, cioè l'angolo tra l'asse nodale e l'asse x $[0, 2\pi]$;
- *angolo di nutazione*, cioè quello tra l'asse Z e l'asse z $[0, \pi]$;
- *angolo di rotazione propria*, cioè l'angolo tra l'asse X e l'asse nodale $[0, 2\pi]$.

Tali rotazioni possono essere espresse analiticamente passando dai versori del sistema xyz a quelli del sistema XYZ. Questa operazione viene realizzata sfruttando la matrice A, una matrice ortogonale ottenuta dalla moltiplicazione di 3 matrici, ciascuna delle quali rappresenta rispettivamente una rotazione attorno agli assi z, N e Z.

La matrice A, essendo il prodotto di altre matrici, non potrà prescindere dall'ordine dei fattori.

Alla luce di queste considerazioni algebriche, si osserva che la posizione finale della terna mobile dipenderà dall'ordine in cui le rotazioni avvengono [47]. Questo aspetto caratterizzerà anche gli angoli di Grood e Suntay.

I parametri che definiscono la posizione relativa di due terne cartesiane, cioè per esempio le coordinate dell'origine della terna mobile e gli angoli di Eulero, qualora varino nel tempo servono anche per descrivere il moto relativo tra le due terne. È, quindi, necessario definire un sistema di riferimento cartesiano per ogni corpo (in questo caso per il femore e per la tibia) e scegliere gli assi da utilizzare per descriverne il movimento relativo concesso dal giunto articolare. Secondo la definizione di Grood e Suntay, due assi di rotazione, \mathbf{e}_1 ed \mathbf{e}_3 , saranno fissi con i rispettivi corpi, e un terzo asse (*floating*), \mathbf{e}_2 , sarà perpendicolare ad entrambi,.

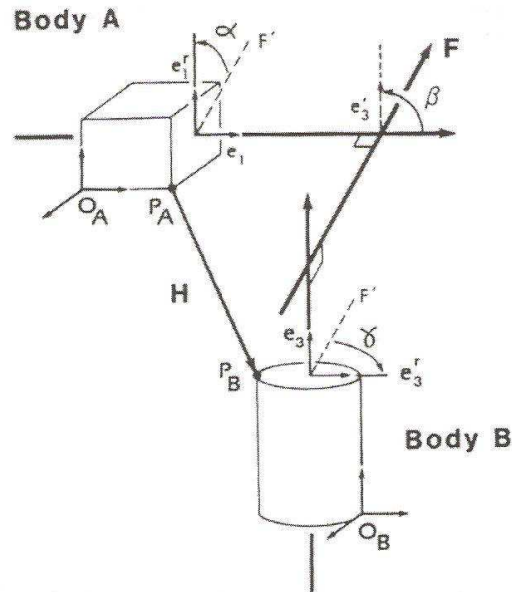


Figura 3.6: un generico sistema di coordinate del giunto articolare è composto da tre assi. Due di questi sono incorporati nei due corpi, vengono denominati assi fissi ed hanno come vettori base unitari \mathbf{e}_1 ed \mathbf{e}_3 . Il terzo asse, \mathbf{F} , è perpendicolare ai due assi precedenti. Dato che questo terzo asse non è fisso per nessuno dei due corpi e si sposta in base alla loro posizione, viene denominato fluttuante (vettore base unitario \mathbf{e}_2) [46].

Per chiarezza, X , Y e Z saranno utilizzate per identificare il sistema di coordinate cartesiane del femore (vettori di base \mathbf{I} , \mathbf{J} , \mathbf{K}), mentre x , y e z (\mathbf{i} , \mathbf{j} , \mathbf{k}) per la tibia.

Uno dei movimenti del ginocchio di interesse clinico è sicuramente la rotazione interna-esterna della tibia attorno al proprio asse meccanico. Questo asse viene scelto come asse fisso del corpo tibiale ($\mathbf{e}_3 = \mathbf{k}$) e denominato come asse z nella Figura 3.6. La sua disposizione fa sì che esso passi per la sporgenza tibiale intercondiloidea prossimalmente e attraverso il centro articolare della caviglia distalmente.

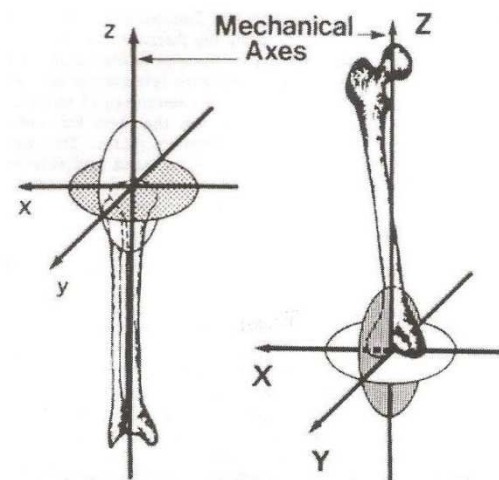


Figura 3.7: rappresentazione del sistema di coordinate cartesiane per ciascun osso. Le lettere maiuscole X, Y, Z indicano il sistema di assi femorali, mentre le minuscole x, y, z il sistema di assi tibiali. Per entrambe le ossa, l'asse z è positivo in direzione prossimale, l'asse y in direzione anteriore, l'asse x è positivo verso destra.

I vettori base unitari sono **I, J, K** per il femore e **i, j, k** per la tibia [46].

La direzione di riferimento, e_3^f , è scelta in modo da essere orientata anteriormente ed è identificata con l'asse y nella Figura 3.7. La direzione tibiale anteriore è il risultato del prodotto vettoriale tra l'asse fisso e_3 e una linea che congiunge i centri approssimativi di ciascun piatto tibiale.

Il terso asse (asse x) si ricava completando un sistema destrorso di coordinate. L'asse x è orientato lateralmente nel ginocchio destro e medialmente nel ginocchio sinistro.

Per quanto riguarda il femore, l'asse fisso è stabilito in modo tale che le rotazioni attorno ad esso coincidano con il movimento clinico di flessione-estensione; tale asse risulta perciò perpendicolare al piano sagittale del femore e indicato con asse X ($e_1 = \mathbf{I}$) nella Figura 3.7.

Al fine di ottenere l'orientazione dell'asse di flessione entro il femore, è utile definire l'asse meccanico femorale, indicato con asse Z. Quest'ultimo passa attraverso il centro della testa femorale, mentre, all'altezza del ginocchio, passa attraverso il punto più distale sulla superficie posteriore intercondiloidea. Il passaggio successivo prevede di identificare il piano frontale femorale; esso contiene l'asse Z ed è orientato in modo che i punti situati più posteriormente sui condili femorali siano equidistanti dal piano stesso. La normale al piano frontale, denominata asse femorale anteriore o asse Y, è ottenuta eseguendo il

prodotto vettoriale tra l'asse meccanico e una linea congiungente due punti sulla superficie posteriore dei condili femorali. Dal prodotto vettoriale dei vettori unitari degli assi antero-posteriore e meccanico, si ottiene la direzione dell'asse di flessione. In conclusione si può affermare che l'asse fisso del corpo femorale corrisponda all'asse X e che l'asse di riferimento sia stabilito nella direzione anteriore, $\mathbf{e}_1^f = \mathbf{J}$.

Alla luce di questa descrizione, i movimenti del giunto articolare possono essere descritti come segue:

- la flessione-estensione si verifica attorno all'asse fisso femorale;
- la rotazione interna-esterna avviene attorno all'asse fisso tibiale;
- l'abduzione-adduzione avviene attorno all'asse fluttuante.

Gli angoli di flessione e di rotazione sono identificati con gli angoli formati tra l'asse fluttuante e l'asse di riferimento di ciascun osso. Le due relazioni riportate di seguito possono essere sfruttate per determinare l'entità degli angoli di flessione e di rotazione, ma non il loro segno:

$$\cos(\alpha) = \mathbf{e}_1^r \cdot \mathbf{e}_2 = \mathbf{J} \cdot \mathbf{e}_2$$

α : angolo di flessione

$$\cos(\gamma) = \mathbf{e}_3^r \cdot \mathbf{e}_2 = \mathbf{j} \cdot \mathbf{e}_2$$

γ : angolo di rotazione assiale tibiale

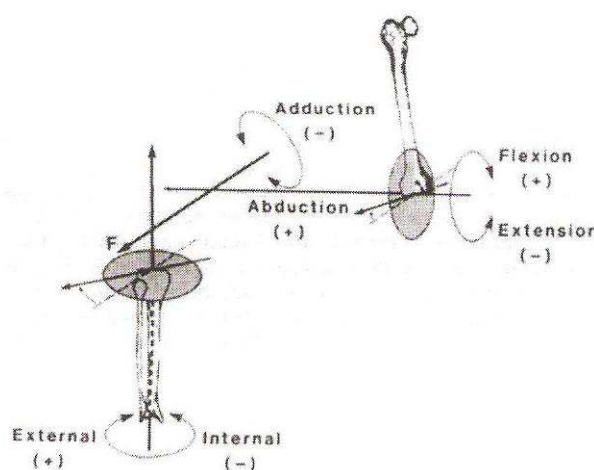


Figura 3.8: gli angoli del giunto articolare vengono definiti dalle rotazioni attorno ai tre assi del sistema di coordinate. La flessione-estensione si verifica attorno all'asse fisso femorale, la rotazione assiale tibiale attorno all'asse fisso tibiale, mentre l'abduzione-adduzione intorno all'asse fluttuante [46].

3.2.1 Misura degli angoli di Grood e Suntay

Nel simulatore computazionale sono stati indicati con l'espressione "angoli di Grood e Suntay" gli angoli di flessione, di rotazione tibiale esterna e di abduzione. E' implicito che una rotazione esterna negativa coincida con una rotazione interna, così come un angolo di abduzione negativo corrisponda ad un angolo di adduzione.

Al fine di misurare gli angoli relativi del nostro ginocchio protesico, secondo la definizione di Grood e Suntay, è stato realizzato un sistema articolato di misura da applicare rispettivamente ai due componenti femorale e tibiale. Tale misuratore di angoli è presentato in Figura 3.9.

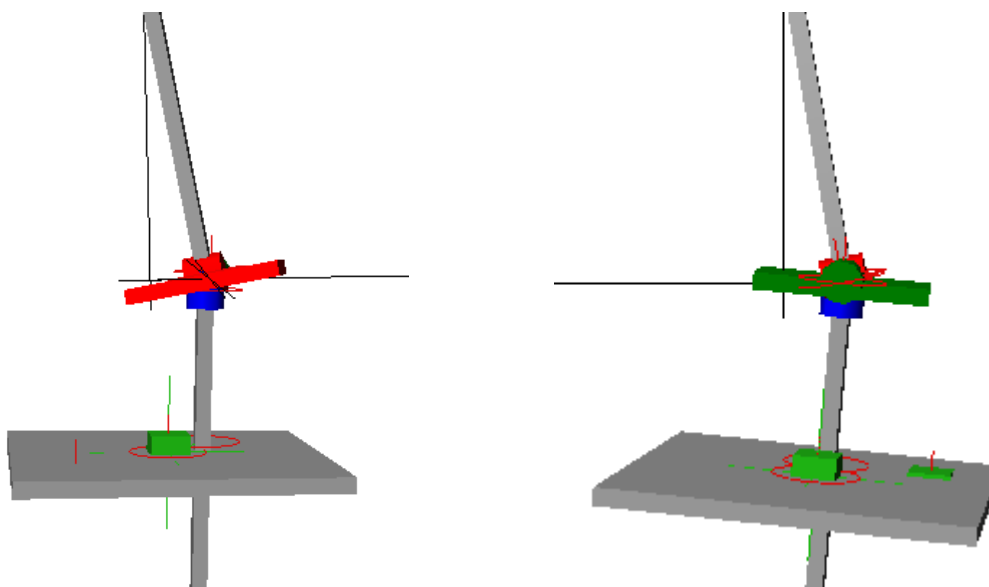


Figura 3.9: misuratore utilizzato per stimare gli angoli di Grood e Suntay.

Le due aste si congiungono in corrispondenza dei cilindri (Figura 3.9), i quali rappresentano cerniere ideali monoassiali e concedono all'asta superiore di compiere movimenti di flesso-estensione, rotazione interna-esterna e adduzione-abduzione rispetto all'asta inferiore. Tra l'asta inferiore ed il piano di riferimento è stato imposto un vincolo di parallelismo (Figura 3.9).

Partendo dall'asta superiore si ha una cerniera il cui asse di rotazione è disposto in senso medio-laterale (x); questa cerniera permette ad una piastra (rappresentata in rosso nella Figura 3.9) di effettuare movimenti corrispondenti alla flesso-estensione. Una seconda

piastra è vincolata alla precedente attraverso una cerniera il cui asse è orientato in direzione antero-posteriore; questa piastra ha la possibilità di eseguire un movimento che corrisponde a quello di adduzione-abduzione. A questa seconda piastra è collegata l'asta inferiore mediante un giunto con asse di rotazione orientato come l'asse longitudinale della tibia, il quale consente il movimento di rotazione interna-esterna.

Il movimento relativo delle due componenti protesiche non è riconducibile ad un moto sferico; per questa ragione il vincolo della seconda asta rispetto alla componente tibiale deve permettere i movimenti relativi di traslazione ed impedire i soli movimenti rotatori (misurati dall'insieme delle cerniere descritte prima). Per tale motivo il vincolo tra l'asta inferiore e la componente tibiale deve imporre il mantenimento del parallelismo. Grazie al punto di intersezione tra l'asta inferiore ed il piano orizzontale della componente protesica si ricavano le coordinate relative allo spostamento di traslazione, cioè il movimento antero-posteriore, medio laterale e quello di avvicinamento-allontanamento tra componente femorale e componente protesica.

Nel modello virtuale l'asta superiore verrà fissata rigidamente alla componente femorale, quella inferiore alla componente tibiale.

Nel simulatore di prova (Figura 3.10), vincolata al piano di riferimento con un incastro, è stata collocata poi una terza asta, la quale ha avuto il compito di trasmettere il movimento derivante dal motore. Tale simulatore è stato realizzato solo per verificare che il misuratore funzionasse correttamente, perciò non si era interessati a riprodurre un movimento in particolare; è stato, quindi, scelto un *Revolute Motor*, caratterizzato da un'orientazione variabile nel tempo sinusoidalmente.

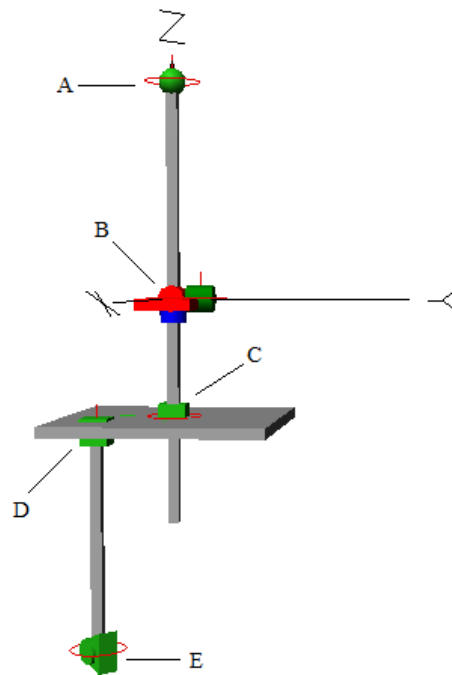


Figura 3.10: simulatore di prova: A) cerniera, B) giunti cilindrici per misurazione angoli, C) vincolo di parallelismo, D) vincolo di incastro, E) motore.

3.3 Strutture legamentose

I legamenti appartengono alla famiglia dei tessuti biologici molli. Questi tessuti presentano un comportamento elastico non lineare, come mostrato in Figura 3.11. Per facilitarne la descrizione, la curva sforzo-deformazione può essere suddivisa in tre diverse zone, alle quali corrispondono altrettante configurazioni interne del tessuto [48].

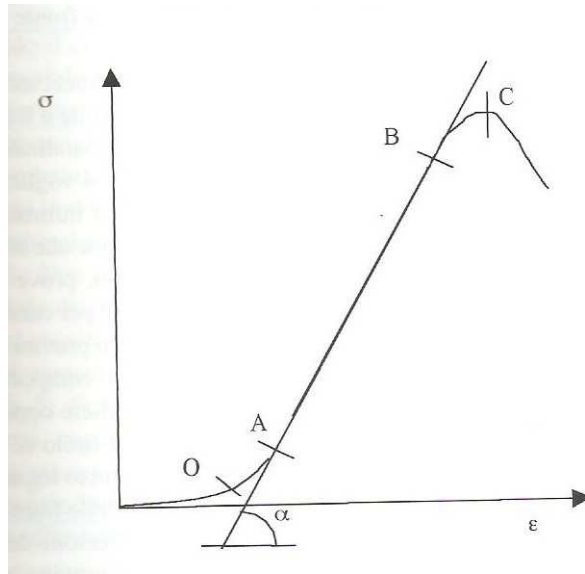


Figura 3.11: curva sforzo-deformazione delle strutture legamentose [48].

Il tratto iniziale della curva, dall'origine al punto O, non vede crescere in modo significativo lo sforzo all'aumentare della deformazione in quanto, durante questo stadio, si assiste ad un riallineamento delle fibre (reclutamento) lungo la direzione di applicazione del carico.

Nel tratto dal punto O al punto A lo sforzo cresce con l'allungamento seguendo una legge esponenziale; questa zona viene definita *toe region* (piede della curva) e identifica le sollecitazioni a cui i legamenti sono sottoposti in normali condizioni di esercizio. Tale aspetto permette di affermare che i legamenti abbiano un'importante riserva di carico prima della rottura. Nella *toe region* le fibre di collagene entrano in azione in maniera progressiva, mentre in corrispondenza del punto A esse risultano tutte reclutate e orientate lungo la direzione di applicazione del carico.

Nella seconda porzione della curva, dal punto A al punto B, il legame tra tensione e deformazione è pressoché lineare. L'angolo di inclinazione α della retta corrisponde al modulo elastico.

Nella parte finale, dal punto B al punto C, si osserva un comportamento non lineare dello sforzo all'aumentare della deformazione. In questa fase diminuisce la capacità del tessuto di sostenere incrementi di tensione, fino a giungere alla rottura (punto C).

Osservando la Figura 3.12 si nota che i tendini presentano una rigidità maggiore rispetto ai legamenti (maggiore pendenza della curva), ed uno sforzo a rottura maggiore; viceversa ammettono un minore allungamento a rottura. Queste differenze sono dovute a una diversa quantità di collagene nel tessuto, inferiore per i legamenti.

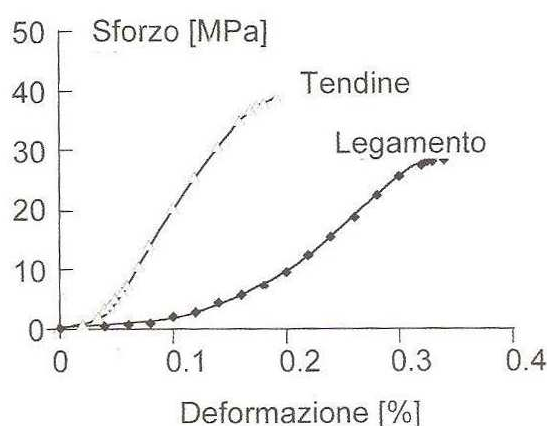


Figura 3.12: curva sforzo-deformazione ottenute per il tendine patellare e per il legamento crociato anteriore in seguito ad una prova di trazione [48].

3.3.1 Caratteristica elastica e rigidità delle strutture legamentose

Il software SimWise 4D permette di creare un vincolo tra due punti appartenenti allo stesso o a due diversi corpi rigidi. Al fine di rappresentare le strutture legamentose è stata sfruttata questa proprietà, in particolare scegliendo l'opzione *Linear Spring/Damper*. Si tratta di un vincolo che prevede la presenza di una molla in serie con uno smorzatore viscoso.

Nella versione a comportamento lineare, i due componenti sono caratterizzati rispettivamente dalle seguenti leggi:

$$F_{molla} = -kx$$
$$F_{smorzatore} = -cv$$

con

F_{molla} : forza esercitata dalla molla [N];

k : costante di elasticità della molla [N/m];

x : allungamento [m];

$F_{smorzatore}$: forza esercitata dallo smorzatore [N];

c : coefficiente di smorzamento viscoso [N*s/m];

v : velocità di deformazione [m/s].

L'elemento *Linear Spring/Damper* richiede anche di definire la *Natural Length*, corrispondente alla lunghezza di riposo della molla (a carico nullo). Durante la simulazione il sistema fornisce il valore della *Current Length*, cioè la lunghezza della molla viscoelastica in quel preciso istante temporale (dipendente dal carico); entrambi i valori dipenderanno dalla distanza tra i punti scelti per impostare il vincolo.

Il software permette di modificare la legge descrittiva della caratteristica elastica della molla e della caratteristica viscosa dello smorzatore, e di cambiare di conseguenza anche le unità di misura delle costanti k e c . Ad esempio, se si sceglie $F_{molla} = -kx^2$, la costante di elasticità della molla sarà espressa in N/m².

In questo lavoro di tesi, il contributo dello smorzatore viscoso è stato considerato nullo, impostando un valore del coefficiente di smorzamento pari a zero, per tutte le strutture legamentose eccetto i legamenti alari e il legamento collaterale mediale profondo (deepMCL); quelli alari sono stati inseriti principalmente per limitare i movimenti rotazionali della rotula e, di conseguenza, non ne è stato analizzato il comportamento al variare del tempo. Per entrambi i legamenti alari, mediale e laterale, si è scelto di utilizzare $c = 0.002$ N*s/mm, valore fornito di default dal software. Tali legamenti si differenziano dalle altre strutture legamentose anche per un'altra ragione. Tutti i legamenti, infatti, sono stati rappresentati come composti da due o più elementi in parallelo (cioè da due o più *Linear Spring/Damper*) corrispondenti ad altrettanti fasci di fibre, mentre i legamenti alari

mediale e laterale, dei quali non interessava studiare le caratteristiche tensionali, sono stati riprodotti ciascuno con una singola *Linear Spring/Damper*.

Il deepMCL è stato collocato all'interno del simulatore sulla base di studi realizzati precedentemente [49]; esso è caratterizzato da una rigidità pari a 23 N/mm² e da un coefficiente di smorzamento viscoso uguale a 0.002 N*s/mm.

Nello studio di Blankevoort e Huiskes [50], il comportamento dei fasci di fibre dei legamenti è stato descritto come non lineare. La deformazione è stata definita come segue:

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

indicando con L la lunghezza attuale e con L_0 la lunghezza in assenza di carico.

La funzione $f(\varepsilon)$, che rappresenta la forza in dipendenza dalla deformazione (Figura 3.13), è considerata non lineare per basse deformazioni e lineare per alte deformazioni. La discriminante tra basse ed alte deformazioni è il valore $2\varepsilon_l$, con $\varepsilon_l = 0.03$.

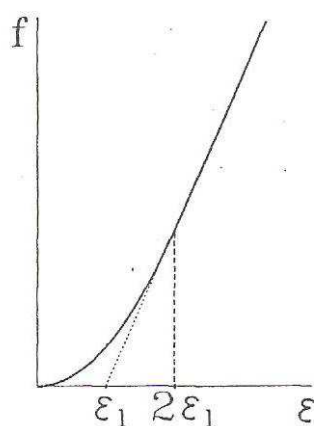


Figura 3.13: grafico del legame forza-deformazione per i fasci di fibre dei legamenti. La relazione è descritta da una curva quadratica per deformazioni inferiori a $2\varepsilon_l$ e da una retta per deformazioni superiori [50].

Per ricavare l'espressione di $f(\varepsilon)$ è utile considerare due funzioni, una con andamento quadratico (parabola con vertice nell'origine) ed una con andamento lineare (Figura 3.14):

$$f_Q = m \varepsilon^2$$

$$f_L = k\varepsilon + a$$

Poiché vogliamo che le due funzioni si intersechino in corrispondenza di $\varepsilon = 2\varepsilon_l = 0.06$, dovrà essere:

$$f_Q(2\varepsilon_l) = f_L(2\varepsilon_l)$$

$$m 4\varepsilon_l^2 = k 2\varepsilon_l + a$$

Il valore di a si ottiene imponendo che la retta passi per il punto di coordinate $(\varepsilon_l, 0)$:

$$f_L(\varepsilon_l) = 0$$

$$k \varepsilon_l + a = 0 \Leftrightarrow a = -k \varepsilon_l$$

Ritornando all'uguaglianza tra le due funzioni, si giunge alla seguente espressione di m :

$$m 4\varepsilon_l^2 = k 2\varepsilon_l - k \varepsilon_l \Leftrightarrow m = \frac{1}{4} k \varepsilon_l$$

Il legame tra forza e deformazione risulta quindi essere:

$$f = \frac{1}{4} k \frac{\varepsilon^2}{\varepsilon_l} \quad 0 \leq \varepsilon \leq \varepsilon_l$$

$$f = k (\varepsilon - \varepsilon_l) \quad \varepsilon > 2\varepsilon_l$$

$$f = 0 \quad \varepsilon < 0$$

nel quale f è la tensione, k è la rigidezza del legamento (espressa in N) ed ε è la deformazione del legamento.

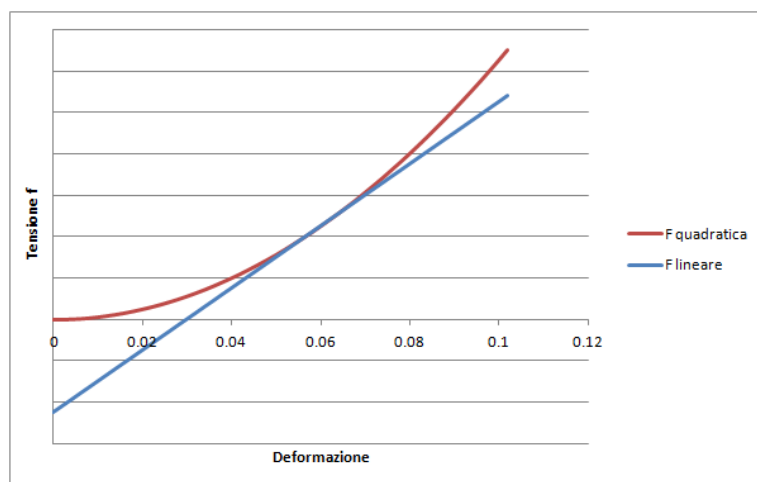


Figura 3.14: grafici forza-deformazione con andamento lineare e quadratico.

Può essere utile, in base alle applicazioni, esprimere la rigidità in termini di N/m o di N/m², anche in vista di confronti con i dati presenti in letteratura.

Partendo da una rigidità espressa in Newton (k_N), si può impostare il seguente sistema di equazioni al fine di ricavare una k in N/m:

$$\begin{cases} F = k (L - L_0) \\ F = k_N \frac{L - L_0}{L_0} \end{cases}$$

da cui:

$$k = \frac{k_N}{L_0}$$

Lo stesso procedimento può essere svolto per ottenere la rigidità in termini di N/m² (k_2):

$$\begin{cases} F = k_2 (L - L_0)^2 \\ F = \frac{1}{4} k_N \frac{\varepsilon^2}{\varepsilon_l} = \frac{1}{4} k_N \frac{(L - L_0)^2}{L_0^2} \frac{1}{\varepsilon_l} \end{cases}$$

da cui:

$$k_2 = \frac{1}{4} k_N \frac{1}{L_0^2} \frac{1}{0.03}$$

3.3.2 Posizionamento delle strutture legamentose

Il modello proposto in questo lavoro di tesi non ha la pretesa di riprodurre fedelmente e minuziosamente la realtà anatomica dell'articolazione di ginocchio, essendo questa estremamente complessa, ma cerca di rifarsi agli studi già presenti in letteratura al fine di realizzare un confronto con questi.

A tal proposito, è utile specificare che dall'analisi di articoli scientifici non sono estrapolabili informazioni precise riguardanti il posizionamento dei fasci di fibre dei legamenti. Proprio per questa ragione, si è deciso di ricavare approssimativamente la

collocazione dei siti di attacco dei legamenti sfruttando un'immagine (Figura 3.15) presente nello studio di Baldwin et al. [2].

La Figura 3.15 illustra anche la semplificazione dei fasci di fibre presenti nel modello, in particolare le sigle indicano:

- LCL: legamenti collaterali laterali;
- PFL: legamenti poplitei;
- ALC: capsula laterale anteriore;
- sMCL: legamenti collaterali mediali superficiali.

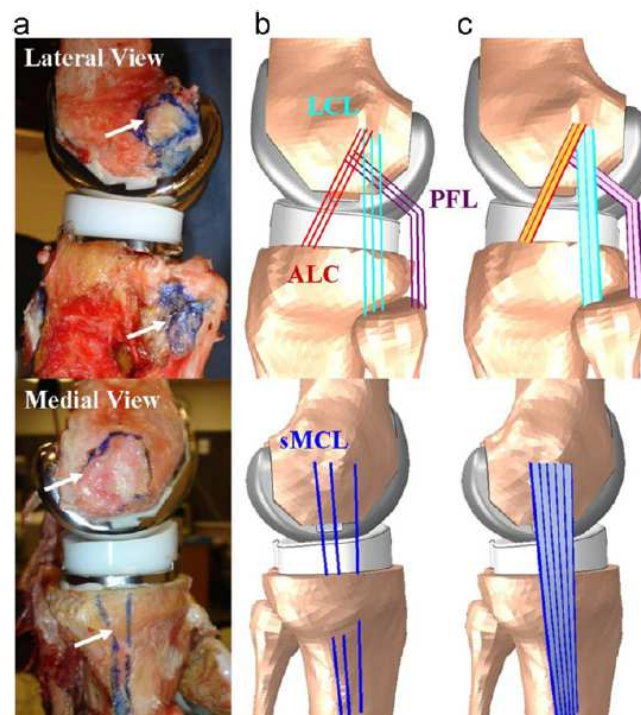


Figura 3.15: (a) viste mediale e laterale di un campione sezionato con in evidenza le aree di attacco dei legamenti, (b) e (c) rappresentazione computazionale dei fasci di fibre dei legamenti [2].

Una volta individuate le posizioni relative tra siti di attacco e dispositivo protesico nella Figura 3.15, è stato necessario determinare un rapporto di conversione per riportare queste informazioni nel modello rappresentato in SimWise 4D.

Come primo passaggio, sono state misurate tramite il software quelle grandezze accessibili anche sulla Figura 3.15; lo scudo del prototipo era caratterizzato dalle seguenti quote:

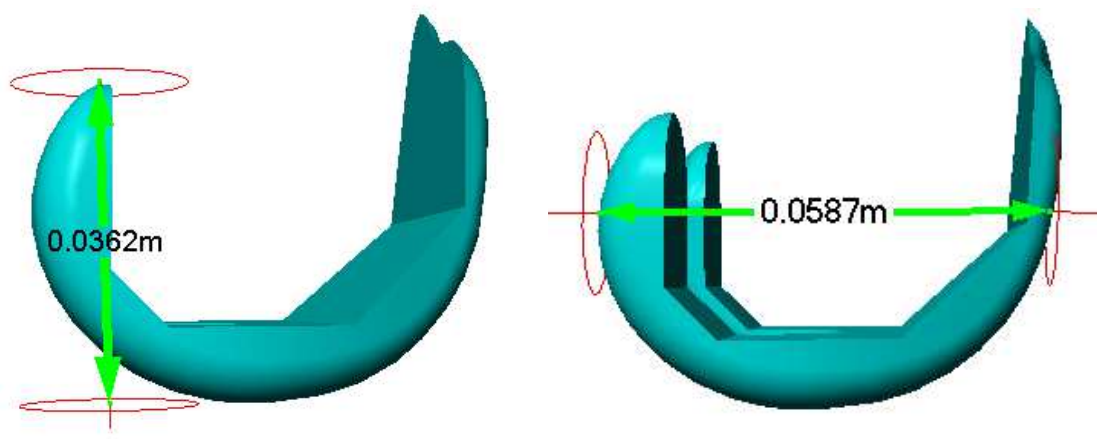


Figura 3.16: misurazioni dello scudo prototipale tramite un’opportuna funzione del software SimWise 4D.

Nella tabella seguente vengono riportare le misure delle grandezze riguardanti lo scudo utilizzato nel modello computazionale, denominato Scudo prototipo, e quello presente nella Figura 3.15, denominato Scudo Baldwin:

Tabella 3.2: misure caratteristiche dei due scudi, R indica il rapporto tra la quota relativa allo Scudo del prototipo e quella relativa allo Scudo Baldwin.

	Scudo femorale prototipo	Scudo femorale Baldwin	R
Altezza [m]	0.0362	0.02	1.81
Larghezza [m]	0.0587	0.037	1.5594

Lo stesso procedimento è stato realizzato per l’inserto tibiale. Tramite il software sono stati ricavati i seguenti valori:

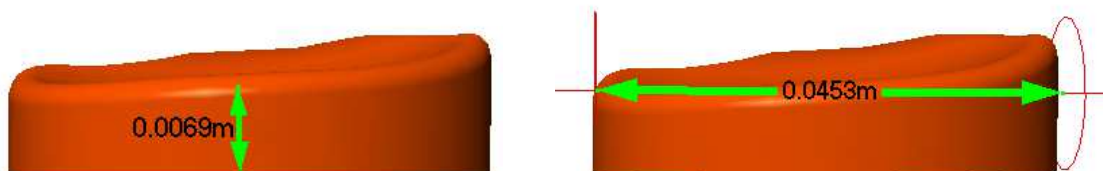


Figura 3.17: misurazioni dell’inserto tibiale del prototipo tramite un’opportuna funzione del software SimWise 4D.

Nella Tabella 3.3 sono presenti i valori di altezza e larghezza dell'inserto tibiale utilizzato nel modello computazionale (Inserto prototipo) e di quello raffigurato nella Figura 3.15:

Tabella 3.3: misure caratteristiche dei due inserti, R indica il rapporto tra la quota relativa all'Inserto del prototipo e quella relativa all'Inserto Baldwin.

	Inserto tibiale prototipo	Inserto tibiale Baldwin	R
Altezza [m]	0.0069	0.0069	1
Larghezza [m]	0.0453	0.029	1.5620

Al fine di calcolare un fattore di conversione (C), necessario per trasformare le quote ricavate dalla Figura 3.15 in quote utili per il modello computazionale, è stata valutata la media aritmetica dei rapporti R. Nel calcolo di questa media, tuttavia, non è stato preso in considerazione il valore $R = 1$ in quanto si discostava eccessivamente dagli altri (1.81; 1.5594; 1.5620):

$$C = \frac{1.81 + 1.5594 + 1.5620}{3} = \mathbf{1.6438}$$

Per le misurazioni sulla Figura 3.15 il sistema di riferimento di assi cartesiani y-z è stato collocato, per semplicità di utilizzo, in modo da avere l'origine in corrispondenza del punto di contatto tra scudo ed inserto tibiale. L'asse z era diretto verticalmente (positivo verso l'alto), mentre l'asse y rappresentava la direzione antero-posteriore (positivo anteriormente).

Una volta ottenute le posizioni dei siti d'attacco da riportare nel modello computazionale, tramite il fattore di conversione C , queste sono state convertite in coordinate assolute, cioè in coordinate rispetto alla base della struttura. A titolo di esempio, si consideri un generico sito di attacco caratterizzato da una $z = 27.9$ mm; la coordinata assoluta corrispondente sarà quindi $Z_{\text{ass}} = 27.9 \text{ mm} + Z_1$, considerando con Z_1 la distanza tra la base della struttura ed il punto di contatto inserto-scudo.

E' opportuno specificare un aspetto che riguarda i fasci di fibre denominati con la sigla PFL: nel modello computazionale, a differenza di quanto descritto da Baldwin et al., essi

vengono rappresentati come un segmento di retta (e non come una spezzata) che unisce i siti d'attacco femorale e tibiale.

Di seguito vengono elencate (Tabella 3.4) le coordinate assolute dei siti di attacco dei legamenti. I numeri 1, 2, 3 indicano rispettivamente i fasci di fibre anteriore, mediale e posteriore.

Tabella 3.4: coordinate assolute dei siti di attacco dei fasci di fibre dei legamenti. L'asse x indica la direzione medio-laterale, l'asse y la direzione antero-posteriore e l'asse z la direzione verticale.

Legamento	Sito attacco femore [mm]			Sito attacco tibia [mm]		
	x	y	z	x	y	z
ALC1	-36	-7.06	-19.1	-37.1	12.9	20
ALC2	-36	-8.66	-19.1	-37.1	11.3	20
ALC3	-36	-10.3	-19.1	-37	9.67	20
LCL1	-36	-6.3	-22.4	-39.9	-6.79	-9.22
LCL2	-36	-7.8	-22.4	-39.9	-8.28	-9.22
LCL3	-36	-7.8	-22.4	-39.9	-9.88	-9.22
PFL1	-35	0.212	-30.7	-31.8	-24.8	-5.96
PFL2	-35	-1.39	-30.7	-31.8	-26.4	-5.96
PFL3	-35	-2.99	-30.7	-31.8	-27.8	-5.97
sMCL1	36	6.92	-20.9	20	7.89	-37.1
sMCL2	36	-2.98	-20.8	20	5.08	-37.1
sMCL3	36	-7.88	-20.7	20	1.89	-37.1

Il legamento crociato posteriore, suddiviso a sua volta in porzione anteriore (aPCL) e posteriore (pPCL), così come il fascio di fibre profondo del legamento collaterale mediale, sono stati collocati nel modello computazionale sulla base di considerazioni anatomiche realizzate per uno studio precedente [49]. Le coordinate assolute dei siti di attacco femorale e tibiale sono presenti nella Tabella 3.5.

Tabella 3.5: coordinate assolute dei siti di attacco del legamento crociato posteriore e del fascio profondo del legamento collaterale mediale.

Legamento	Sito attacco femore [mm]			Sito attacco tibia [mm]		
	x	y	z	x	y	z
aPCL	4.11	-7.74	-33.3	-6.96	-21.1	25
pPCL	4.7	-10.5	-27.3	-9.35	-22.5	23.9
deepMCL	34.5	-2.76	.30.4	24.6	-7.21	13

Dato che i legamenti alari sono stati inseriti solo come vincolo per limitare rotazioni assiali eccessive della patella, essi sono stati posizionati con riferimento solo qualitativo alla disposizione anatomica.

Sempre dall'analisi dello studio di Baldwin et al., è stato possibile ottenere informazioni sulla rigidità e sulla deformazione iniziale delle strutture legamentose.

Per quanto concerne la rigidità, sono stati considerati i valori denominati con *initial value* (Figura 3.18); è stata adottato questo criterio in quanto non è stata trovata una motivazione valida per scegliere un campione come riferimento rispetto ad un altro, né tantomeno avrebbe avuto senso considerare un valore medio delle rigidità dei diversi campioni.

	Ligament stiffness (N/mm)			
	sMCL	LCL	PFL	ALC
Bounds (min-max)	60-180	60-180	7.5-67.5	15-135
→ Initial value	120.0	120.0	37.5	75.0
Specimen 1	154.5	72.9	12.6	66.6
Specimen 2	153.3	105.3	12.3	108.9
Specimen 3	122.7	171.3	66.3	53.1

Figura 3.18: rigidità dei fasci di fibre dei legamenti [2].

La deformazione è stata considerata come il rapporto di lunghezza $L_R = L_r / L_0$ (denominato *Length Ratio*), indicando con L_r la lunghezza del legamento nella configurazione iniziale di estensione, misurabile dopo aver posizionato le *Linear Spring/Damper* secondo le coordinate, e con L_0 la lunghezza in assenza di tensione.

Nello studio di Baldwin et al. vengono elencati i valori di L_R per ciascun fascio di fibre di ognuno dei tre campioni [2]. Non essendoci alcun criterio per scegliere i valori riferiti ad uno specifico campione piuttosto che ad un altro, si è deciso di determinare il

comportamento prevalente ($L_R > 0$ oppure $L_R < 0$) tra i tre valori di deformazioni presenti e di calcolare la media dei due valori più vicini tra loro. Si consideri, ad esempio, il fascio di fibre sMCL posteriore: i valori del rapporto di lunghezza per i tre campioni risultano essere 1.04, 0.96 e 1.04. Si può, perciò, affermare che il comportamento prevalente sia quello con $L_R > 0$ e, di conseguenza, calcolare la media tra 1.04 e 1.04. In conclusione, il *Length Ratio* per sMCL posteriore sarà 1.04.

Nella Tabella 3.6 sono elencati i rapporti di lunghezza utilizzati nel modello computazionale.

Una volta in possesso dei valori di L_R e L_r , il passaggio successivo è stato quello di determinare la L_0 come prodotto delle due grandezze precedenti (Tabella 3.6).

Tabella 3.6: *Length Ratio*, lunghezza iniziale e lunghezza in assenza di tensione per ciascun fascio di fibre.

Legamento	L_R	L_r [mm]	L_0 [mm]
ALC1	1.015	42.4	41.5686
ALC2	1.015	42.4	41.5686
ALC3	1.015	42.4	41.5686
LCL1	0.96	64.2	66.875
LCL2	0.98	64.2	65.5102
LCL3	1.02	64.3	63.0392
PFL1	0.965	59.1	61.2435
PFL2	0.965	59.1	61.2435
PFL3	0.965	59	61.1399
sMCL1	1.015	95.4	93.9901
sMCL2	1.04	95.2	91.5385
sMCL3	1.04	95.3	91.6346

Prima di procedere al completamento del modello computazionale, si è ritenuto opportuno realizzare un confronto tra i valori delle rigidezze estrapolati dallo studio di Baldwin et al. [2] e quelli presenti in altri articoli scientifici [49, 50, 51]. Da tale raffronto è emersa una discrepanza per quanto riguarda la rigidezza di alcuni fasci di fibre.

Convertendo i valori di rigidezza, presenti nella Tabella 3.6, da N/mm in N sono facilmente evidenziabili le differenze tra i dati presenti in letteratura (Tabella 3.7).

Tabella 3.7: confronto dei valori di rigidezza presenti in letteratura [2, 50, 51].

Legamento	Rigidezza [N]		
	Baldwin 2012	Blankevoort 1991	Bloemker 2012
LCL1	8025	2000	2000
LCL2	7861	2000	2000
LCL3	7564	2000	2000
sMCL1	11278	2750	2750
sMCL2	10984	2750	2750
sMCL3	10996	2750	2750

Alla luce di queste osservazioni, si è deciso di considerare i dati proposti da Blankevoort e in seguito condivisi da Bloemker [50, 51], ricavando la rigidezza espressa in N/mm tramite la formula: $k = k_N/L_0$ (Tabella 3.8).

Tabella 3.8: rigidezza espressa in N/mm dei fasci di fibre di LCL e MCL.

Legamento	Rigidezza [N/mm]
LCL1	29.91
LCL2	30.53
LCL3	31.73
sMCL1	29.26
sMCL2	30.04
sMCL3	30.01

3.3.3 Differenze tra i modelli utilizzati

In questo lavoro di tesi sono stati utilizzati i seguenti modelli (le lettere si riferiscono a versioni di prova realizzate precedentemente):

- *Modello V2;*
- *Modello V3;*
- *Modello F1;*
- *Modello A4.*

L'elemento che contraddistingue un modello rispetto a un altro è sicuramente attribuibile alle strutture legamentose, in quanto l'architettura del simulatore e le componenti protesiche non sono state modificate.

Modello V2

Le simulazioni contrassegnate con questa terminologia, presentano una collocazione dei fasci di fibre dei legamenti uguale a quella riportata nelle Tabelle 3.4 e 3.5. La peculiarità di tale modello risiede nella legge che regola il comportamento elastico dei legamenti. Il legame tra forza e allungamento, infatti, è descritto dalla seguente equazione:

$$F_{molla} = -kx$$

In questo caso, la rigidità k viene espressa in N/mm. Nella Tabella 3.9 sono presenti solo i legamenti per i quali è stato considerato un valore di k differente al variare del modello; non compaiono, infatti, il legamento collaterale mediale profondo né il legamento crociato posteriore.

Modello V3

Il *Modello V3* risulta essere uguale al *Modello V2*, fatta eccezione per la relazione tra la forza e l'allungamento delle strutture legamentose, descritta dalla seguente legge quadratica:

$$F_{molla} = -kx^2$$

La rigidità k ha, perciò, come unità di misura i N/mm² (Tabella 3.9).

Tabella 3.9: valori di rigidezza espressi in N/mm (relazione lineare) e in N/mm² (relazione quadratica).

Legamento	Rigidezza [N/mm]	Rigidezza [N/mm²]
ALC1	75	15
ALC2	75	15
ALC3	75	15
LCL1	29.91	3.73
LCL2	30.53	3.88
LCL3	31.73	4.19
PFL1	37.5	5.1
PFL2	37.5	5.1
PFL3	37.5	5.11
sMCL1	29.26	2.59
sMCL2	30.04	2.73
sMCL3	30.01	2.73

Modello F1

Il punto di partenza per realizzare questo modello sono certamente stati i due modelli descritti precedentemente, ai quali, tuttavia, è stata apportata qualche modifica. Il cambiamento ha riguardato sia la posizione dei siti di attacco dei fasci di fibre sia il valore della rigidezza (espressa in N/mm²). Queste modifiche sono state realizzate dopo il confronto con gli studi già effettuati da Bersini et al. [49].

Le nuove coordinate assolute delle strutture legamentose sono riportate di seguito (Tabella 3.10).

Tabella 3.10: coordinate dei siti di attacco per il *Modello F1*. Con il colore grigio sono rappresentati i valori di partenza, poi modificati. L'asse x indica la direzione medio-laterale, l'asse y la direzione antero-posteriore e l'asse z la direzione verticale.

Legamento	Sito attacco femore [mm]			Sito attacco tibia [mm]		
	x	y	z	x	y	z
ALC1	-36	-7.06	-19.1	-37.1	12.9	16 20
ALC2	-36	-8.66	-19.1	-37.1	11.3	14 20
ALC3	-36	-10.3	-19.1	-37	9.69 9.67	12 20
LCL1	-36	-6.3	-22.4	-39.9	-6.79	-9.22
LCL2	-36	-7.8	-22.4	-39.9	-8.28	-9.22
LCL3	-36	-7.8	-22.4	-39.9	-9.88	-9.22
PFL1	-35	0.212	-30.7	-31.9	-17.8 -24.8	17 -5.96
PFL2	-35	-1.39	-30.7	-31.9	-18.8 -26.4	17 -5.96
PFL3	-35	-2.99	-30.7	-31.8	-20.8 -27.8	17 -5.97
sMCL1	36	1.62 6.92	-19.4 -20.9	20	7.89	-37.1
sMCL2	36	-2.98	-20.8	20	5.08	-37.1
sMCL3	36	-5.9 -7.88	-22.4 -20.7	20	1.89	-37.1

Dai dati si evidenzia uno spostamento di tutti i siti di attacco tibiali della capsula laterale anteriore lungo l'asse z verso il basso (ALC1 $\Delta S_z = 4$ mm, ALC2 $\Delta S_z = 6$ mm, ALC3 $\Delta S_z = 8$ mm).

La posizione del legamento collaterale laterale non è stata modificata.

Il legamento popliteo ha subito uno spostamento sia in direzione y sia in direzione z per quanto riguarda i siti di attacco tibiali. Questi ultimi sono stati traslati anteriormente (PFL1 $\Delta S_y = 7$ mm, PFL2 $\Delta S_y = 7.6$ mm, PFL3 $\Delta S_y = 7$ mm), anche se lo spostamento più significativo è avvenuto lungo l'asse z, verso l'alto (PFL1 $\Delta S_z = 11.04$ mm, PFL2 $\Delta S_z = 11.04$ mm, PFL3 $\Delta S_z = 11.03$ mm).

Le modifiche della posizione del legamento collaterale mediale superficiale hanno, invece, riguardato i siti di attacco femorali. Gli spostamenti sono stati realizzati sia in direzione y sia in direzione z, ma soltanto per sMCL1 e sMCL3 (sMCL1 $\Delta S_y = 5.3$ mm posteriormente, sMCL3 $\Delta S_y = 1.98$ mm anteriormente; sMCL1 $\Delta S_z = 1.5$ mm verso l'alto, sMCL3 $\Delta S_z = 1.7$ mm verso il basso).

La legge descrittiva del legame forza-allungamento utilizzata è di tipo quadratico (Tabella 3.11).

Tabella 3.11: valori di rigidità presenti nei modelli *V3* e *F1*.

Legamento	Rigidità <i>ModV3</i> [N/mm²]	Rigidità <i>ModF1</i> [N/mm²]
ALC1	15	15
ALC2	15	15
ALC3	15	15
LCL1	3.73	14.9
LCL2	3.88	15.3
LCL3	4.19	15.9
PFL1	5.1	5.1
PFL2	5.1	5.1
PFL3	5.11	5.1
sMCL1	2.59	10.6
sMCL2	2.73	10.9
sMCL3	2.73	10.9

Dal confronto con i dati utilizzati nel *Modello V3*, anch'essi espressi in N/mm², emerge un consistente aumento della rigidità per quanto riguarda i legamenti collaterali laterale e mediale (LCL $\Delta k \cong 11$ N/mm², sMCL $\Delta k \cong 8$ N/mm²).

Modello A4

Per questo modello la suddivisione nei fasci di fibre e la collocazione dei siti di attacco delle strutture legamentose (Tabella 3.12) sono state fornite dal tecnico progettista della ditta costruttrice di protesi sulla base di altri studi presenti in letteratura [7]; esse, perciò, risultano differenti da quanto descritto per i modelli precedenti.

Il *Modello A4* non è servito tanto per confrontare i dati relativi alle grandezze in esame, ma ha avuto lo scopo di dimostrare la sensibilità del simulatore computazionale al variare delle strutture legamentose.

Tabella 3.12: coordinate dei siti di attacco per il *Modello A4*. L'asse x indica la direzione medio-laterale, l'asse y la direzione antero-posteriore e l'asse z la direzione verticale.

Legamento	Sito attacco femore [mm]			Sito attacco tibia [mm]		
	x	y	z	x	y	z
LCL2	-40.1	-14.5	-15.9	-50.9	-15.8	1.56
MCL-I	42.2	-6.24	15.3	36.2	-9.9	6.18
MCL-II	42.4	-4.35	-13.7	36.1	-7.33	6.18
MCL-III	42.7	-2.38	-12.2	36.1	-4.8	6.19
PCL-I	6.35	-22.4	-34.8	3.27	-24.9	24.1
PCL-II	6.35	-18.6	-34.8	3.25	-22.3	24.1
PCL-III	6.35	-14.8	-34.9	3.23	-19.8	24.2

Tabella 3.13: valori di lunghezza iniziale e rigidezza per il *Modello A4*.

Legamento	L_r [mm]	k [N/mm]
LCL2	60.8	52
MCL-I	56.4	70
MCL-II	58	70
MCL-III	59.5	70
PCL-I	19	385
PCL-II	19.3	385
PCL-III	19.7	385

3.4 Simulazioni realizzate

I modelli descritti precedentemente sono stati utilizzati per analizzare condizioni differenti di movimento e di carico tramite il simulatore computazionale. Il software SimWise 4D permette di rilevare, durante lo svolgimento della simulazione, i dati relativi ad alcune grandezze, raffigurandone l'andamento complessivo tramite un grafico o mostrandone i valori ad un particolare istante di tempo.

Durante ciascuna simulazione, sono stati registrati, in funzione del tempo, gli andamenti di:

- angoli di Grood & Suntay (angoli di flessione, abduzione, rotazione esterna);
- angolo del tendine rotuleo (angoli sagittale e frontale);
- tensione del legamento popliteo (tensione di PFL1, PFL2, PFL3);
- tensione del legamento collaterale mediale (tensione di sMCL1, sMCL2, sMCL3, dMCL);
- tensione del legamento collaterale laterale (tensione di LCL1, LCL2, LCL3);
- tensione della capsula laterale anteriore (tensione di ALC1, ALC2, ALC3);
- tensione del legamento crociato posteriore (tensione di aPCL e pPCL);
- spostamento tibia-femore (spostamenti in direzione x, y e z);
- tensione e lunghezza dell'attuatore;
- forza su componente tibiale (forza in direzione x, y, z e valore assoluto);
- forza su patella (forza in direzione x, y, z e valore assoluto);
- forza su componente femorale (forza in direzione x, y, z e valore assoluto).

Al termine di ogni simulazione, i dati sono stati copiati e rielaborati in una cartella di lavoro excel, sia per poter rappresentare gli andamenti in funzione di una grandezza diversa dal tempo (ad esempio l'angolo di flessione) sia per facilitare il confronto tra andamenti di simulazioni differenti.

3.4.1 Movimento di flesso-estensione

L'obiettivo alla base di questo tipo di simulazione, partendo dalla posizione di completa estensione, è stato quello di raggiungere un grado di flessione superiore a 100° per poi tornare nella configurazione iniziale.

Inizialmente si è pensato di agire sull'attuatore, avendo questo la stessa funzione del muscolo quadricipite, prima controllandone la lunghezza e in seguito la tensione. Il software permette, infatti, di creare una tabella nella quale ad ogni istante di tempo è associato un preciso valore di lunghezza o tensione; un'altra possibilità è quella di inserire un cursore (*Slider*) associato alla lunghezza o alla tensione: in questo modo il valore della grandezza in oggetto viene impostato dall'utente e può essere modificato in corrispondenza di qualsiasi *frame*. Il vantaggio di quest'ultima opzione è sicuramente quello di poter intervenire durante lo svolgersi della simulazione, andando a modificare la grandezza in base a quanto accaduto nel *frame* precedente.

Il primo metodo descritto è stato sfruttato per il controllo sulla lunghezza. I valori da inserire nella tabella sono stati ricavati da simulazioni di prova, nelle quali è stata realizzata una flessione libera, non seguita da una fase di estensione. I dati presenti erano, quindi, crescenti con il tempo fino a raggiungere la lunghezza massima, mentre per l'estensione sono stati inseriti gli stessi valori, questa volta in ordine decrescente. Al fine di dare inizio al movimento di flessione, è stato necessario applicare un momento flessorio per un certo intervallo di tempo sull'asta del femore.

I risultati ottenuti per il *Modello F1* non sono stati soddisfacenti poiché era presente un'eccessiva oscillazione degli elementi costituenti il tendine del quadricipite, ma soprattutto perché la simulazione terminava, per problemi interni di calcolo, alla fine della fase di flessione prima di poter ottenere una fase di estensione. Per queste due ragioni, l'opzione del controllo sulla lunghezza non è stato considerato per gli altri modelli.

Si è quindi deciso di controllare il movimento di flesso-estensione agendo sulla tensione dell'attuatore tramite un cursore. Anche in questo caso è stato necessario applicare il momento flessorio sull'asta del femore per sbloccare la posizione iniziale.

È stato raggiunto un risultato migliore rispetto a quanto descritto prima, utilizzando sempre il *Modello F1*: l'oscillazione del tendine del quadricipite era quasi impercettibile, inoltre era realizzabile anche una fase di estensione. L'aspetto negativo che, tuttavia, ha portato all'abbandono di questa soluzione è stata l'eccessiva iperestensione nella fase finale del movimento, tale da determinare un dislocamento dello scudo dall'inserito tibiale.

Il terzo e ultimo metodo sfruttato per realizzare la flessione-estensione ha previsto un approccio diverso dai due precedenti. Questa volta la cerniera corrispondente all'articolazione dell'anca è stata sostituita da un *Revolute Motor*, il quale ha consentito di controllare l'angolo tra la verticale e l'asta femorale. Una volta stabilito l'asse attorno al quale sarebbe avvenuta la rotazione, si è scelto come variabile di controllo del motore l'angolo di rotazione (*Orientation*) ed è stata impostata la legge matematica che avrebbe dovuto rispettare (Figura 3.19). In accordo con dati presenti in letteratura [3] è stato scelto un andamento sinusoidale, con periodo pari a 9 s, valore minimo uguale a 0° e valore massimo pari a 60° , in quanto l'angolo all'altezza dell'anca è circa uguale alla metà dell'angolo di flessione del ginocchio.

La forza del quadricipite è stata mantenuta fissa e pari a 100 o 500 N.

Il grado di flessione raggiunto per tutti i modelli è stato di circa 108° . Non sono stati osservati fenomeni di oscillazione né di iperestensione in fase finale e, inoltre, non è stato necessario applicare un momento flettente sull'asta del femore.

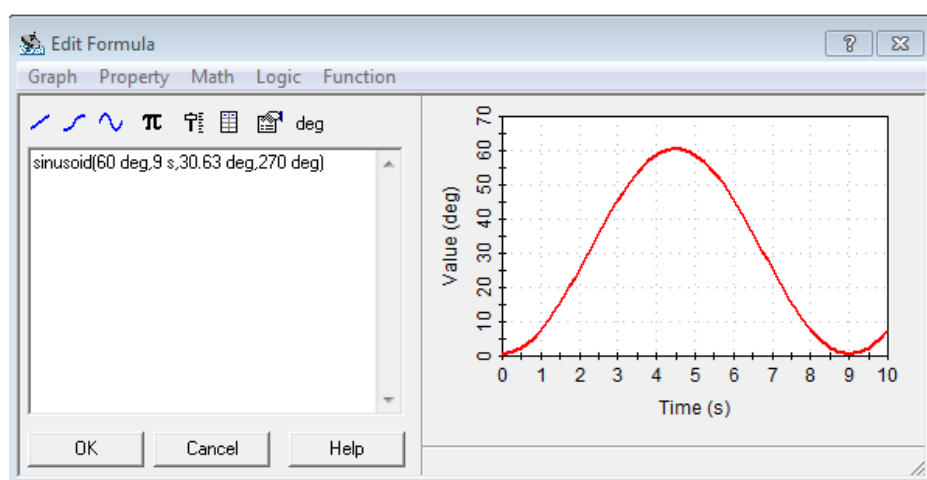


Figura 3.19: finestra di lavoro relativa alla legge matematica che regola il motore *Hip Flex*.

3.4.2 Misura delle forze di equilibrio

Attraverso queste simulazioni è stato possibile ricavare le tensioni all'equilibrio per i modelli *F1*, *V2* e *V3* in corrispondenza di un grado di flessione pari a 15, 30, 50, 60, 70, 90 e 120° .

Il punto di partenza per questa analisi è stato il movimento di flessione-estensione. Una volta raggiunto l'angolo di flessione desiderato, è stata cancellata la storia precedente della simulazione tramite la funzione *Erase Motion History* ed è stato impostato l'angolo raggiunto come angolo massimo assumibile dalla cerniera *FlesEst Tibia*, in modo che il simulatore potesse compiere movimenti solo nel verso dell'estensione e non della flessione. È stato, inoltre, annullato il contributo del *Revolute Motor* dell'anca, imponendo un momento pari a zero.

Il passaggio successivo ha previsto il controllo della forza dell'attuatore tramite l'utilizzo di un cursore. Trattandosi di una forza di trazione, i valori utilizzati sono stati tutti negativi. Tale forza è stata aumentata, in modulo, fino a quando non si è osservato un inizio di variazione dell'angolo di flessione: questo è stato considerato l'istante di equilibrio e, in corrispondenza di tale istante, sono state valutate le tensioni dei legamenti.

3.4.3 Spostamento dei condili femorali

Al fine di esaminare lo spostamento dei condili femorali sull'inserito tibiale, sono stati sfruttati il movimento di flessione-estensione descritto precedentemente (cfr. 3.4.1) e il software MB-Ruler. Tale software consente di posizionare un goniometro ed un righello sullo schermo, in modo da poter misurare angoli e distanze mentre si lavora con la propria applicazione di interesse.

Nel simulatore computazionale è presente un'asta alle cui estremità sono collocate due piccole sfere (*CFF-med* e *CFF-lat*, cioè i *flexion facet centers*), le quali si muovono solidalmente con i condili mediale e laterale dello scudo.

Le misure della traslazione antero-posteriore di *CFF-med* e *CFF-lat* sono state realizzate ogni 5° durante il movimento di flessione-estensione, partendo da un angolo di 0°.

Tale traslazione è stata valutata in dipendenza dalla tensione del quadricipite, dalla rigidità dei legamenti e dalla forza concentrata applicata sul cursore verticale.

3.4.4 Applicazione di un momento torcente sull'asta tibiale

L'obiettivo di queste simulazioni è stato quello di analizzare la rotazione assiale tibiale in funzione sia dell'angolo di flessione sia del momento torcente, applicato sull'asta della

tibia. Le configurazioni statiche in corrispondenza di angoli di flessione pari a 30, 60 e 90° sono state ottenute come descritto precedentemente (cfr 3.4.2). In seguito, la cerniera *Rotaz assiale Tibia* è stata sostituita da un *Revolute Motor*, controllandone la torsione tramite una funzione “a gradino”, caratterizzata da un valore minimo pari a 0 N*mm e da un valore massimo (in modulo) uguale a 40000 N*mm, raggiunto dopo 4 s (Figura 3.20). La rotazione assiale interna tibiale è stata ottenuta applicando un momento torcente positivo, mentre quella esterna tramite un momento torcente negativo.

Questo tipo di sollecitazione è stata realizzata per il *Modello F1*, per il *Modello V2* (solo per angoli di flessione di 30 e 90°) e per il *Modello V3* (solo per angoli di flessione di 30 e 90°).

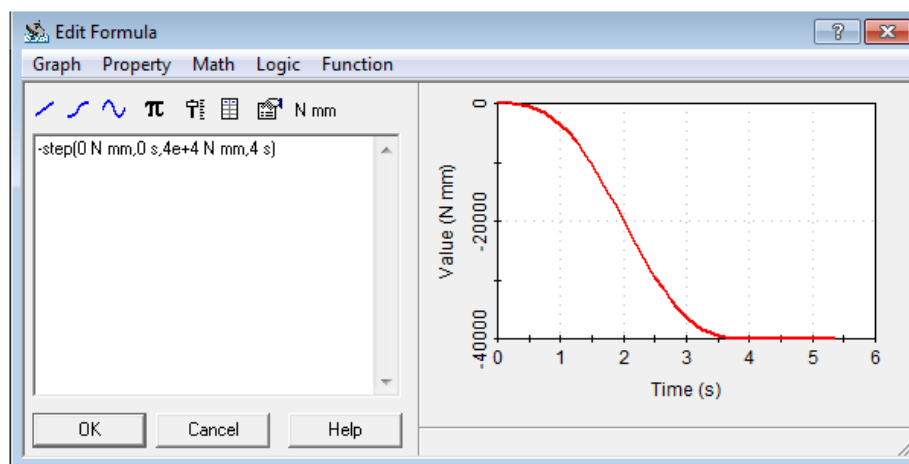


Figura 3.20: finestra di lavoro relativa alla funzione che regola il momento torcente di *Rotaz assiale tibia*.

3.4.5 Analisi del contributo dei muscoli Hamstring

Relativamente a questa analisi, sono state considerate tre situazioni differenti: nella prima sono stati rappresentati entrambi i muscoli Hamstring, laterale e mediale, mentre nella seconda e nella terza è stato osservato il contributo singolo rispettivamente del muscolo laterale e di quello mediale.

In tutti e tre i casi, l’angolo di flessione è stato bloccato ad un valore di 90° ed i muscoli Hamstring sono stati rappresentati da un attuatore lineare. Per quanto riguarda l’andamento della tensione dell’attuatore, è stato imposto un andamento “a gradino” da 0 a -500 N, con un tempo caratteristico di 1 s nel simulatore in cui era presente solo il muscolo mediale e di

2 s nel simulatore in cui era presente solo quello laterale, mentre la tensione del quadricipite è stata fissata a 500 N. Nella configurazione contraddistinta da entrambi i muscoli è stato, invece, imposto un transitorio di 4 s per tutti e due gli attuatori lineari (Figura 3.21).

La posizione dei muscoli Hamstring è sicuramente approssimativa: essi presentano un'origine comune all'altezza dell'*Asta Femore*, mentre si sviluppano uno medialmente ed uno lateralmente avvicinandosi alla barra di supporto della componente tibiale.

Questa analisi è stata condotta solo per il *Modello F1*.

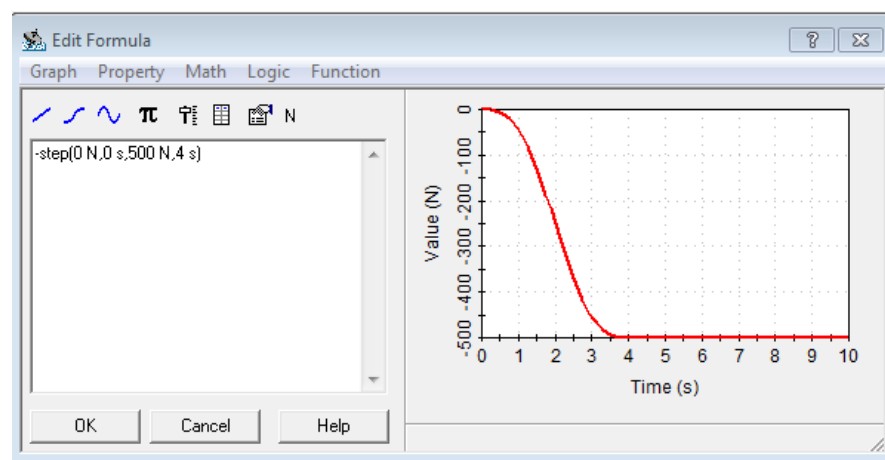


Figura 3.21: finestra di lavoro relativa alla funzione che regola l'andamento della tensione dei muscoli Hamstring.

CAPITOLO 4

Risultati

4.1 Contributo della tensione del quadricipite nella flessione-estensione

Questo studio ha lo scopo di valutare l'effetto dell'attuatore lineare, che rappresenta l'azione del quadricipite, sui parametri di posizionamento relativo, sulla tensione dei legamenti, sulla forze di contatto tra i due componenti protesici di femore e tibia. Il medesimo simulatore computazionale è stato utilizzato imponendo due diversi valori di forza di trazione all'attuatore lineare (Tabella 4.1).

Al fine di semplificare la trattazione, verranno utilizzate le sigle *FQ-100* e *FQ-500* per identificare rispettivamente la simulazione con una tensione del quadricipite di 100 N e quella con una tensione di 500 N.

Tabella 4.1: caratteristiche principali delle due simulazioni.

	FQ-100	FQ-500
Legamenti	ModF1, $F = -kx^2$	ModF1, $F = -kx^2$
F quadricipite	100 N, costante	500 N, costante
Flessione-estensione	HIP contr, sin – T = 9 s	HIP contr, sin – T = 9 s

4.1.1 Angoli di Grood e Suntay

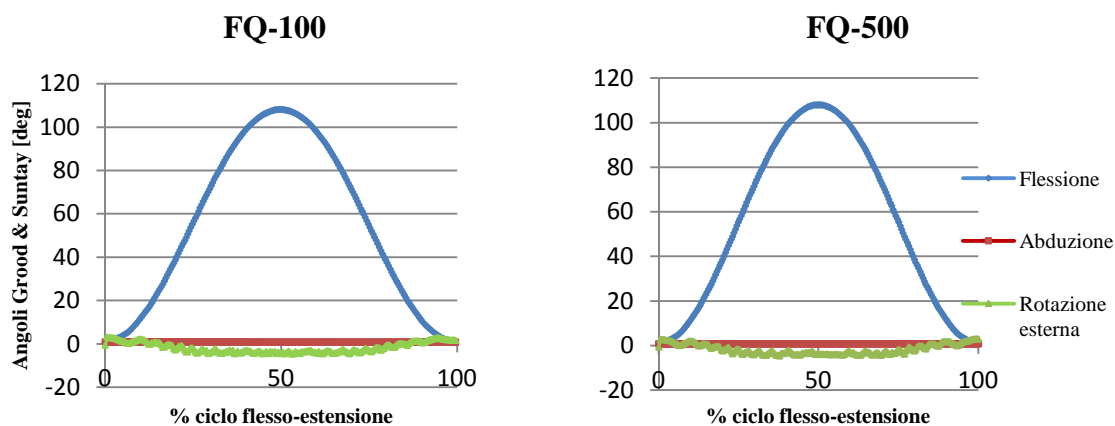


Figura 4.1: angoli di Grood e Suntay per *FQ-100* e per *FQ-500* in funzione della % del ciclo di flessione-estensione.

Non si notano differenze apprezzabili per quanto riguarda gli angoli di flessione, abduzione e rotazione interna né in termini di andamento, né in termini di valori (Figura 4.1).

Angolo di flessione: l'andamento è tipicamente sinusoidale, questo deriva dal fatto che il movimento di flessione-estensione sia regolato proprio da una legge sinusoidale all'altezza dell'anca.

Il valore massimo raggiunto è 108° .

Angolo di abduzione: presenta un andamento costante.

Angolo di rotazione esterna: in corrispondenza della fase di flessione si ha una rotazione interna (verso valori negativi), mentre in fase di estensione la rotazione assiale risulta essere esterna (ritorno verso il valore iniziale).

4.1.2 Angolo del tendine rotuleo

L'angolo del tendine rotuleo viene espresso sia nel piano sagittale sia nel piano frontale e viene rappresentato in funzione dell'angolo di flessione sia durante la discesa che la risalita (Figura 4.2).

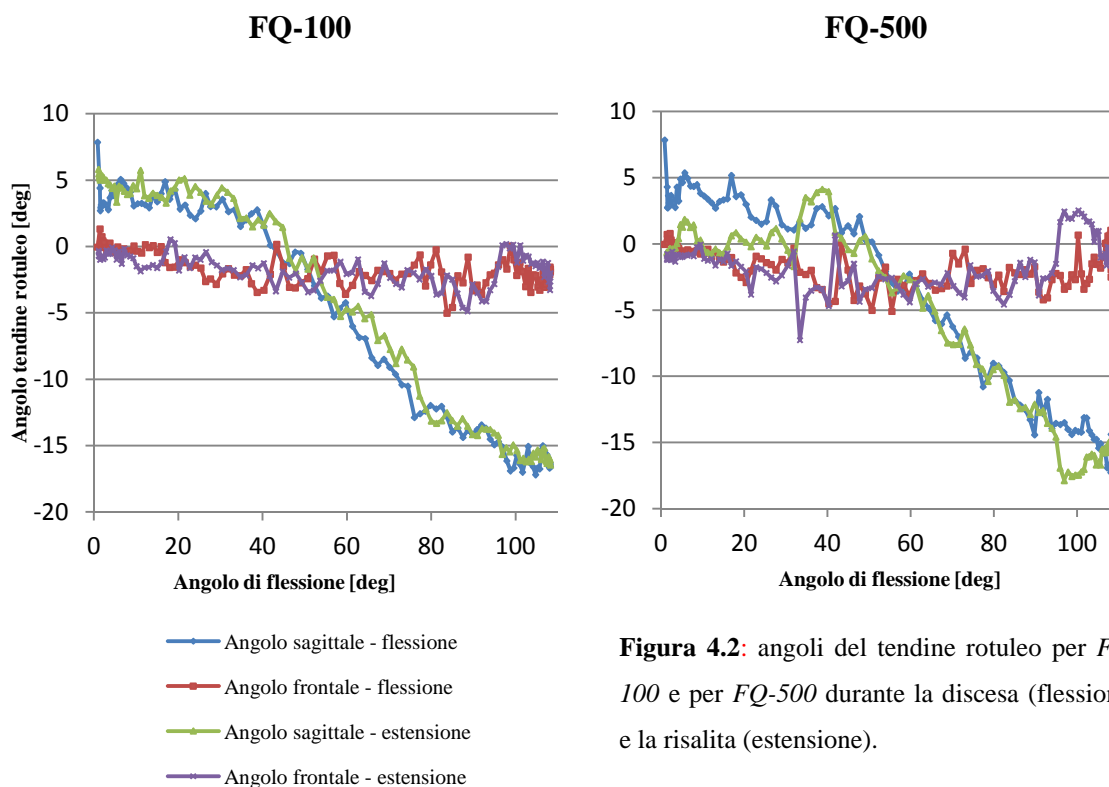


Figura 4.2: angoli del tendine rotuleo per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

Angolo sagittale: gli andamenti in fase di discesa (flessione) risultano molto simili con i due valori di forza del quadricipite, infatti entrambi sono decrescenti in fase di flessione, ma in corrispondenza dell'angolo di flessione di 100° si ha per *FQ-100* un valore leggermente maggiore (-17°) rispetto a quello di *FQ-500* (-14°). Per *FQ-100* si nota un minor scostamento tra i grafici in discesa e in risalita, quindi non è evidenziabile un fenomeno di isteresi. La situazione risulta differente per *FQ-500*: lo scostamento è presente nella primissima fase di risalita, non compare nella fase centrale, ma diventa significativo nella porzione finale (angolo di flessione da 30 a 0°). In quest'ultima zona si nota chiaramente come la curva relativa alla risalita si sviluppi nell'intorno dell'asse delle ascisse, mentre la curva riferita alla flessione raggiunga un angolo sagittale pari a 7° .

Angolo frontale: per la flessione gli andamenti di *FQ-100* e *FQ-500* sono molto simili. Non si nota alcun fenomeno di isteresi per *FQ-100*. Per *FQ-500*, nella fase iniziale di risalita (angolo di flessione circa 100°) la curva si discosta leggermente, cioè di circa 4° , da quella di discesa.

4.1.3 Spostamento tibia-femore

Lo spostamento è analizzato nelle tre direzioni medio-laterale (x), antero-posteriore (y) e verticale (z) in fase di flessione (discesa) e di estensione (risalita).

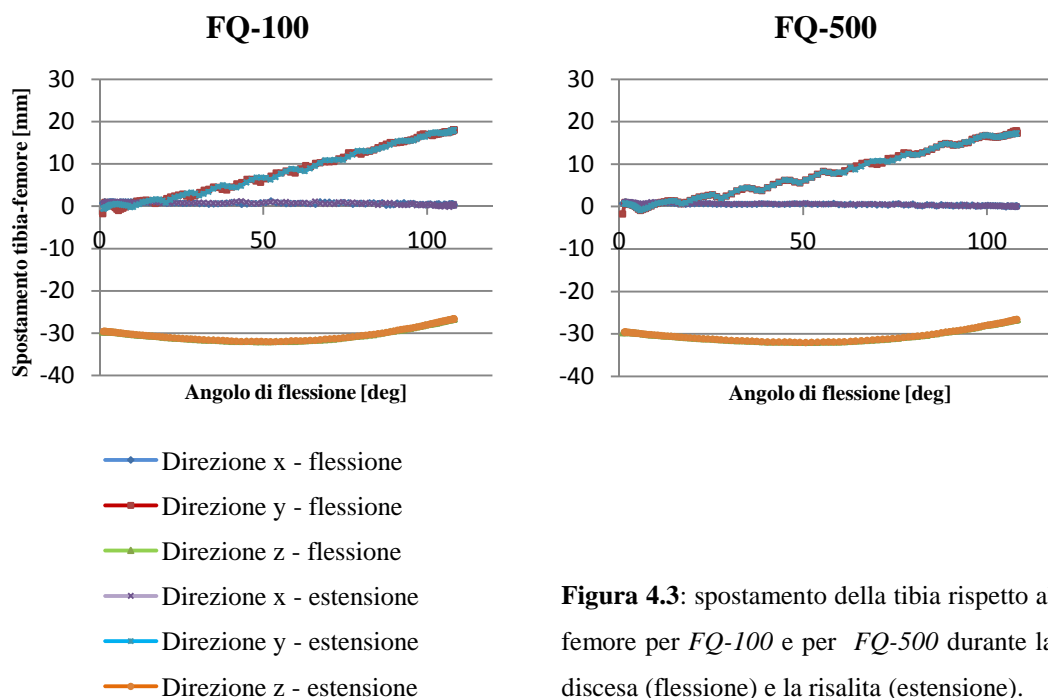


Figura 4.3: spostamento della tibia rispetto al femore per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

Nel complesso non si nota nessuna differenza significativa tra le curve rappresentate e non sono presenti fenomeni di isteresi, in quanto i grafici relativi alla flessione e all'estensione risultano perfettamente sovrapposti (Figura 4.3).

Direzione x (spostamento medio-laterale): la curva evidenzia un andamento costante.

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): l'andamento è crescente in fase di discesa e decrescente in quella di risalita. Partendo da un valore prossimo allo 0, si giunge ad un massimo di circa 17 mm. Il grafico è molto simile ad una retta, sebbene siano presenti delle oscillazioni.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): la curva è caratterizzata da una convessità rivolta verso il basso. Il punto di massima distanza tra tibia e femore (-32 mm) viene raggiunto con un angolo di circa 50°.

4.1.4 Tensione della capsula laterale anteriore

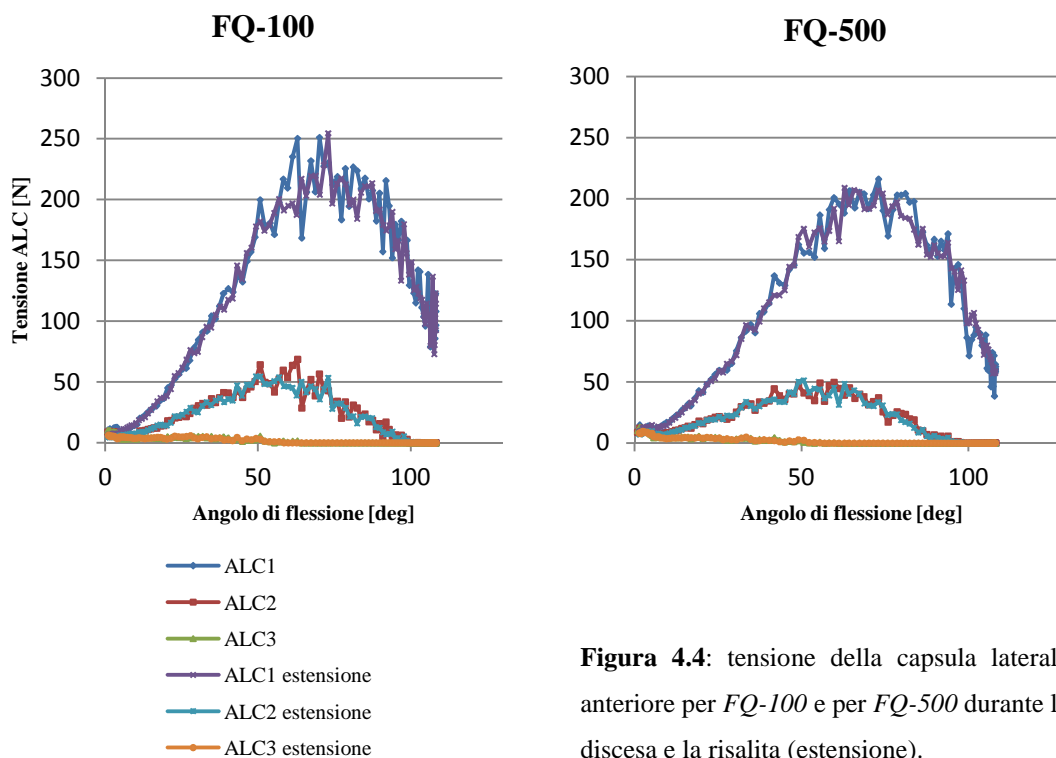


Figura 4.4: tensione della capsula laterale anteriore per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa e la risalita (estensione).

Dall'osservazione della Figura 4.4 non si notano importanti differenze tra i risultati delle due simulazioni, sebbene per *FQ-100* sia presente uno scostamento tra grafici di discesa e risalita per quanto riguarda ALC1.

ALC1: è il fascio di fibre che raggiunge i valori di tensione più elevati. La curva presenta un andamento a campana, il cui picco di 216 N viene raggiunto per un angolo di 73°.

ALC2: l'andamento è crescente nella prima metà della discesa e decrescente nella restante parte. Il massimo valore raggiunto è di 45 N.

ALC3: andamento costante, poco superiore allo zero.

4.1.5 Tensione del legamento collaterale mediale

Non si notano differenze rilevanti né per gli andamenti né per i valori (Figura 4.5).

Per *FQ-500* le curve riferite all'estensione sembrano sovrapporsi perfettamente a quelle riferite alla discesa. Per *FQ-100*, la curva corrispondente alla tensione di deepMCL in fase di estensione è leggermente spostata verso destra rispetto alla curva di discesa.

sMCL1: tensione crescente fino ad un picco di 500 N in corrispondenza di un angolo di circa 67° e decrescente fino al termine della discesa (129 N).

sMCL2: andamento crescente per la prima fase di discesa, fino al raggiungimento del valore massimo (144 N), mentre nella fase finale la tensione è prossima allo zero.

sMCL3: la tensione si mantiene nell'intorno dello zero per tutto il movimento di flessione-estensione.

deepMCL: andamento crescente in fase di discesa fino al raggiungimento del picco (770 N) e decrescente in fase di estensione.

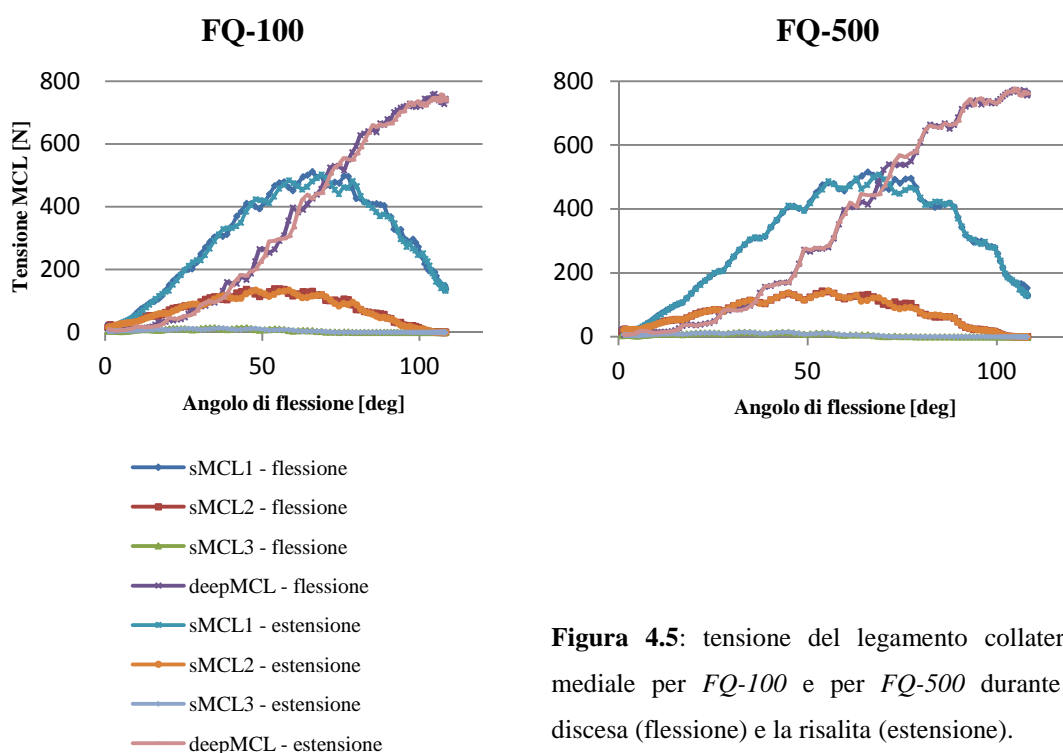


Figura 4.5: tensione del legamento collaterale mediale per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

4.1.6 Tensione del legamento popliteo

Non si nota nessuna differenza significativa tra i due simulatori. Non sono presenti fenomeni di isteresi (Figura 4.6).

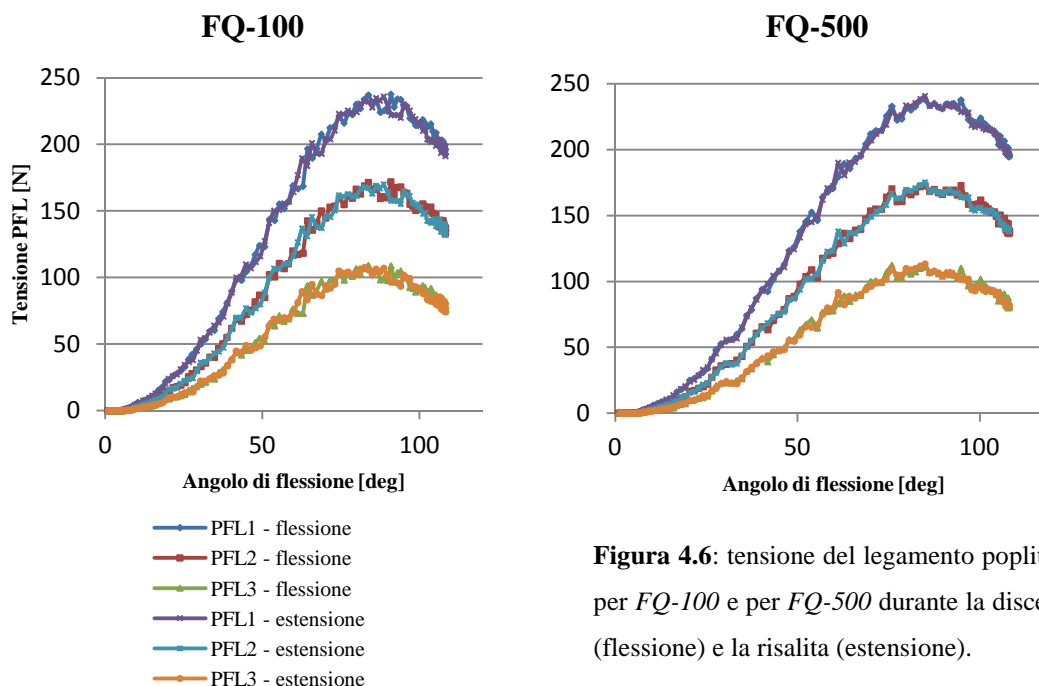


Figura 4.6: tensione del legamento popliteo per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

Gli andamenti dei tre fasci di fibre sono molto simili. Dopo una prima fase crescente pressoché lineare, l'andamento diventa paragonabile a quello di una parabola. La tensione massima viene raggiunta in corrispondenza dello stesso angolo (circa 87°).

PFL1: la tensione massima è pari a 240 N.

PFL2: la tensione massima è pari a 167 N.

PFL3: la tensione massima è pari a 107 N.

4.1.7 Tensione del legamento crociato posteriore

L'unica differenza apprezzabile riguarda il fascio anteriore del legamento crociato posteriore (aPCL). Si nota, infatti, un fenomeno di isteresi per *FQ-100*, non osservabile per *FQ-500*.

aPCL: andamento complessivamente crescente in fase di discesa, nonostante le importanti oscillazioni. La tensione massima è pari a 233 N in corrispondenza di un angolo di circa 92°.

pPCL: tensione nulla durante tutto il movimento di discesa-risalita.

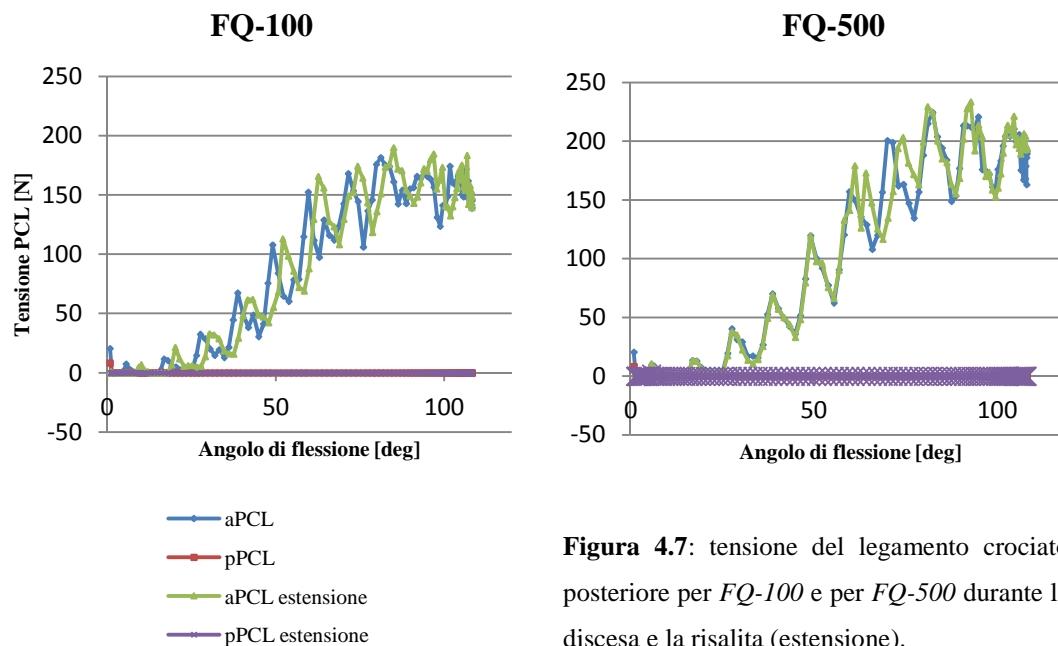


Figura 4.7: tensione del legamento crociato posteriore per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa e la risalita (estensione).

4.1.8 Forza sulla componente tibiale

Nei grafici seguenti sono rappresentati gli andamenti delle tre componenti della forza sulla componente tibiale (F_x , F_y , F_z) oltre al suo modulo.

Gli andamenti della forza per *FQ-100* e *FQ-500* sono simili, fatta eccezione per i due picchi negativi osservabili per il modulo della forza nella Figura 4.8. Non sono evidenziabili fenomeni di isteresi.

I grafici della componente F_z e del modulo della forza sono pressoché sovrapposti per entrambe le configurazioni analizzate. È, tuttavia, da sottolineare la differenza nei valori assunti dalla F_z nelle due simulazioni.

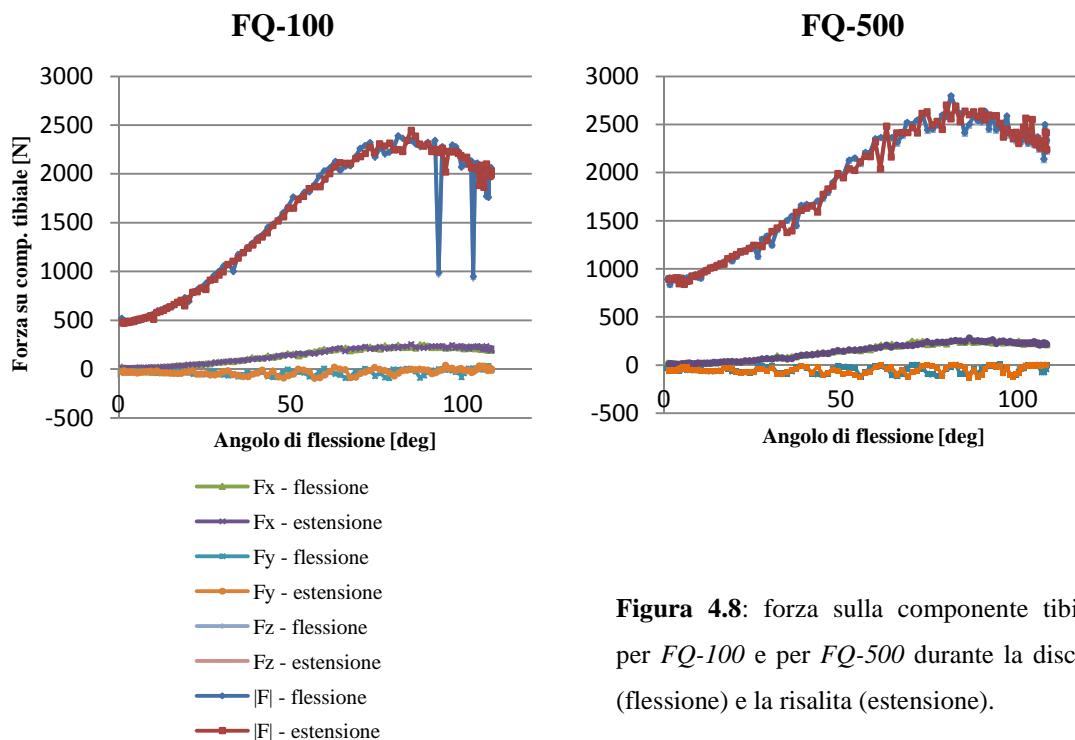


Figura 4.8: forza sulla componente tibiale per *FQ-100* e per *FQ-500* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

F_x : l'andamento si presenta crescente in fase di discesa, fino ad un massimo di 284 N, raggiunto con un angolo di 86° .

F_y : la curva è caratterizzata da numerose oscillazioni tra 0 e -60 N.

F_z : i valori iniziali risultano differenti nelle due configurazioni (500 N per *FQ-100*, 892 N per *FQ-500*), così come i valori massimi, raggiunti in corrispondenza di un angolo di discesa di 85° (2000 N per *FQ-100*, 2500 N per *FQ-500*). Segue una porzione decrescente del grafico.

$|F|$: il suo andamento è quasi sovrapposto a quello di F_z .

4.2 Contributo della legge elastica descrittiva dei legamenti nella flessione-estensione

L'obiettivo del confronto seguente è quello di esaminare se e in che termini la legge descrittiva del comportamento dei legamenti influisca sui legamenti stessi e su altre grandezze, quali la forza sulla componente tibiale o lo spostamento della tibia rispetto al femore.

Nella tabella seguente sono riassunte le principali proprietà dei due modelli esaminati.

Il legamento collaterale mediale profondo, anche se presente nei grafici che verranno di seguito descritti, presenta le medesime caratteristiche nei due modelli. L'andamento relativo alla sua tensione è stato riportato a scopo comparativo.

Tabella 4.2: caratteristiche principali dei due simulatori.

	ModV2	ModV3
Legamenti	$F = -kx$	$F = -kx^2$
F quadricipite	500 N, fissa	500 N, fissa
Flessione-estensione	HIP contr, sin – T = 9 s	HIP contr, sin – T = 9 s

4.2.1 Angoli di Grood e Suntay

Non si notano differenze per quanto riguarda le curve degli angoli di flessione, abduzione e rotazione interna (Figura 4.9).

Angolo di flessione: l'andamento è tipicamente sinusoidale, questo deriva dal fatto che il movimento di discesa-risalita sia regolato proprio da una legge sinusoidale all'altezza dell'anca. Il valore massimo raggiunto è 108° .

Angolo di abduzione: presenta un andamento costante.

Angolo di rotazione esterna: durante la fase di discesa si ha una rotazione interna (andamento decrescente), mentre durante quella di risalita la rotazione assiale risulta essere esterna (andamento crescente).

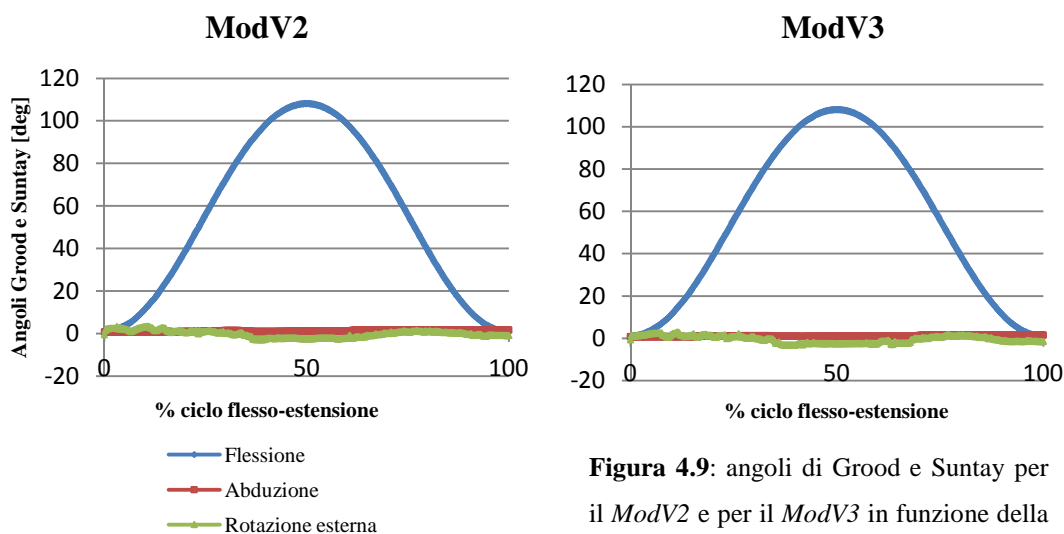


Figura 4.9: angoli di Grood e Suntay per il *ModV2* e per il *ModV3* in funzione della % del ciclo di flesso-estensione.

4.2.2 Angolo del tendine rotuleo

L'angolo del tendine rotuleo viene descritto in termini di angolo sagittale ed angolo frontale, rappresentandone l'andamento sia in fase di discesa sia in fase di estensione (Figura 4.10).

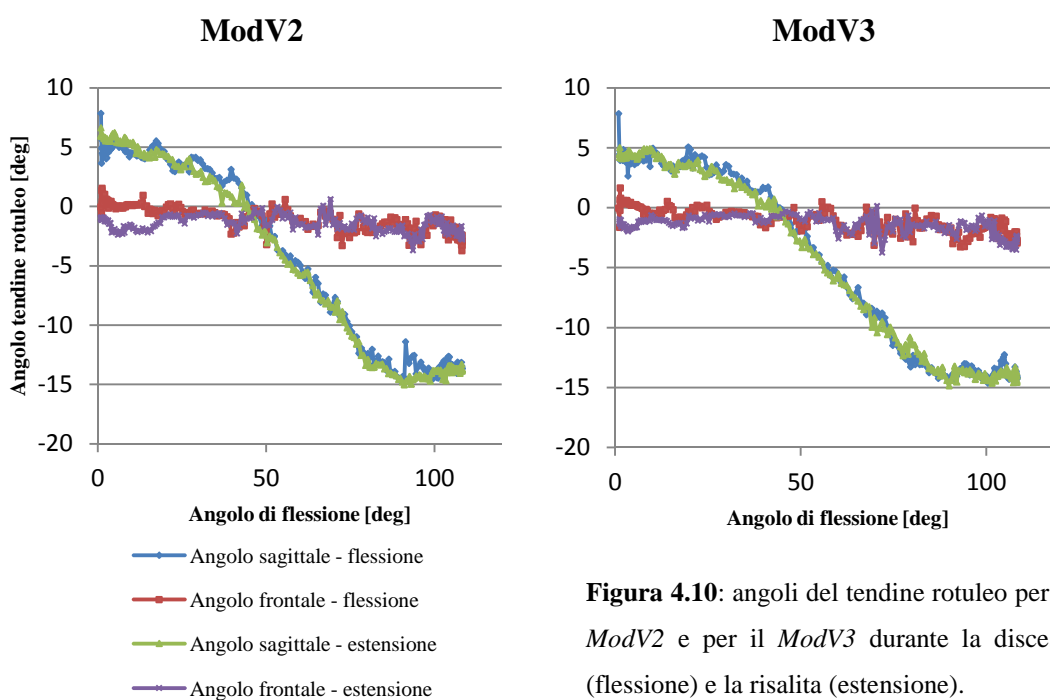


Figura 4.10: angoli del tendine rotuleo per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

Angolo sagittale: non sono osservabili differenze significative tra i due modelli esaminati. Le curve presentano un andamento decrescente in fase di discesa, da 5° a circa -14.4° , e non sono caratterizzate da fenomeni di isteresi.

Una situazione simile, tuttavia, è presente al termine della risalita per il *ModV3* in cui si ha una differenza di circa 2° tra le due curve di discesa e risalita.

Angolo frontale: anche per questo angolo gli andamenti dei due modelli sono molto simili.

4.2.3 Spostamento tibia-femore

Lo spostamento è analizzato nelle tre direzioni: quella medio-laterale (x), quella antero-posteriore (y) e quella verticale (z) in fase di discesa e di estensione (Figura 4.11).

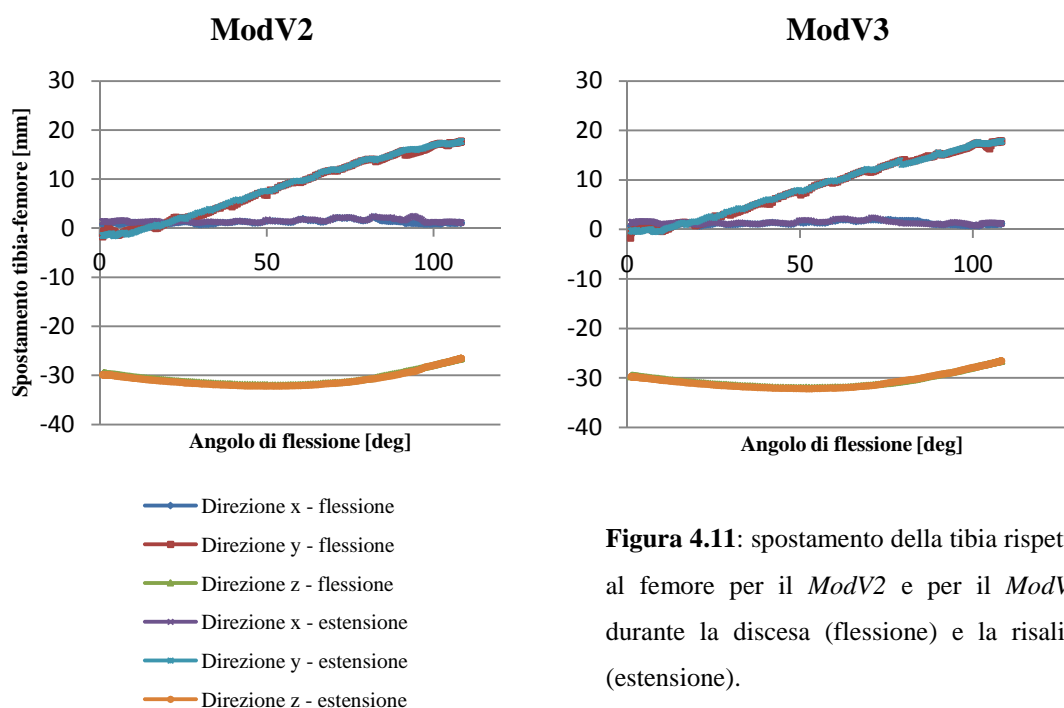


Figura 4.11: spostamento della tibia rispetto al femore per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

Nel complesso, non si riscontra nessuna differenza notevole tra le curve rappresentate e non sono presenti fenomeni di isteresi: i grafici relativi alla discesa e alla risalita risultano perfettamente sovrapposti.

Direzione x (spostamento medio-laterale): la curva presenta un andamento costante.

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): l'andamento risulta crescente in fase di discesa e decrescente in quella di estensione. Partendo da un valore prossimo allo 0, si giunge ad un massimo di circa 18 mm. Il grafico potrebbe essere approssimato con una retta, sebbene siano presenti delle oscillazioni.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): il punto di massima distanza tra tibia e femore (-32 mm) viene raggiunto con un angolo di circa 50°. Al termine della discesa il valore associato a questa grandezza è pari a -26.5 mm.

4.2.4 Tensione della capsula laterale anteriore

I due fasci di fibre ALC2 e ALC3 assumono valori di tensione maggiori nel *ModV2*, a differenza di ALC1.

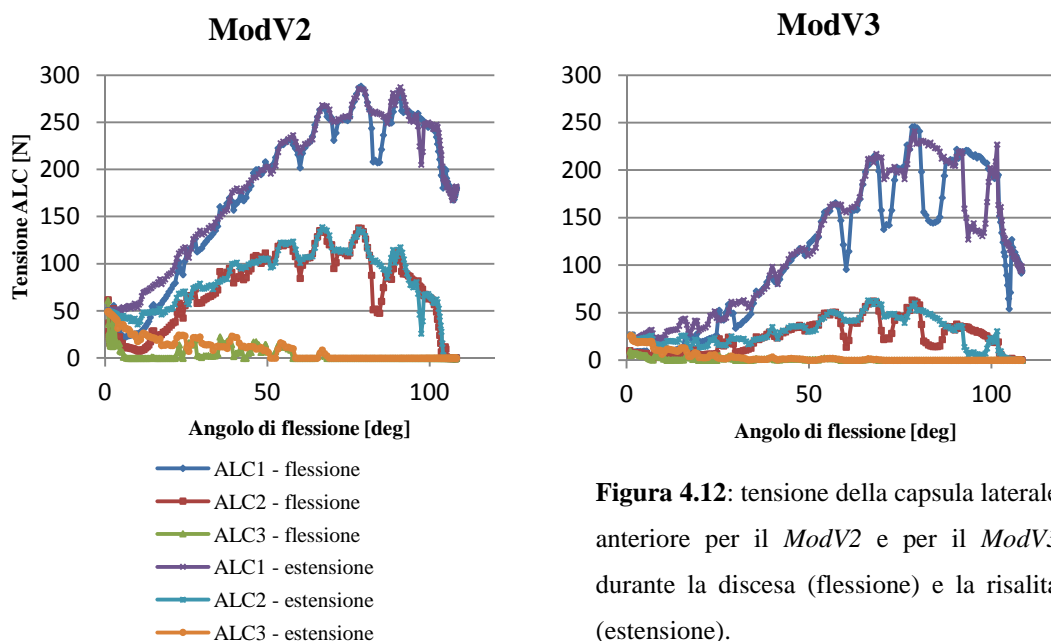


Figura 4.12: tensione della capsula laterale anteriore per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

ALC1: è il fascio di fibre che raggiunge le tensioni più elevate. Le oscillazioni sono maggiormente pronunciate per il *ModV3*, per il quale si nota anche uno scostamento più importante tra le curve di discesa ed estensione. Nel complesso queste oscillazioni caratterizzano principalmente le curve di discesa più che quelle di estensione. Nel *ModV3*, tuttavia, la tensione massima di ALC1 è pari a 246 N, contro i 287 N dell'altro modello.

ALC2: valgono le stesse considerazioni fatte per ALC1. La tensione massima nel *ModV2* è pari a 134 N, mentre nel *ModV3* è uguale a 60 N.

ALC3: per entrambi i modelli, la curva relativa a questo fascio di fibre decresce all'aumentare dell'angolo di discesa. Nel *ModV3* la tensione è prossima allo zero, nel *ModV2* arriva anche a 50 N.

4.2.5 Tensione del legamento collaterale mediale

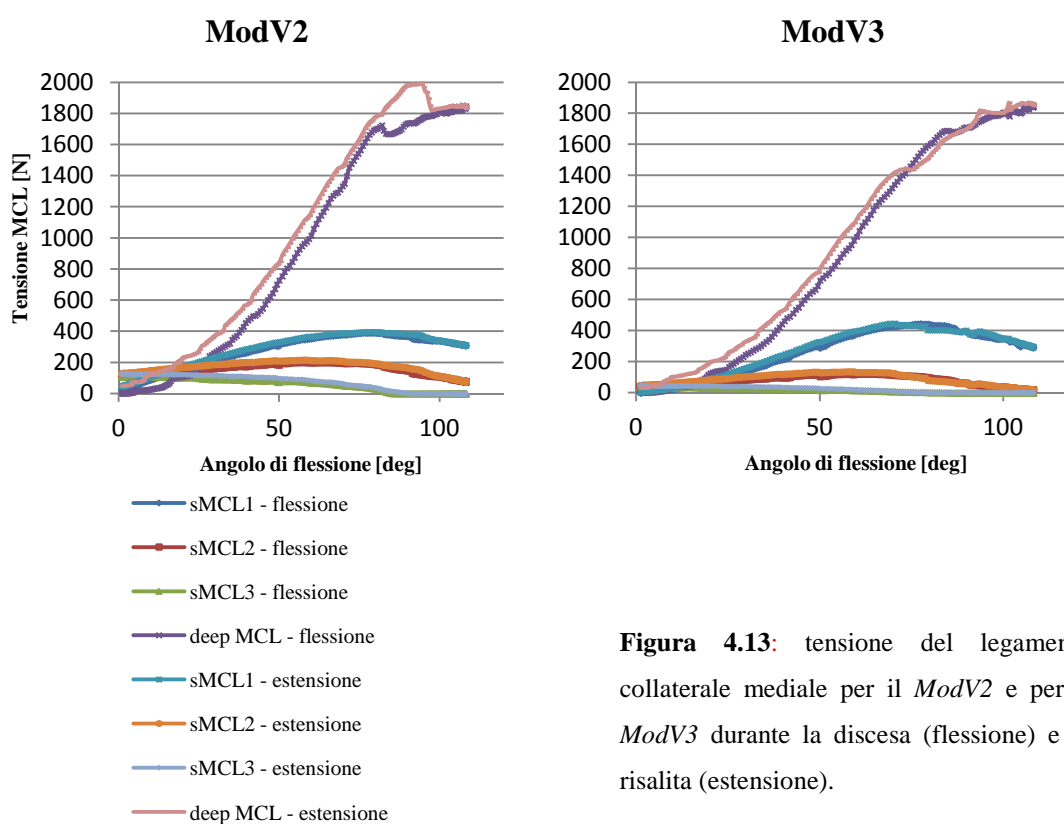


Figura 4.13: tensione del legamento collaterale mediale per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

Le differenze più significative riguardano i fasci deepMCL e sMCL2. Nel complesso tutte le curve di estensione sembrano pressoché sovrapposte a quelle di discesa, fatta eccezione per il deepMCL.

Come già detto in precedenza, la curva relativa al deepMCL è stata riportata a scopo comparativo; osservando la Figura 4.13 è evidente come le tensioni relative ai fasci superficiali siano nettamente inferiori a quelle del fascio profondo. In particolare la

tensione del deepMCL raggiunge un valore massimo che è di un ordine di grandezza più elevato rispetto a quello delle altre strutture.

sMCL1: tensione crescente fino ad un picco di 400 N in corrispondenza di un angolo di circa 77° e decrescente fino al termine della discesa (310 N per il *ModV2*, 292 N per il *ModV3*).

sMCL2: andamento crescente per la prima fase di discesa, fino al raggiungimento del valore massimo (216N per il *ModV2*, 136 N per il *ModV3*), mentre nella fase finale la tensione è prossima allo zero.

sMCL3: è il fascio di fibre contraddistinto dai valori di tensione più bassi. L'andamento è decrescente, fino a raggiungere valori nulli, per entrambi i modelli, ma il *ModV2* è caratterizzato da tensioni più elevate (125 N rispetto ai 37 N dell'altro modello) per bassi gradi di flessione.

deepMCL: andamento crescente in fase di discesa fino al raggiungimento del picco (1860 N) e decrescente in fase di risalita per il *ModV3*. Nel *ModV2* la tensione raggiunge i 1998 N durante la risalita, discostandosi dalla curva riferita alla discesa.

4.2.6 Tensione del legamento popliteo

Gli andamenti dei tre fasci di fibre sono analoghi per i due modelli, ma nel *ModV2* le tensioni assumono valori più elevati.

Dopo una prima fase crescente pressoché lineare, la curva di ogni fascio di fibre diventa paragonabile a quello di una parabola. La tensione massima è raggiunta in corrispondenza dello stesso angolo (circa 84°).

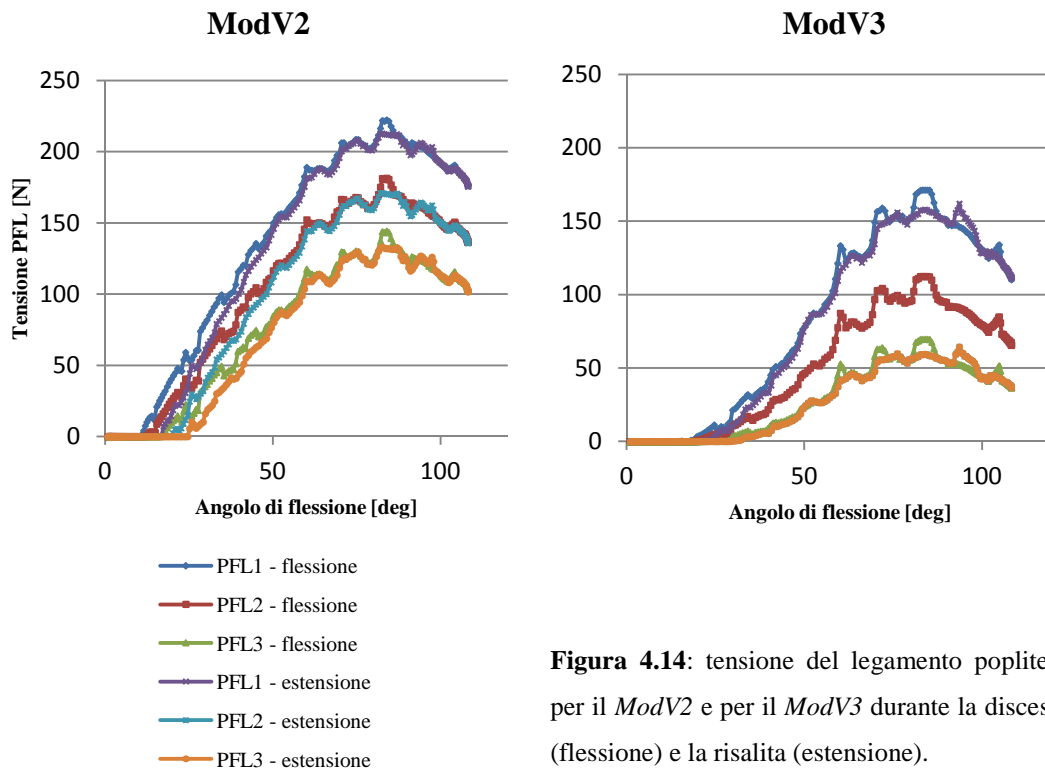


Figura 4.14: tensione del legamento popliteo per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

PFL1: la tensione massima è pari a 222 N per il *ModV2* e a 168 N per il *ModV3*. In quest'ultimo modello si notano delle importanti oscillazioni della curva di discesa rispetto a quella di risalita.

PFL2: la tensione massima è pari a 182 N per il *ModV2* e a 112 N per il *ModV3*.

PFL3: la tensione massima è pari a 144 N per il *ModV2* e a 70 N per il *ModV3*. Valgono le stesse osservazioni descritte per PFL1.

4.2.7 Tensione del legamento crociato posteriore

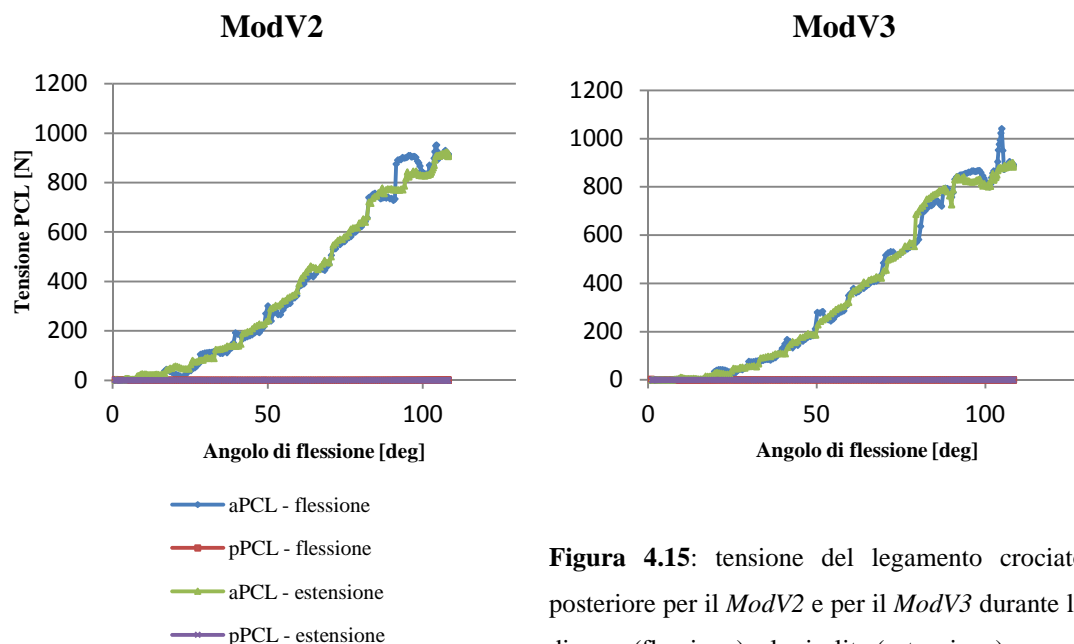


Figura 4.15: tensione del legamento crociato posteriore per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

aPCL: andamento complessivamente crescente in fase di discesa, nonostante le importanti oscillazioni. La tensione massima è pari a 249 N in corrispondenza di un angolo di circa 104° per il *ModV2*. Nel grafico dell'altro modello, invece, è presente un picco positivo (1023 N) nella fase terminale della discesa, non riscontrabile durante la risalita (Figura 4.15).

pPCL: tensione nulla durante la discesa e la risalita per entrambi i modelli.

4.2.8 Forza sulla componente tibiale

Nei grafici seguenti sono riprodotti gli andamenti delle tre componenti della forza sull'insero tibiale (F_x , F_y , F_z), oltre al suo modulo (Figura 4.16).

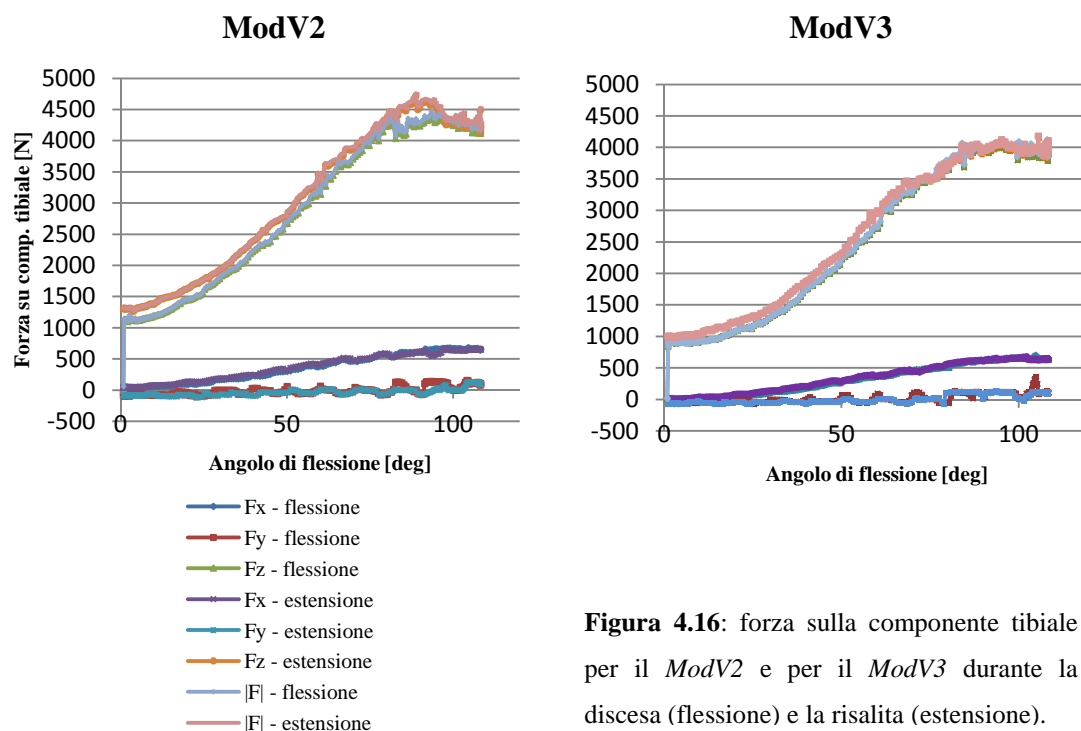


Figura 4.16: forza sulla componente tibiale per il *ModV2* e per il *ModV3* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

La differenza più apprezzabile è quella riguardante la componente z della forza. Per entrambe le configurazioni analizzate i grafici della componente F_z e del modulo della forza sono pressoché sovrapposti, ma nel *ModV2* viene raggiunto un picco di circa 4700 N, contro i 4000 N del *ModV3*.

F_x : l'andamento si presenta crescente in fase di discesa, fino ad un massimo di 661 N per il *ModV2* e di 651 N per l'altro modello.

F_y : la curva è caratterizzata da numerose oscillazioni attorno all'asse delle x , ma raggiunge anche picchi di 140 N (*ModV2*) e di 362 N (*ModV3*).

F_z : l'andamento è crescente fino al raggiungimento di un angolo di flessione pari a 106° , in corrispondenza del quale la forza è di 4134 N (*ModV3*). Segue una porzione decrescente del grafico. Per l'altra configurazione, invece, la tensione massima è pari a 4723 N.

$|F|$: il suo andamento risulta quasi sovrapposto a quello di F_z , ma nel *ModV2* è osservabile uno scostamento della curva di discesa da quella di risalita.

4.3 Forze di equilibrio

In questa sezione verranno presentati e confrontati i risultati relativi alle tensioni di equilibrio al variare dell'angolo di flessione. Nello specifico le tensioni trattate saranno, oltre a quella dell'attuatore lineare, quelle del legamento popliteo, del legamento collaterale mediale e della capsula laterale anteriore, ovvero delle strutture che contraddistinguono un modello rispetto ad un altro. Non si è ritenuto necessario riportare i dati riguardanti la tensione del legamento collaterale laterale in quanto questi sono risultati sempre nulli.

Le terminologie *LegQuad* e *LegLin* sono state inserite per ricordare al lettore che nel *Modello F1* e nel *Modello V3* sono state utilizzate delle funzioni quadratiche come leggi descrittive del comportamento dei legamenti, mentre nel *Modello V2* tale legge possedeva andamento lineare.

4.3.1 Forza dell'attuatore lineare

Nella Figura 4.17 sono rappresentati i valori di equilibrio della tensione dell'attuatore in dipendenza dall'angolo di flessione, per ciascuno dei tre modelli.

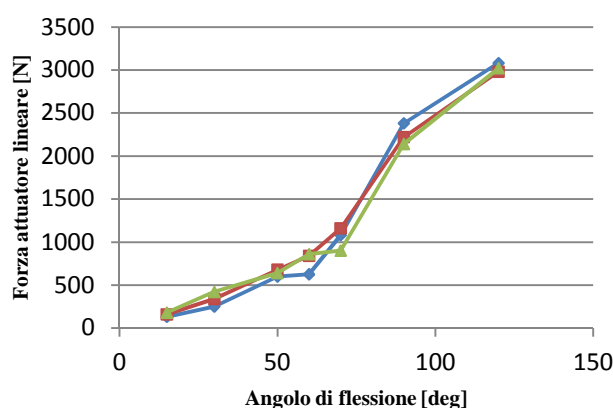


Figura 4.17: valori di equilibrio della forza dell'attuatore lineare in funzione dell'angolo di flessione (blu *ModF1*, rosso *ModV2*, verde *ModV3*).

Gli andamenti della tensione dell'attuatore lineare nei tre modelli sono tutti crescenti all'aumentare dell'angolo di flessione ed anche i valori appaiono molto simili, fatta eccezione per alcuni singoli casi.

Con un angolo di 60° , si nota una tensione nettamente inferiore (625 N) per *ModF1* rispetto agli altri due modelli (entrambe > 800 N).

Il valore di tensione massima tra tutte quelle registrate è 3080 N, raggiunta da *ModF1* in corrispondenza di 120° .

4.3.2 Tensione del legamento popliteo

Gli andamenti della tensione del legamento popliteo sono rappresentati nella Figura 4.18.

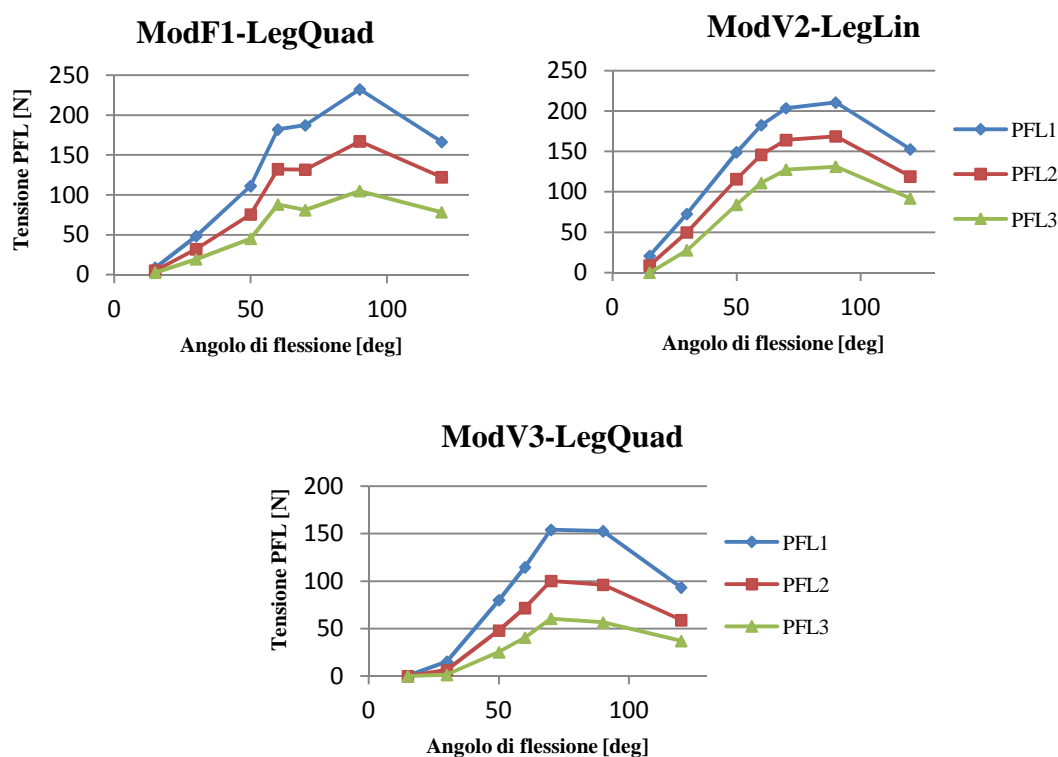


Figura 4.18: valori di equilibrio della tensione del legamento popliteo in funzione dell'angolo di flessione.

Un aspetto comune ai tre modelli è che i valori di tensione più elevati sono assunti da PFL1, quelli intermedi da PFL2 e i minori da PFL3.

Dai grafici in Figura 4.18 si può notare come la porzione iniziale di ogni curva sia caratterizzata da una fase crescente. L'aumento della tensione al crescere dell'angolo di flessione si evidenzia solo fino ad un certo valore limite, al di sopra del quale inizia la fase decrescente della curva. All'interno di ciascun modello tale valore limite è comune ai tre fasci di fibre, mentre si osservano delle differenze passando da un modello all'altro. Per *ModF1* e per *ModV2* la fase decrescente si osserva dopo i 90° di flessione, mentre per *ModV3* dopo un angolo pari a 70°.

4.3.3 Tensione del legamento collaterale mediale

E' importante sottolineare che il fascio profondo del legamento collaterale mediale (deepMCL) presenta le stesse caratteristiche in termini di rigidità e posizione nei tre modelli. La curva relativa al suo comportamento tensionale è comunque presente nei grafici per evidenziare la differenza che intercorre tra questo fascio profondo e quelli superficiali.

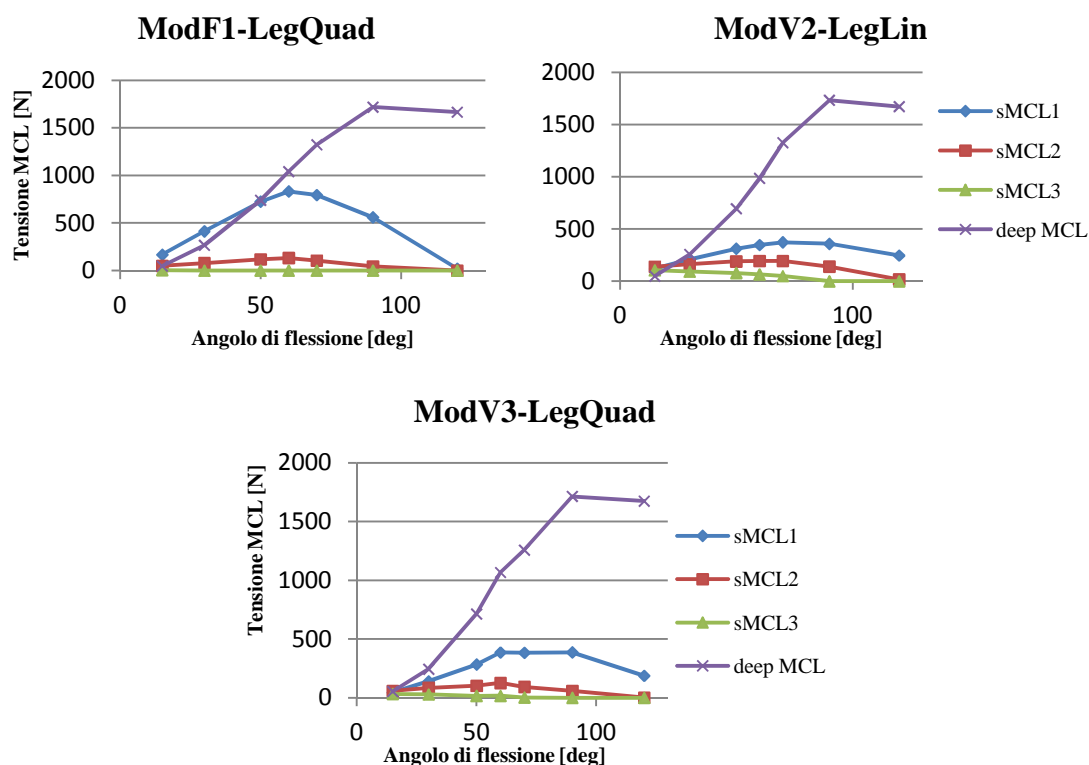


Figura 4.19: valori di equilibrio della tensione del legamento collaterale mediale in funzione dell'angolo di flessione.

Da una prima osservazione della Figura 4.19 risulta evidente come i dati relativi alla tensione del deepMCL siano nettamente superiori a quelli associati ai fasci superficiali; in corrispondenza di un angolo di flessione di 90° , infatti, la tensione del deepMCL supera i 1700 N, mentre per lo stesso grado di flessione si hanno tensioni al di sotto dei 1000 N per gli altri fasci di fibre.

In tutti e tre i modelli il legamento sMCL3 è quello contraddistinto da tensioni minori, sebbene per il *ModV2* si osservino valori superiori a 50 N.

Le curve associate ai tre fasci superficiali mostrano un andamento “a campana”, a differenza del deepMCL, caratterizzato da una curva crescente (ad eccezione del tratto finale da 90 a 120°).

Il fascio di fibre sMCL1 raggiunge la tensione massima in corrispondenza di un angolo di 60° per *ModF1* (831 N), di un angolo di 70° per *ModV2* (373 N) e di un angolo di 90° per *ModV3* (386 N).

Il legamento sMCL2 è contraddistinto da tensioni minori e il picco della curva viene raggiunto con un angolo di 60° per tutti e tre i modelli: *ModF1* (132 N), *ModV2* (194 N), *ModV3* (126 N).

4.3.4 Tensione della capsula laterale anteriore

Dalla Figura 4.20 si evince che, in tutti i modelli, la tensione di ALC3 risulta spesso nulla e in poco casi superiore allo zero; il valore massimo raggiunto (7.869 N) si ha per un angolo di flessione di 30° nel *ModV2*.

Le altre due caratteristiche condivise dai tre modelli riguardano gli andamenti delle curve e il fatto che le tensioni associate a ALC2 siano sempre inferiori rispetto a quelle associate a ALC1.

Le curve presentano un andamento “a campana”, sebbene nel *ModF* sia riscontrabile un picco negativo in corrispondenza di un angolo di 60° . Il valore massimo della tensione di ALC1 viene raggiunto per angoli di 70° , 90° e 70° rispettivamente per *ModF1*, *ModV2* e *ModV3*; la curva della tensione di ALC2 presenta il picco in corrispondenza di 50° , 60° e 70° rispettivamente per *ModF1*, *ModV2* e *ModV3*.

Nel complesso, le tensioni più elevate sono quelle che caratterizzano il *ModV2*.

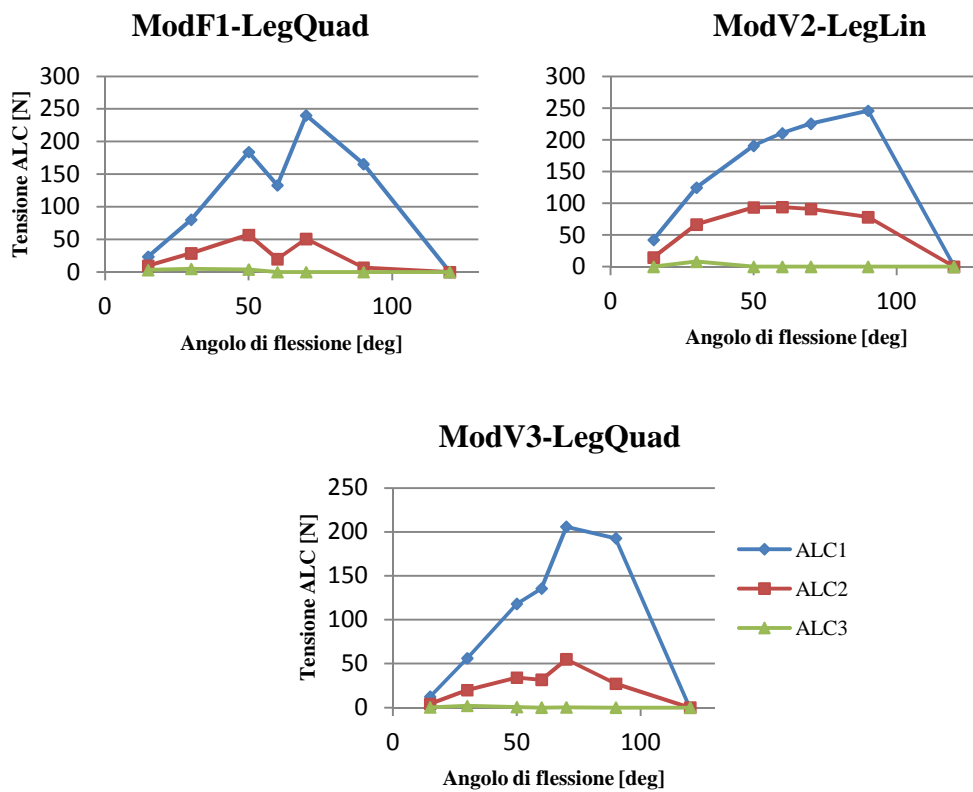


Figura 4.20: valori di equilibrio della tensione della capsula laterale anteriore in funzione dell'angolo di flessione.

4.4 Spostamento dei condili femorali

Lo spostamento dei condili lungo la direzione antero-posteriore è stato valutato in condizioni differenti, mostrate nelle figure seguenti. Con la sigla FQ è stata indicata la forza del quadricipite, con F_v il carico verticale e con $LegSlack$ la configurazione nella quale la rigidità dei legamenti è stata ridotta ad un terzo di quella iniziale. Tutti i risultati, inoltre, si riferiscono a prove di discesa e risalita realizzate con il *Modello F1*.

E' utile ricordare che uno spostamento posteriore dei *CFF* (*flexion facet centers*) corrisponde ad uno spostamento anteriore della tibia. Alla luce di questo, e considerando le figure di seguito riportate, si nota che durante la discesa la tibia si sposta anteriormente, mentre durante la risalita essa trasla posteriormente.

Indipendentemente dalla simulazione considerata, lo spostamento del *CFF-lat* risulta maggiore rispetto a quello del *CFF-med*.

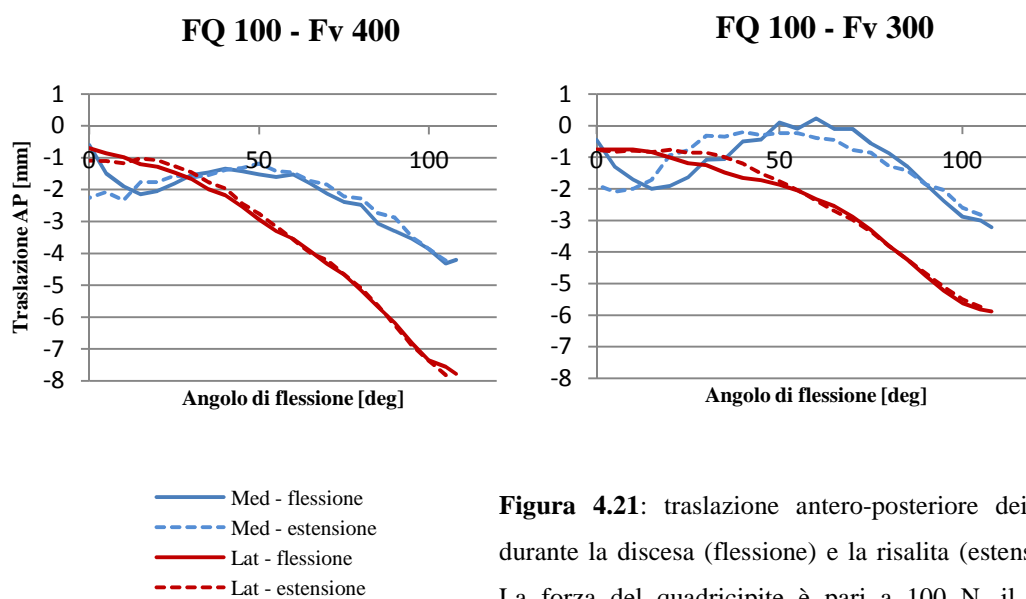


Figura 4.21: traslazione antero-posteriore dei *CFF* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione). La forza del quadricipite è pari a 100 N, il carico verticale a 400 N (sinistra) e a 300 N (destra).

Al diminuire del carico verticale imposto, si riduce anche l'entità dello spostamento antero-posteriore per entrambi i condili (Figura 4.21).

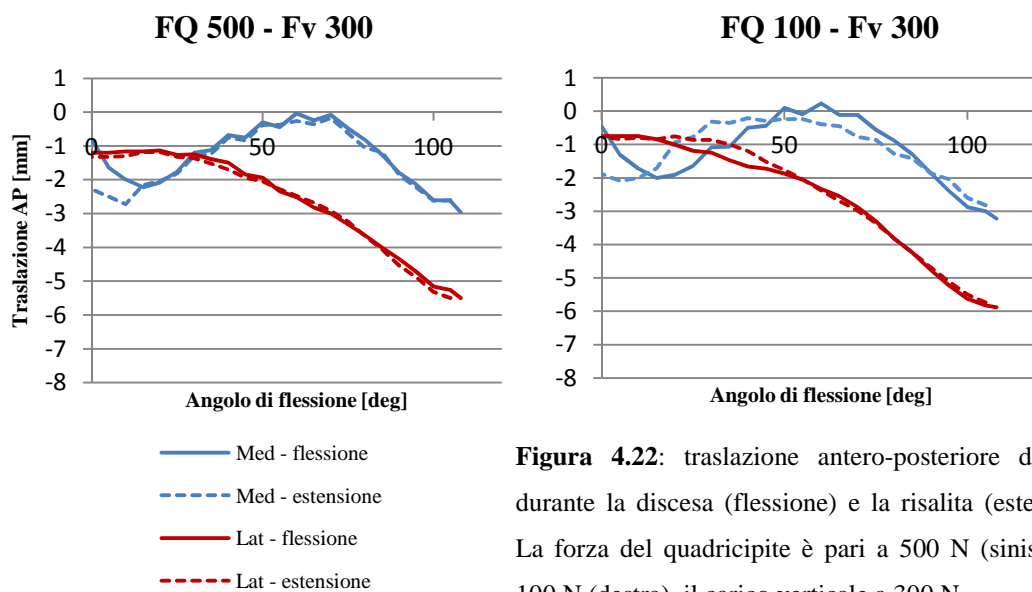


Figura 4.22: traslazione antero-posteriore dei *CFE* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione). La forza del quadricipite è pari a 500 N (sinistra) e a 100 N (destra), il carico verticale a 300 N.

Mantenendo costante il carico verticale e aumentando la forza del quadricipite da 100 a 500 N non si osservano cambiamenti significativi; in ogni caso, l'isteresi è presente per l'andamento del *CFE-med*, soprattutto al termine della risalita (Figura 4.22).

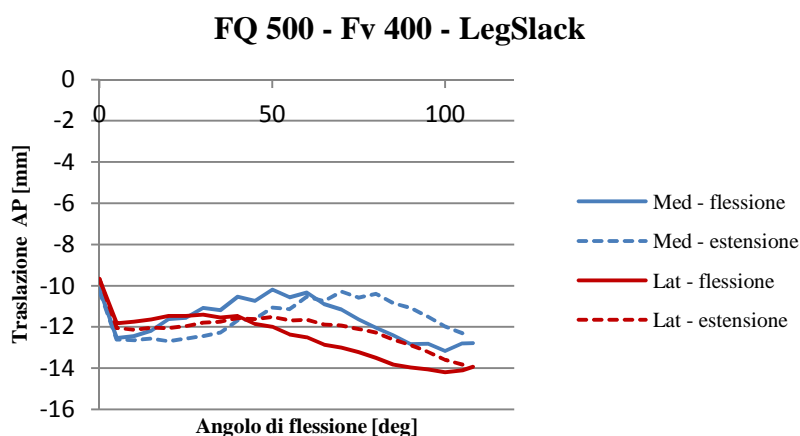


Figura 4.23: traslazione antero-posteriore dei *CFE* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione). La forza del quadricipite è pari a 500 N, il carico verticale a 400 N.

Riducendo sensibilmente la rigidità dei legamenti, anche gli spostamenti diminuiscono; lo spostamento del *CFE-lat* è infatti di circa 4 mm (Figura 4.23).

Per evidenziare meglio il differente comportamento del condilo mediale e di quello laterale, le loro posizioni possono essere rappresentate come illustrato in Figura 4.24:

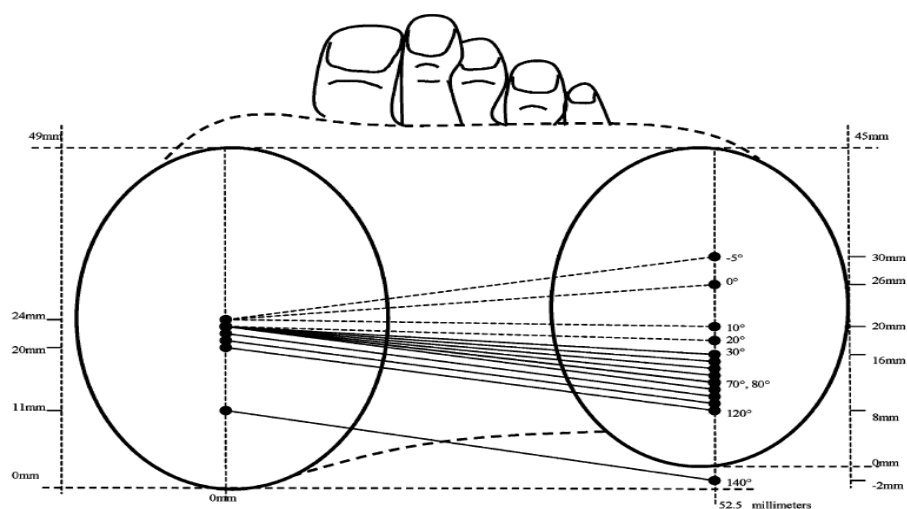


Figura 4.24: rappresentazione dello spostamento dei CFE mediale (a sinistra) e laterale (a destra); ogni retta congiungente i due punti si riferisce ad un preciso angolo di flessione.

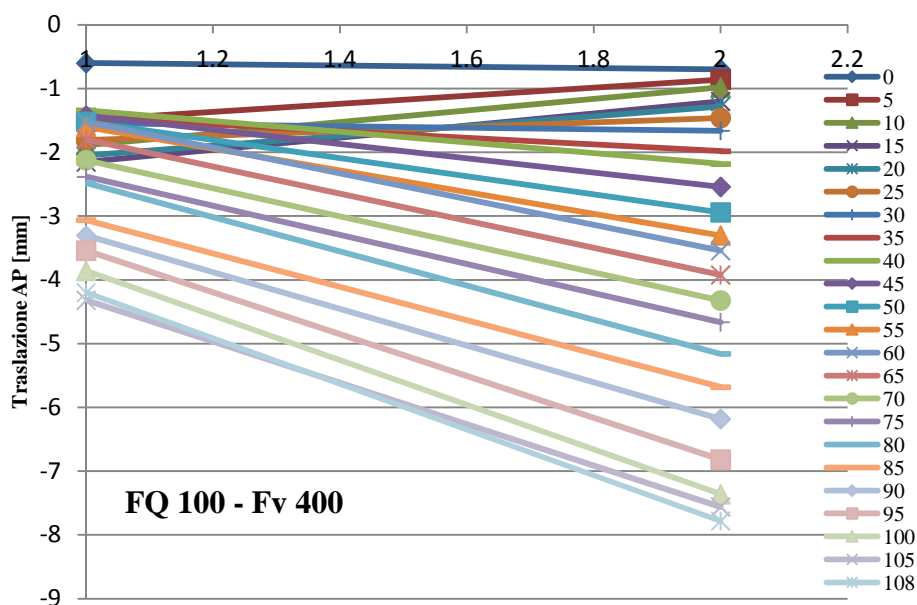


Figura 4.25: traslazione antero-posteriore dei CFE in fase di discesa. La forza del quadricipite è pari a 100 N, il carico verticale a 400 N.

Dalla Figura 4.25 emerge come lo slittamento del *CFF-lat* sia più significativo rispetto a quello del *CFF-med*: questo aspetto implica che, oltre alla traslazione anteriore della tibia, si avrà anche una rotazione assiale tibiale.

Diminuendo il carico (Figura 4.25, 4.26), entrambi gli spostamenti si riducono e si osserva una minore rotazione assiale.

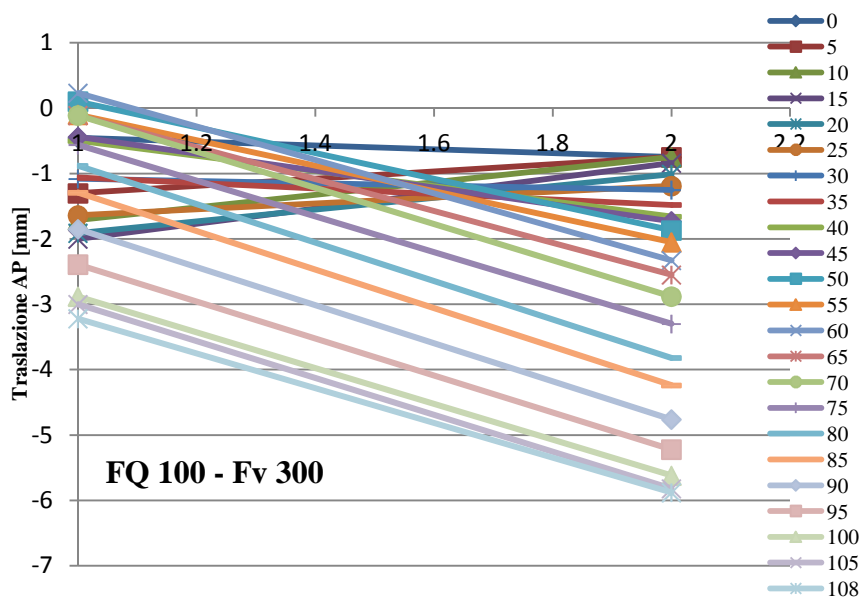


Figura 4.26: traslazione antero-posteriore dei *CFF* in fase di discesa.

La forza del quadricipite è pari a 100 N, il carico verticale a 300 N.

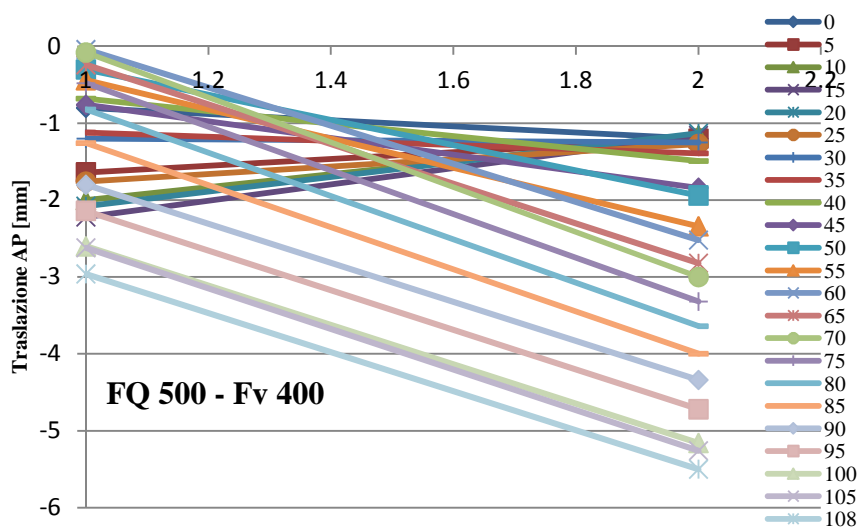


Figura 4.27: traslazione antero-posteriore dei *CFF* in fase di discesa.

La forza del quadricipite è pari a 500 N, il carico verticale a 400 N.

Al crescere della tensione del quadricipite (Figura 4.25, 4.27), il centro della rotazione assiale sembra spostarsi lateralmente per quanto riguarda i primi gradi di flessione (fino a 40° circa), infatti il *CFF-lat* rimane pressoché stabile. Per gradi di flessione più elevati si ritrova il comportamento descritto prima, secondo il quale è il *CFF-med* ad essere più stabile lungo la direzione antero-posteriore.

4.5 Rotazione assiale tibia – Modello F1

Lo scopo di queste simulazioni è quello di analizzare gli effetti dell'applicazione di un momento volto a produrre una rotazione assiale della tibia. La rotazione assiale interna è stata conseguita applicando un momento torcente positivo, quella esterna sfruttando un momento torcente negativo, entrambi attorno all'asse z, e con andamento crescente ottenuto con variazioni a scalino di ampiezza 500 N*mm mantenute per un tempo necessario alla stabilizzazione del movimento.

Nella tabella seguente sono elencate le proprietà delle simulazioni realizzate in corrispondenza di angoli di flessione costanti e pari a 30, 60 e 90°.

Tabella 4.3: caratteristiche principali dei simulatori computazionali sfruttati per valutare gli effetti della rotazione assiale.

	Intra-torsione	Extra-torsione
F quadricipite	500 N, costante	500 N, costante
Flesso-estensione	HIP contr	HIP contr
Ang. di flessione	30°-60°-90°, costanti	30°-60°-90°, costanti
Legamenti	ModF1, $F = -kx^2$	ModF1, $F = -kx^2$
Rot. assiale tibia	M torcente, step da 0 a 40000 N*mm	M torcente, step da 0 a -40000 N*mm

4.5.1 Angoli di Grood e Suntay

In Figura 4.28 sono rappresentati gli andamenti degli angoli di Grood e Suntay per le tre diverse configurazioni esaminate.

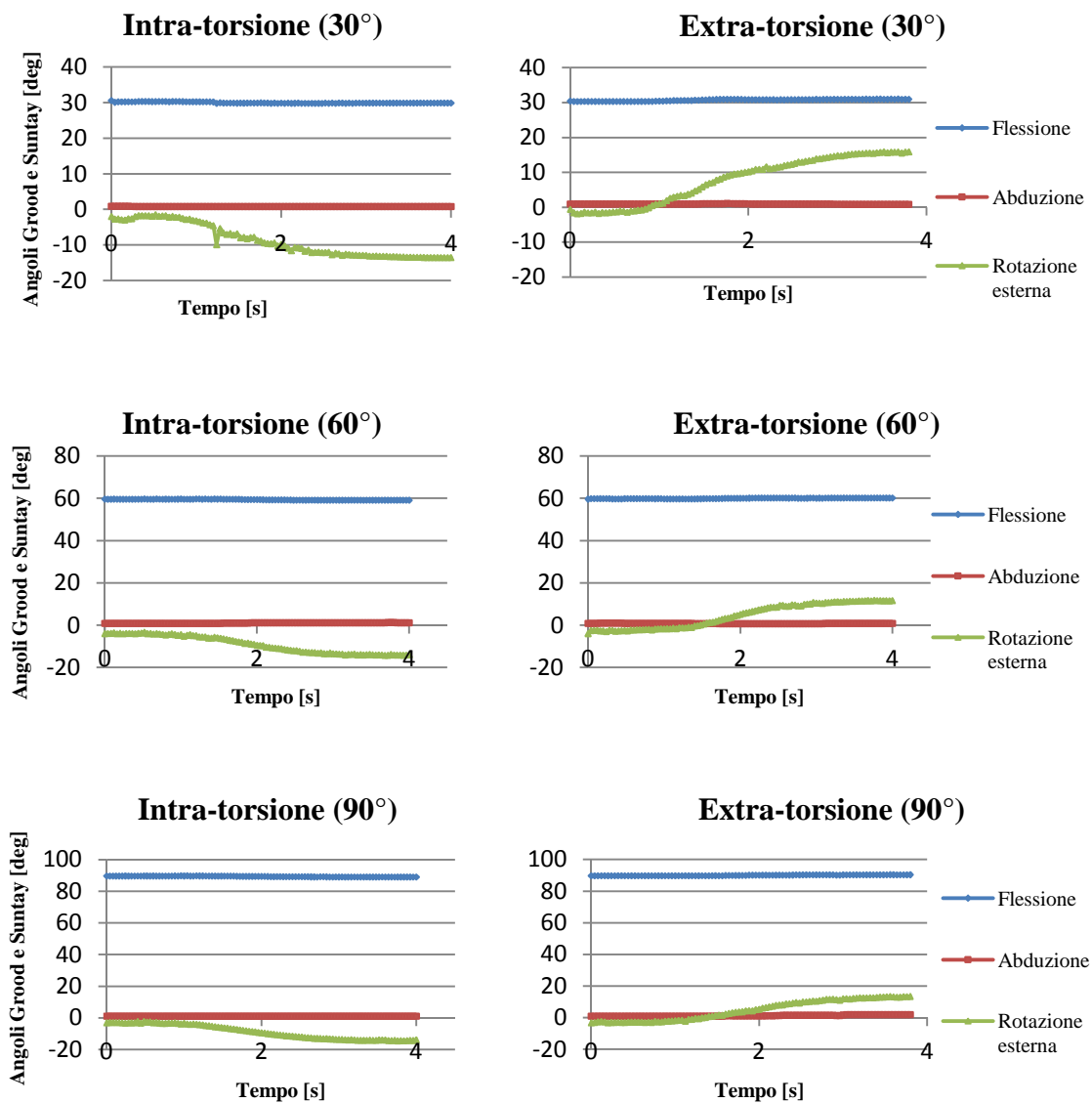


Figura 4.28: angoli di Grood e Suntay in funzione del tempo.

Modello F1-30°

Angolo di flessione: il suo valore è costante e pari a 30° (Figura 4.28).

Angolo di abduzione: il suo valore è costante e pari a 0°.

Angolo di rotazione esterna: è importante sottolineare che all'inizio del transitorio, per entrambe le simulazioni, l'angolo di rotazione esterna assume un valore negativo: questo indica che, prima dell'applicazione del momento torcente, è già presente una minima rotazione interna tibiale. Come già specificato nella sezione di Materiali e Metodi, valori negativi dell'angolo di rotazione esterna identificano una rotazione assiale interna.

Modello F1-60°

Angolo di flessione: costante e pari a 60° (Figura 4.28).

Angolo di abduzione: costante e pari a 0°.

Angolo di rotazione esterna: assume valori positivi crescenti durante la rotazione esterna e valori negativi durante quella interna.

Modello F1-90°

Angolo di flessione: costante e pari a 90° (Figura 4.28).

Angolo di abduzione: costante e pari a 0°.

Angolo di rotazione esterna: assume valori positivi crescenti durante la rotazione esterna e valori negativi durante quella interna.

4.5.2 Angolo di rotazione esterna

Modello F1-30°

Al termine dell'applicazione del momento torcente negativo si raggiunge un angolo di 15.56°, mentre con il momento torcente positivo si arriva a -13.34°. Considerando, tuttavia, che la rotazione parte da un angolo di -1.54°, si può affermare che il momento negativo causa una rotazione esterna di 14.2° e che quello positivo determina una rotazione interna di 14.88° (Figura 4.29).

Modello F1-60°

Concluso il transitorio della rotazione interna, l'angolo risulta uguale a -14.12° mentre al termine della rotazione esterna esso è pari a 11.59° . In assenza della sollecitazione dovuta al momento torcente, l'angolo non è nullo bensì è di -3.89° ; ciò significa che il momento negativo provoca una rotazione esterna di 15.48° e che quello positivo fa ruotare la tibia internamente di 10.23° .

Modello F1-90°

Terminato il transitorio della rotazione interna, l'angolo risulta uguale a -14.28° mentre al termine della rotazione esterna esso è pari a 13.13° . In assenza del momento torcente, l'angolo non è nullo ma è di -3.18° ; ciò denota che il momento negativo provoca una rotazione esterna di 16.31° e che quello positivo fa ruotare la tibia internamente di 11.1° .

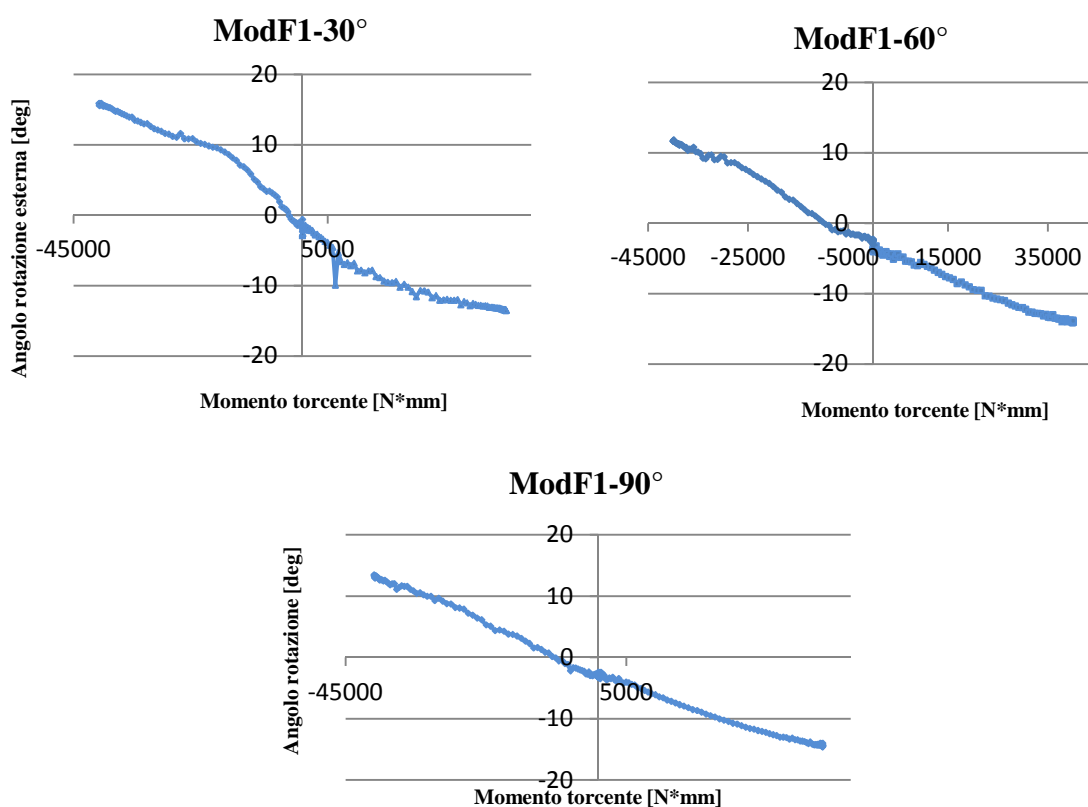


Figura 4.29: angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.

4.5.3 Angolo del tendine rotuleo

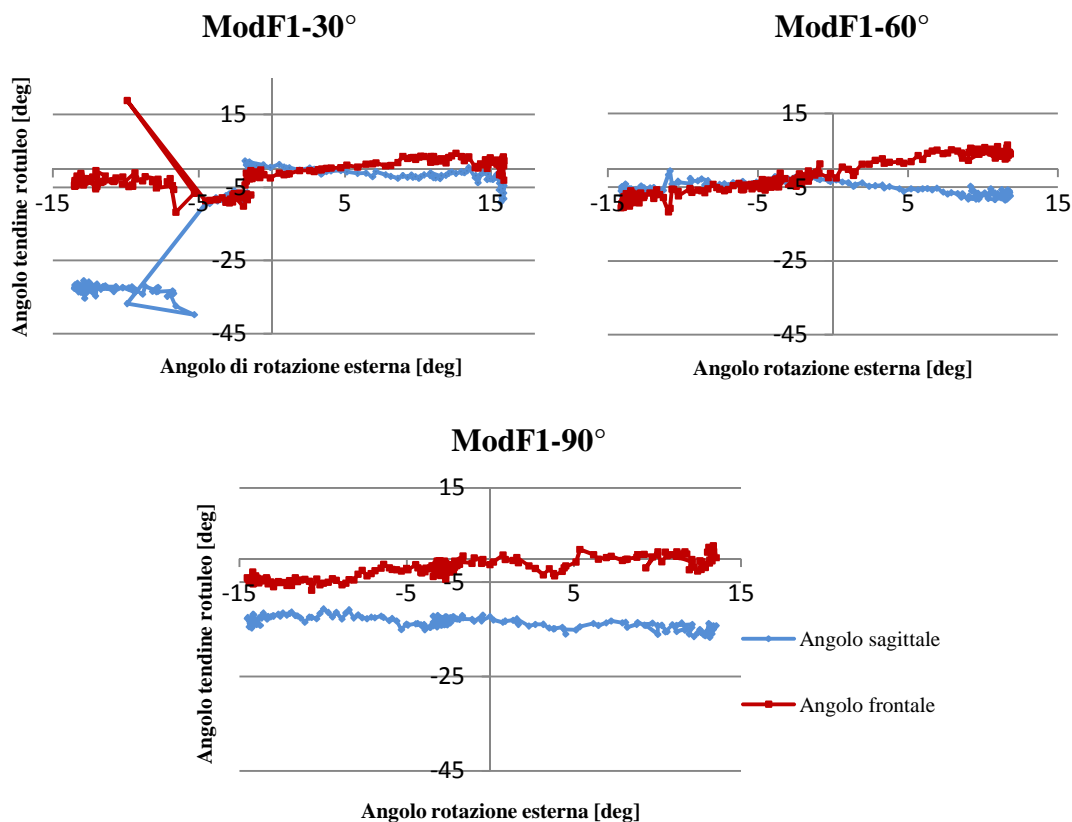


Figura 4.30: angolo del tendine rotuleo in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

Modello F1-30°

Angolo sagittale: al termine del transitorio di rotazione interna ed esterna si raggiungono rispettivamente i valori di -32° e di -4.5° . Rispetto alla posizione iniziale l'angolo sagittale non si modifica molto in seguito alla rotazione esterna, mentre varia di circa 30° a causa della rotazione interna: la porzione distale del tendine rotuleo si avvicina, quindi, alla tibia.

Angolo frontale: è pari a -3.12 alla fine del transitorio di rotazione interna ed uguale a 0.9° alla fine del transitorio di rotazione esterna.

Modello F1-60°

Angolo sagittale: alla fine del transitorio di rotazione esterna risulta essere -6.75° , mentre alla fine del transitorio di rotazione interna è pari a -6.70 . Non c'è, perciò, un'importante differenza tra i due casi.

Angolo frontale: al termine della rotazione esterna è pari a 4° , al termine di quella interna è pari a -10.15° .

Modello F1-90°

Angolo sagittale: alla fine del transitorio di rotazione esterna è uguale -13.72° , mentre alla fine del transitorio di rotazione interna è pari a -14.56° .

Angolo frontale: al termine della rotazione esterna è pari a 2.73° , al termine di quella interna è pari a -2.85° .

4.5.4 Spostamento tibia-femore

Modello F1-30°

Direzione x (spostamento medio-laterale): non si osserva nessuno spostamento lungo questa direzione (Figura 4.31).

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): la rotazione esterna produce uno spostamento di circa 2 mm anteriormente, mentre la rotazione interna causa uno spostamento di 1.2 mm posteriormente.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): non si nota alcuno spostamento in questa direzione.

Modello F1-60°

Direzione x (spostamento medio-laterale): nessuno spostamento significativo

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): conclusa la rotazione esterna, tale valore risulta essere 9 mm, mentre alla fine della rotazione interna è 6.18 mm.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): nessuno spostamento significativo.

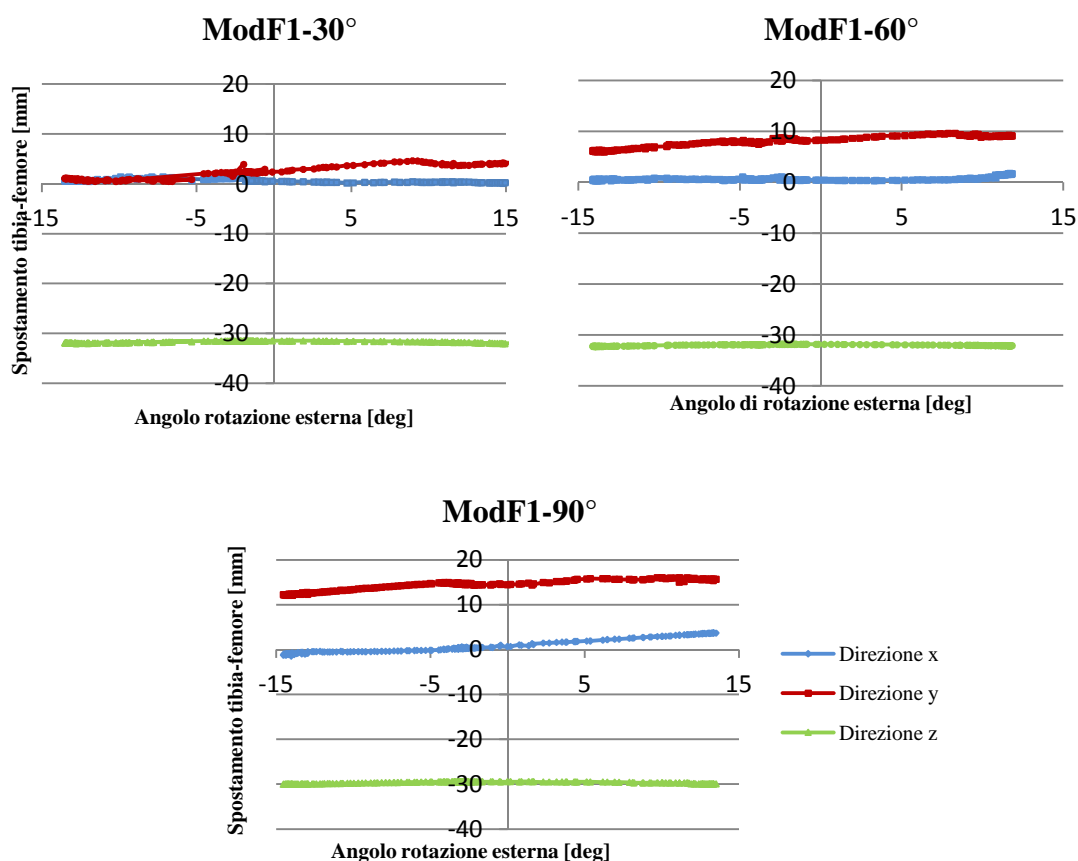


Figura 4.31: spostamento della tibia rispetto al femore in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

Modello F1-90°

Direzione x (spostamento medio-laterale): al termine della rotazione esterna tale grandezza è pari a 3.6 mm, al termine di quella interna è uguale a -1.1 mm.

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): conclusa la rotazione esterna, tale valore risulta essere 15.65 mm, mentre alla fine della rotazione interna è 12.23 mm.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): nessuno spostamento significativo.

4.5.5 Tensione della capsula laterale anteriore

Modello F1-30°

ALC1: durante la rotazione esterna i valori si mantengono prossimi allo 0, mentre al termine del transitorio della rotazione interna la tensione è pari a 506 N (Figura 4.32).

ALC2: valori pressoché nulli durante la rotazione esterna. Al termine della rotazione interna si raggiunge una tensione di 348 N.

ALC3: terminato il transitorio di rotazione esterna, la tensione risulta essere nulla. Nella fase conclusiva della rotazione interna questa tensione è, invece, pari a 230 N.

Modello F1-60°

ALC1: tensione nulla al termine della rotazione esterna; conclusa la rotazione interna essa è pari a 679 N.

ALC2: tensione nulla al termine della rotazione esterna, mentre è uguale a 348 N al termine di quella interna.

ALC3: tensione nulla al termine della rotazione esterna; conclusa la rotazione interna essa è pari a 139 N.

Modello F1-90°

ALC1: la tensione è nulla al termine della rotazione esterna; conclusa la rotazione interna, invece, essa è pari a 744 N.

ALC2: la tensione è nulla al termine della rotazione esterna, mentre è uguale a 279 N al termine di quella interna.

ALC3: la tensione è nulla al termine della rotazione esterna; conclusa la rotazione interna essa è pari a 37 N.

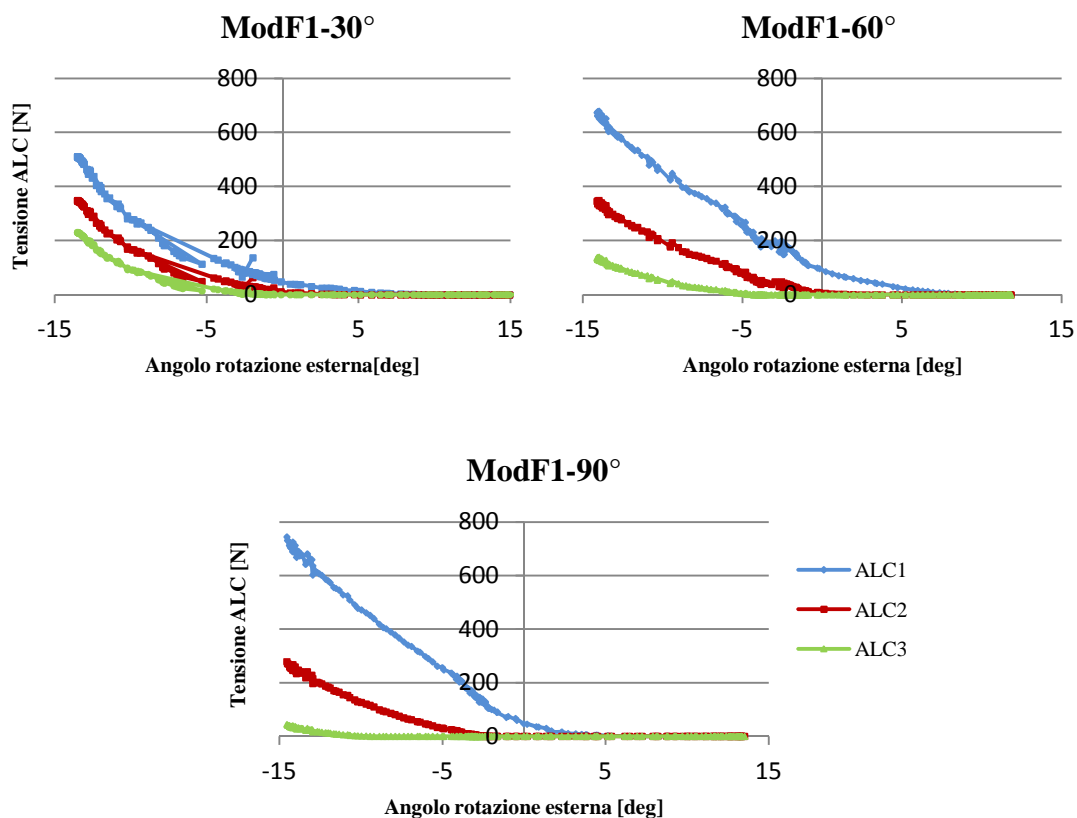


Figura 4.32: tensione della capsula laterale anteriore in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

4.5.6 Tensione del legamento collaterale mediale

Modello F1-30°

sMCL1: la tensione è pari a 556 N e a 219 N rispettivamente al termine della rotazione esterna ed interna (Figura 4.33).

sMCL2: conclusa la rotazione esterna, la tensione è uguale a 307 N. Conclusa la rotazione interna, la tensione è pari a 79 N.

sMCL3: la tensione è pari a 98 N e a 11 N rispettivamente al termine della rotazione esterna ed interna.

deepMCL: conclusa la rotazione esterna, la tensione è uguale a 175 N. Conclusa la rotazione interna, la tensione è pari a 431 N.

Modello F1-60°

Tutti i fasci di fibre, eccetto il deepMCL, sono caratterizzati da valori di tensione superiori durante la rotazione esterna rispetto a quelli raggiunti nella rotazione interna (Figura 4.33).

sMCL1: conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 830 N, mentre alla fine della rotazione interna è uguale a 389 N.

sMCL2: al termine della rotazione esterna la tensione è pari a 319 N, al termine di quella interna è pari a 95 N.

sMCL3: conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 68 N, mentre alla fine della rotazione interna è pari a 3 N.

deepMCL: la tensione raggiunge i 410 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e gli 880 N al termine di quello di rotazione interna.

Modello F1-90°

Tutti i fasci di fibre raggiungono valori di tensione più elevati durante la rotazione esterna piuttosto che durante la rotazione interna; questa osservazione, tuttavia, non vale per il deepMCL (Figura 4.33).

sMCL1: conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 966 N, mentre alla fine della rotazione interna è uguale a 233 N.

sMCL2: al termine della rotazione esterna la tensione è pari a 332 N; essa si annulla al termine della rotazione interna.

sMCL3: conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 59 N, mentre alla fine della rotazione interna è pari a 0 N.

deepMCL: la tensione raggiunge i 1137 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 1177 N al termine di quello di rotazione interna.

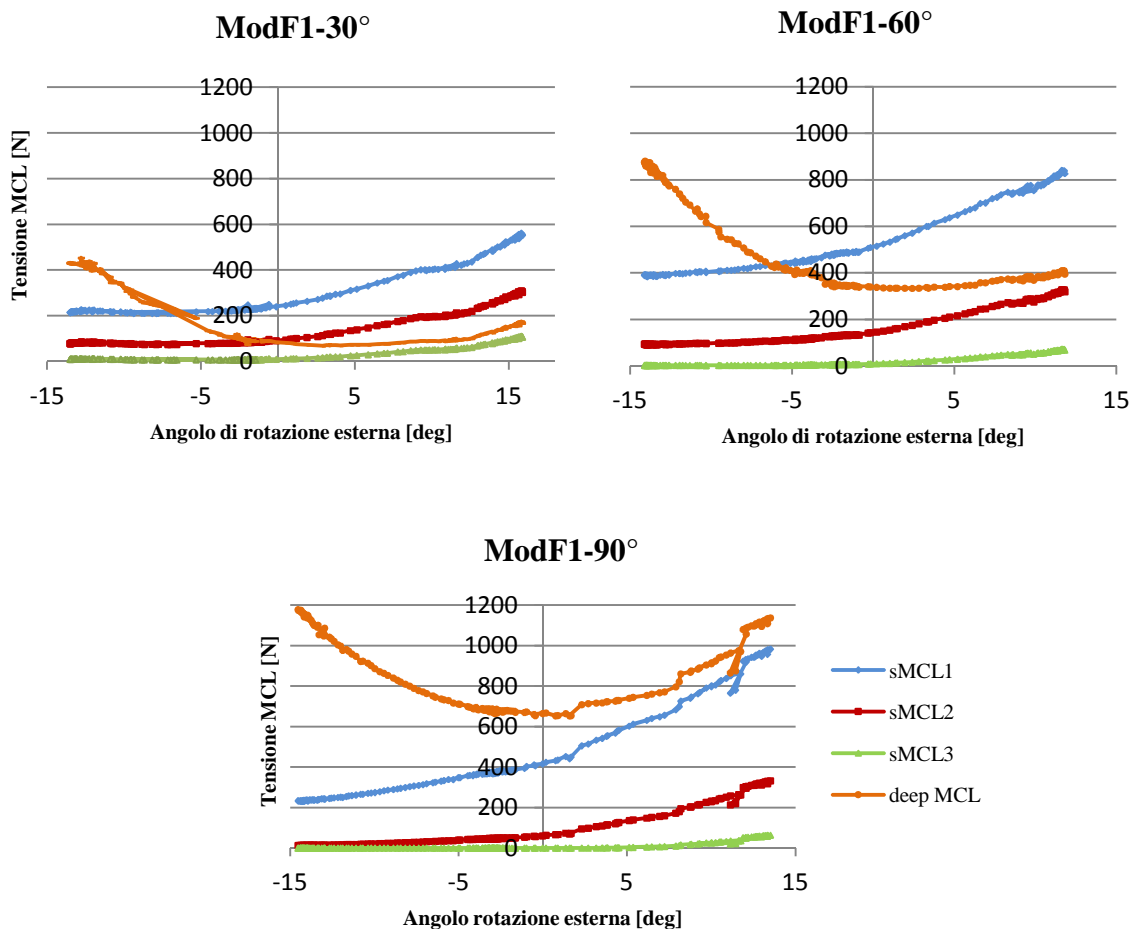


Figura 4.33: tensione del legamento collaterale mediale in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

4.5.7 Tensione del legamento popliteo

Modello F1-30°

PFL1: la tensione è pari a 351 N e a 0 N rispettivamente al termine della rotazione esterna e di quella interna.

PFL2: la tensione è pari a 308 N e a 0 N rispettivamente alla fine della rotazione esterna e di quella interna.

PFL3: la tensione è pari a 266 N e a 0 N rispettivamente al termine della rotazione esterna e di quella interna.

Modello F1-60°

Il comportamento dei tre fasci di fibre è analogo. La fase di rotazione esterna è caratterizzata da valori di tensione maggiori rispetto a quelli che contraddistinguono la rotazione interna (Figura 4.34).

PFL1: al termine della rotazione esterna la tensione è pari a 448 N, al termine di quella interna è uguale a 102 N.

PFL2: la tensione raggiunge i 378 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 62 N al termine di quello di rotazione interna

PFL3: conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 316 N, mentre alla fine della rotazione interna è pari a 29 N.

Modello F1-90°

Il comportamento dei tre fasci di fibre è analogo. La fase di rotazione esterna è contraddistinta da valori di tensione maggiori rispetto a quelli che caratterizzano la rotazione interna (Figura 4.34).

PFL1: al termine della rotazione esterna la tensione è pari a 451 N, al termine di quella interna è uguale a 208 N.

PFL2: la tensione raggiunge i 393 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 140 N al termine di quello di rotazione interna

PFL3: conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 318 N, mentre alla fine della rotazione interna è pari a 72 N.

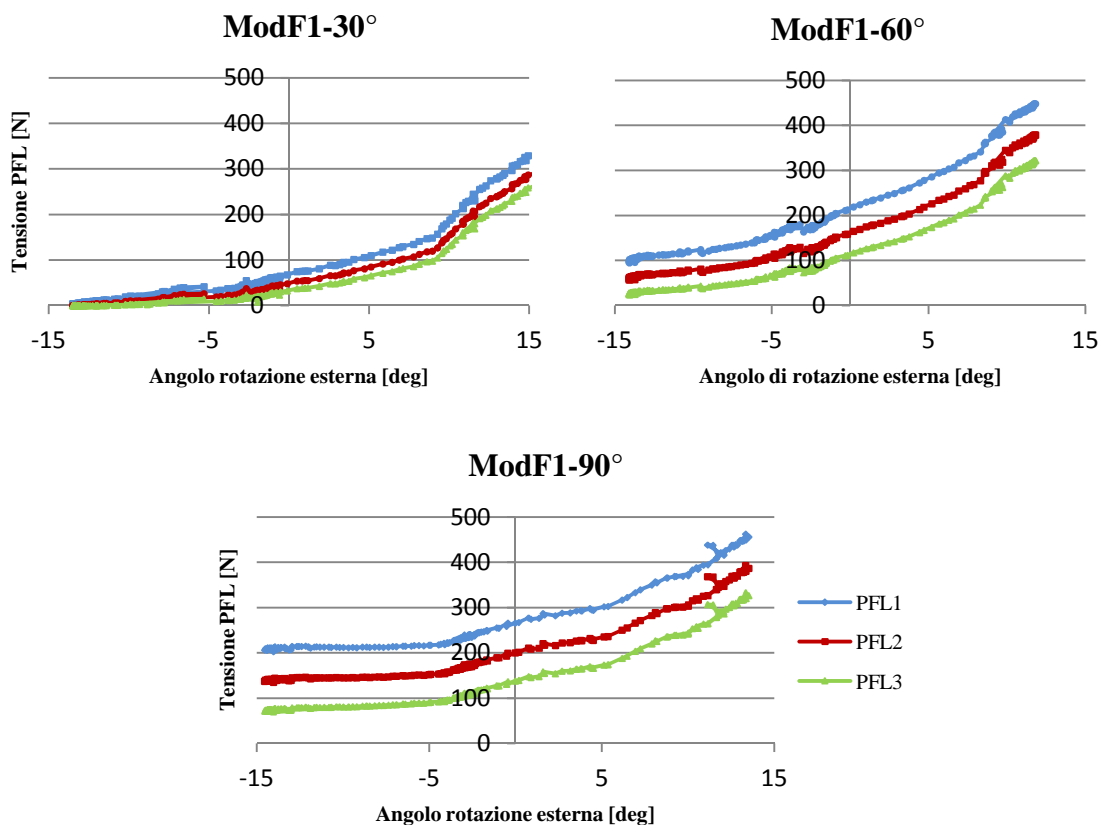


Figura 4.34: tensione del legamento popliteo in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

4.5.8 Tensione del legamento crociato posteriore

Modello F1-30°

aPCL: completata la rotazione esterna, la tensione risulta essere nulla, mentre è pari a 210 N al termine della rotazione interna.

pPCL: la tensione si mantiene nulla per tutta la fase di rotazione esterna. Una volta terminato il transitorio di rotazione interna essa è, invece, pari a 21 N (Figura 4.35)

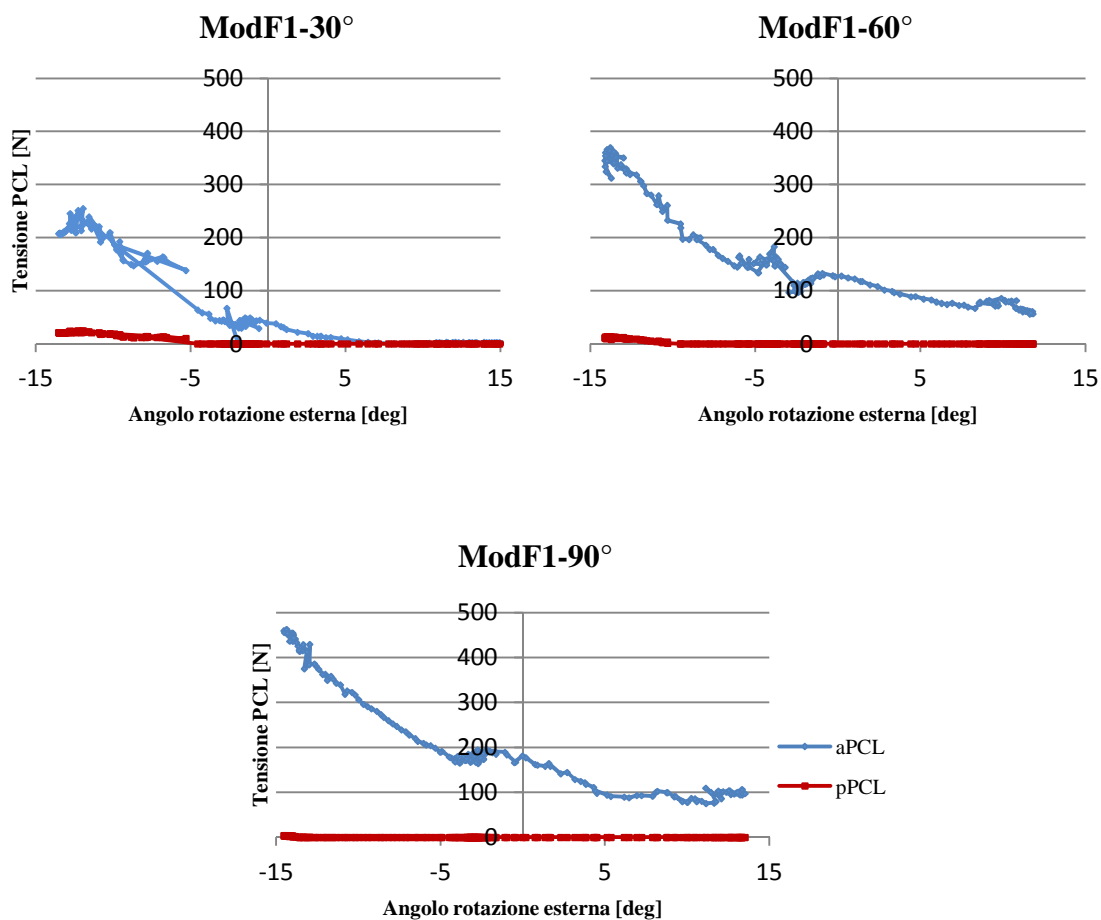


Figura 4.35: tensione del legamento crociato posteriore in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

Modello F1-60°

Il comportamento del fascio posteriore del legamento crociato posteriore è pressoché analogo durante le due rotazioni analizzate; i valori di tensione raggiunti sono nettamente inferiori rispetto a quelli che caratterizzano il fascio anteriore.

aPCL: la tensione raggiunge i 60 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 312 N al termine di quello di rotazione interna

pPCL: la tensione assume sempre valori poco superiori allo zero, fatta eccezione per la fase finale della rotazione interna, durante la quale si raggiungono i 10 N.

Modello F1-90°

Le tensioni assunte dal fascio posteriore del legamento crociato posteriore sono all'incirca simile durante le due rotazioni esaminate; i valori di tensione raggiunti sono decisamente inferiori rispetto a quelli che contraddistinguono il fascio anteriore (Figura 4.35).

aPCL: la tensione raggiunge i 100 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 451 N al termine di quello di rotazione interna.

pPCL: la tensione assume sempre valori nulli, fatta eccezione per la fase finale della rotazione interna, in cui risulta poco superiore allo zero (3.86 N).

4.5.9 Forza sulla componente tibiale

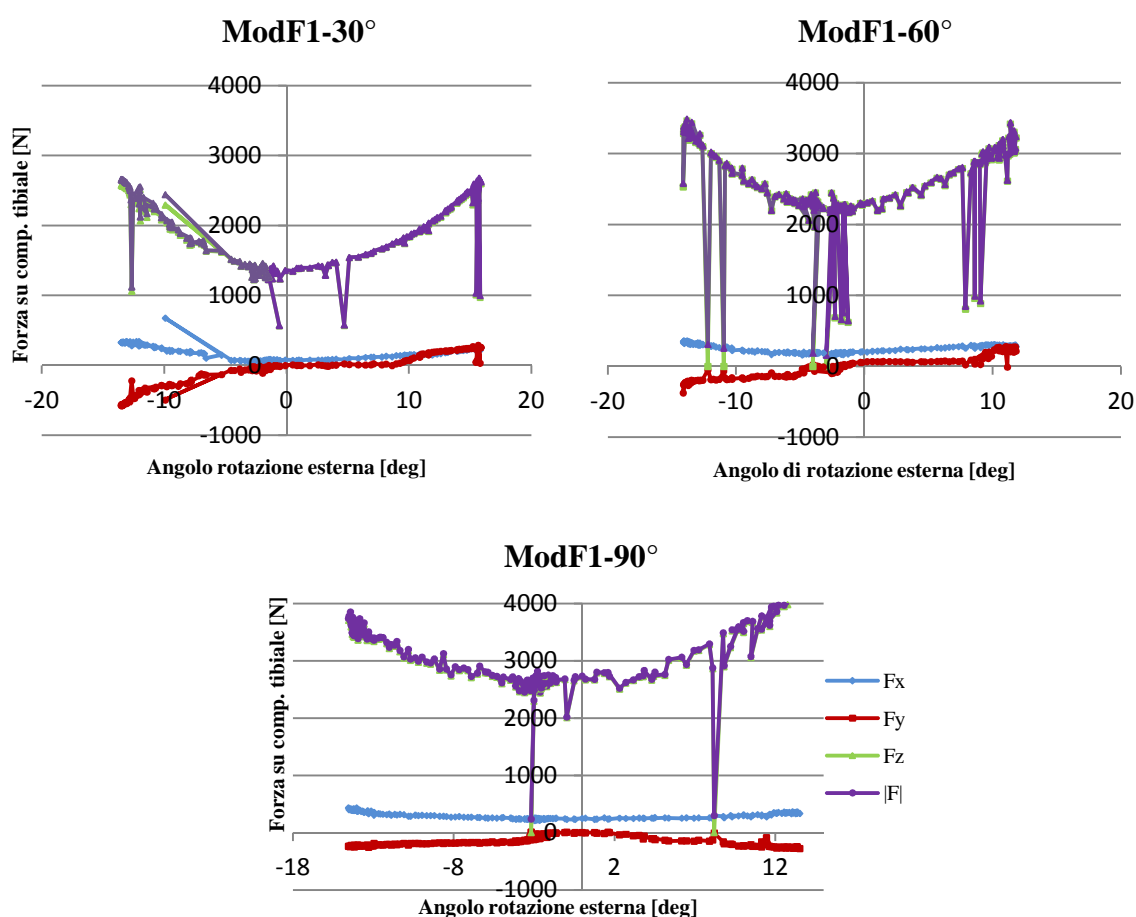


Figura 4.36: forza sulla componente tibiale in funzione dell'angolo di rotazione esterna.

Modello F1-30°

F_x : completata la rotazione esterna, la tensione risulta essere uguale a 259 N, mentre è pari a 335 N al termine della rotazione interna (Figura 4.36).

F_y : la tensione è pari a 259 N e a -555 N rispettivamente al termine della rotazione esterna e di quella interna.

F_z : concluso il transitorio di rotazione esterna, la forza è pari a 2623 N; concluso il transitorio di rotazione interna è uguale a 2620 N.

$|F|$: il modulo di F è caratterizzato dagli stessi valori elencati per F_z .

Modello F1-60°

Le componenti della forza in direzione x e z assumono valori simili durante la rotazione esterna e quella interna, a differenza della forza in direzione y. Guardando la Figura 4.36 si può affermare che i grafici di F_z e di $|F|$ siano all'incirca sovrapposti.

F_x : conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 276 N, mentre alla fine della rotazione interna è pari a 346 N.

F_y : al termine della rotazione esterna la tensione è pari a 217 N, al termine di quella interna è uguale a -226 N.

F_z : la tensione raggiunge i 3087 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 2583 N al termine di quello di rotazione interna (in corrispondenza del picco negativo).

$|F|$: assume gli stessi valori della F_z .

Modello F1-90°

Le componenti della forza in direzione x e y sono caratterizzate da valori simili al termine dei due movimenti di rotazione esaminati, a differenza della forza in direzione z. Considerando la Figura 4.36 si nota che i grafici di F_z e di $|F|$ sono all'incirca sovrapposti.

F_x : conclusa la rotazione esterna, la tensione risulta essere 352 N, mentre alla fine della rotazione interna è pari a 390 N.

F_y : al termine della rotazione esterna la tensione è pari a -276 N, al termine di quella interna è uguale a -237 N.

F_z : la tensione raggiunge i 4405 N alla fine del transitorio di rotazione esterna e i 3855 N al termine di quello di rotazione interna.

$|F|$: assume gli stessi valori della F_z .

4.6 Rotazione assiale tibia – Modello V1, V2

Le simulazioni che di seguito saranno esaminate hanno lo scopo di analizzare il comportamento di legamenti con leggi descrittive differenti (lineare e quadratica). Verrà, inoltre, valutato l'effetto che tali strutture anatomiche hanno su altre grandezze.

Come già descritto nel capitolo 3, la sollecitazione è rappresentata da un momento torcente applicato attorno all'asse z.

Le prime simulazioni presentate sono quelle per le quali l'angolo di flessione è stato fissato a 30° (Tabella 4.4).

Tabella 4.4: caratteristiche principali dei simulatori computazionali sfruttati per valutare gli effetti della rotazione assiale.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
Forza quadricipite	500 N, costante	500 N, costante	500 N, costante	500 N, costante
Flesso-estensione	HIP contr	HIP contr	HIP contr	HIP contr
Angolo di flessione	30°, costante	30°, costante	30°, costante	30°, costante
Legamenti	$F = -kx$	$F = -kx$	$F = -kx^2$	$F = -kx^2$
Rotazione assiale tibia	M torcente, step da 0 a 40000 N*mm	M torcente, step da 0 a -40000 N*mm	M torcente, step da 0 a 40000 N*mm	M torcente, step da 0 a -40000 N*mm

I dati relativi alla rotazione esterna del *ModV3* saranno seguiti dal simbolo di un asterisco, questo perché il momento torcente è stato applicato fino ad un valore di -36753 N*mm; una volta superato tale limite, si è notato un distacco della patella dallo scudo. Nonostante questo, il simulatore ha comunque raggiunto una situazione di equilibrio, evidenziabile grazie all'angolo di rotazione esterna.

4.6.1 Angolo di rotazione esterna (30°)

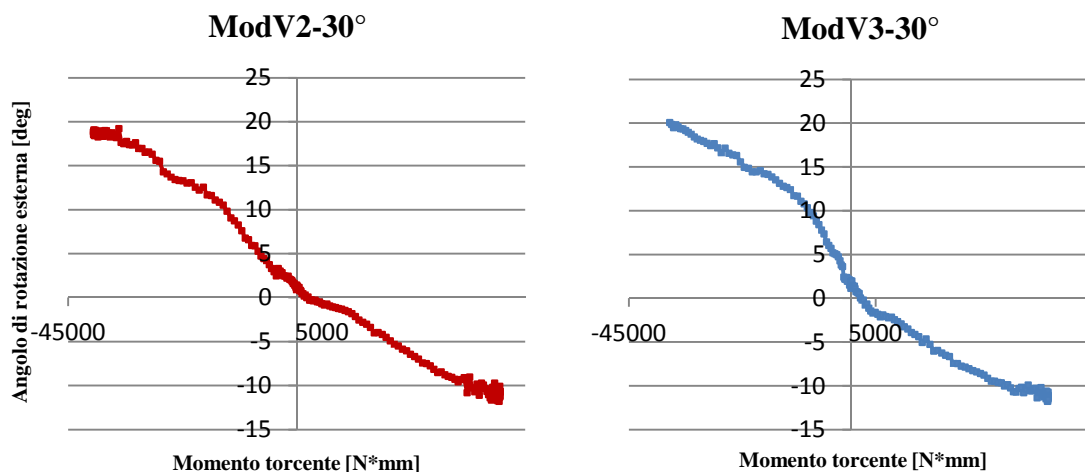


Figura 4.37: angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.

Concluso il transitorio, durante il quale è stato applicato un momento torcente negativo, gli angoli di rotazione esterna assumono valori simili (19° per il *ModV2* e 20° per il *ModV3*). Anche al termine della rotazione interna gli angoli risultano analoghi e pari a circa 11.7° (Figura 4.37).

4.6.2 Angolo del tendine rotuleo (30°)

Sono evidenziabili delle differenze sia per l'angolo sagittale sia per quello frontale. Al termine della rotazione interna, i valori risultano più elevati (in modulo) per il *ModV2*; questo significa che il tendine rotuleo è inclinato maggiormente verso la zona laterale dell'articolazione (angolo frontale negativo).

I dati più interessanti sono, tuttavia, quelli che riguardano la rotazione esterna. In questo caso si notano valori molto diversi tra i due modelli per entrambi gli angoli (Tabella 4.9).

Tabella 4.5: valori dell'angolo del tendine rotuleo al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
Ang. sagittale	-11.2°	1.0°	7.6°	10.8°*
Ang. frontale	-5.5°	-1.5°	-8.0°	7.7°*

4.6.3 Spostamento tibia-femore (30°)

Gli spostamenti più indicativi sono quelli che interessano la direzione y, per entrambi i modelli (Tabella 4.6).

Tabella 4.6: valori dello spostamento della tibia rispetto al femore al termine della rotazione interna e di quella esterna; con il colore grigio sono indicati i dati di partenza.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
Direz. x [mm]	0.8 1.3	0.3	0.9	0.8*
Direz. y [mm]	2.5 1.6	3.4	1.6	3.9*
Direz. z [mm]	-31.4 -31.8	-32.2	-31.8	-32.4*

Direzione x (spostamento medio-laterale): nessuno spostamento per il *ModV3*; per il *ModV2* si notano spostamenti di 0.5 mm, secondo versi opposti, durante entrambe le rotazioni.

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): spostamenti di circa 1 mm, positivi per le rotazioni esterne, negativi per quelle interne. Il valore massimo (1.4 mm) viene raggiunto al termine della rotazione esterna dal *ModV3*.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): spostamento di 1 mm per entrambe le configurazioni in seguito alla rotazione esterna.

4.6.4 Tensione della capsula laterale anteriore (30°)

Per entrambi i modelli la capsula laterale anteriore è caratterizzata da tensione nulla al termine della rotazione esterna.

Tabella 4.7: valori della tensione della capsula laterale anteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
ALC1 [N]	423.8	0.0	484.3	0.0*
ALC2 [N]	368.9	0.0	367.7	0.0*
ALC3 [N]	313.5	0.0	266.7	0.0*

Le tensioni più elevate sono quelle che contraddistinguono l'ALC1, seguite da quelle riferite all'ALC2 e all'ALC3.

ALC2 e ALC3, a differenza di ALC1, assumono tensioni maggiori nel *ModV2* piuttosto che nel *ModV3*.

4.6.5 Tensione del legamento collaterale mediale (30°)

In ordine crescente troviamo le tensioni del fascio sMCL3, sMCL2, sMCL1 e deepMCL (Tabella 4.8).

Tabella 4.8: valori della tensione del legamento collaterale mediale al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
sMCL1 [N]	206.8	280.9	129.9	264.2*
sMCL2 [N]	152.7	243.1	71.0	201.9*
sMCL3 [N]	84.8	171.6	22.2	105.3*
deepMCL [N]	690.2	400.0	705.7	480.2*

Per i fasci di fibre superficiali i valori più elevati si osservano per il *ModV2*, a differenza di quanto accade per il deepMCL.

4.6.6 Tensione del legamento popliteo (30°)

La tensione del legamento popliteo è nulla in entrambi i modelli al termine della rotazione interna (Tabella 4.9).

Per la rotazione esterna, invece, i valori più elevati sono quelli che contraddistinguono il PFL1, seguiti da quelli del PFL2 e del PFL3.

Tabella 4.9: valori della tensione del legamento popliteo al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
PFL1 [N]	0.0	273.1	0.0	281.7*
PFL2 [N]	0.0	254.1	0.0	244.9*
PFL3 [N]	0.0	235.3	0.0	211.3*

4.6.7 Tensione del legamento crociato posteriore (30°)

Il fascio posteriore di tale legamento è caratterizzato da una tensione nulla al termine della rotazione esterna, in entrambe le configurazioni esaminate (Tabella 4.10). Conclusa la rotazione interna, i valori sono diversi da zero, ma comunque poco significativi se confrontati con quelli del fascio anteriore. Quest'ultimo raggiunge la tensione massima nel *ModV3* al termine della rotazione interna (271.4 N), ma per quanta riguarda la rotazione esterna il valore maggiore appartiene al *ModV2*.

Tabella 4.10: valori della tensione del legamento crociato posteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
aPCL [N]	249.3	65.0	271.4	50.8*
pPCL [N]	3.8	0.0	6.0	0.0*

4.6.8 Forza sulla componente tibiale (30°)

F_x : il valore massimo si ha nella rotazione esterna del *ModV2* (321.0 N) (Tabella 4.11).

F_y : il valore massimo si ha nella rotazione interna del *ModV2* (-350.1 N).

F_z : il valore massimo è quello misurato al termine della rotazione interna nel *ModV3* (2839.8 N).

Tabella 4.11: valori della forza sulla componente tibiale al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
F_x [N]	264.6	321.0	256.7	303.1*
F_y [N]	-350.1	248.6	-290.9	347.9*
F_z [N]	2830.1	2509.2	2839.8	2076.2*
$ F $ [N]	2863.9	2541.83	2866.2	2126.8*

Analizziamo ora i casi con un angolo di flessione pari a 90°. Nella Tabella 4.12 sono elencate le proprietà principali delle configurazioni esaminate.

Tabella 4.12: caratteristiche principali dei simulatori computazionali sfruttati per valutare gli effetti della rotazione assiale.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
Forza quadricipite	500 N, costante	500 N, costante	500 N, costante	500 N, costante
Flesso-estensione	HIP contr	HIP contr	HIP contr	HIP contr
Angolo di flessione	90°, costante	90°, costante	90°, costante	90°, costante
Legamenti	$F = -kx$	$F = -kx$	$F = -kx^2$	$F = -kx^2$
Rotazione assiale tibia	M torcente, step da 0 a 40000 N*mm	M torcente, step da 0 a -40000 N*mm	M torcente, step da 0 a 40000 N*mm	M torcente, step da 0 a -40000 N*mm

4.6.9 Angolo di rotazione esterna (90°)

Dall'osservazione della Figura 4.38 emerge subito una differenza tra i modelli per quanto riguarda la rotazione esterna: il massimo momento torcente applicato al *ModV2* è stato pari a circa -27000 N*mm, dopo di che si è verificato il distacco dello scudo dall'insero tibiale e quindi il collasso dell'intera struttura.

I dati riferiti a tale simulazione saranno contraddistinti da un asterisco.

Conclusa la rotazione interna, i due modelli raggiungono lo stesso angolo di rotazione (circa -10°).

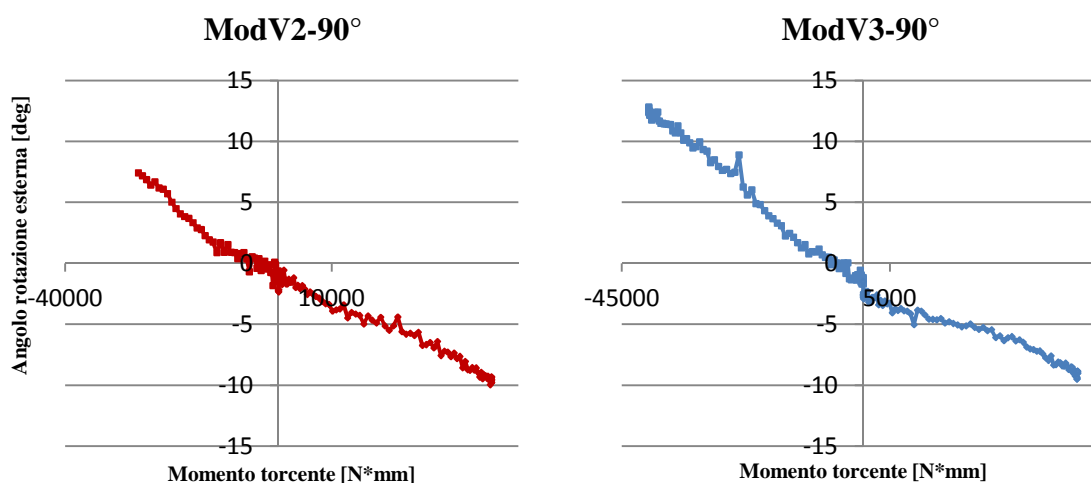


Figura 4.38: angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.

4.6.10 Angolo del tendine rotuleo (90°)

Sono evidenziabili delle differenze sia per l'angolo sagittale sia per quello frontale. Al termine della rotazione interna, i valori risultano più elevati (in modulo) per il *ModV2*; questo significa che il tendine rotuleo è inclinato maggiormente verso la porzione laterale dell'articolazione (angolo frontale negativo).

Anche i valori relativi alla rotazione esterna sono molto diversi, ma questo potrebbe essere dovuto al non completamento della simulazione per il *ModV2* (Tabella 4.13).

Tabella 4.13: valori dell'angolo del tendine rotuleo al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
Ang. sagittale	-11.9°	-11.1°*	-8.3°	-3.8°
Ang. frontale	-5.8°	-0.2°*	-2.1°	-3.2°

4.6.11 Spostamento tibia-femore (90°)

Gli spostamenti più indicativi sono quelli che interessano la direzione x, per entrambi i modelli (Tabella 4.14).

Tabella 4.14: valori dello spostamento della tibia rispetto al femore al termine della rotazione interna e di quella esterna; con il colore grigio sono indicati i dati di partenza.

	Mod V2		Mod V3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
Direz. x [mm]	1.3 0.1	2.32*	0.1	3.3
Direz. y [mm]	15.6 14.9	14.6*	14.5	13.8
Direz. z [mm]	-29.4 -29.7	-29.6*	-29.7	-29.8

Direzione x (spostamento medio-laterale): completata la rotazione interna, lo spostamento è circa 1.2 mm, mentre al termine della rotazione esterna esso è pari a circa 1 mm. Si tratta di spostamenti che avvengono in versi opposti.

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): gli spostamenti sono di circa 1 mm; il valore massimo è quello ottenuto per l'extra-torsione del *ModV3* ed è pari a 1.8 mm.

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): non si nota alcuno spostamento indicativo in questa direzione.

4.6.12 Tensione della capsula laterale anteriore (90°)

Per entrambi i modelli la capsula laterale anteriore è caratterizzata da tensione nulla al termine della rotazione esterna (Tabella 4.15).

Tabella 4.15: valori della tensione della capsula laterale anteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
ALC1 [N]	548.1	0.0*	686.8	0.0
ALC2 [N]	380.8	0.0*	308.5	0.0
ALC3 [N]	212.6	0.0*	78.9	0.0

Le tensioni più elevate sono quelle che contraddistinguono l'ALC1, seguite da quelle riferite all'ALC2.

ALC2 e ALC3, a differenza di ALC1, assumono tensioni maggiori nel *ModV2* piuttosto che nel *ModV3*.

4.6.13 Tensione del legamento collaterale mediale (90°)

Nonostante i dati relativi alle tensioni siano diversi, sono riscontrabili degli aspetti comuni tra i due modelli in oggetto. In ordine crescente si hanno le tensioni del fascio sMCL3, sMCL1, sMCL1 e deepMCL (Tabella 4.16).

Tabella 4.16: valori della tensione del legamento collaterale mediale al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
sMCL1 [N]	338.6	398.0*	347.9	530.8
sMCL2 [N]	120.1	179.0*	44.2	121.3
sMCL3 [N]	0.0	11.2*	0.0	2.9
deepMCL [N]	1866.0	1876.1*	1882.4	2049.3

sMCL1: i valori più elevati si osservano per il *ModV3*.

sMCL2: i valori più elevati si osservano per il *ModV2*.

sMCL3: è caratterizzato da una tensione nulla al termine della rotazione interna.

deepMCL: i dati relativi alla sua tensione sono di un ordine di grandezza più elevati rispetto ai fasci superficiali. Il valore massimo viene raggiunto nel *ModV3* nella rotazione esterna (2049 N).

4.6.14 Tensione del legamento popliteo (90°)

In ordine crescente troviamo le tensioni di PFL3, PFL2 e PFL1 (Tabella 4.17). Per entrambi i modelli, inoltre, le tensioni risultano più elevate al termine della rotazione esterna.

Dal confronto tra le due configurazioni emerge come la sollecitazione dei fasci di fibre sia maggiore per il *ModV2* nella rotazione interna e maggiore per il *ModV3* in quella esterna.

Tabella 4.17: valori della tensione del legamento popliteo al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
PFL1 [N]	184.9	281.1*	125.6	393.9
PFL2 [N]	137.8	245.0*	70.7	320.2
PFL3 [N]	95.1	212.5*	34.6	261.2

4.6.15 Tensione del legamento crociato posteriore (90°)

Il fascio posteriore di questo legamento non interviene né nella rotazione interna né in quella esterna (Tabella 4.18).

All'interno di ciascun modello, i valori riferiti al fascio posteriore sono leggermente più elevati al termine della rotazione esterna e, in ogni caso, risultano maggiori per il *ModV3*.

Tabella 4.18: valori della tensione del legamento crociato posteriore al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
aPCL [N]	892.9	877.9*	943.4	960.3
pPCL [N]	0.0	0.0*	0.0	0.0

4.6.16 Forza sulla componente tibiale (90°)

In ordine crescente troviamo la F_y , la F_x e la F_z . Il modulo della forza si discosta poco dal valore della componente z (Tabella 4.19).

Tabella 4.19: valori della forza sulla componente tibiale al termine della rotazione interna e di quella esterna.

	ModV2		ModV3	
	Intra-torsione	Extra-torsione	Intra-torsione	Extra-torsione
F_x [N]	641.7	737.2*	679.2	770.8
F_y [N]	-309.1	137.5*	-270.4	39.6
F_z [N]	5058.4	4503.4*	4872.4	4927.6
$ F $ [N]	5108.3	4565.4*	4926.9	4987.6

F_x : il valore massimo si ha nella rotazione esterna del *ModV3* (770.8 N).

F_y : il valore massimo si ha nella rotazione interna del *ModV2* (-309.1 N).

F_z : il valore massimo è quello misurato al termine della rotazione interna nel *ModV2* (5058.4 N).

4.7 Contributo dei muscoli Hamstring

Il confronto tra i tre diversi simulatori ha l'obiettivo di esaminare l'influenza degli attuatori lineari, che simulano il comportamento dei muscoli Hamstring laterale e mediale, sulle altre grandezze fisiche.

Nella tabella 4.20 sono elencate le principali proprietà dei simulatori in oggetto.

L'interesse è focalizzato sui valori raggiunti dalle grandezze fisiche al termine del transitorio piuttosto che sul loro andamento al variare del tempo.

Al fine di semplificare la stesura delle osservazioni, verranno di seguito utilizzate le sigle *LAT* e *MED* per indicare rispettivamente il simulatore in cui è presente solo il muscolo Hamstring laterale e quello in cui è presente solo il muscolo mediale.

Tabella 4.20: caratteristiche principali dei tre simulatori.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
Legamenti	ModF1, $F = -kx^2$	ModF1, $F = -kx^2$	ModF1, $F = -kx^2$
F quadricipite	500 N, costante	500 N, costante	500 N, costante
Flesso-estensione	HIP contr	HIP contr	HIP contr
Angolo di flessione	90°, costante	90°, costante	90°, costante
F Lat Hamstring	Step, da 0 a 500 N	Assente	Step, da 0 a 500 N
F Med Hamstring	Assente	Step, da 0 a 500 N	Step, da 0 a 500 N

4.7.1 Angolo di rotazione esterna

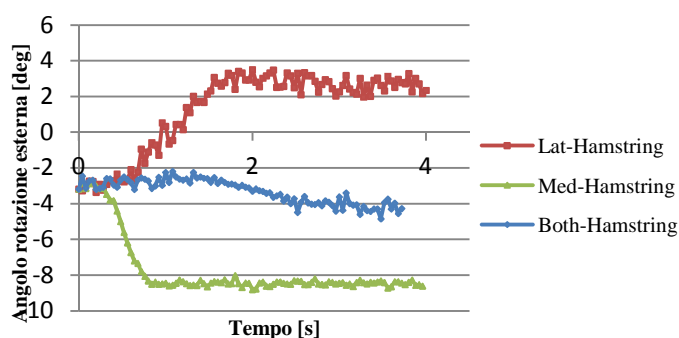


Figura 4.39: angolo di rotazione esterna in funzione del tempo per le simulazioni esaminate.

Come era prevedibile, l'attuatore posto medialmente induce una rotazione interna, a differenza di quello localizzato lateralmente, il quale provoca una rotazione esterna.

E' interessante notare come la presenza simultanea dei due attuatori non dia origine ad una rotazione significativa, seppure mostri una predominanza della rotazione interna.

4.7.2 Angolo del tendine rotuleo

Angolo sagittale: la rotazione maggiore si ha per *LAT*, seguita da *MED* e da *Both-Hamstring*.

Angolo frontale: assume valori opposti per le configurazioni *LAT* e *MED*. Per *LAT* la porzione distale del tendine rotuleo è più vicina al compartimento laterale, viceversa per *MED*. La configurazione con entrambi gli attuatori presenta lo stesso comportamento di *MED* (Tabella 4.21).

Tabella 4.21: angolo del tendine rotuleo al termine delle tre simulazioni esaminate.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
Ang. sagittale [deg]	-19.8	-17.7	-8.9
Ang. frontale [deg]	1.7	-4.0	-5.0

4.7.3 Spostamento tibia-femore

Direzione x (spostamento medio-laterale): gli spostamenti più indicativi (circa 1 mm) avvengono per *LAT* e in presenza di entrambi gli attuatori (Tabella 4.22).

Direzione y (spostamento anteriore della tibia rispetto al femore): tutti gli spostamenti si verificano secondo un verso opposto a quella della direzione y, cioè posteriormente. Per il simulatore in cui sono collocati entrambi gli attuatori lo spostamento risulta essere il maggiore (4.3 mm).

Direzione z (spostamento verso il basso della tibia rispetto al femore): nessuno spostamento significativo in nessuna delle tre configurazioni esaminate.

Tabella 4.22: spostamento della tibia rispetto al femore al termine delle tre simulazioni esaminate. In grigio sono indicati i valori iniziali.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
Direzione x [mm]	0.2 1.2	0.1	1.3
Direzione y [mm]	14.6 12.4	12.0	10.3
Direzione z [mm]	-29.5 -29.6	-29.9	-30.0

4.7.4 Tensione della capsula laterale anteriore

La capsula laterale anteriore non viene coinvolta nella rotazione esterna causata dal muscolo Hamstring laterale, a differenza di quanto avviene per la rotazione interna. In questo caso, infatti, la tensione del fascio di fibre ALC1 raggiunge i 257 N, mentre quella di ALC2 i 33 N. La tensione di ALC1 risulta nettamente inferiore, invece, per la terza configurazione analizzata (Tabella 4.23).

In tutti e tre i simulatori non si osserva il contributo del fascio di fibre ALC3, la cui tensione risulta nulla.

Tabella 4.23: tensione della capsula laterale anteriore al termine delle tre simulazioni esaminate.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
ALC1 [N]	0.0	257.2	23.8
ALC2 [N]	0.0	33.1	0.0
ALC3 [N]	0.0	0	0.0

4.7.5 Tensione del legamento collaterale mediale

Il comportamento del legamento collaterale mediale risulta analogo per le tre configurazioni, in quanto in tutte il deepMCL raggiunge il valore di tensione più elevato, seguito dall'sMCL2 e dall'sMCL1; un altro elemento in comune è il valore della tensione di sMCL3, nullo in tutti i simulatori (Tabella 4.24).

Un elemento che contraddistingue il *LAT* è il fatto che prevalgano i valori delle tensioni associate ai fasci superficiali, fenomeno non osservabile per *MED*, nel quale è il fascio profondo ad assumere la tensione più elevata.

I dati riferiti al simulatore nel quale sono presenti entrambi i muscoli Hamstring sembrano più vicini alla configurazione *MED*.

Tabella 4.24: tensione del legamento collaterale mediale al termine delle tre simulazioni esaminate.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
sMCL1 [N]	393.0	270.9	284.1
sMCL2 [N]	53.1	20.5	23.5
sMCL3 [N]	0.0	0.0	0.0
deepMCL [N]	661.3	930.3	882.4

4.7.6 Tensione del legamento popliteo

In ordine decrescente si hanno le tensioni relative al fascio PFL1, PFL2 e PFL3, per tutti e tre i simulatori (Tabella 4.25).

La configurazione *LAT* è quella contraddistinta dai valori più elevati, molto simili a quelli riscontrabili nel terzo simulatore.

Tabella 4.25: tensione del legamento popliteo al termine delle tre simulazioni esaminate.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
PFL1 [N]	364.0	244.5	336.9
PFL2 [N]	294.3	176.0	265.2
PFL3 [N]	229.9	110.0	197.1

4.7.7 Tensione del legamento crociato posteriore

Le tensioni risultano essere più elevate per la porzione anteriore rispetto a quella posteriore di tre ordini di grandezza (Tabella 4.26).

La terza configurazione è contraddistinta dai valori maggiori, seguita dalla *MED* e dalla *LAT*.

Tabella 4.26: tensione del legamento crociato posteriore al termine delle tre simulazioni esaminate.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
aPCL [N]	324.1	422.0	580.7
pPCL [N]	0.0	0.0	5.2

4.7.8 Forza sulla componente tibiale

Anche in questo caso è possibile notare degli elementi comuni tra i tre simulatori. In ordine di tensione crescente troviamo la F_y (sempre negativa), la F_x e la F_z , molto vicina al modulo della forza complessiva (Tabella 4.27).

I valori più elevati sono riscontrabili per la configurazione *Both-Hamstring*, seguita dalla *MED*.

Tabella 4.27: forza sulla componente tibiale per le tre configurazioni esaminate.

	Lat-Hamstring	Med-Hamstring	Both-Hamstring
F_x [N]	311.7	308.0	356.4
F_y [N]	-123.0	-195.1	-206.1
F_z [N]	2966.5	3068.0	3265.4
F [N]	2985.4	3089.5	3291.2

CAPITOLO 5

Discussione dei risultati

Le simulazioni realizzate e presentate nel dettaglio nel terzo capitolo (cfr. 3.4) hanno permesso di acquisire una grande quantità di dati. Parte di questi sono stati utilizzati per studiare la sensibilità del simulatore alla variazione di alcuni parametri, altri ancora sono stati utili nella fase di validazione del modello virtuale.

La validazione del simulatore computazionale ha previsto l'analisi delle informazioni presenti in letteratura sia per quanto riguarda i modelli virtuali e reali sia per quanto concerne le misurazioni effettuate *in vivo*.

In questo capitolo verrà fornita un'idea più precisa ed informazioni quantitative riguardanti i limiti che un tale metodo di validazione possiede, in quanto spesso sono stati riscontrati dei parametri strutturali differenti o addirittura non ben descritti.

5.1 Flesso-estensione

La realizzazione di un ciclo di discesa e risalita da parte del simulatore computazionale è stato il punto di partenza per l'analisi del contributo della tensione del quadricipite e delle strutture legamentose. Tale movimento è stato ottenuto imponendo una legge di moto sinusoidale all'angolo della cerniera che rappresenta l'articolazione dell'anca. L'escursione angolare di 60 gradi ha permesso di ottenere un angolo flessione massima del ginocchio di 108°.

5.1.1 Tensione del muscolo quadricipite

Il muscolo quadricipite è stato rappresentato da un attuatore lineare nel simulatore computazionale presentato in questo lavoro di tesi. Per comprendere meglio gli effetti che tale attuatore può avere sulle altre grandezze o sulle altre strutture anatomiche è stata imposta una tensione del quadricipite prima di 100 N e poi di 500 N, analizzando un ciclo completo di discesa e risalita (da 0 a 108°).

Le differenze più apprezzabili tra le due configurazioni sono state notate per il fascio anteriore della capsula laterale anteriore, per il legamento crociato posteriore e per la forza sulla componente femorale. Il fascio ALC1 ha raggiunto una tensione massima di 250 N e di 200 N rispettivamente nella simulazione con tensione del quadricipite pari a 100 e a 500 N. La porzione anteriore del legamento crociato posteriore è stata, invece, contraddistinta da un comportamento opposto, raggiungendo il valore massimo di forza (233 N) con una tensione del quadricipite maggiore.

La differenza della forza massima sulla componente tibiale è stata di circa 200 N tra le due configurazioni; il valore maggiore è stato quello che ha caratterizzato la simulazione *FQ-500*.

Per quanto riguarda il tendine rotuleo, è stato l'angolo sagittale a subire le variazioni maggiori durante la discesa e la risalita, ruotando di più di 10°; esso è partito da valori positivi ed ha assunto valori negativi al termine della discesa, il che indica una tendenza del tendine rotuleo ad avvicinarsi allo scudo femorale. L'angolo frontale ha assunto un valore iniziale prossimo allo zero e, con lo svilupparsi della flessione, è diventato negativo; si può quindi affermare che all'aumentare dell'angolo di flessione, la porzione distale del tendine rotuleo si sia avvicinata al compartimento mediale, a differenza della porzione prossimale.

Durante la discesa la tibia si è spostata anteriormente rispetto al femore di circa 17 mm; rimanendo stabile lungo la direzione medio-laterale e spostandosi leggermente verso il basso. Tali risultati sono comparabili con quelli presenti nello studio di Baldwin et al. [2], come mostrato in Figura 5.1 e 5.2. Nei grafici presenti in Figura 5.2, le curve sono state opportunamente modificate per facilitare il confronto; in particolare sono stati modificati i dati riguardanti la posizione iniziale (completa estensione) e la curva della traslazione verticale. Nel nostro modello il verso positivo è stato attribuito agli spostamenti verso il

basso, a differenza di quanto fatto da Baldwin et al. e per questa ragione è stato eseguito un cambiamento di segno.

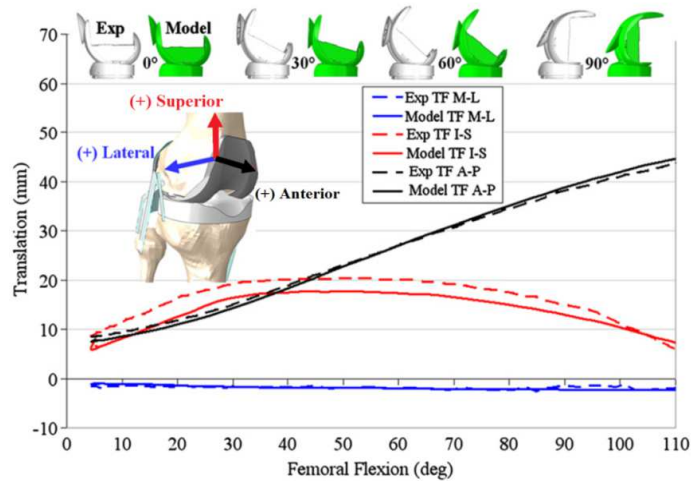


Figura 5.1: traslazione della tibia rispetto al femore in funzione dell'angolo di flessione nel modello proposto da Baldwin et al. [2].

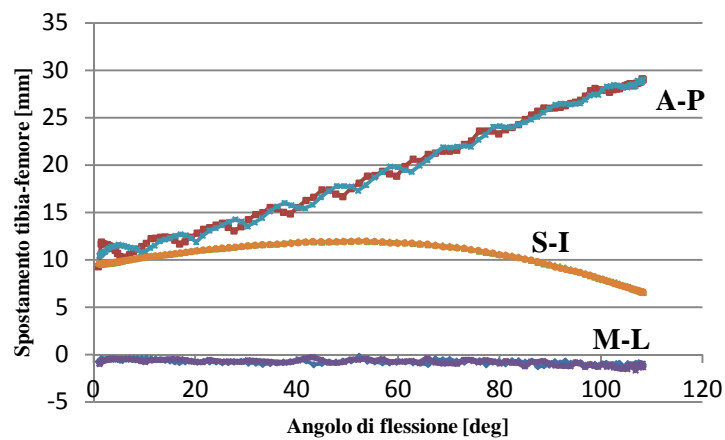


Figura 5.2: spostamento della tibia rispetto al femore durante la discesa e la risalita per il *ModF1*. A-P: antero-posteriore, M-L: medio-laterale, S-I: superiore-inferiore.

Per quasi tutte le strutture legamentose si è osservato un andamento “a campana” durante la discesa; questo comportamento, tuttavia, non ha caratterizzato il deepMCL e l’aPCL, entrambi contraddistinti da curve crescenti. Altri legamenti, invece, hanno riportato una tensione nulla, o poco superiore allo zero, per tutto il ciclo di discesa e risalita: LCL, ALC3, sMCL3, pPCL. E’ interessante notare come tali strutture siano tutte collocate

posteriormente rispetto agli altri fasci di fibre appartenenti allo stesso gruppo di legamenti, ad eccezione del legamento collaterale mediale, per il quale non sono state evidenziate differenze tra un fascio di fibre e l'altro.

Le strutture contraddistinte dai valori di tensione più elevati sono stati i fasci di fibre del legamento collaterale mediale; il deepMCL ha raggiunto una tensione massima di 770 N, seguito dall'sMCL1 con 500 N. In ordine decrescente troviamo poi il legamento popliteo, il cui fascio di fibre anteriore ha assunta una tensione massima di 240 N, la quale comunque nettamente inferiore a quella dell'sMCL1.

Le tensioni associate ai fasci di fibre dell'MCL sono risultate maggiori rispetto allo studio di Bersini et al. [49], nel quale il deepMCL ha raggiunto una tensione massima di circa 400 N.

In generale sono sempre stati i fasci di fibre anteriori (identificati con il numero 1) a riportare le tensioni più elevate, questo è avvenuto anche per la capsula laterale anteriore e per il legamento crociato.

Va, però, ricordato che nel modello virtuale non era presente il legamento crociato anteriore, legamento che viene solitamente sacrificato negli interventi di artroplastica totale. Questa osservazione potrebbe spiegare la differenza nei valori massimi raggiunti dal fascio anteriore del PCL nel *Modello V3* (circa 100 N) rispetto a quelli che contraddistinguono lo studio di Bersini et al. (350 N), nel quale l'ACL è stato considerato [49]; la porzione anteriore del PCL sembrerebbe, quindi, sopperire all'assenza dell'ACL.

La forza agente sull'inserito tibiale è cresciuta con lo svilupparsi del movimento di discesa, agendo principalmente lungo la direzione verticale; questo è stato dedotto dal fatto che le curve della componente F_z e del modulo della forza sono state pressoché sovrapposte durante l'intero ciclo di discesa-risalita.

La forza sulla componente tibiale è stata una delle grandezze per le quali sono stati evidenziati valori diversi al variare della tensione del quadricipite. Il modulo di F è risultato maggiore (di circa 200 N) per la configurazione *FQ-500*. Il massimo valore di tensione raggiunto da F_z è stato di 2639 N, un ordine di grandezza più elevato rispetto a quello di F_x (284 N). Ipotizzando che la massa corporea del soggetto sia di 70 kg, corrispondenti ad una forza di circa 700 N, la forza sulla componente tibiale può essere espressa in termini di %BW (*body weight*); in particolare F_z risulta essere uguale a 377

%BW. Tale valore è comparabile con quanto ottenuto dalle misurazioni *in vivo* realizzate da Bergmann (346 %BW) [9], da D’Lima (350 %BW) [6] e da Heinlein (350 %BW) [8] per l’attività di discesa delle scale. Gli autori citati hanno esaminato diverse attività giornaliere e la discesa delle scale è risultata quella contraddistinta dal maggior valore di forza verticale. Nel cammino in piano la forza nella stessa direzione è pari al 200 %BW [6, 8, 9].

5.1.2 Caratteristica elastica dei legamenti

Per questa analisi le strutture legamentose sono state considerate secondo la collocazione presentata per i modelli V2 e V3, ma descritte da leggi differenti: lineare per il *ModV2*, quadratica per il *ModV3*.

La legge descrittiva della caratteristica elastica non ha influenzato gli angoli di Grood e Suntay, l’angolo del tendine rotuleo né tantomeno gli spostamenti della tibia rispetto al femore. Per tutte queste grandezze valgono le osservazioni descritte in precedenza (cfr. 5.1.1).

I fasci di fibre in cui è stata suddivisa la capsula laterale anteriore hanno mostrato un comportamento differente. ALC2 e ALC3 hanno assunto valori di tensione maggiori nel *ModV2*, a differenza di ALC1. La discrepanza maggiore (pari a 74 N) tra i due modelli è stata riscontrata per ALC2.

Un elemento che merita di essere messo in evidenza è il differente andamento nella curva relativa a sMCL3. Per il *ModV3*, infatti, essa parte da 37 N per poi raggiungere valori nulli. Nel *ModV2* tale curva non solo è caratterizzata da valori iniziali più elevati, ma raggiunge tensioni nulle in corrispondenza di un angolo maggiore (92° rispetto ai 79° dell’altro modello).

Tutti i fasci di fibre del legamento popliteo hanno raggiunto tensioni maggiori nel *ModV2*.

Per quanto riguarda la forza agente sull’inserito tibiale, l’unica differenza significativa ha riguardato il modulo della forza, o meglio la componente z. Gli andamenti delle F_z nei due modelli sono molto simili, a differenza del valore massimo raggiunto: 4000 N per il *ModV3* e 4500 N per il *ModV2*.

Si può quindi concludere che un andamento lineare della forza dei legamenti provochi un aumento del carico verticale che insiste sulla componente tibiale, ma anche tensioni più elevate a carico di strutture anatomiche come ALC2, ALC3, sMCL3 e il legamento popliteo.

5.2 Forze di equilibrio

Le forze di equilibrio oggetto di questa analisi hanno riguardato l'attuatore lineare (muscolo quadricipite), il legamento popliteo, il legamento collaterale mediale e la capsula laterale anteriore; tutte le strutture legamentose citate hanno subito delle modifiche in termini di posizione o di legge descrittiva della tensione al variare del modello utilizzato (*ModF1*, *ModV2*, *ModV3*).

La tensione esercitata dall'attuatore lineare è aumentata al crescere dell'angolo di flessione del ginocchio, raggiungendo un massimo di 3080 N in corrispondenza di 120° di flessione per il *ModF1*.

Non sono state osservate importanti differenze tra le configurazioni analizzate, tranne che per alcuni singoli casi. Con un angolo di flessione di 30° la tensione di equilibrio nel *ModF1* (250 N) è risultata minore rispetto agli altri modelli, caratterizzati da valori attorno ai 400 N. Anche in corrispondenza di un angolo di 60° si è verificata una situazione analoga in quanto è stata registrata una tensione del *ModF1* (625 N) nettamente inferiore a quella riscontrata (> 800 N) negli altri due modelli.

E' interessante confrontare tali valori con quelli proposti nello studio di Victor et al. [44]: essi avevano impostato una tensione del quadricipite crescente da 263 N in corrispondenza di un angolo di flessione di 30°, fino a 1149 N per un angolo di 110°.

Il valore iniziale è paragonabile soltanto al *ModF1*, mentre quello finale è decisamente più basso rispetto a quelli ricavati in questo lavoro di tesi.

Per quanto riguarda i legamenti, in tutti i modelli esaminati è stato evidenziato un andamento "a campana" delle curve di tensione all'aumentare del grado di flessione. Questo aspetto è stato particolarmente evidente per i fasci di fibre superficiali del legamento collaterale mediale.

Come già evidenziato in precedenza (cfr. 5.1.1), i fasci di fibre posti anteriormente rispetto a quelli appartenenti allo stesso legamento hanno assunto le tensioni maggiori.

Tra tutte le strutture legamentose, il legamento collaterale mediale è stato quello contraddistinto dai valori più elevati di tensione, sia per quanto riguarda i fasci superficiali sia per il fascio di fibre più profondo.

Il *ModF1* è risultato quello caratterizzato da strutture legamentose con i valori più alti di tensione, ma anche in questo caso il legamento collaterale laterale ha assunto sempre valori nulli, o poco superiori allo 0, così come negli altri modelli.

5.3 Spostamento dei condili femorali

Il movimento di flesso-estensione vede il contributo del rotolamento associato a quello di scivolamento. Il rapporto tra queste due azioni si modifica durante la flessione del ginocchio; all'aumentare del grado di flessione, il movimento di scivolamento diviene predominante fino a diventare l'unico presente al termine della flessione [5]

I simulatori reali e quelli virtuali sono concordi nel descrivere una traslazione dei condili femorali rispetto alla tibia al crescere dell'angolo di flessione. Questa traslazione risulta più importante per il condilo laterale piuttosto che per il mediale, provocando una rotazione tibiale interna [7, 44].

Per quanto riguarda i simulatori reali non è raro trovare informazioni discordanti in merito alla cinematica del ginocchio; le differenze possono essere attribuite a fattori intrinseci ed estrinseci. I fattori intrinseci riguardano la specificità di ogni campione, problematica che si accentua al diminuire dei campioni considerati nello studio. I fattori estrinseci si riferiscono al *setup* sperimentale e quindi alle differenze in termini di tensione del quadricipite, di vincoli meccanici o di carichi imposti [44].

Registando la variazione della posizione dei *CFF* (*flexion facet centers*) si ottengono informazioni sia sullo spostamento relativo tra femore e tibia sia sulla rotazione assiale tibiale al variare dell'angolo di flessione.

In questo lavoro di tesi è stata esaminata la traslazione antero-posteriore dei condili, essendo questa la direzione contraddistinta dallo spostamento più significativo tra tibia e femore.

Alcune peculiarità sono state riscontrate indipendentemente dalla forza del quadricipite imposta o dal carico verticale applicato.

Nel range 0-15° il *CFF-med* si è spostato posteriormente, a differenza del *CFF-lat* che è rimasto abbastanza stabile. Questo aspetto denota una rotazione tibiale esterna.

Per angoli compresi tra 15 e 50° il *CFF-med* si è, invece, mosso anteriormente, mentre il *CFF-lat* ha iniziato a traslare posteriormente; si è osservata, perciò, una rotazione interna della tibia.

All'aumentare dell'angolo di flessione per valori superiori a 50°, lo spostamento posteriore del *CFF-lat* è divenuto più significativo rispetto a quello, sempre posteriore, del *CFF-med*, denotando una rotazione tibiale interna. Il fatto che entrambi i condili si siano spostati

posteriormente sull'inserto tibiale, denota anche una traslazione anteriore della tibia rispetto al femore.

Questi risultati si possono considerare solo in parte concordi con quelli ottenuti da Victor et al. [44], i quali hanno utilizzato un simulatore reale simile all'*Oxford Rig*, impostando una tensione del quadricipite crescente da 263 N, in corrispondenza di un angolo di flessione di 30°, fino a 1149 N per un angolo di 110°.

In entrambi i modelli è stata osservata una stabilità maggiore del *CFF-med* (spostamento variabile tra i 2 e i 3 mm), ma nello studio di Victor et al. è stato riscontrato uno spostamento anteriore del *CFF-lat* oltre i 60° di flessione, opposto a quello ottenuto in questo lavoro di tesi.

I dati ottenuti con il *Modello F1* sono apparsi più simili a quelli riscontrati da Victor et al. in condizioni di flessione passiva (Figura 5.3).

L'incongruenza dei risultati potrebbe essere dovuta ad alcune differenze tra i modelli in oggetto, come il carico verticale imposto o la tensione del quadricipite. Il carico verticale applicato nel modello di Victor et al. [44] è stato di 130 N, contro i 300 N imposti del *Modello F1*; la tensione del quadricipite, costante e pari a 500 N per il *Modello F1*, era invece variabile nell'altro modello (da 263 N per un angolo di flessione di 30°, a 1140 N per un angolo di 110°).

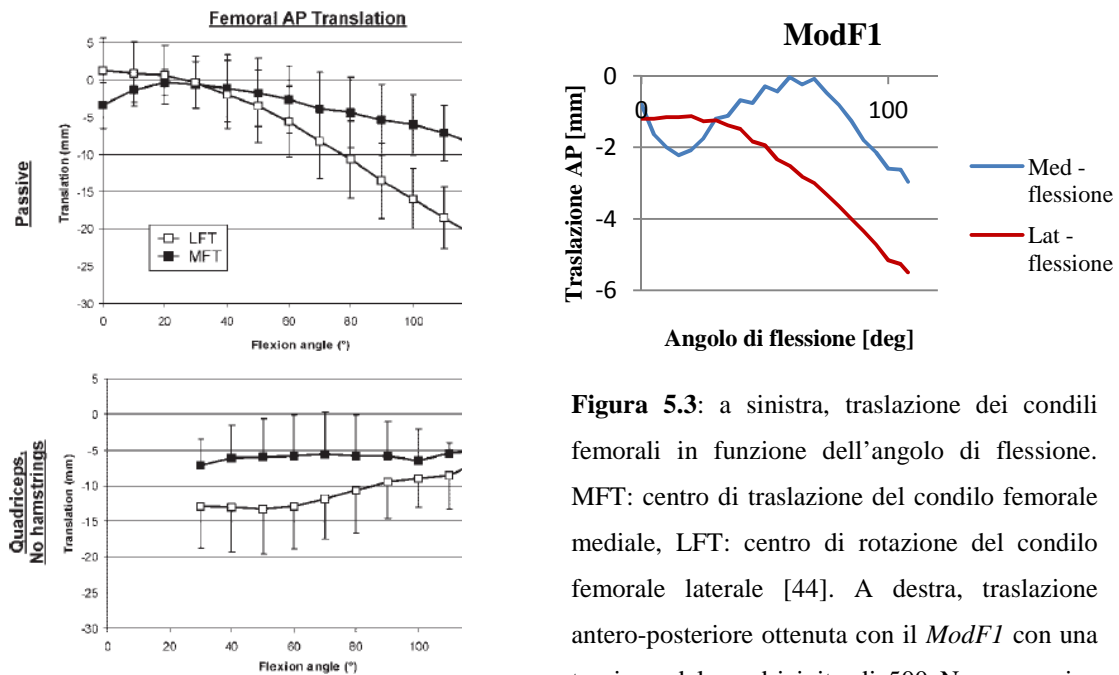


Figura 5.3: a sinistra, traslazione dei condili femorali in funzione dell'angolo di flessione. MFT: centro di traslazione del condilo femorale mediale, LFT: centro di rotazione del condilo femorale laterale [44]. A destra, traslazione antero-posteriore ottenuta con il *ModF1* con una tensione del quadricipite di 500 N e un carico verticale di 300 N.

Johal et al. [52] hanno studiato *in vivo* la cinematica di un ginocchio sano, sfruttando le immagini ricavate da risonanze magnetiche. Dalla Figura 5.4 emerge come anch'essi abbiano riscontrato una rotazione interna tibiale all'aumentare del grado di flessione: questa è dovuta ad uno spostamento posteriore maggiore da parte del condilo laterale rispetto al mediale, caratteristica riscontrata anche in un testo di anatomia [5].

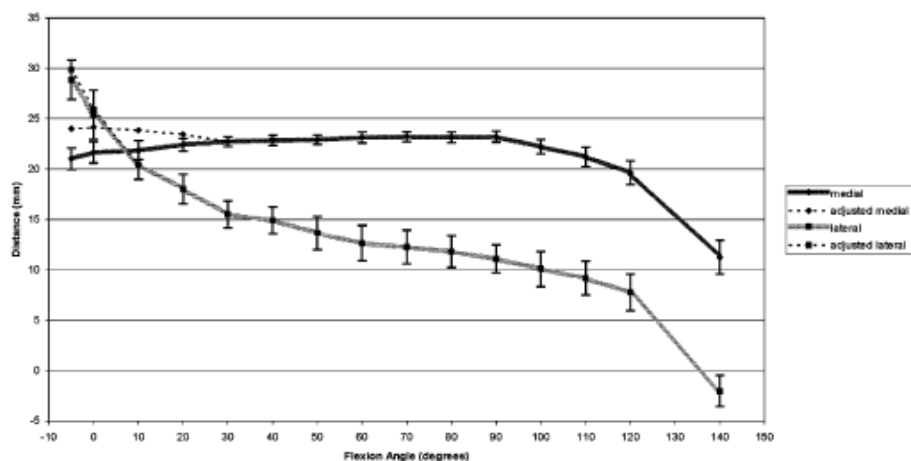


Figura 5.4: traslazione antero-posteriore dei condili mediale e laterale in funzione dell'angolo di flessione [52].

Per quanto riguarda il *Modello F1*, all'aumentare del carico verticale è diminuita l'entità dello spostamento antero-posteriore del *CFF-med*, ma è aumentata quella del *CFF-lat*, soprattutto nella fase finale della discesa; ciò significa che nel range 50-108° la tibia ha effettuato una rotazione interna maggiore nel modello caratterizzato da un carico verticale più elevato.

A parità di carico verticale, non è emersa l'influenza della tensione del quadricipite sugli spostamenti dei condili nel *Modello F1*.

Sono stati riscontrati dei cambiamenti, invece, agendo in maniera significativa sulla rigidità dei legamenti; riducendo la rigidità di ogni legamento ad un terzo di quella iniziale, gli spostamenti di entrambi i condili sono diminuiti.

In conclusione si può affermare che la traslazione antero-posteriore sia più significativa per il *CFF-lat* e che gli spostamenti di entrambi i condili dipendano dal carico verticale e dalla rigidità delle strutture legamentose.

5.4 Rotazione assiale tibiale

La rotazione assiale tibiale, prodotta dall'applicazione di un momento torcente, è stata analizzata secondo diversi aspetti. In primo luogo sono state esaminate le differenze che intercorrono tra una rotazione interna ed una esterna in termini di effetti sull'angolo del tendine rotuleo, sullo spostamento della tibia rispetto al femore, sulla tensione dei legamenti e sulla forza agente sull'inserito tibiale.

In secondo luogo tali grandezze sono state considerate in funzione dell'angolo di flessione (30°, 60°, 90°) in corrispondenza del quale è stato applicato il momento torcente.

Per concludere si è voluto comprendere se e in che termini la legge elastica dei legamenti possa aver influenzato le grandezze citate sopra.

5.4.1 Confronto tra rotazione interna-esterna

L'entità della rotazione è stata quasi sempre maggiore per la rotazione esterna, con una differenza di circa 5°, mentre è risultata analoga in corrispondenza di una flessione di 30°. Questo risultato è concorde con quanto avviene nel ginocchio sano, dato che in corrispondenza di un angolo di 90° la rotazione mediale risulta inferiore a quella laterale (cfr. 1.2.2).

Per quanto riguarda l'angolo sagittale del tendine rotuleo sono stati notati valori analoghi al termine dei due tipi di rotazione; questo, tuttavia, non è stato rilevato in corrispondenza di un angolo di flessione di 30°. In tal caso la discrepanza è stata notevole in quanto al termine della rotazione interna l'angolo sagittale era uguale a -32°, alla fine di quella esterna a -4.5°.

L'angolo frontale è risultato negativo per le rotazioni esterne e positivo per quelle interne. Un angolo frontale positivo indica che la porzione prossimale del tendine rotuleo è vicina al compartimento mediale, a differenza della porzione distale.

Lo spostamento della tibia rispetto al femore è avvenuto principalmente lungo la direzione antero-posteriore: esso è stato posteriore durante la rotazione interna e anteriore durante quella esterna.

La capsula laterale anteriore ha assunto valori decisamente più elevati durante la rotazione interna; per un angolo di flessione di 30°, la tensione di ALC1 al termine della rotazione interna era circa 500 N, mentre era contraddistinta da valori tendenti a zero durante la rotazione esterna.

Un comportamento analogo è stato riscontrato per il legamento crociato posteriore e per il fascio di fibre profondo del legamento collaterale mediale.

I fasci superficiali del legamento collaterale mediale e il legamento popliteo hanno, invece, mostrato un comportamento opposto, assumendo dei valori di tensione maggiori durante la rotazione esterna.

Per quanto riguarda il modulo della forza agente sulla componente tibiale non sono state osservate differenze apprezzabili tra le due rotazioni, fatta eccezione per la configurazione con un angolo di flessione di 90°, nella quale i due valori di forza differivano di circa 500 N (il valore maggiore era quello che caratterizzava la rotazione esterna).

5.4.2 Variazioni delle grandezze in funzione dell'angolo di flessione

Considerando gli angoli di flessione in ordine crescente, si è notato anche un aumento nell'entità della rotazione indotta dal momento torcente. Tale aumento, tuttavia, non ha contraddistinto la rotazione interna nel passaggio da 30 a 60° di flessione, la quale è scesa da 14.88 a 10.23°.

Per quanto concerne l'angolo del tendine rotuleo non è stato possibile delineare una tendenza generale al variare dell'angolo di flessione, né per l'angolo sagittale né per quello frontale.

Lo spostamento della tibia rispetto al femore non ha subito variazioni importanti al crescere dell'angolo di flessione.

La tensione della capsula laterale anteriore è cresciuta all'aumentare dell'angolo di flessione, raggiungendo un massimo di 744 N per la rotazione interna, mentre è rimasta sempre nulla durante la rotazione esterna, indipendentemente dall'angolo considerato.

All'aumentare dell'angolo di flessione, si è riscontrato un aumento della tensione dei fasci superficiali del legamento collaterale mediale, ma solo per quanto concerne la rotazione interna. La rotazione esterna ha visto, invece, un aumento delle tensioni passando da 30 a 60° di flessione e una diminuzione passando da 60 a 90°.

Per quanto concerne il fascio di fibre profondo del legamento collaterale mediale, il legamento popliteo e il fascio anteriore del legamento crociato posteriore, è stato evidenziato un aumento delle tensioni in entrambe le configurazioni all'aumentare dell'angolo di flessione.

Anche la forza agente sulla componente tibiale è risultata maggiore per angoli di flessione maggiori.

Tale andamento non ha caratterizzato, invece, la porzione posteriore del legamento crociato posteriore, contraddistinta da tensioni nulle durante le rotazioni esterne e da valori progressivamente decrescenti durante le rotazioni interne al crescere dell'angolo di flessione.

5.4.3 Variazioni delle grandezze in dipendenza dalla legge descrittiva dei legamenti

E' stato possibile analizzare il contributo della legge descrittiva dei legamenti confrontando i risultati ottenuti mediante i modelli V2 e V3.

L'attenzione è stata posta soprattutto sulle differenze tra i due modelli, esaminandole prima per un angolo di flessione di 30 e poi di 90°.

L'angolo sagittale del tendine rotuleo ha assunto valori con segno opposto al termine delle due rotazioni interne, -11.2° per *ModV2* e 7.6° per *ModV3*, e valori concordi ma molto differenti tra loro al termine della rotazione esterna, 1.0° per *ModV2* e 10.8° per *ModV3*.

Conclusa la rotazione interna, i due angoli frontali sono risultati concordi, mentre al termine della rotazione esterna essi erano rispettivamente -1.5° e 7.7° per *ModV2* e *ModV3*.

Nel *ModV2* sono stati rilevati degli spostamenti lungo la direzione medio-laterale, assenti nel *ModV3*.

In entrambi i modelli, la capsula laterale anteriore non è intervenuta durante la rotazione esterna; conclusa la rotazione interna, invece, la tensione ha raggiunto anche i 484 N. Le tensioni relative al fascio di fibre centrale erano analoghe; ALC1, a differenza di ALC3, ha assunto valori di tensione maggiori per il *ModV3*.

Per il legamento collaterale mediale è opportuno distinguere il comportamento dei fasci superficiali da quello del fascio profondo. I fasci superficiali hanno raggiunto tensioni più elevate nel *ModV2*, sia al termine della rotazione interna sia alla fine della rotazione esterna. Il deeMCL, invece, è stato caratterizzato da tensioni maggiori nel *ModV3*, al termine di entrambe le rotazioni.

Il modulo della forza sulla componente tibiale è risultato simile alla fine delle due rotazioni interne, mentre il *ModV2*, concluso il transitorio di rotazione esterna, è stato caratterizzato da un carico di 2542 N, contro i 2126 N del *ModV3*.

Nel complesso, non è stato possibile identificare quale tra i due modelli fosse il più sollecitato, in quanto è sembrato che ogni fascio di fibre avesse un comportamento a sé stante.

Con un angolo di flessione di 90°, la situazione non è apparsa molto differente. Il *ModV2* è stato caratterizzato da tensioni più elevate per quanto concerne la capsula laterale anteriore, il legamento popliteo (solo rotazione interna) e il carico agente sulla componente tibiale.

Il *ModV3* è stato contraddistinto da tensioni maggiori per quanto riguarda il legamento collaterale mediale, il legamento popliteo (solo la rotazione esterna) e il legamento crociato posteriore.

5.5 Contributo dei muscoli ischiocrurali (Hamstrings)

Il contributo dei muscoli Hamstrings è stato esaminato in una precisa configurazione del *Modello F1*, contraddistinta da un angolo di flessione costante e pari a 90° . Come già illustrato in dettaglio nel capitolo 3 (cfr. 3.4.5), i muscoli Hamstrings sono stati rappresentati da attuatori lineari, caratterizzati da una tensione crescente da 0 a 500 N.

In primo luogo verranno analizzate le configurazioni caratterizzate dalla presenza di un solo muscolo Hamstring, laterale (*LAT*) o mediale (*MED*), per poi passare ad esaminare la situazione in cui sono presenti simultaneamente i due attuatori lineari.

5.5.1 Analisi del contributo degli attuatori lineari laterale e mediale

L'attuatore lineare posto lateralmente ha indotto una rotazione tibiale esterna di circa 8° , mentre quello situato medialmente ha causato una rotazione interna di 5° circa.

L'angolo frontale del tendine rotuleo ha assunto un valore positivo in seguito alla rotazione esterna (1.7°) e un valore negativo al termine di quella interna (-4.0°); considerando il modulo di tali angoli, si può affermare che il tendine rotuleo abbia assunto un'inclinazione maggiore in seguito alla rotazione interna.

Solo la configurazione caratterizzata dall'Hamstring laterale è stata contraddistinta da spostamenti della tibia rispetto al femore: questi sono avvenuti lungo la direzione medio-laterale (1 mm) e lungo la direzione antero-posteriore (2.4 mm).

Una differenza significativa tra i due casi analizzati riguarda certamente la tensione della capsula laterale anteriore. Tale struttura anatomica non è intervenuta nella rotazione esterna, mentre al termine di quella interna ha raggiunto anche valori significativi di tensione (tensione di ALC1 = 257 N). Il valore di tensione nullo del fascio di fibre posteriore ha, invece, contraddistinto entrambe le configurazioni.

Per quanto riguarda il legamento collaterale mediale è utile fare una distinzione tra fasci superficiali e fascio profondo. I primi hanno assunto tensioni maggiori nella configurazione contraddistinta dall'Hamstring laterale, ad eccezione del fascio superficiale posteriore, caratterizzato sempre da tensioni nulle. Il fascio di fibre profondo ha sempre

raggiunto tensioni nettamente superiori a quelle dei fasci superficiali, anche di circa 500 N; il deepMCL, a differenza dei fasci superficiali, ha assunto una tensione maggiore al termine della rotazione interna.

Anche il legamento popliteo, come gli sMCL, ha raggiunto tensioni più elevate nella configurazione contraddistinta dalla presenza dell'Hamstring laterale..

Le due porzioni del legamento crociato posteriore sono state caratterizzate da tensioni molto differenti: nulle, in entrambe le configurazioni, per il fascio posteriore, ma pari a 324 e a 422 N rispettivamente al termine della rotazione esterna ed interna.

Alla luce delle osservazioni esposte, emerge come alla configurazione *MED* sia associata una sollecitazione maggiore della capsula laterale anteriore, dei legamenti collaterali mediali superficiali e del crociato posteriore. Tale affermazione è confermata dal valore assunto dal modulo della forza sull'inserto tibiale, uguale a 3090 N nella configurazione *MED* e a 2986 in quella *LAT*.

5.5.2 Configurazione Both Hamstring

L'analisi di una simulazione contraddistinta dalla presenza di entrambi gli attuatori ha permesso di evidenziare la preponderanza di uno rispetto ad un altro.

I due muscoli Hamstring hanno dato origine ad una rotazione interna di circa 1°.

Nel complesso non è stato possibile stabilire se abbia prevalso l'attuatore lineare piuttosto che quello mediale in quanto per alcune grandezze i risultati sono stati più simili a quelli ottenuti con la configurazione *LAT* (spostamento della tibia rispetto al femore in direzione x, tensione della capsula laterale anteriore, tensione del legamento popliteo), per altre sono stati più vicini alla configurazione *MED* (angolo frontale del tendine rotuleo, tensione del legamento collaterale mediale, modulo della forza sulla componente tibiale) e per altre ancora a nessuna delle due (angolo sagittale del tendine rotuleo, spostamento della tibia rispetto al femore in direzione y).

5.6 Analisi supplementari

Le analisi supplementari hanno riguardato la rotazione tibiale, la flessione-estensione per il *Modello A4* e la flessione in totale assenza di strutture legamentose.

Dopo aver esaminato i risultati riguardanti le rotazioni assiali prodotte dal momento torcente, si è notata una discrepanza tra tali valori e quelli presentati nello studio di Baldwin et al. [2]. A fronte di un momento torcente inferiore di un ordine di grandezza, Baldwin et al. hanno ottenuto una rotazione assiale maggiore o uguale a quella raggiunta dai modelli *F1*, *V2* e *V3* (Figura 5.5).

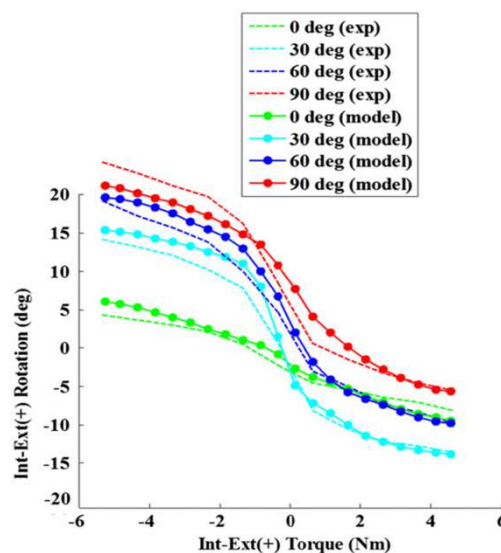


Figura 5.5: angolo di rotazione assiale al variare del momento torcente applicato per un singolo campione (exp) e secondo il modello computazionale (model) [2].

Ipotizzando che tale differenza fosse dovuta al carico verticale applicato (non specificato nel lavoro di Baldwin et al. [2]), è stato imposto un momento torcente crescente da 0 a 4000 N*mm al *Modello V2*, in corrispondenza di una flessione di 30° e con un carico verticale nullo. L'ipotesi iniziale non è stata confermata in quanto la rotazione indotta è stata minore di 4° (Figura 5.5).

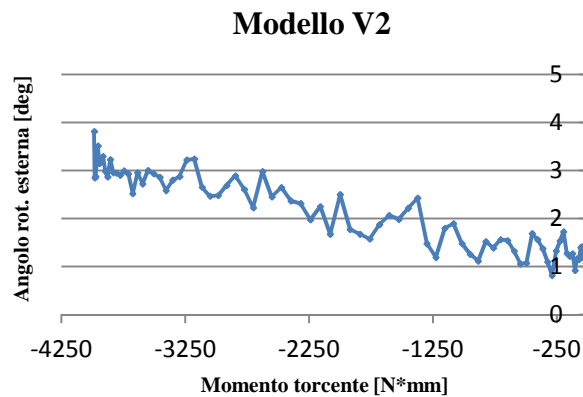


Figura 5.6: angolo di rotazione esterna in funzione del momento torcente applicato.

Alla luce di queste osservazioni, la causa di tale incongruenza potrebbe essere attribuita alle strutture legamentose non presenti nel modello di Baldwin (legamento crociato, legamenti alari, fascio di fibre profondo del legamento collaterale mediale), alla rigidità dei legamenti oppure alla tensione del quadricipite, anch'essa non specificata nello studio del 2012 [2].

Al fine di dimostrare l'efficienza del simulatore computazionale, indipendentemente dalle strutture legamentose scelte, sono stati realizzati dei test sfruttando il *Modello A4* (cfr. 3.) e la configurazione senza legamenti.

Con il *Modello A4* è stato effettuato un ciclo completo di discesa-risalita, raggiungendo un angolo di flessione massima pari a 108° . Gli spostamenti della tibia rispetto al femore hanno rispecchiato i risultati ottenuti per gli altri modelli e quindi anche per lo studio di Baldwin (cfr. 5.1.1).

La forza sulla componente tibiale ha raggiunto un picco di circa 3400 N, maggiore rispetto a quanto ottenuto per il *ModF1* nelle stesse condizioni (2500 N).

Un'altra differenza ha riguardato l'angolo del tendine rotuleo; i valori al termine della fase di discesa sono risultati simili, ma il *Modello A4* è stato contraddistinto da una notevole isteresi, soprattutto per quanto riguarda l'angolo sagittale. Al termine della risalita, infatti, tale angolo era pari a -5° , un valore non comparabile agli 8° assunti all'inizio della fase di discesa (Figura 5.7).

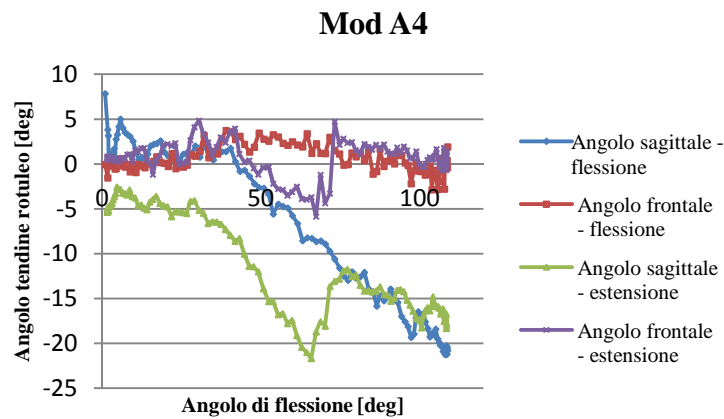


Figura 5.7: angolo del tendine rotuleo del *Mod A4* durante la discesa (flessione) e la risalita (estensione).

La configurazione priva di legamenti è stata esaminata solo in fase di discesa. Per quanto riguarda lo spostamento della tibia rispetto al femore e l'angolo del tendine rotuleo non è stata evidenziata alcuna differenza con i modelli precedenti.

Una peculiarità di questa simulazione è stata il raggiungimento di un valore massimo della forza sulla componente tibiale di circa 540 N, inferiore ai valori registrati con gli altri modelli (Figura 5.8).

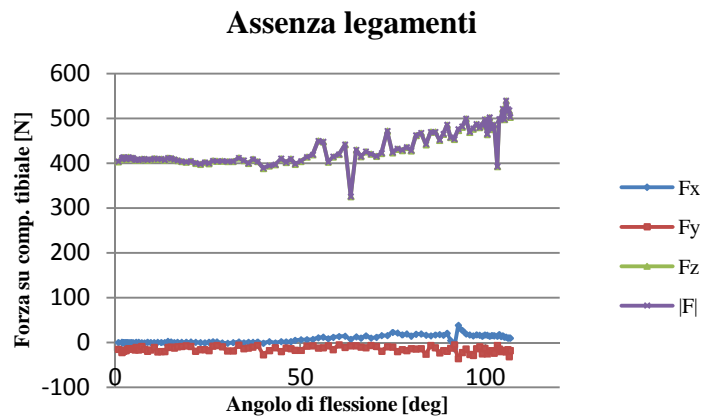


Figura 5.8: forza sulla componente tibiale in funzione dell'angolo di flessione per la configurazione priva di legamenti.

CAPITOLO 6

Conclusioni e Sviluppi futuri

La continua evoluzione dei materiali e del design delle protesi di ginocchio ha fatto nascere la necessità di valutarne preventivamente le performance cliniche e le ripercussioni sulle strutture anatomiche di contenimento.

L'instabilità del giunto tibio-femorale è una delle possibili cause che determinano il fallimento di una protesi totale di ginocchio [53]; se le strutture anatomiche di contenimento non sono correttamente bilanciate dopo l'intervento di artrotomia, il paziente potrebbe avvertire un allentamento del giunto che a sua volta sarebbe causa di problemi di usura o di altra natura. E' in sede operatoria che il chirurgo testa la lassità del ginocchio per avere un'idea del comportamento dei tessuti molli.

Il termine artrotomia del ginocchio indica la procedura che prevede l'apertura del giunto del ginocchio da parte del chirurgo; in seguito ad un'artroplastica totale di ginocchio, sarà compito del chirurgo scegliere il modo più opportuno per richiudere la ferita.

Utilizzare un simulatore reale di ginocchio risulta, quindi, molto utile per studiare i meccanismi che determinano il successo del dispositivo protesico in termini di forme e di materiali, ma anche per analizzare l'influenza che la sutura chirurgica può avere sulla cinematica del giunto.

I simulatori reali adoperano campioni da cadavere per riprodurre i principali movimenti dell'articolazione, tra questi ricordiamo l'*Oxford Rig* e il *Kansas Knee Simulator* [10, 11]. Dato che i campioni provengono da cadavere, i tessuti molli non sono in grado di rimarginarsi; per questa ragione risulta utile considerare campioni provenienti da soggetti che abbiano subito l'intervento di artroplastica totale e abbiano avuto un buon risultato

funzionale nel corso degli anni. In questo modo è possibile stimare i parametri che hanno determinato la buona riuscita dell'impianto.

I modelli reali hanno il vantaggio di riprodurre fedelmente l'anatomia del giunto, ma risultano costosi per testare nuovi dispositivi protesici in quanto richiedono la realizzazione di prototipi.

I simulatori virtuali si rifanno a quelli reali, con lo svantaggio di un'architettura anatomica semplificata, ma con il vantaggio di essere strumenti più economici in fase di progettazione delle protesi.

Alla base di questo lavoro di tesi c'è stato l'intento di realizzare un modello virtuale che permettesse lo studio della cinematica dell'articolazione e l'analisi del comportamento tensionale delle strutture anatomiche di contenimento per diverse configurazioni di carico e per diversi movimenti. Nello specifico sono stati oggetto di studio il movimento di flessione-estensione e di rotazione interna-esterna, ma il simulatore potrebbe riprodurre anche movimenti più complessi.

Un problema rilevante per tutti gli studi volti a realizzare modelli computazionali di sistemi complessi è quello della validazione.

Analizzando gli articoli scientifici presenti in letteratura e riguardanti i simulatori computazionali si nota l'assenza di una procedura di validazione unica.

Il simulatore KneeSim [12], ad esempio, è stato validato usando le misure ottenute *in vivo* (mediante tecniche di fluoroscopia) e riguardanti la cinematica di un'artroplastica totale di ginocchio.

Una procedura differente è stata quella scelta da Reeve et al [11]. Per verificare che il modello computazionale rispecchiasse il comportamento del simulatore reale in termini di forza generata dagli attuatori e di carichi sul giunto articolare, sono state utilizzate delle legge armoniche per regolare i parametri del *Kansas Knee Simulator*. I confronti hanno riguardato i risultati ottenuti con i simulatori reale e computazionale per ciascun asse, ma anche i carichi misurati da una cella di carico posta nello stelo della componente tibiale, quest'ultimi confrontati con quelli previsti dal modello virtuale.

Il modello virtuale presentato in questo progetto di tesi è stato validato tramite confronti con quanto presente in letteratura. Gli articoli scientifici considerati sono stati quelli

riguardanti non solo i simulatori di ginocchio, reali e computazionali, ma anche le misurazioni *in vivo*.

Esistono, tuttavia, dei limiti che rendono questi raffronti complessi. Il primo riguarda sicuramente le condizioni sperimentali in cui avvengono le prove, ovvero i sistemi di riferimento utilizzati e i carichi applicati; tali condizioni risultano spesso differenti per ogni studio oppure non descritte adeguatamente.

Il secondo limite si riferisce ai parametri strutturali del modello, ad esempio la collocazione dei legamenti, le leggi costitutive e le leggi che regolano il moto, anch'esse talvolta omesse o non delineate in maniera precisa.

I confronti per realizzare la nostra validazione sono stati effettuati, quando possibile, con studi contraddistinti da parametri strutturali in comune con il modello presentato. Il primo tra tutti è stato sicuramente lo studio di Baldwin et al. [2], in quanto proprio da questo articolo scientifico avevamo ricavato le coordinate di posizionamento dei legamenti nel simulatore (cfr. 3.3.2).

Le grandezze oggetto della validazione sono state lo spostamento della tibia rispetto al femore e le prove di lassità dei legamenti durante le rotazioni interne-esterne. L'entità dello spostamento della tibia rispetto al femore nelle tre direzioni è stata analoga per i due modelli; tale peculiarità è stata messa in luce uniformando i risultati ottenuti in termini di versi positivi e posizioni iniziali, in quanto le misurazioni erano avvenute secondo sistemi di riferimento differenti.

Una differenza apprezzabile ha riguardato, invece, le prove in cui è stato applicato un momento torcente in corrispondenza della tibia. Nello studio di Baldwin et al. [2] angoli di rotazione esterna simili sono stati ottenuti applicando un momento di un ordine di grandezza inferiore. Ipotizzando che tale discrepanza fosse dovuta al carico verticale imposto (non specificato nel modello di Baldwin), questo è stato eliminato, non portando, tuttavia, a risultati soddisfacenti.

L'origine di questa differenza nei risultati potrebbe essere attribuita ai diversi valori di rigidità dei legamenti e quindi alla tensione che essi applicano durante la rotazione, o anche alla diversa geometria delle superfici a contatto.

Baldwin et al. [2] non si sono occupati dell'analisi della traslazione dei condili femorali, rendendo per noi necessario cercare altri studi per i raffronti.

I risultati raggiunti sono risultati concordi con quanto ottenuto dallo studio *in vivo* di Johal et al. [52] su ginocchio sano mediante immagini ricavate da risonanze magnetiche e anche con quanto descritto in anatomia [5]. All'aumentare del grado di flessione si è osservata una rotazione interna tibiale, dovuta allo spostamento posteriore maggiore da parte del condilo laterale rispetto al mediale.

Tale peculiarità è stata ritrovata anche nello studio di Victor et al. [44] su un simulatore reale, ma solo in condizioni di flessione passiva; secondo questi autori infatti la flessione regolata dal muscolo quadricipite produceva invece una rotazione tibiale esterna, in disaccordo con le nozioni generali sulle cinematica del giunto [5, 44].

Il confronto con le misurazioni *in vivo* realizzate con protesi dotate di sensori [6, 8, 9] è stato dedicato all'entità della forza agente sulla componente tibiale. Essa risulta prevalentemente orientata in direzione verticale.

Bergmann, Heinlein e D'Lima hanno esaminato la forza insistente sul giunto articolare durante diverse attività giornaliere, come camminare in piano, salire e scendere le scale o alzarsi da una sedia. Le forze più elevate sono state registrate durante la discesa delle scale: 350 %BW per D'Lima e per Heilein, 346 %BW per Bergmann. Nel movimento di flessione-estensione del modello qui presentato, la forza massima sulla componente tibiale è stata molto simile: 377 %BW. E' da notare che un valore leggermente superiore fornito dal nostro modello conferma quanto già osservato da Bergmann et al. [9] in merito alla differenza tra carichi misurati *in vivo* e carichi registrati mediante modelli computazionali. Secondo questi autori i modelli computazionali sovrastimano i valori della forza durante la realizzazione dei movimenti.

A riguardo delle caratteristiche strutturali del nostro modello, è da considerare che un modello computazionale è in generale una rappresentazione schematica di una realtà anatomica molto complessa, ma deve comunque rispecchiarne le caratteristiche principali. Di seguito ne verranno presentate alcune, in relazione ai risultati ottenuti e alle nozioni anatomiche descritte nel primo capitolo.

Il legamento collaterale laterale ha la funzione di opporsi al varismo (cfr. 1.1.1), infatti è sempre stato contraddistinto da tensioni nulle o poco superiori allo zero sia durante le rotazioni assiali sia durante i movimenti di flessione-estensione.

I muscoli Hamstrings sono responsabili dei movimenti di rotazione assiale, così come si è potuto osservare nelle simulazioni esaminate. Il muscolo Hamstring mediale ha prodotto una rotazione interna inferiore rispetto a quella causata dal muscolo laterale verso l'esterno. In corrispondenza di un angolo di flessione di 90° (lo stesso fissato nelle simulazioni con i muscoli ischiocrurali), nel ginocchio sano si ha una rotazione interna attiva inferiore alla rotazione attiva esterna (cfr. 1.2.2).

Altre similitudini con il ginocchio sano riguardano il movimento di flesso-estensione, durante il quale sono stati osservati sia lo spostamento dei condili femorali sia lo spostamento della tibia rispetto al femore. La flesso-estensione è, infatti, caratterizzata dal contributo di rotolamento associato a quello di strisciamento (cfr. 1.2.1); all'aumentare del grado di flessione, il movimento di scivolamento diventa preponderante rispetto a quello di rotolamento. Nel modello virtuale si è notato un aumento dello spostamento dei condili al crescere dell'angolo di flessione, soprattutto per il condilo laterale.

Come considerazione finale si può notare che i modelli computazionali dell'articolazione del ginocchio sono fortemente dipendenti dall'accuratezza con cui vengono riprodotte le strutture legamentose, ovvero dalla loro collocazione e dalla loro rigidità [8].

Il simulatore computazionale presentato in questo lavoro potrebbe essere sicuramente oggetto di miglioramenti riguardanti sia le strutture anatomiche di contenimento sia altri aspetti del modello dinamico. Tali modifiche avrebbero l'obiettivo di rendere il più fedele possibile la schematizzazione del giunto alla reale articolazione del ginocchio, ma anche di ridurre alcune problematiche riscontrate.

Osservando le curve relative alle grandezze esaminate si notano talvolta delle oscillazioni e dei picchi, quest'ultimi particolarmente presenti nei grafici riguardanti la forza sulla componente tibiale. La presenza di tali picchi potrebbe essere ricondotta alle sfaccettature con cui sono state realizzate le *mesh* delle superfici del prototipo protesico. In corrispondenza delle zone di contatto, tali sfaccettature potrebbero indurre delle concentrazioni di forze in alcuni istanti di tempo, determinando accelerazioni indesiderate. Per risolvere questo problema si potrebbe agire direttamente sulla *mesh*, cercando il giusto compromesso tra densità della *mesh* e tempi di calcolo; realizzare una *mesh* più fitta implica l'aumento dei tempi di calcolo da parte del software.

Per quanto riguarda l'aggiunta di ulteriori strutture anatomiche, sarebbe utile esaminare un ciclo completo di discesa e risalita in presenza di entrambi i muscoli Hamstring per comprendere la loro influenza sul movimento di flessione-estensione del ginocchio.

Esaminando i risultati ottenuti, si potrebbe pensare di eliminare il legamento collaterale laterale e la porzione posteriore del legamento crociato posteriore in quanto queste strutture hanno sempre mostrato un andamento della tensione prossimo allo zero, indipendentemente dalla simulazione realizzata. Queste strutture sono, però, presenti nella struttura del giunto ed eliminarle non permetterebbe di avere una rappresentazione fedele alla realtà anatomica; sarebbe più opportuno valutare il loro comportamento modificandone la posizione o la rigidità.

Un simulatore computazionale è sicuramente utile per realizzare test con dispositivi protesici differenti, in modo da poter confrontare le rispettive performance, ma anche con lo stesso dispositivo, al fine di valutare l'efficienza di modifiche morfologiche o riguardanti i materiali.

Un modello dinamico di questo tipo può diventare uno strumento importante anche per quanto riguarda la chirurgia.

Dopo un intervento di artroplastica totale di ginocchio, i legamenti collaterali diventano più lassi rispetto a quelli di un ginocchio sano [54]. Il simulatore computazionale può, quindi, essere sfruttato per prevedere il comportamento dei legamenti dopo un intervento del genere, ma anche per ottimizzare la procedura chirurgica, in modo che questa alteri il meno possibile le strutture anatomiche.

Per realizzare questi progetti, l'analisi del solo movimento di flessione-estensione sarebbe riduttiva. Il simulatore virtuale proposto si presta anche alla riproduzione di movimenti più complessi che permetterebbero di ottenere una visione completa dello stato di sollecitazione delle strutture legamentose e della cinematica del giunto articolare in seguito ad un'artroplastica totale di ginocchio.

Bibliografia e sitografia

- [1] G. Cesaretti (caporedattore) “Enciclopedia della Scienza e della Tecnica”, volume 6, Mondadori (V edizione)
- [2] M. A. Baldwin et al. “Dynamic finite element knee simulation for evaluation of knee replacement mechanics”, *Journal of Biomechanics* 45: 474-483 (2012)
- [3] T. M. Guess et al. “Computational modeling of a total knee prosthetic loaded in a dynamic knee simulator”, *Medical Engineering & Physics* 27: 357-367 (2005)
- [4] M. W. Hast “Assessment of total knee replacement performance using muscle-driven dynamic simulators”, thesis realized in The Pennsylvania State University – The Graduate School (2011)
- [5] N. Palastanga et al. “Anatomia e movimento”, Casa Editrice Ambrosiana (2004)
- [6] D. D. D’Lima et al. “In Vivo Contact Stresses during Activities of Daily Living after Knee Arthroplasty”, *Journal of Orthopaedic Research*, december (2008)
- [7] E. A. Morra et al. “The Influence of Contemporary Knee Design on High Flexion: A Kinematic Comparison with the Normal Knee”, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 90-A, suppl. 4: 195-201 (2008)
- [8] B. Heinlein et al. “ESB clinical biomechanics award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured *in vivo* with a follow-up of 6-10 months”, *Clinical Biomechanics* 24: 315-326 (2009)
- [9] G. Bergmann et al. “Loading of the knee joint during activities of daily living measured *in vivo* in five subjects”, *Journal of Biomechanics* 43: 2164-2173 (2010)
- [10] A. B. Zavatsky “A Kinematic-freedom analysis of a flexed-knee-stance testing rig”, *J. Biomechanics*, Vol. 30, No. 3: 277-280 (1997)
- [11] A. N. Reeve et al. “Verification of a dynamic knee simulator computational model”, *Proceedings of the ASME 2008 Summer Bioengineering Conference (SBC2008)*, Florida, USA (2008)
- [12] <http://www.lifemodeler.com>
- [13] <http://www.sapere.it>
- [14] <http://medicinapertutti.altervista.org/argomento/articolazione-del-ginocchio>
- [15] <http://healthpages.org/anatomy-function/knee-joint-structure-function-problems/>

- [16] C. A. Frigo, Dispense del corso di “Bioingegneria del Sistema Motorio” presso il Politecnico di Milano, A.A. 2010/2011
- [17] R. G. Marx et al. “Surgical Technique: Medial Collateral Ligament Reconstruction Using Achilles Allograft for Combined Knee Ligament Injury”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, volume 470: 798-805 (2012)
- [18] <http://www.knee-pain-explained.com>
- [19] C. Kweon et al. “Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments and Their Surgical Implications”, *The Multiple Ligament Injured Knee: a practical Guide to Management*, G. C. Fanelli (Ed.) (2013)
- [20] P. Castano, R. F. Donato “Anatomia dell’uomo”, Edi.Ermes (2008)
- [21] T. Villa, Dispense e appunti del corso di “Progettazione di Endoprotesi” presso il Politecnico di Milano, A.A. 2010/2011
- [22] <http://www.ortopediachirurgica.it>
- [23] <http://www.fisiobrain.com>
- [24] <http://www.fisiokinesiterapia.biz>
- [25] <http://www.norbertoconfalonieri.it>
- [26] <http://it.scribd.com/>
- [27] <http://www.ior.it/curarsi-al-rizzoli>
- [28] U. De Nicola, N. Pace “La protesi di ginocchio di primo impianto”, Springer (2005)
- [29] <http://www.studioortopedicopytheas.com>
- [30] <http://www.treccani.it>
- [31] <http://cdn.intechopen.com>
- [32] <http://www.ttkhealthcare.com>
- [33] http://img.medicaexpo.it/images_me/photo-m2/academia-68487-169479.jpg
- [34] J. A. Rodriguez “Cross-Linked Polyethylene in Total Knee Arthroplasty”, *The Journal of Arthroplasty*, vol. 23 No. 7 Suppl. 1: 31-34 (2008)
- [35] T. Cheng et al. “Metal-backed versus all-polyethylene tibial components in primary total knee arthroplasty”, *Acta Orthopædica*, 82 (5): 589-595 (2011)
- [36] <http://www.ilginocchio.com>
- [37] <http://img.alibaba.com>
- [38] <http://www.fondazione.it/it/guide-utente/index.php>

- [39] B. Christen et al. “No difference in anterior tibial translation with and without posterior cruciate ligament in less invasive total knee replacement”, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20: 503-509 (2012)
- [40] D. Dejour et al. “Laxity in posterior cruciate sparing and posterior stabilized total knee prostheses”, *Clin Orthop Relat Res*, 364: 182-193 (1999)
- [41] W. C. Jacobs et al. “Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee replacement for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis”, *Cochrane Database Syst Rev* 4: CD004803 (2005)
- [42] Sang Min Lee et al. “Outcomes of the Different Types of Total Knee Arthroplasty with the identical Femoral Geometry”, *Knee Surgery & Related Research* 24 (4): 241-220 (2012)
- [43] <http://www.lima.it>
- [44] J. Victor et al. “The Influence of Muscle Load on Tibiofemoral Knee Kinematics”, *Journal of Orthopaedic Research*, april: 419-428 (2010)
- [45] K. M. Varadarajan et al. “Can *in vitro* systems capture the characteristic differences between the flexion-extension kinematics of the healthy and TKA knee?“, *Medical Engineering & Physics* 31: 899-906 (2009)
- [46] E. S. Grood and W. J. Suntay “A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee”, *Journal of Biomechanical Engineering* 105: 136-144 (1983)
- [47] <http://dipmat.unian.it>
- [48] F. Montevercchi e A. Redaelli “Biomeccanica – analisi multiscala di tessuti biologici”, Pàtron Editore (2007)
- [49] Bersini et al. “A dynamic multibody model of the physiological knee to predict internal loads during movement in gravitational field” (consultato nella sua forma draft per gentile concessione del Prof. Frigo).
- [50] L. Blankevoort and R. Huiskes “Ligament-Bone Interaction in a Three-Dimensional Model of the Knee”, *Journal of Biomechanical Engineering* 113: 263-269 (1991)
- [51] K. H. Bloemker et al. “Computational Knee Ligament Modeling Using Experimentally Determined Zero-Load Lengths”, *The Open Biomedical Engineering Journal* 6: 33-41 (2012)

- [52] P. Johal et al. “Tibio-femoral movements in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using ‘interventional’ MRI”, *Journal of Biomechanics* 38: 269-276 (2005)
- [53] J. R. Moreland et al. “Mechanisms of Failure in Total Knee Arthroplasty”, *Clin. Orthop. Relat. Res* 226: 49-64 (1988)
- [54] K. M. Gosh et al. “Length-change patterns of the collateral ligaments after total knee arthroplasty”, *Knee Surg. Sports Traumatol Arthrosc* 20: 1349-1356 (2012)