

POLITECNICO DI MILANO

Facoltà di Ingegneria Industriale

Corso di Laurea in
Ingegneria Meccanica



Modellazione subject-specific del sistema muscoloscheletrico degli arti inferiori da
dati clinici: analisi delle incertezze cinetostatiche

Relatore: Ch.mo Prof. Paolo PENNACCHI

Co-relatore: Ing. Saulo MARTELLI
Ing. Fulvia TADDEI

Tesi di Laurea di:

Irene BRAMBILLA Matr. 736506

Anno Accademico 2010 - 2011

A Matteo

Ringraziamenti

Il primo ringraziamento va doverosamente al Professor Pennacchi e all'Ingegnere Ricci per aver creduto in questo progetto e per avermi dato l'opportunità di approfondire in tesi un aspetto dell'ingegneria meccanica non affrontato in aula ma per me davvero affascinante. Per lo stesso motivo ringrazio i responsabili del Laboratorio di Tecnologia Medica dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, in particolare Fulvia e Enrico, che mi hanno permesso di conoscere il mondo della ricerca e di vivere questa splendida esperienza. Un grazie enorme e di cuore a Saulo, per tutte le cose che mi ha insegnato, per il tempo dedicato, per le innumerevoli correzioni, per esserci sempre stato quando avevo bisogno d'aiuto e per i "no panic" rassicuranti...e anche per la dritta sul cappelletto alla nutella! Grazie a Martino per gli innumerevoli consigli sulla programmazione in Matlab, a Giordano per l'aiuto in vari momenti, a Cristina per le bottigliette dalla mensa e le risate in navetta al termine di una giornata infinita e a Ilaria, senza la quale sarebbe stato tutto più difficile. Grazie in generale allo splendido gruppo LTM per aver reso questa esperienza indimenticabile e per avermi dimostrato cosa voglia dire fare ricerca.

Gli altri "grazie bolognesi" vanno alle suore e alle ragazze del "convitto Giovanna d'Arco". Alle prime va un grazie enorme per essersi prese cura di me, per avermi sempre accolto con un sorriso e per essermi sempre state vicino in modo discreto. Alle ragazze va un grazie generale per le tantissime risate e i bei momenti, soprattutto alla frizzante Gloria e all'incontenibile Ida. Davvero doveroso è il ringraziamento a Silvia, che in questi mesi è diventata la sorella maggiore che non ho: grazie per le chiacchierate, le prediche, le risate, le discussioni e per avermi fatto crescere...

Il primo "grazie piacentino" va sicuramente alla mitica Vale per il soccorso linguistico in tempi record e per l'aiuto e le indicazioni nei primi tempi di questa esperienza. Grazie anche ad Ale, Andrea, Elisa, Ricky e Gabri, persone incontrate nei cinque anni di studio con cui ho condiviso progetti, discussioni, esami e caffè e da cui ho imparato molto.

I ringraziamenti ai miei genitori dovrebbero essere davvero infiniti, per cui mi limito a un generico e banale grazie di tutto sapendo che solo noi possiamo capire tutte le emozioni (e le fatiche) che questo grazie comprende. Grazie anche a nonna Luisa per le torte, sostegno della settimana e a Matteo, sempre capace di un affetto incondizionato. Infine un "grazie per il tempo pieno, grazie per il te più vero, grazie per i denti stretti, i difetti, per le botte d'allegria e per la nostra fantasia" a Paolo, ormai fondamentale nella mia vita.

Irene

Indice generale

Introduzione.....	1
Capitolo 1	5
Basi di anatomia muscolo scheletrica e biomeccanica della funzione motoria	5
1.1 <i>Cenni di anatomia scheletrica</i>	5
1.1.1 Terminologia medica	5
1.1.2 Ossa umane	9
1.1.3 Articolazioni dell'arto inferiore	13
1.2 <i>I sistemi muscolari</i>	17
1.2.1 Anatomia funzionale del muscolo	17
1.3 <i>Analisi del movimento</i>	19
1.3.1 Analisi stereofotogrammetrica.....	21
1.3.2 Cinematica segmentale	23
1.3.3 Cinematica articolare	27
1.3.4 Dati dinamometrici	29
1.3.5 Analisi clinica	30
Capitolo 2	33
Il modello muscolo scheletrico di partenza: un caso clinico di oncologia pediatrica	33
2.1 <i>Introduzione</i>	33
2.2 <i>Dati clinici per la modellazione.....</i>	34
2.3 <i>Modellazione del sistema muscolo-scheletrico.....</i>	35
2.3.1 Modellazione della catena cinematica scheletrica	36
2.3.2 Modellazione della meccanica muscolare	40
2.4 <i>Sistemi per la soluzione del problema dinamico inverso.....</i>	44
2.4.1 Cinematica inversa.....	44
2.4.2 Dinamica inversa	46
2.4.3 Ottimizzazione statica.....	47
2.4.4 La simulazione del cammino	48
2.5 <i>Conclusioni</i>	52

Capitolo 3.....	53
Sensibilità della cinematica scheletrica alle incertezze modellistiche	53
3.1 <i>Introduzione.....</i>	53
3.2 <i>Inceteeze introdotte dalla modellazione della cinematica articolare.....</i>	55
3.2.1 Introduzione.....	55
3.2.2 Modellazione delle articolazioni mediante meccanismo piano.....	56
3.2.3 Modellazione delle articolazioni mediante meccanismo tridimensionale	63
3.2.4 Criteri per la valutazione dei modelli	69
3.2.5 Risultati: sensibilità della cinematica scheletrica ai diversi modelli articolari.....	70
3.3 <i>Inceteeze legate ai parametri dell'ottimizzazione statica</i>	75
3.3.1 Introduzione.....	75
3.3.2 Materiali e metodi per la riduzione del residuo della posa istantanea	75
3.3.3 Risultati: sensibilità della cinematica scheletrica ai parametri dell'ottimizzazione statica	77
3.4 <i>Conclusioni.....</i>	80
Capitolo 4.....	83
Analisi statistica delle inceteeze cinematiche dovute alle inceteeze modellistiche	83
4.1 <i>Introduzione.....</i>	83
4.2 <i>Analisi statistica dell'effetto dell'inceteeza sui parametri di ottimizzazione statica</i>	84
4.2.1 Introduzione.....	84
4.2.2 Definizione degli esperimenti	84
4.2.3 Risultati	86
4.3 <i>Analisi statistica dell'effetto dei parametri articolari.....</i>	97
4.3.1 Introduzione.....	97
4.3.2 Definizione degli esperimenti	97
4.3.3 Risultati	99
4.4 <i>Conclusioni.....</i>	104
Capitolo 5.....	107
Sensibilità delle forze muscolari alle inceteeze modellistiche	107

5.1	<i>Introduzione</i>	107
5.2	<i>Sensibilità ai parametri dell'ottimizzazione statica</i>	108
5.2.1	Introduzione	108
5.2.2	Materiali e Metodi	108
5.2.3	Risultati	109
5.3	<i>Sensibilità alla definizione dei parametri articolari</i>	113
5.3.1	Introduzione	113
5.3.2	Materiali e metodi	113
5.3.3	Risultati	113
5.4	<i>Conclusioni</i>	117
	Conclusioni	119

Indice delle figure

Figura 1.1. Regioni del corpo umano: 1, r. anteriore del gomito; 2, r. glutea; 3, r. inguinofemorale; 4 r. femorale anteriore; 5, r. anteriore del ginocchio; 6, r. anteriore della gamba; 7, r. dorsale del piede; 8, r. calcaneare; 9, r. posteriore della gamba; 10, r. posteriore del gomito; 11, r. glutea; 12, r. posteriore della coscia; 13, r. poplitea; 14, r. posteriore della gamba; 15, r. dorsale del piede; 16, r. plantare del piede; 17, r. calcaneare.....	6
Figura 1.2. Piani di riferimento.....	7
Figura 1.3. Movimenti principali e denominazione.....	8
Figura 1.4. Caratteristiche anatomiche e strutturali dell'osso.	9
Figura 1.5. Pelvi.....	10
Figura 1.6. Femore.....	11
Figura 1.7. Tibia e fibula.	12
Figura 1.8. Piede.	12
Figura 1.9. Articolazione dell'anca.	13
Figura 1.10. Articolazione del ginocchio.....	14
Figura 1.11. Movimenti delle superfici articolari del ginocchio durante l'estensione	15
Figura 1.12. Articolazione di caviglia.....	16
Figura 1.13. Legamenti della caviglia in una vista (a)laterale, (b) mediale.	16
Figura 1.14. Schema di funzionamento delle unità motrici di un muscolo.	18
Figura 1.15. Sezione d'area trasversale nei modelli muscolari (A) paralleli (B) bipennati.	19
Figura 1.16. Le fasi di un ciclo di gait.....	20
Figura 1.17. La struttura di una tipica sessione di analisi del cammino. Gli strumenti di misura sono rappresentati con i loro sistemi di riferimento (p:photogrammetry, d:dynamometry).....	22
Figura 1.18. Sistemi di riferimento: globale (x^g, y^g, z^g), dei marker di cluster (x^c, y^c, z^c) e anatomico (x^a, y^a, z^a).....	24
Figura 1.19. Esempi di individuazione dei marker e sistemi di riferimento tecnici: tre marker tecnici (cerchi pieni) per ogni segmento; il sistema di riferimento tecnico è costruito secondo la seguente regola: gp1 identifica l'origine; l'asse y è orientato in direzione (gp2- gp1) e l'asse x in direzione (gp3- gp1) x (gp2- gp1); l'asse z è orientato secondo la regola della mano destra. Realizzazione del sistema tecnico anatomico che, oltre ai marker posizionati sui punti di repere anatomici, usa anche marker virtuali (cerchi bianchi) che rappresentano i centri articolari.....	25
Figura 1.20. Fase di analisi del cammino con cluster di marker sul	

Figura 2.15. Picco medio delle forze muscolari agenti sul femore.....	51
Figura 3.1. Schematizzazione del meccanismo quadrilatero articolato sovrapposto all'immagine di un ginocchio senza il condilo laterale del femore.	56
Figura 3.2. Vista posteriore di entrambe le ginocchia, in cui sono rappresentati i due legamenti crociati: in verde il legamento crociato anteriore (ACL) e in azzurro quello posteriore (PCL).....	57
Figura 3.3. Definizione del piano a metà tibia nel software <i>LHPbuilder®</i> , <i>B3C, Italy</i> per l'arto operato.	58
Figura 3.4. Confronto tra i due piani utilizzati per la definizione di due modelli di quadrilatero articolato per l'arto sinistro operato.	59
Figura 3.5. Quadrilatero articolato del ginocchio sinistro operato (per facilitare il confronto tra lo schema teorico e il modello implementato le lettere sono posizionate come in fig. 3.1).	60
Figura 3.6. Geometria del quadrilatero articolato della caviglia a 23° di plantaflessione (a), a 0° o posizione neutra (b) e a 25° di dorsiflessione (c). I cerchi bianchi rappresentano i punti di origine e inserzione dei legamenti, mentre la stella e il simbolo IC indicano la posizione del centro di istantanea rotazione. Le altre linee continue rappresentano altri legamenti che, come si vede in figura, variano la loro lunghezza a seconda del grado di flessione.	61
Figura 3.7. Vista posteriore dei legamenti isometrici di caviglia definiti nel software <i>LHPbuilder®</i> , <i>B3C, Italy</i>	62
Figura 3.8. Quadrilatero articolato implementato per la caviglia sinistra nell'ambiente di simulazione multi-body.	63
Figura 3.9. (a) Schematizzazione del modello che prevede l'approssimazione dei condili femorali e tibiali con sfere. I punti C_i rappresentano i centri delle sfere dei condili del femore, mentre D_i della tibia; i punti A_j sono invece gli attacchi dei legamenti sulla tibia e B_j le inserzioni degli stessi sul femore ($j=1$ ACL, 2 PCL, 3 MCL); (b) schematizzazione del 5-5 parallel mechanism.	64
Figura 3.10. Sfere che approssimano le superfici articolari del ginocchio: a sinistra approssimazione contatto laterale, a destra approssimazione contatto mediale.	65
Figura 3.11. Implementazione del modello 5-5 parallel mechanism nel software di modellazione multi-body per il ginocchio sinistro: a sinistra vista frontale, a destra vista posteriore.	66
Figura 3.12. (a) Schematizzazione dell'articolazione di caviglia in cui sono evidenziati i legamenti isometrici (pedice 1 e 2) e i contatti articolari (pedici 3,4,5); (b) 5-5 parallel mechanism.	67
Figura 3.13. Approssimazione delle superfici articolari della caviglia nel	

software <i>LHPbilder</i> ®, <i>B3C; Italy</i> : (A) e (B) contatti laterale e mediale tra tibia-talus; (C) contatto fibula-talus.	68
Figura 3.14. Implementazione nel software di modellazione multi-body del meccanismo 5-5 fully parallel mechanism per la caviglia dell'arto operato: a sinistra vista frontale, a destra vista posteriore.	69
Figura 3.15. Angoli articolari dell'anca: linea rossa= modello cerniere; linea verde = modello 4BL sagittale; linea nera = modello 4BL metà tibia; linea blu = modello 5-5 parallel mechanism. Le bande in grigio rappresentano le bande di normalità [9].	70
Figura 3.16. Angoli articolari di ginocchio e caviglia: linee rosse = bande di normalità; linea arancione= modello cerniere; linea verde = modello 4BL sagittale; linea nera = modello 4BL metà tibia; linea blu = modello 5-5 parallel mechanism.	71
Figura 3.17. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) per i diversi tipi di modelli (sottomodello "COMPLETO") in funzione della percentuale del ciclo di gait.	72
Figura 3.18. Errore globale medio e deviazione standard per i diversi modelli implementati nel sottomodello "COMPLETO"	73
Figura 3.19. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per i modelli "cerniere" e "4BL sagittale" implementati nei sottomodelli "ARTO SANO" e "ARTO OPERATO".	74
Figura 3.20. Errore globale medio e deviazione standard per i diversi modelli implementati nei sottomodelli "ARTO SANO" e "ARTO OPERATO".	74
Figura 3.21. Operazione di misura della distanza tra il marker RASIS e la pelvi eseguita nel software <i>LHPbuilder</i> ®, <i>B3C, Italy</i>	76
Figura 3.22. A sinistra si riporta il valore degli spessori di tessuti molli al di sotto dei marker anatomici registrati durante l'analisi del cammino; a destra si riporta il valore di rigidità associato alle diverse molle che collegano i marker anatomici.	76
Figura 3.23. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per tutti i modelli implementati nel sottomodello "PESATO".	77
Figura 3.24. Errore globale medio e deviazione standard per i diversi modelli implementati nei sottomodelli con rigidità delle molle pesate e non pesate.	78
Figura 3.25. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee	

arancioni) in funzione del ciclo di gait per tutti i modelli implementati solo con l'arto sano e i marker appartenenti al protocollo cluster.....	79
Figura 3.26. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per tutti i modelli implementati solo con l'arto sano e i marker anatomici.	79
Figura 3.27. Confronto tra sottomodelli "ANATOMICI" pesati e non pesati.	80
Figura 4.2. Verifica a convergenza dell'output dell'esperimento in cui si variano i pesi dei marker: l'errore medio si considera a convergenza quando rimane compreso tra le due linee rosse ($\pm 5\%$ del valore limite).....	88
Figura 4.3. Variabilità degli angoli articolari dell'anca dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle per l'esperimento sul modello "COMPLETO"; le bande in grigio chiaro rappresentano le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle differenti simulazioni mentre la linea rossa corrisponde all'angolo articolare del modello di riferimento.	89
Figura 4.4. Variabilità degli angoli articolari di ginocchio e caviglia dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle per l'esperimento sul modello "COMPLETO"; le bande in grigio chiaro sono le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle diverse simulazioni, mentre la linea rossa rappresenta gli angoli articolari del modello di riferimento.	89
Figura 4.5. Variabilità degli angoli d'anca dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle: a destra risultati sul modello "ANATOMICI", a sinistra sul modello "CLUSTER"; le bande in grigio chiaro sono le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle diverse simulazioni; la linea rossa rappresenta gli angoli articolari del modello di riferimento.	90
Figura 4.6. Variabilità degli angoli articolari del ginocchio e della caviglia dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle: a destra risultati dell'esperimento sul modello "ANATOMICI", a sinistra sul modello "CLUSTER"; le bande in grigio chiaro sono le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle differenti simulazioni; la linea rossa corrisponde all'angolo articolare del modello di riferimento.	91
Figura 4.7. Distribuzione dell'errore medio nell'esperimento in cui si variano le rigidzze delle molle, implementato sul modello "COMPLETO".	92

Figura 4.8. Valori delle rigidzze delle molle nei diversi esperimenti nelle due configurazioni estreme di massimo e minimo errore di modellazione.	93
Figura 4.9. Correlazione tra spessore tessuti molli e rigidzze attribuite alle molle nella configurazione di minima deformazione dell'esperimento sul modello "ANATOMICI".	93
Figura 4.10. Distribuzioni statistiche delle tre componenti spaziali dei bracci articolari d'anca, valutate nell'esperimento sul modello "COMPLETO".	94
Figura 4.11. Variazione percentuale delle componenti dei bracci articolari per l'esperimento in cui variano le rigidzze delle molle, implementato sul modello "COMPLETO".	95
Figura 4.12. Variazione percentuale delle tre componenti dei bracci articolari per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia calcolate nei due esperimenti: a sinistra esperimento sul modello "ANATOMICI" e a destra esperimento sul modello "CLUSTER".	96
Figura 4.13. Sistema di riferimento per le coordinate dei centri articolari.	98
Figura 4.14. Verifica a convergenza delle variabili d'ingresso dell'esperimento in cui si variano le coordinate dei centri articolari: si considera la grandezza a convergenza quando rimane compresa tra le due linee rosse.	99
Figura 4.15. Variabilità degli angoli articolari dell'anca dovuta alla variazione delle coordinate dei centri articolari; le bande in grigio chiaro rappresentano le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle differenti simulazioni mentre la linea rossa corrisponde all'angolo articolare del modello di riferimento.	100
Figura 4.16. Variabilità degli angoli articolari di ginocchio e caviglia dovuta alla variazione delle coordinate dei centri articolari; le bande in grigio chiaro rappresentano le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle diverse simulazioni, mentre la linea rossa rappresenta gli angoli articolari del modello di riferimento.	100
Figura 4.17. Distribuzione dell'errore medio nell'esperimento in cui si variano le coordinate dei centri articolari di ginocchio e caviglia.	101
Figura 4.18. Valori di spostamento rispetto alla posizione nominale dei diversi fattori nelle due configurazioni estreme di minima e massima deformazione per i due arti.	102
Figura 4.19. Variazione percentuale delle componenti dei bracci articolari per l'esperimento in cui variano le coordinate dei centri articolari.	102

Figura 5.1. Bande di variabilità delle reazioni articolari di anca e ginocchio calcolate per l'esperimento sui parametri di ottimizzazione. La linea rossa rappresenta la reazione articolare del modello "COMPLETO" con tutte le rigidezze delle molle pari a 100 N/mm.	109
Figura 5.2. Variabilità delle forze esercitate da differenti gruppi muscolari agenti sull'anca (in alto) e sul ginocchio (in basso) per l'esperimento sui parametri dell'ottimizzazione. A sinistra la variazione in termini di media e deviazione standard è confrontata con i valori per il modello di riferimento (in nero); a destra la variazione è espressa in termini percentuali.	110
Figura 5.3. In alto, valore medio e deviazione standard della forza sviluppata dai muscoli agenti sul femore nell'esperimento in cui si variano le rigidezze delle molle. Le barre nere rappresentano i valori di forza sviluppati nel modello di riferimento. In basso la variazione percentuale delle forze rispetto al valor medio.	112
Figura 5.4. Bande di variabilità delle reazioni articolari di anca e ginocchio calcolate per l'esperimento sulle coordinate dei centri articolari. La linea rossa rappresenta la reazione articolare del modello "COMPLETO" con le coordinate dei centri articolari nominali.	114
Figura 5.5. Variabilità delle forze esercitate da differenti gruppi muscolari agenti sull'anca (in alto) e sul ginocchio (in basso) per l'esperimento sulle coordinate articolari. A sinistra la variazione è riportata in termini di media e deviazione standard e confrontata con i valori per il modello di riferimento; a destra la variazione è espressa in termini percentuali (coefficiente di variazione).	115
Figura 5.6. In alto, valore medio e deviazione standard della forza sviluppata dai differenti muscoli agenti sul femore nell'esperimento in cui si variano le coordinate dei centri articolari. Le barre nere rappresentano i valori di forza sviluppati nel modello di riferimento. In basso la variazione percentuale delle forze rispetto al valor medio.	116

Indice delle tabelle

Tabella 1.1. Indicazione dei livelli assunti dalle variabili nelle 8 prove per il calcolo degli angoli e dei bracci articolari. Il valore 1 indica che il livello massimo della variabile (coordinata nominale +5 mm), mentre -1 indica il livello minimo (coordinata nominale -5 mm).	99
--	----

Abstract

Questa tesi si inserisce in un progetto del Laboratorio di Tecnologia Medica (LTM) dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, che ha come scopo la valutazione del rischio di frattura di ricostruzioni scheletriche in pazienti oncologici. Per il calcolo di tale rischio è necessario conoscere i carichi che agiscono sulla ricostruzione durante il moto, informazioni normalmente ottenute attraverso modelli muscoloscheletrici. Lo scopo di questa tesi è stimare la variabilità dei risultati in riferimento alle principali fonti di incertezza caratteristiche della cinematica inversa: incertezza legata alla variazione dei parametri per il calcolo della posa statica, al tipo di modello di cinematica articolare e all'identificazione dei parametri caratteristici. Il modello muscoloscheletrico di partenza e la registrazione del moto sul paziente sono stati ottenuti presso il LTM durante esperimenti precedenti. Il lavoro si è svolto in tre fasi: modellazione della cinematica articolare attraverso sistemi articolati di complessità crescente; analisi statistica dell'intervallo di confidenza delle cinematiche articolari e dei bracci articolari delle forze al terreno; stima dell'incertezza sulla predizione delle forze agenti sulla ricostruzione scheletrica. L'effetto delle diverse fonti di errore sui risultati cinematici è stimato con analisi di cinematica inversa in un ambiente di simulazione multi-body (*ADAMS, MSC® Software, US*). L'effetto delle diverse fonti di errore è inoltre valutato con analisi statistiche, ponendo come obiettivi degli esperimenti angoli e bracci articolari. Le reazioni articolari e le forze muscolari sono ottenute dalle analisi di dinamica inversa (software *OpenSim*) riprendendo gli esperimenti progettati per l'analisi cinematica. I risultati evidenziano che non tutte le fonti di incertezza rivestono la stessa importanza e che l'implementazione di modelli articolari sofisticati non necessariamente aumenta l'accuratezza delle predizioni. Per utilizzare modelli articolari più complessi è, quindi, necessario avere dati o metodi per l'identificazione dei parametri più accurati. L'incertezza più rilevante è quella associata all'identificazione dei centri articolari che implica una variabilità sulle forze mediamente inferiore al 20%. Ciò stabilisce una relazione d'ordine per importanza nello sviluppo di tecniche future più accurate.

PAROLE CHIAVE: modellazione; muscoloscheletrico; multi-body; incertezze cinetostatiche; cinematica inversa; dinamica inversa.

This thesis, which integrates a project of the Laboratory of Medical Technology (LTM) of the Rizzoli Orthopaedic Institute-, is intended to evaluate the fracture risk of skeletal reconstruction in cancer patients. Necessary condition, in order to estimate the said risk, is the knowledge of the loads acting on the reconstruction throughout the motion; an information usually obtained through

musculoskeletal models. The purpose of this thesis is to estimate the variability of the results in reference to the main sources of uncertainty typical of the inverse kinematics: uncertainty related to the change of parameters throughout the calculation of the static pose, the type of model used to describe the joint kinematics and the uncertainty in the identification of the characteristic parameters. The starting musculoskeletal model and the recording of motion on the patient have been obtained from the LTM in the course of previous experiments. The work has been carried out in three specific phases: modeling of kinematics joints through increasingly complex systems; statistical analysis to evaluate the confidence interval of the kinematics joints and of the ground reaction's joint arms; uncertainty valuation of muscle forces that act on the reconstruction. In order to evaluate the effect of different sources of error on the kinematics' results anticipated by the modeling, analysis of inverse kinematics have been conducted in a multi-body simulation context (ADAMS, MSC® Software, US). The effect of the different sources of error has been, also, evaluated by statistical analysis, setting angles and arm joints as objectives of the experiments. The joint reactions and the muscle forces are obtained by inverse dynamics analysis and optimization (by OpenSim software) carrying on with experiments designed for the kinematics analysis. The results allow to conclude that not all the sources of uncertainty have an impact on the final result alike and that, to use more complex joint model, we need more accurate clinical data or more precise methods for the identification of the parameters..The uncertainty associated with the identification of joint centers is the most significant and involves a variation on the forces on average lower than 20%. This establishes an order relation by importance in the development of more accurate future techniques.

KEY WORDS: *modeling; musculoskeletal; multi-body; kinetostatic uncertainties; inverse kinematics; inverse dynamics.*

Introduzione

I sarcoma alle ossa sono tumori rari ma quando si presentano molto spesso riguardano adolescenti e bambini e in genere coinvolgono la parte inferiore dello scheletro. Per il trattamento di questa patologia si ricorre sempre più spesso a interventi di chirurgia di ricostruzione allo scopo di recuperare la funzionalità dell'arto. La rottura dell'impianto di ricostruzione rappresenta una delle maggiori complicazioni che si presentano nei primi tre anni dopo l'intervento. Poiché la ricostruzione di un impianto pre-esistente è molto impegnativa e in genere implica notevoli complicazioni, la riabilitazione post-operatoria tende a evitare di caricare completamente l'arto operato per lungo tempo. In realtà in fase di riabilitazione si deve trovare un compromesso tra due esigenze contrapposte: se da un lato si deve limitare il rischio di frattura dell'impianto, dall'altro si deve ricordare che una prolungata assenza di carico su uno scheletro che sta crescendo può indurre deformazioni invalidanti nel paziente che possono compromettere il completo recupero della funzionalità dell'arto. È quindi importante capire il comportamento biomeccanico dell'arto ricostruito per migliorare le tecniche chirurgiche e per verificare quale sia il protocollo di riabilitazione più breve che può essere messo in atto senza aumentare il rischio di frattura. L'attività del Laboratorio di Tecnologia Medica (LTM) dell'Istituto Ortopedico Rizzoli si occupa di mettere a punto metodi e modelli per la valutazione del rischio di frattura dell'osso ricostruito.

Il primo passo per valutare il rischio di frattura del segmento osseo ricostruito è la valutazione dei carichi che agiscono sullo scheletro durante il movimento. Misure *in-vivo* delle forze muscolari sono spesso molto limitate. Infatti, le forze muscolari non si possono misurare se non con tecniche invasive per un limitato numero di muscoli o tendini. Ciò fa delle tecniche di modellazione l'unica possibile alternativa per ottenere informazioni complete. Molti autori hanno affrontato il problema della stima delle forze muscolari nell'arto inferiore durante uno specifico task motorio. L'approccio più efficace per la determinazione di queste forze prevede l'applicazione di tecniche di dinamica inversa e di ottimizzazione statica a modelli muscoloscheletrici. La definizione di modelli muscoloscheletrici prevede la modellazione dei segmenti ossei come corpi rigidi, delle articolazioni come giunti e dei muscoli come attuatori. Data la complessità del processo di generazione di questo tipo di modelli è pratica comune l'utilizzo di modelli generali sviluppati attraverso complessi studi su cadaveri, scelti senza patologia del sistema muscoloscheletrico. Questa pratica, però, risulta chiaramente poco adatta per lo studio di soggetti con anatomia non-normale, come nel caso di pazienti sottoposti a interventi di ricostruzione ossea. Per questo motivo negli ultimi anni si sono sviluppati modelli

muscoloscheletrici *subject-specific*, cioè definiti in base alle caratteristiche del paziente a partire da dati clinici di diversa natura.

In tutti i modelli muscolo scheletrici per arrivare a determinare le forze muscolari si devono svolgere diversi tipi di simulazioni, ognuna delle quali introduce incertezze nella modellazione che si ripercuotono sul rischio di frattura. Il primo passo è la determinazione della posa istantanea e degli angoli articolari attraverso un'analisi di cinematica inversa. In questa fase le incertezze sono legate alla definizione della cinematica articolare e all'ipotesi che i marker posizionati sulla pelle siano solidali ai segmenti ossei sottostanti. I risultati della cinematica inversa sono poi usati come dati d'ingresso per il calcolo dei momenti articolari attraverso un'analisi di dinamica inversa. In questa fase entrano in gioco tutte le incertezze legate alla definizione dei parametri inerziali e alla misura delle forze di reazione al terreno. Nell'ultimo tipo di simulazione si calcolano le forze muscolari attraverso l'ottimizzazione di una funzione obiettivo; l'incertezza è dovuta principalmente all'identificazione dei parametri funzionali di ogni muscolo e alla scelta della funzione di ottimo che implica un'ipotesi molto forte sulla strategia di controllo neuromotorio.

Lo scopo di questa tesi è stimare la variabilità dei risultati della modellazione muscoloscheletrica in riferimento alle principali fonti di incertezza caratteristiche della cinematica inversa. Tra le fonti di errore caratteristiche di questo tipo di analisi si è concentrata l'attenzione sull'incertezza legata alla definizione della cinematica articolare, all'identificazione dei parametri caratteristici dei modelli e a quella legata alla variazione dei parametri durante il calcolo della posa statica del sistema. La prima fonte di incertezza è legata al meccanismo con il quale si sceglie di modellare l'articolazione. I modelli implementati si sono già stati dimostrati capaci di modellare correttamente la cinematica delle articolazioni. In questo lavoro si vuole valutare la loro applicabilità clinica: i modelli sono definiti in base ai dati clinici a disposizione e l'errore di modellazione è calcolato come la differenza tra il moto predetto dal modello e il moto registrato dall'analisi del cammino. L'incertezza legata alla definizione dei parametri è dovuta al fatto che si devono individuare nel modello parametri anatomici non sempre di semplice identificazione. L'ultima fonte di incertezza trattata è legata alla scelta dei pesi da assegnare ai marker in fase di ottimizzazione: si vuole valutare se esiste un criterio per scegliere una configurazione di pesi che minimizzi l'errore di modellazione. Il lavoro è stato organizzato nella seguente struttura:

- **Capitolo 1:** descrizione della terminologia medica impiegata, cenni di anatomia scheletrica e muscolare e indicazioni sull'analisi del movimento.
- **Capitolo 2:** descrizione del modello muscoloscheletrico di riferimento implementato nel LTM a partire da dati clinici di un giovane paziente sottoposto a un intervento di ricostruzione ossea; si riporta inoltre una

breve spiegazione dei sistemi utilizzati per la risoluzione del problema dinamico inverso.

- **Capitolo 3:** valutazione dell'effetto sui risultati cinematici delle incertezze modellistiche legate alla definizione delle cinematiche articolari e alla variazione dei parametri dell'ottimizzazione statica. Per la valutazione dell'incertezza legata alla definizione della cinematica articolare si sono implementati modelli articolari a complessità crescente, in particolare un modello planare e uno spaziale sia per l'articolazione di ginocchio sia per la caviglia. I risultati ottenuti evidenziano che non sempre l'implementazione di modelli più complessi permette di ottenere risultati più precisi. La valutazione dell'effetto dei parametri dell'ottimizzazione è stata fatta implementando un modello in cui i pesi dei marker variano secondo un criterio che ritiene più affidabili i marker posizionati dove è minimo lo strato di tessuti molli.
- **Capitolo 4:** valutazione della variabilità dei risultati cinematici al variare di alcuni parametri della modellazione. Per ottenere queste informazioni si sono definiti due esperimenti statistici: in uno si sono fatti variare i parametri dell'ottimizzazione statica, nell'altro le coordinate dei giunti articolari di ginocchio e caviglia. In questo modo si sono stimate le variabilità degli angoli e dei bracci articolari. I risultati ottenuti evidenziano una elevata variabilità dei bracci articolari in relazione all'incertezza legata alla posizione dei giunti, mentre gli angoli articolari variano maggiormente nel primo esperimento.
- **Capitolo 5:** valutazione della variabilità dei risultati dinamici rispetto alle stesse fonti di incertezza considerate nei capitoli precedenti. I dati ottenuti dall'analisi di cinematica inversa del quarto capitolo sono stati utilizzati come input per l'analisi di dinamica inversa. Questo consente di stimare la variabilità dei momenti articolari e delle forze muscolari. Le incertezze che accompagnano le forze muscolari risultano maggiori rispetto a quelle calcolate per i parametri cinematici.

In generale, si può concludere che la valutazione dell'effetto delle fonti di incertezza sui risultati della modellazione muscoloscheletrica è molto complessa a causa dell'elevato numero di parametri da tenere sotto controllo; inoltre le diverse fonti di incertezza sono collegate tra loro: dai risultati del Capitolo 3 si può infatti dedurre che l'impiego di modelli articolari più complessi deve essere accompagnato dalla possibilità di definire in maniera meno incerta i parametri del modello, altrimenti si tende a ridurre il contributo dell'errore di modellazione legato alla definizione della cinematica articolare ma ad aumentare quello legato all'incertezza della definizione dei parametri.

I risultati degli ultimi due capitoli evidenziano un'elevata sensibilità e variabilità dei momenti articolari e delle forze muscolari alle fonti di incertezza analizzate.

Non tutte le fonti di errore analizzate risultano però avere la stessa importanza. I risultati ottenuti, infatti, permettono di concludere che l'incertezza dei momenti articolari e delle forze muscolari dipende in primo luogo dalla definizione dei parametri articolari e solo secondariamente dai parametri dell'ottimizzazione. Questo risultato è importante in quanto indica che per migliorare l'errore sulle forze si deve concentrare l'attenzione principalmente sulla definizione dei parametri dei giunti articolari.

L'analisi svolta in questo lavoro dovrà essere integrata con studi per la valutazione dell'effetto delle incertezze introdotte nelle altre fasi di simulazione e con studi di sensibilità su modelli ad elementi finiti dove le forze calcolate rappresentano le condizioni al contorno.

Capitolo 1

Basi di anatomia muscolo scheletrica e biomeccanica della funzione motoria

1.1 Cenni di anatomia scheletrica

1.1.1 Terminologia medica

Come tutte le discipline, anche l'anatomia ha un suo vocabolario specialistico; talvolta usa termini specifici del settore, altre volte, invece, utilizza termini d'uso comune ma in un'accezione particolare. Si definiscono:

- tessuto: insieme di cellule simili per struttura, con eventualmente materiale inter-cellulare;
- organo: insieme di tessuti connessi tra loro, aventi funzionalità specifica.

Con riferimento alla fig. 1.1 i segmenti che formano il corpo umano vengono in anatomia nominati:

- tronco o busto: la parte centrale del corpo umano, che racchiude la maggior parte degli organi vitali;
- arto: una porzione di corpo umano dotata di un certo numero di gradi di libertà. Nel corpo umano sono presenti due arti inferiori e due superiori.

In particolare l'arto inferiore è costituito da:

- coscia: porzione superiore dell'arto inferiore, compresa tra l'anca e il ginocchio;
- gamba: la successiva porzione dell'arto inferiore, compresa tra il ginocchio e la caviglia;
- piede: l'appendice dell'arto inferiore.

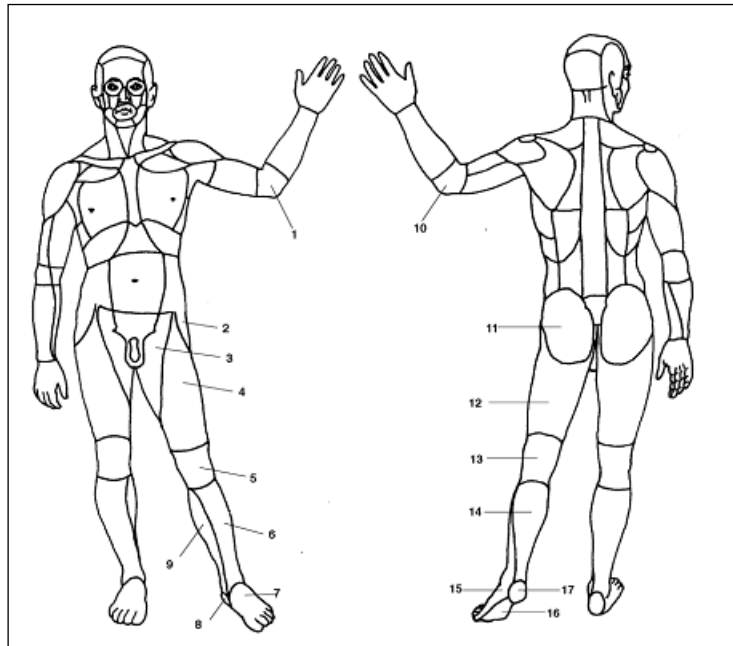


Figura 1.1. Regioni del corpo umano: 1, r. anteriore del gomito; 2, r. glutea; 3, r. inguinofemorale; 4 r. femorale anteriore; 5, r. anteriore del ginocchio; 6, r. anteriore della gamba; 7, r. dorsale del piede; 8, r. calcaneare; 9, r. posteriore della gamba; 10, r. posteriore del gomito; 11, r. glutea; 12, r. posteriore della coscia; 13, r. poplitea; 14, r. posteriore della gamba; 15, r. dorsale del piede; 16, r. plantare del piede; 17, r. calcaneare.

Considerato l'elevato numero di gradi di libertà del corpo umano, risulta evidente la necessità di definire una posizione di riferimento, detta posizione anatomica. In tale posizione il corpo ha una postura eretta, gli arti superiori distesi lungo i fianchi, i palmi delle mani rivolti in avanti, il capo eretto, con il viso rivolto in avanti, gli arti inferiori distesi in contatto tra loro, i piedi appoggiati completamente al suolo e paralleli tra loro.

Nell'anatomia, in generale, si fa riferimento a una terna principale di piani perpendicolari ed, eventualmente, ad alcuni piani a loro paralleli, come mostrato in fig. 1.2:

- piano sagittale o mediale: è il piano di simmetria che divide il corpo nella parte destra e sinistra;
- piano coronale o frontale: è il piano verticale perpendicolare a quello sagittale passante per il baricentro del corpo;
- piano assiale o trasverso: è il piano orizzontale passante per il baricentro del corpo.

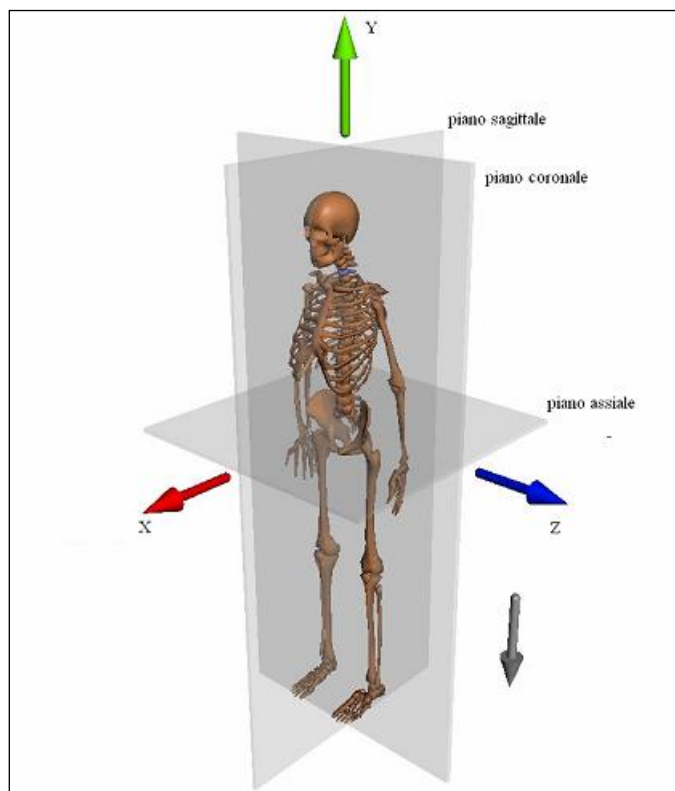


Figura 1.2. Piani di riferimento.

Per riferire la posizione di una parte del corpo rispetto un'altra si usano i seguenti termini, riferiti alla posizione anatomica e definiti dal punto di vista del corpo in esame:

- prossimale/distale: rispettivamente, se una parte del corpo è più vicina/lontana dal baricentro di un'altra;
- mediale/laterale: rispettivamente, se una parte si trova più vicina/lontana dal piano sagittale rispetto a un'altra;
- superiore/inferiore: rispettivamente, se una parte si trova più in alto o più in basso rispetto ad un'altra;
- anteriore/posteriore: rispettivamente, se una parte si trova davanti o dietro rispetto a un'altra.

Per lo studio che si intende svolgere sono di particolare interesse le rotazioni delle articolazioni, classificate con riferimento alla posizione anatomica (fig. 1.3):

- flessione/estensione: è la rotazione in un piano parallelo al piano sagittale che tende a chiudere/aprire l'articolazione; la flessione del ginocchio porta la gamba all'indietro, mentre per le altre articolazioni questo movimento tende a portare la parte in avanti;
- abduzione/adduzione: è la rotazione in un piano parallelo al piano coronale che tende ad allontanare/avvicinare l'arto al piano sagittale; tali movimenti sono tipici ad esempio dell'articolazione dell'anca;
- intra rotazione/extra rotazione: è la rotazione intorno a un asse verticale, che tende a portare medialmente/lateralmente l'aspetto anteriore dell'arto.

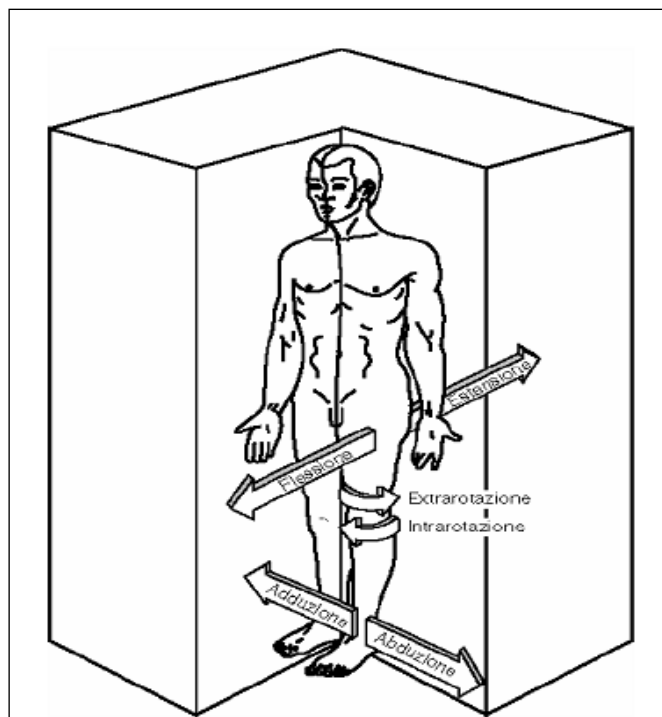


Figura 1.3. Movimenti principali e denominazione.

Altri movimenti sono:

- plantaflessione/dorsiflessione: sono rispettivamente l'estensione e la flessione del piede;
- varo/valgo: è la rotazione in un piano parallelo al piano coronale che tende ad avvicinare/allontanare l'arto al piano sagittale;
- pronazione/supinazione: sono le rotazioni rispetto l'asse lungo della mano o del piede.

1.1.2 Ossa umane

La forma delle ossa umane è molto variabile e dal punto di vista generale si possono distinguere:

- ossa lunghe come il femore;
- ossa brevi come le vertebre;
- ossa piatte come le ossa della volta del cranio o la scapola.

Ogni gruppo ha una sua costituzione. La parte principale dell'osso solitamente è detta corpo. Con vari nomi, a seconda della forma, vengono indicate le formazioni annesse al corpo e le sporgenze. Nelle ossa lunghe il corpo è detto anche diafisi e le estremità sono chiamate epifisi.

Con il termine osso compatto o corticale s'intende una struttura ossea solida, compatta, di notevoli caratteristiche meccaniche e relativamente scarsa porosità; esso forma il guscio esterno di quasi tutte le ossa dello scheletro ed il fusto delle ossa lunghe. L'osso spugnoso (o spongiosa) invece forma l'interno di molte ossa e l'estremità delle ossa lunghe. Esso presenta un notevole livello di porosità; ad un esame microscopico risulta formato da una tessitura spaziale di sottili filamenti calcificati detti trabecole.



Figura 1.4. Caratteristiche anatomiche e strutturali dell'osso.

Tra tutte le ossa che formano il corpo umano in questo lavoro saranno considerate solo quelle dell'arto inferiore.

La pelvi (fig. 1.5) è formata dal sacro, dal coccige e dalle due ossa iliache. Il sacro è composto da cinque vertebre sacrali incastrate tra le ossa iliache. Il coccige è un osso impari che rappresenta il tratto terminale della colonna

vertebrale: è di forma triangolare ed è situato inferiormente al sacro con cui si articola. L'osso iliaco è composto da tre parti: l'ileo, posto superiormente, l'ischio che ne forma la parte inferiore e posteriore, e il pube, inferiore e anteriore. Le tre parti convergono nell'acetabolo, situato sulla faccia dell'osso iliaco, nel quale l'anca si articola con la testa del femore.

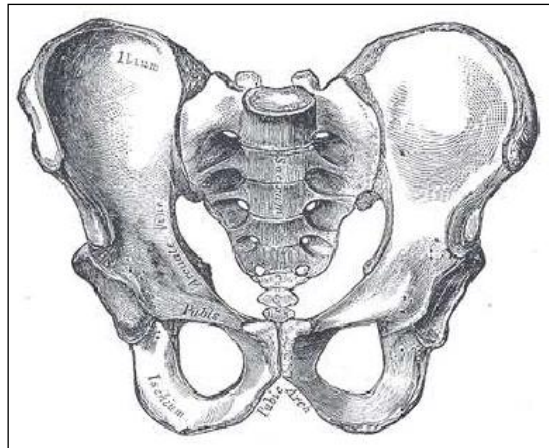


Figura 1.5. Pelvi.

Il femore (fig. 1.6) è l'osso più lungo (circa 40-50 cm) e più grosso del corpo umano; presenta un corpo (diafisi) e due estremità irregolari (epifisi) che fanno rispettivamente parte dell'articolazione dell'anca e del ginocchio. L'estremità superiore (prossimale) dell'osso presenta una testa, di forma approssimativamente sferica, con un diametro di circa 4-5 cm, su di un collo e delle protuberanze (trocanteri) su cui s'innestano i tendini e i muscoli. La testa presenta una superficie articolare liscia salvo un'incavatura (fossetta) nella quale s'inscrive un legamento detto legamento rotondo. Il grande trocantere è un'ampia prominente quadrangolare che segna il limite superiore della diafisi del femore. Il piccolo trocantere è una piccola protuberanza di forma conoidale smussata, posta al punto di giunzione tra il margine inferiore del collo e la diafisi del femore. I due trocanteri sono interconnessi posteriormente dalla cresta intertrocanterica. Sulla faccia anteriore del femore, la linea di giunzione tra il collo e la diafisi è ugualmente rilevata dalla linea intertrocanterica; essa prosegue a spirale fino alla faccia posteriore dove si fonde con una cresta ossea chiamata linea aspra. La diafisi del femore ha una sezione pressoché uniforme di forma circolare, ma s'ispessisce leggermente alle due estremità diventando di forma ellissoidale, e inoltre presenta una curvatura nel piano sagittale con convessità anteriore. L'estremità inferiore (o distale) del femore aumenta di circa 3 volte in larghezza a livello dell'articolazione del ginocchio ed è formata da due protuberanze di forma ovoidale, i condili. I condili sono separati posteriormente

dalla fossa intercondilare ed uniti anteriormente dalla superficie patellare, nella quale è presente la rotula.

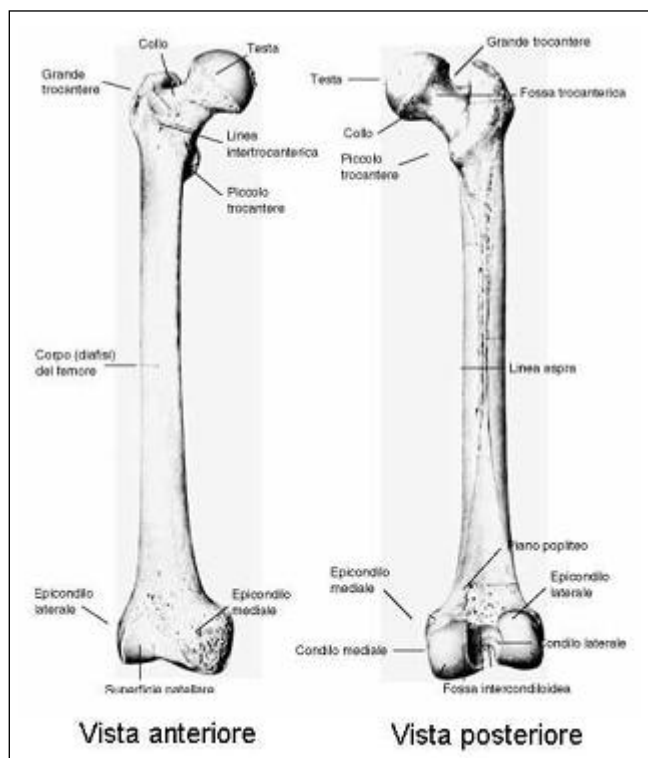


Figura 1.6. Femore.

La rotula, detta anche patella, è un osso sesamoideo in quanto resta compreso nello spessore del tendine quadricipite. La superficie anteriore è sottocutanea, mentre quella posteriore si articola con il femore a formare il giunto patello-femorale. La superficie mediale dei condili si articola con il piatto tibiale; il condilo mediale (interno) è più lungo di quello laterale (esterno). Sopra ai condili vi sono due rilievi, gli epicondili (mediale e laterale), che servono da inserzione per alcuni legamenti del ginocchio.

La gamba è sostenuta da due ossa, dalla tibia internamente e dalla fibula esternamente. La tibia termina nella parte prossimale con un'epifisi allargata in una vasta piattaforma che si articola con il femore ed è divisa a metà da una cresta ossea. L'estremità superiore della fibula è molto più piccola e non raggiunge il femore, articolandosi invece con la tibia stessa. Inferiormente le due ossa presentano un'articolazione reciproca e formano insieme una superficie ad "U" che incastra l'astragalo; i due rami della U costituiscono i malleoli laterale e mediale.

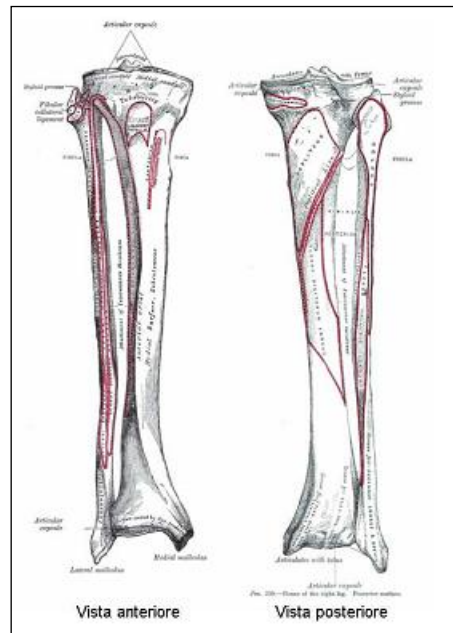


Figura 1.7. Tibia e fibula.

L'astragalo fa parte del tarso, cioè delle sette ossa che formano la parte posteriore del piede; è incastrato tra tibia e perone da una parte e calcagno dall'altra; in avanti si articola con l'osso navicolare. Le altre ossa del tarso sono disposte una accanto all'altra e per la loro forma sono dette primo, secondo, terzo cuneiforme e osso cuboide. Su queste si articolano le cinque ossa metatarsali e come continuazione si trovano le falangi.

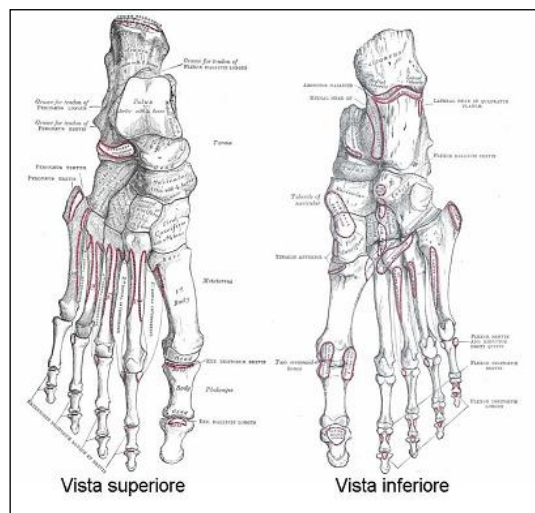


Figura 1.8. Piede.

1.1.3 Articolazioni dell'arto inferiore

Con articolazione s'intende l'insieme di capi ossei e di tessuti connettivi che permettono l'interconnessione di due o più ossa tra loro. Le articolazioni possono essere di tipo mobile (ad esempio l'articolazione della spalla), semimobile (gomito) o fisso (come le articolazioni delle ossa del cranio).

L'anca è l'articolazione prossimale dell'arto inferiore e unisce il femore alla pelvi. Mette in rapporto l'acetabolo, cavità articolare dell'anca, con la testa del femore, di forma simile ai 2/3 di una sfera piena del diametro di circa 0.04 m. E' inoltre presente il legamento rotondo del femore che, originandosi dalla fossa dell'acetabolo e inserendosi sulla testa del femore, concorre ad una stabilizzazione ulteriore dell'articolazione.

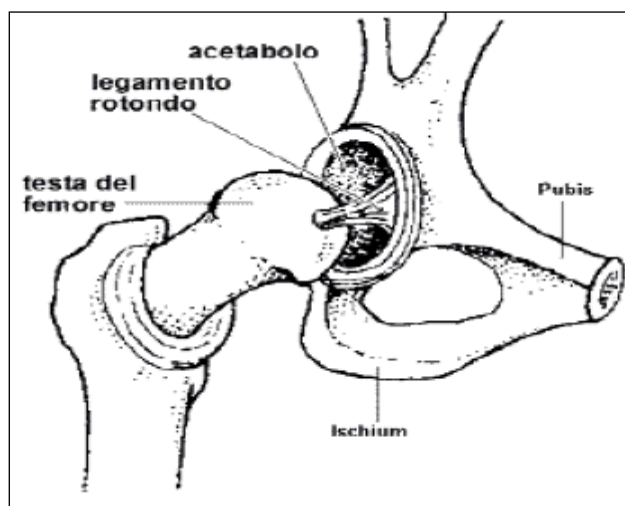


Figura 1.9. Articolazione dell'anca.

L'anca ha la funzione di orientare l'arto in tutte le direzioni dello spazio, perciò è caratterizzata da tre assi e gradi di libertà:

- asse trasversale: situato nel piano frontale è l'asse rispetto a cui si effettuano i movimenti di flessoestensione;
- asse antero-posteriore: posto nel piano sagittale e passante per il centro dell'articolazione; è l'asse intorno al quale si effettuano movimenti di abduzione-adduzione;
- asse verticale: asse sul quale si effettuano i movimenti di rotazione interna e esterna.

I movimenti dell'anca si svolgono a livello della sola articolazione coxo-femorale, che realizza un giunto sferico ed è dotata di una notevole stabilità a

scapito del movimento. Infatti è l'articolazione che più difficilmente va incontro a lussazione.

L'articolazione del ginocchio è l'articolazione media dell'arto inferiore, interposta tra coscia e gamba. Il femore partecipa all'articolazione con le superficie dei condili. La tibia prende parte con l'estremità superiore, facendo coincidere le due cavità glenoidee con i condili femorali. La patella partecipa all'articolazione con la superficie posteriore, corrispondente alla troclea femorale. Quando la forma delle due superfici non è complementare, lamine fibrocartilaginee (menischi) compensano le eventuali differenze e contribuiscono ad una migliore distribuzione delle sollecitazioni meccaniche. L'articolazione è inoltre costituita dai legamenti, formazioni di tessuto connettivo fibroso che hanno la funzione di mantenere uniti in modo non rigido i segmenti ossei. Particolarmente importanti per la stabilità e la mobilità dell'articolazione sono i legamenti crociati, anteriore e posteriore, e i legamenti collaterali, mediale e laterale; in particolare, i primi tre hanno comportamento isometrico durante il movimento di flessione-estensione del ginocchio. Esternamente si trova la capsula articolare, un manicotto fibroso che ricopre l'intera articolazione fissandosi ai margini della cartilagine.

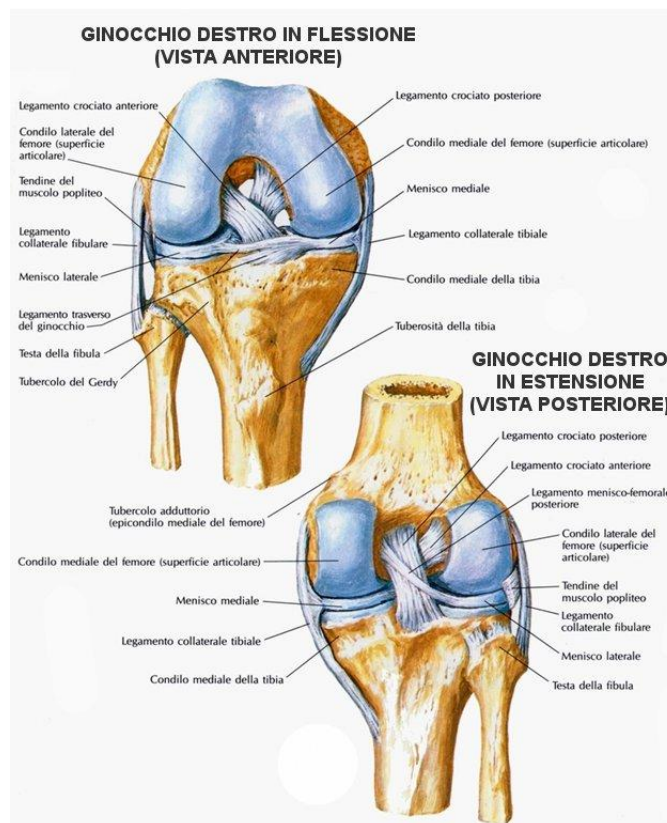


Figura 1.10. Articolazione del ginocchio.

A prima vista l'articolazione del ginocchio sembra essere un'articolazione relativamente semplice, principalmente a un grado di libertà, in quanto il movimento principale è quello di flesso-estensione. A partire da 0° di estensione ci sono circa 120-135° di flessione, per cui molto spesso questa articolazione è rappresentata come un'articolazione sinoviale a cerniera. Tuttavia l'articolazione del ginocchio non è una vera e propria cerniera perché ha una componente rotazionale. Questa rotazione non è un movimento libero ma un movimento accessorio che accompagna la flessione e l'estensione. Come illustrato nella seguente figura, un rotolamento puro del femore rispetto alla tibia durante l'estensione lo porterebbe a rotolare fuori dal ginocchio. Per evitare questo, il movimento fisiologico del ginocchio si compone di un rotolamento, uno scorrimento posteriore e una rotazione sul proprio asse negli ultimi 20° di estensione.

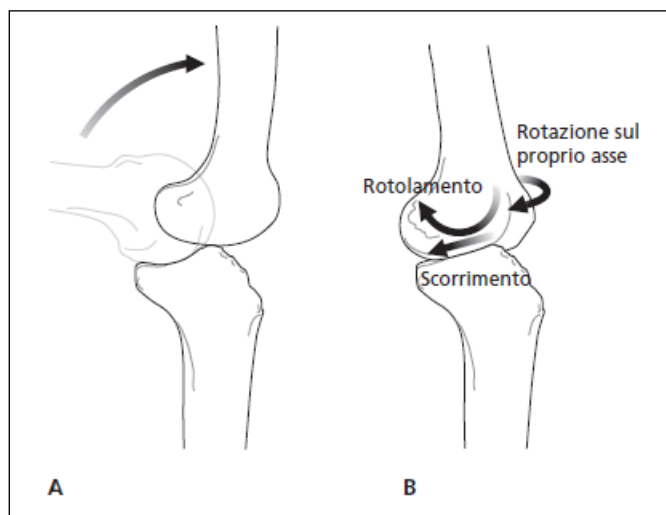


Figura 1.11. Movimenti delle superfici articolari del ginocchio durante l'estensione .

Dal punto di vista meccanico, quest'articolazione possiede sia una grande stabilità in estensione completa che una notevole mobilità da un determinato angolo di flessione. Il debole incastro delle sue superfici articolari, tuttavia, la espone a distorsioni e lussazioni.

L'articolazione della caviglia, o tibio-tarsica, è l'articolazione distale dell'arto inferiore, che interessa le estremità inferiori della tibia e del perone e il tarso del piede. Inoltre la parte inferiore del tarso è collegata al calcagno a formare il giunto subtalare.

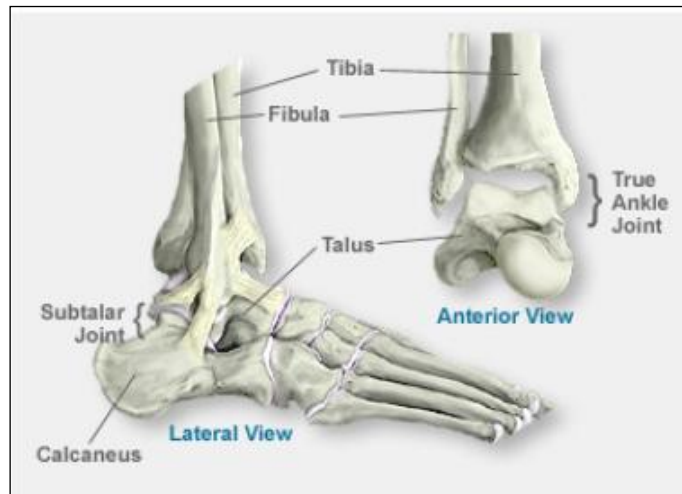


Figura 1.12. Articolazione di caviglia.

I legamenti sono molto importanti per la mobilità e stabilità di questa articolazione e i principali collegano tibia, fibula, tarso e calcagno. I legamenti della caviglia si possono suddividere in due gruppi, i legamenti collaterali laterali e mediali. Nonostante questi legamenti siano formati da fibre forti, molto spesso sono soggetti a traumi a causa di un eccessivo movimento del giunto durante il moto. Tra i legamenti collaterali laterali un ruolo fondamentale è assunto dal legamento calcaneofibulare che collega il malleolo laterale della fibula con il calcagno, mentre tra i legamenti mediali è importante il legamento calcaneotibiale, che origina dal malleolo mediale della tibia per inserirsi all'estremità del calcagno. E' stato dimostrato che le fibre di questi due legamenti durante la flessione della caviglia mantengono costante la loro lunghezza.

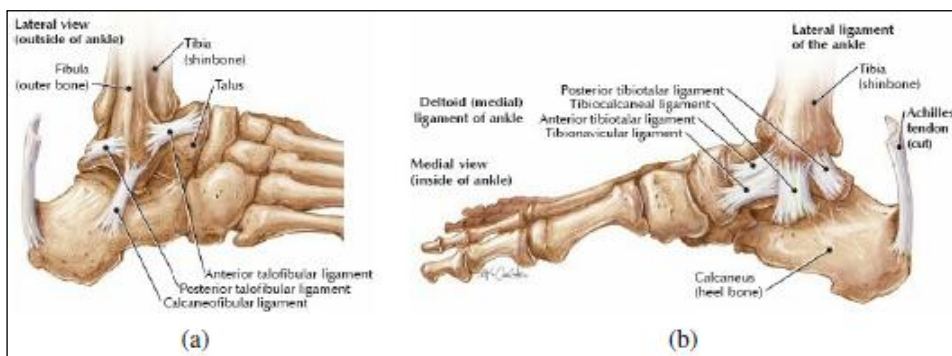


Figura 1.13. Legamenti della caviglia in una vista (a)laterale, (b) mediale.

Dal punto di vista del movimento anche la caviglia possiede, come l'anca, tre gradi di libertà e i tre assi sono:

- asse trasversale: rispetto a questo asse si effettuano i movimenti di flessione-estensione del piede nel piano sagittale;
- asse longitudinale della gamba: condiziona i movimenti di adduzione-abduzione del piede sul piano trasversale;
- asse longitudinale del piede: è l'asse orizzontale del piede contenuto nel piano sagittale; condiziona l'orientamento della pianta del piede permettendole movimenti di pronazione supinazione.

1.2 I sistemi muscolari

1.2.1 Anatomia funzionale del muscolo

Quando il corpo deve eseguire un task motorio, il sistema nervoso centrale eccita i muscoli che sviluppano una forza; questa forza viene trasmessa attraverso i tendini allo scheletro e permette l'esecuzione del task. Risulta quindi evidente l'importanza di conoscere le proprietà e il comportamento dei muscoli.

Il tessuto muscolare presente negli animali è classificabile in tre categorie, tenendo conto sia delle caratteristiche istologiche (presenza o meno di striature) sia di quelle funzionali: liscio (caratteristico dei muscoli involontari), cardiaco e scheletrico. L'insieme dei muscoli scheletrici è generalmente indicato con il termine di sistema muscolare, intendendosi con questo l'insieme di tutti i muscoli che possono essere controllati volontariamente. La denominazione del muscolo è molto varia e può, per esempio, riferirsi alla forma (muscolo deltoide, trapezio, ecc.), all'azione svolta (muscoli estensori, flessori, ecc.), al numero dei capi d'origine (tricipite, quadricipite, ecc) o ad altro ancora.

Nel muscolo scheletrico è possibile riconoscere alcune proprietà tipiche:

- eccitabilità: capacità di rispondere a variazioni di energia applicata al muscolo con una variazione della distribuzione delle cariche elettriche oppure indirettamente tramite l'attivazione dei neuroni motori;
- contrattilità: capacità di accorciarsi attivamente e di esercitare tensione ai capi del muscolo;
- estensibilità: capacità di contrarsi oltre la lunghezza normale a riposo;
- elasticità: capacità di riprendere la lunghezza iniziale dopo una contrazione.

I rapporti tra il sistema nervoso e il sistema muscolare sono definiti dalle unità motrici, definite come singole strutture funzionali, costituite da un numero variabile di fibre muscolari azionate dalla medesima terminazione nervosa (fig.

1.14, [1]). Ogni unità motoria è disgiunta dalle altre; un assone eccita le fibre muscolari dell'unità (l'eccitazione dell' i -esimo assone è indicata in figura con $u_i(t)$) e queste generano una forza di output complessiva (F_i). La stimolazione nervosa produce un effetto meccanico in termini di tensione/accorciamento ed è variabile da un minimo (*twitch*) ad un valore massimo che corrisponde alla frequenza di stimolazione di circa 100 Hz (*tetanic contraction*). L'attività muscolare avviene attraverso il reclutamento delle unità motrici in modo asincrono fino al raggiungimento del massimo sforzo; per questo, se lo stato di sforzo non è eccessivo, in un muscolo possono coesistere unità motrici in attività e a riposo.

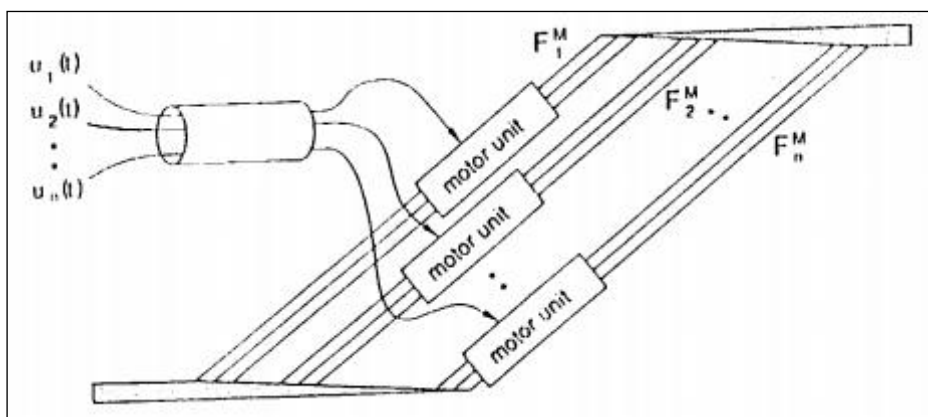


Figura 1.14. Schema di funzionamento delle unità motrici di un muscolo.

L'intensità dello sforzo prodotto è indicata in molti studi come proporzionale al prodotto tra le dimensioni della sezione trasversale e il numero di fibre del muscolo. Nel misurare la sezione trasversale si deve tenere conto del modo in cui le fibre sono disposte, non sempre longitudinali rispetto al muscolo. L'orientamento delle fibre muscolari all'interno del muscolo, quindi, ne determina la forza e l'ampiezza di contrazione. I muscoli a fasci paralleli hanno fibre disposte in parallelo rispetto all'asse longitudinale del muscolo stesso e questo permette un maggiore accorciamento e l'esecuzione di movimenti ampi e veloci. I muscoli a fasci obliqui o pennati hanno fibre con lunghezza inferiore, orientate in direzione obliqua e sono in grado di sviluppare una contrazione minore. La pennazione però permette di compattare un elevato numero di fibre in un'area trasversale minore e questo garantisce lo sviluppo di una forza superiore rispetto a quella dei muscoli a fasci paralleli. La disposizione delle fibre è quindi associata alla funzione del muscolo: muscoli veloci sono solitamente a fasci paralleli, mentre quelli forti sono pennati.

Si definisce angolo di pennazione l'angolo compreso tra l'asse del muscolo e l'asse delle sue fibre. Come già accennato precedentemente quest'angolo ha

grande importanza nello sviluppo della forza muscolare: le fibre parallele trasmettono tutta la loro capacità contrattile al tendine, mentre quelle pennate solo una parte; per esempio, un angolo di pennazione di 30° trasmette al tendine circa l'87% ($\cos 30^\circ \approx 0.866$) della tensione esercitata dalle fibre.

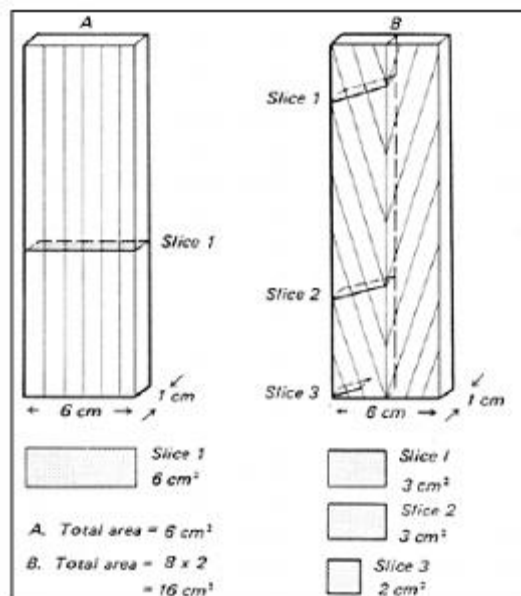


Figura 1.15. Sezione d'area trasversale nei modelli muscolari (A) paralleli (B) bipennati.

1.3 Analisi del movimento

Lo scopo degli studi di biomeccanica è quello di descrivere un'azione di movimento attraverso la raccolta di un prefissato set di dati; in particolare l'analisi del cammino si occupa di valutare le quantità che caratterizzano la locomozione. Questo tipo di analisi riveste un ruolo importante in molti ambiti clinici, per esempio è utile nella stima dell'efficacia di un impianto di protesi, nella valutazione di condizioni pre e post-operatorie di persone affette da paralisi cerebrale e nella riabilitazione da infortuni sportivi.

Nello studio della biomeccanica e della cinematica della locomozione ci si riferisce spesso al ciclo di cammino. Si definisce ciclo di cammino (*gait cycle* o *ciclo di gait*) il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso arto al terreno (fig. 1.16). Tale intervallo si suddivide in due fasi distinte: la prima fase, che occupa circa il 60% del ciclo, è la fase di appoggio o di *stance* durante la quale il piede rimane a contatto con il terreno, mentre il restante 40% del ciclo è caratterizzato dalla fase di trasferimento o *swing*, durante la quale il piede viene sollevato e portato in avanti, fino al successivo appoggio. A loro volta queste due fasi si possono suddividere in:

- contatto iniziale (*heel strike o initial contact*): segna l'inizio della fase di stance in cui il piede proiettato in avanti tocca il suolo con il tallone;
- appoggio monopodalico (*foot flair o loading response*): in questo istante il piede è appoggiato a terra, mentre l'altro è sollevato, quindi tutto il peso passa da una condizione di equilibrio su entrambi i piedi ad una condizione monopodalica;
- distacco del tallone (*heel off*): fase in cui il tallone inizia ad alzarsi dal terreno e la pianta del piede si flette iniziando una fase di pre-swing;
- distacco (*toe off*): istante in cui si passa dalla fase di stance a quella di swing;
- *mid swing*: fase in cui l'arto si sposta da una posizione posteriore al tronco a una anteriore;
- *terminal swing*: il piede si prepara al contatto con il terreno e il ciclo ricomincia.

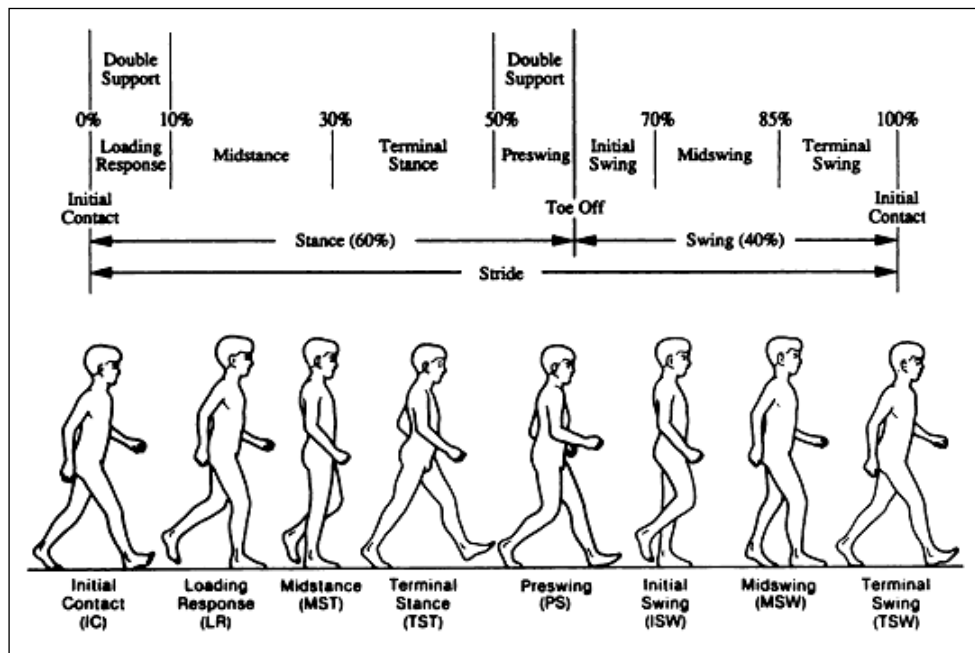


Figura 1.16. Le fasi di un ciclo di gait.

La strumentazione che si utilizza in questo tipo di analisi, ha una grande importanza ed è necessario che le misure siano sufficientemente realistiche, ripetibili e accurate in modo tale che i dati raccolti possano essere utili alle successive analisi:

- ripetibilità: indica l'esistenza di una elevata correlazione tra le varie riproduzioni del movimento dello stesso individuo e nella stessa sessione;
- accuratezza: indica la capacità del sistema di riprodurre il movimento senza errori di posizione. La deambulazione è costituita in tutti i soggetti da movimenti molto complessi e ogni tipo di dato deve essere acquisito in modo sincrono con gli altri per aggiungere informazioni significative.

Normalmente i dati acquisiti sono i seguenti:

- posizione istantanea dei marker posizionati sulla superficie della pelle ottenuta attraverso l'analisi stereofotogrammetrica;
- forze esterne e reazioni al terreno misurate con dinamometri e piattaforme di forza;
- attività elettrica dei muscoli rilevata attraverso elettromiografia;
- dati relativi al consumo energetico acquisiti misurando il consumo di ossigeno o la produzione di anidride carbonica.

1.3.1 Analisi stereofotogrammetrica

L'analisi del cammino si compone al suo interno di due fasi, una analitica e una sintetica. Nella fase analitica il comportamento complessivo, cinematico e dinamico, del soggetto impegnato a camminare viene suddiviso in quello presente nelle singole articolazioni e descritto nei suoi fattori elementari. In particolare si misura la posizione e l'orientamento istantaneo tridimensionale (3D) dei segmenti corporei, quindi si stima l'azione che su questi esercitano forze e coppie gravitazionali. Nel processo sintetico si elaborano i dati acquisiti al fine di ricavare i parametri biomeccanici che caratterizzano le prestazioni fisiche sotto analisi.

Definire cinematicamente un moto o una legge di moto di un corpo significa definire, per ogni istante, la posizione e l'orientamento che questo corpo assume rispetto ad un osservatore esterno. Un corpo fisico può essere rappresentato mediante un punto, o un insieme di punti, e l'osservatore concepito matematicamente come un sistema di riferimento (SDR) cartesiano. La posizione di un punto in un SDR è definita da un vettore detto vettore posizione. Per definire la posizione di un corpo rigido nello spazio rispetto a un SDR è necessario conoscere non solo il vettore posizione ma anche la matrice che ne stabilisce l'orientamento, in modo da descrivere completamente i sei gradi di libertà del corpo. Poiché nell'analisi del cammino non interessa indagare la deformazione delle varie parti coinvolte, ma solo la posizione globale nello spazio, ogni porzione del corpo umano viene rappresentata tramite un segmento osseo, considerato come un corpo rigido. Questa ipotesi introduce una notevole semplificazione, in quanto permette di descrivere il moto di ogni segmento

osseo semplicemente determinando in ogni istante di tempo le sei grandezze che definiscono orientamento e posizione.

Lo strumento tecnologico che ha reso possibile la definizione della cinematica del corpo umano in ambiente virtuale è il sistema stereofotogrammetrico. La stereofotogrammetria sfrutta sensori optoelettronici (telecamere sensibili allo spettro infrarosso) per osservare e registrare numericamente la posizione assunta da particolari oggetti che marcano la cute del soggetto mentre si muove. La tecnica non è invasiva e ha di fatto permesso la nascita della moderna analisi del cammino. I marcatori, detti marker, hanno la proprietà di riflettere un raggio di luce infrarossa. Quando il raggio colpisce il piano immagine di almeno due sensori optoelettronici può essere calcolata, mediante triangolazione, la posizione nello spazio assunta dal marker. Il campionamento delle posizioni istantanee di un marker in movimento permette, infine, di ricostruirne in ambiente virtuale la traiettoria. I marker plastici sono tipicamente di forma sferica, leggeri e di piccole dimensioni quindi facilmente applicabili sulla cute del soggetto.

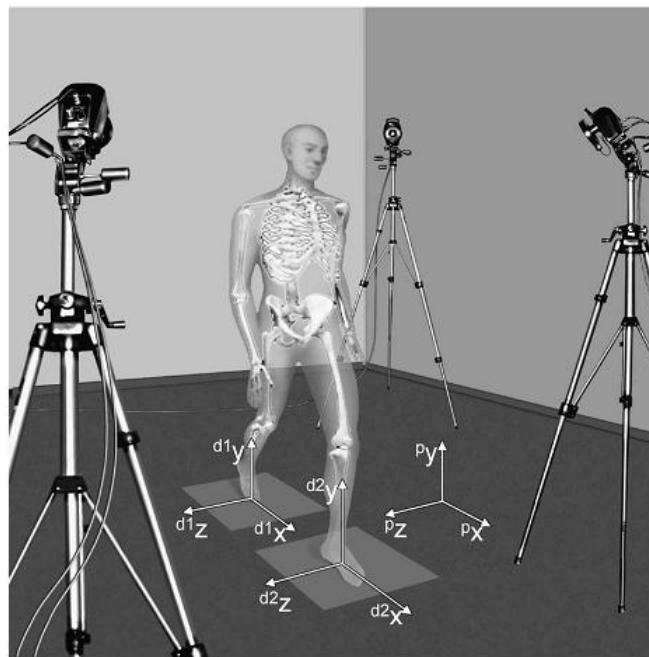


Figura 1.17. La struttura di una tipica sessione di analisi del cammino. Gli strumenti di misura sono rappresentati con i loro sistemi di riferimento (p:photogrammetry, d:dynamometry).

La cute su cui sono applicati i marker riveste altri tessuti molli che a loro volta ricoprono l'osso oggetto della misurazione. I tessuti muscolari, inoltre, sono masse dotate di una propria inerzia e modificano le forme e i propri volumi nel

corso della contrazione, originando durante il cammino movimenti relativi rispetto ai segmenti ossei a cui si attaccano. Considerando anche l'elasticità e la proprietà di scivolamento della cute sui muscoli, si può affermare che la stima della cinematica segmentale con le tecniche stereofotogrammetriche non invasive è affetta da errori dovuti agli artefatti del tessuto molle (*Soft Tissue Artefact o STA*),[2].

1.3.2 Cinematica segmentale

L'obiettivo della cinematica segmentale è la raccolta di informazioni numeriche che consentano la ricostruzione della posizione di uno o più segmenti ossei nello spazio, in ognuno degli istanti in cui si può suddividere un task motorio. Nell'analisi del cammino sono oggetto di misurazione quei segmenti ossei, approssimati come corpi rigidi, che fanno parte dell'apparato locomotore: il femore per il segmento coscia, il complesso tibia-perone per la gamba, il complesso tarso-metatarso-falangi per il piede e la pelvi per il bacino. La stima della posizione e dell'orientamento di un segmento osseo considerato in ogni istante, si fonda sul concetto teorico in base al quale un corpo rigido in movimento è univocamente determinabile dalla conoscenza della cinematica di un SDR solidale al corpo stesso. Il segmento osseo è legato al SDR anatomico in modo tale che ogni suo punto sia caratterizzato dal possedere, durante il movimento, sempre lo stesso vettore posizione, ovvero dall'essere visto dal SDR anatomico sempre nella medesima posizione, anche durante il moto. In questo modo per definire la cinematica dell'intero segmento osseo rispetto a un SDR globale sono sufficienti sei parametri: tre per definire la posizione del SDR anatomico rispetto a quello globale e tre per definirne l'orientamento. I primi tre parametri sono le componenti del vettore posizione, mentre gli altri tre si ricavano dalla matrice dei coseni direttori.

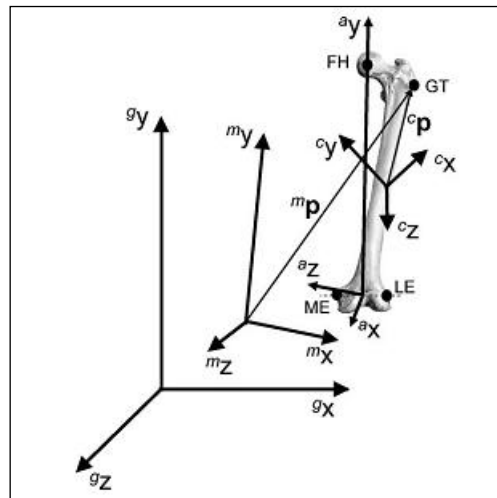


Figura 1.18. Sistemi di riferimento: globale (x^g, y^g, z^g), dei marker di cluster (x^c, y^c, z^c) e anatomico (x^a, y^a, z^a).

La registrazione del SDR anatomico sul segmento osseo si attua a partire dalla conoscenza delle coordinate, rispetto al SDR globale, di almeno tre punti del segmento disposti non allineati. Risulta quindi evidente che i SDR anatomici si orientano e si collocano diversamente in base alla scelta dei tre o più punti. Il problema della scelta dei punti da usare nell'analisi del cammino è molto importante e la sua soluzione si attua considerando aspetti distinti. In primo luogo si deve considerare che, per segmenti come la coscia o la gamba, che sono molto più sviluppati in una delle tre dimensioni, conviene prendere punti vicini agli estremi; questa scelta consente di ridurre al minimo la sensibilità agli errori di localizzazione dei punti di repere anatomici nella stima della posa del segmento. In secondo luogo, per consentire alla procedura di localizzazione di essere massimamente ripetibile, i punti devono essere facilmente ed accuratamente identificabili. Inoltre si deve considerare che non si ha accesso diretto ad aree appartenenti al tessuto osseo, a meno di non applicare chiodi intracorticali (soluzione non praticabile per motivi etici). Per la risoluzione del problema l'identificazione dei punti avviene per palpazione di punti sulla cute in corrispondenza di prominenze ossee (reper anatomici): si ricorre quindi al compromesso di considerare i punti cutanei appartenenti ai segmenti ossei sottostanti. Individuati tre repere è possibile applicarvi dei marker e ottenere, dalle loro traiettorie, la cinematica segmentale passando attraverso quella del SDR anatomico. Il compromesso, tuttavia, introduce errori significativi, indicati come artefatti da movimento di tessuti molli, dovuti allo scorrimento della cute in prossimità dei repere ossei.

Un altro metodo di ricostruzione delle cinematiche segmentali è descritto da Cappozzo [3,4]. In questa tecnica si propone di incollare i marker su placche rigide di geometria nota, cluster, e di applicare queste sui segmenti attraverso bendaggi, in posizioni nelle quali l'effetto dello scorrimento relativo fra tessuti molli e ossei sia minimo. Il cluster di marker realizza un terzo SDR, il SDR tecnico.

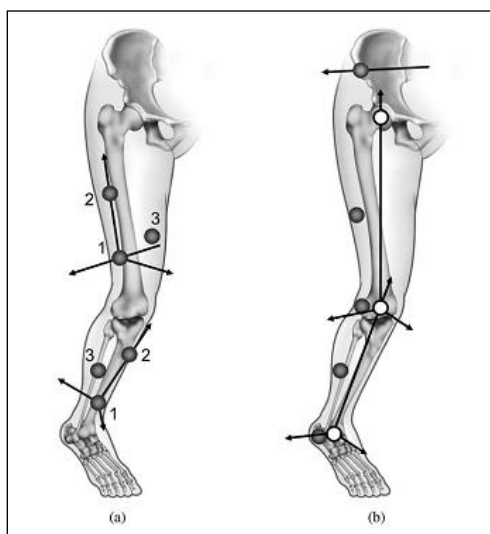


Figura 1.19. Esempi di individuazione dei marker e sistemi di riferimento tecnici: a sinistra tre marker tecnici (cerchi pieni) per ogni segmento; il sistema di riferimento tecnico è costruito secondo la seguente regola: il punto p1 identifica l'origine; l'asse y è orientato in direzione (p2- p1) e l'asse x in direzione (p3- p1) x (p2- p1); l'asse z è orientato secondo la regola della mano destra. A destra realizzazione del sistema tecnico anatomico che, oltre ai marker posizionati sui punti di reperi anatomici, usa anche marker virtuali (cerchi bianchi) che rappresentano i centri articolari.



Figura 1.20. Fase di analisi del cammino con cluster di marker sul soggetto.

Il passaggio dalla cinematica del SDR tecnico a quello anatomico è possibile attraverso una procedura detta di calibrazione anatomica, che determina univocamente il valore locale dei vettori posizione dei repere nel SDR tecnico. Si fa infatti l'ipotesi che questi vettori siano invarianti nel tempo e dunque rendano solidale il movimento del SDR tecnico a quello anatomico. La procedura di calibrazione prevede l'utilizzo di un puntatore strumentato e di due marker posti a distanza nota fra loro e dalla punta (fig. 1.21). In un ambiente virtuale, i marker del puntatore realizzano un segmento di cui si conoscono le dimensioni. Ogni repere necessario alla costruzione dei SDR anatomici è mirato dal puntatore, mentre in un ambiente globale si registrano le coordinate globali dei suoi due marker e di quelli tecnici sul segmento cui appartiene il repere. Calcolate le coordinate globali della punta del puntatore e costruito il SDR tecnico, si calcola il vettore di posizione locale della punta rispetto al SDR tecnico. L'ipotesi secondo la quale tali vettori di posizione manterranno invariati nel tempo il modulo e la direzione è meno impegnativa di quella che assume i punti di repere della cute come appartenenti al tessuto osseo sottostante anche durante il movimento.

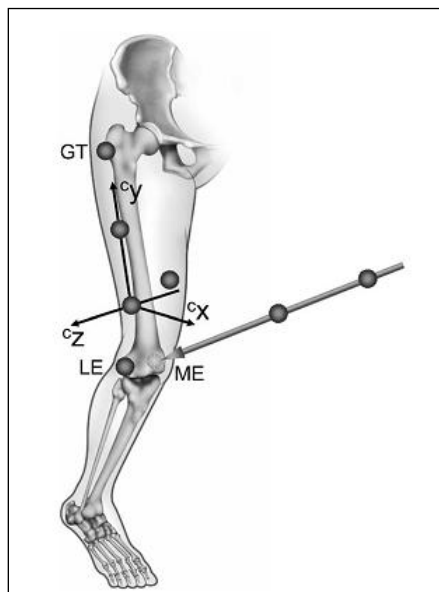


Figura 1.21. Calibrazione anatomica con puntatore.

La calibrazione anatomica può essere effettuata anche senza l'utilizzo del puntatore applicando sulla pelle del paziente tutti i marker necessari sia alla ricostruzione del SDR tecnico (cluster) sia del SDR anatomico (punti di reperi anatomici). Ai pazienti viene chiesto di rimanere al centro del campo di misura, fermi, in piedi e a braccia conserte mentre, per qualche secondo, il sistema stereo fotogrammetrico registra le posizioni dei marker. Successivamente, durante l'acquisizione dinamica, vengono rimossi i marker non necessari alla costruzione dei SDR anatomici. Il vantaggio di questa procedura è la riduzione dei tempi necessari all'acquisizione, poiché include in una sola registrazione tutte le operazioni necessarie alle calibrazioni anatomiche, ma rispetto a queste è meno precisa.

Riassumendo, la stereofotogrammetria è una tecnica non invasiva che consente di registrare nel tempo le traiettorie di marker riflettenti luce infrarossa. Applicandone almeno tre su ogni segmento osseo, si ricostruisce direttamente il movimento di un SDR tecnico. La fig. 1.18 descrive come, previa registrazione dei reperi anatomici nel SDR tecnico, si è in grado di ricostruire il movimento del SDR anatomico e quindi la cinematica segmentale.

1.3.3 Cinematica articolare

Per cinematica articolare si intende lo studio del movimento relativo di due segmenti ossei adiacenti, detti prossimale e distale. Il movimento relativo tra

segmenti adiacenti è ottenibile spostando il punto di osservazione su uno dei due SDR anatomici coinvolti in una roto-traslazione reciproca. Tuttavia, le informazioni estraibili con questo procedimento consentono una descrizione della cinematica articolare di non facile interpretazione. Come accennato precedentemente, delle sei quantità scalari necessarie per la definizione del moto di un segmento osseo, le tre relative alla traslazione sono contenute nelle coordinate del vettore che unisce due punti qualsiasi dei due SDR anatomici, mentre le altre tre relative alla rotazione sono contenute nei nove elementi, fra loro dipendenti e di non semplice interpretazione, della matrice di orientamento. Le grandezze che esprimono la rotazione devono:

- essere coerenti con il linguaggio adottato dalle discipline cliniche;
- essere caratterizzate da una minima sensibilità rispetto agli errori sperimentali della tecnica stereofotogrammetrica;
- garantire la ripetibilità della loro determinazione e quindi essere caratterizzate da minima sensibilità alla disposizione dei marker specifica per una particolare acquisizione.

Il movimento di un'articolazione può essere descritto come l'insieme delle posizioni e degli orientamenti assunti nel tempo dall'osso distale, osservato dal punto di vista prossimale. Si deve quindi concepire il movimento come una successione di traslazioni e rotazioni reciproche tra il SDR distale e prossimale a partire da una posizione iniziale di allineamento. La traslazione si esprime mediante il modulo e la direzione assunti da un vettore unente due punti qualsiasi dei segmenti e definiti in entrambi i SDR prossimale e distale. Le rotazioni sono composte dall'unione di rotazioni elementari che avvengono sui piani anatomici: rotazione di flesso-estensione sul piano sagittale, rotazione di abduzione-adduzione sul piano frontale e rotazione interna-esterna sul piano assiale. Per la descrizione numerica della rotazione è necessario vincolare in modo univoco l'orientamento dei due SDR sulla base della posizione globale dei repere, quindi far avvenire le rotazioni in successione nello spazio con un ordine fisso. La sequenza delle rotazioni a partire dall'allineamento iniziale prevede nell'ordine:

- angolo di flesso-estensione: rotazione del SDR distale intorno al suo asse medio-laterale;
- angolo di abduzione-adduzione: rotazione del SDR distale, nell'orientamento assunto dopo la prima rotazione, intorno al suo asse antero-posteriore;
- angolo di rotazione interna-esterna: rotazione del SDR distale, nell'orientamento assunto dopo la seconda rotazione, intorno al suo asse longitudinale.

Gli angoli così ottenuti sono detti angoli di Eulero. Fra i metodi messi a disposizione dall'ingegneria per rappresentare in modo più semplice le rotazioni della meccanica articolare, la comunità scientifica ha, quasi universalmente, adottato quella proposta da Grood e Suntay [5], mostrata in fig. 1.22 per l'articolazione del ginocchio.

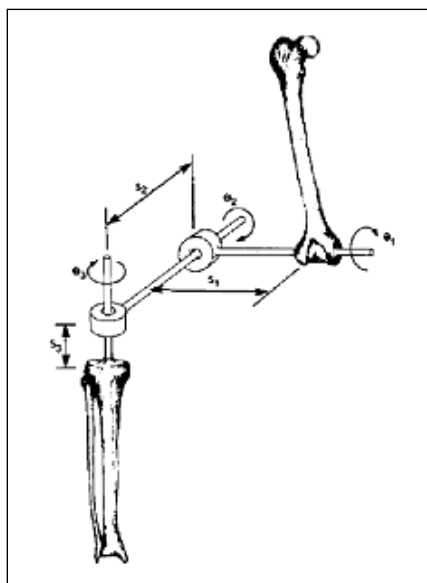


Figura 1.22. Convenzione di Grood e Suntay per la descrizione della cinematica articolare.

Questa convenzione ha il vantaggio che le tre componenti angolari restituite corrispondono agli angoli clinici definiti in medicina. Il movimento di rotazione relativo tra i due SDR si svolge sugli assi di un SDR, il SDR cardanico articolare, in cui in ogni istante di tempo l'asse di flessione-estensione coincide con quello medio laterale del SDR prossimale, l'asse di rotazione interna-esterna coincide con l'asse verticale del SDR distale mentre quello di abduzione-adduzione è ottenuto dal prodotto vettoriale istantaneo degli altri due. L'origine di tale SDR si colloca in corrispondenza del centro di rotazione dell'articolazione, calcolato in base a regole definite dal modello. Tali regole prevedono l'identificazione del sistema di riferimento del ginocchio con origine nel punto medio dei condili femorali, mentre il centro di rotazione della caviglia è posto come punto medio tra i malleoli.

1.3.4 Dati dinamometrici

La fase analitica dell'analisi del cammino si completa con il calcolo delle variabili dinamiche: momenti e potenze articolari. Per tale scopo si devono integrare i dati provenienti dalla stereofotogrammetria con le reazioni al terreno

del soggetto, provenienti solitamente da pedane dinamometriche. I momenti alle singole articolazioni sono il risultato del prodotto vettoriale, istante per istante, tra il vettore di forze uscente dalle pedane e il vettore posizione congiungente il centro di pressione sulla pedana con il centro articolare dell'articolazione.

1.3.5 Analisi clinica

In un laboratorio di analisi del movimento sono misurabili tutte le grandezze necessarie per lo studio della dinamica del cammino. Successivamente i dati grezzi devono essere elaborati e analizzati, in modo da estrarre, nel processo sintetico, i parametri biomeccanici caratteristici di ogni paziente. Per ogni lato del corpo, destro e sinistro, si valutano la lunghezza e la durata dello *stride* e del passo, la durata dell'appoggio, la durata della fase di *swing*, la cadenza, la velocità mantenuta durante la marcia, ecc.. Per estrarre altre informazioni con valenza clinica si procede a un confronto delle variabili articolari calcolate per il paziente rispetto a valori medi. Si riportano quindi tutti gli angoli, i momenti e le potenze relativi a movimenti elementari di flessione-estensione, ab-adduzione o intra-extra rotazione, su grafici (plot) in funzione della durata dello *stride*. Negli stessi plot vengono sovrapposte le cosiddette fasce di normalità, cioè andamenti medi di curve articolari ottenuti da esami di analisi del cammino su una popolazione di soggetti sani con caratteristiche di età, peso e altezza simili a quelle del paziente. Il confronto tra i dati del paziente e le fasce di normalità consente al clinico di concentrare l'attenzione sul singolo aspetto biomeccanico del task motorio in esame. In questo modo il clinico ha a disposizione informazioni oggettive, non osservabili ad occhio nudo. Si riporta di seguito un tipico report di un'analisi del cammino (fig. 1.23).

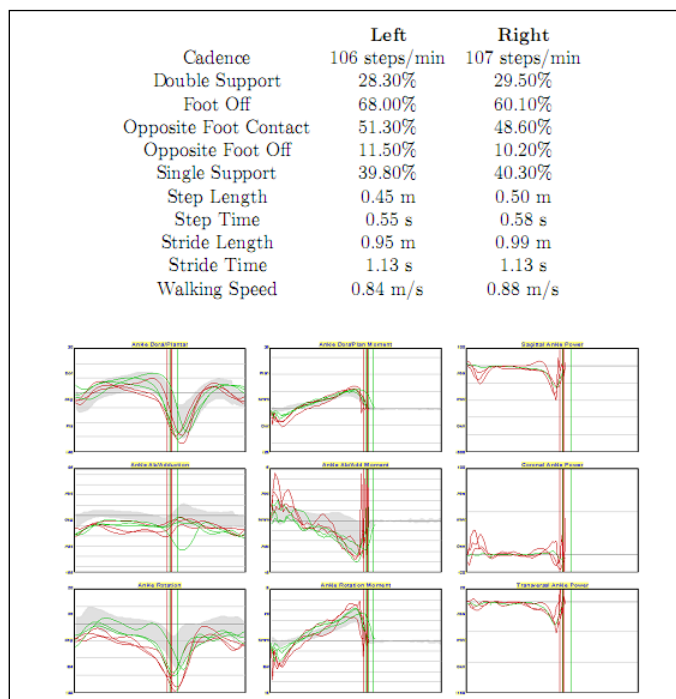


Figura 1.23. Tipico report di una gait analysis. I grafici riportano gli angoli, i momenti e le potenze relativi all'articolazione della caviglia: in rosso le curve relative al lato sinistro, in verde lato destro e in grigio le fasce di normalità.

In conclusione è bene ricordare che non esiste misura esente da errori e questo vale anche per il sistema stereofotogrammetrico e, più in generale, per l'analisi del cammino. Un primo tipo di errore sistematico introdotto è dovuto alle distorsioni ottiche delle lenti dei sensori optoelettronici, mentre errori casuali sono insiti nel processo di quantizzazione del segnale da analogico a digitale. I primi, avendo un contenuto spettrale alle alte frequenze, sono tuttavia riducibili attraverso filtraggio del segnale. Complessivamente gli errori generati dalla strumentazione stereofotogrammetrica sono dell'ordine di grandezza di 1/3000 della diagonale del campo di misura del laboratorio, cioè mediamente di 1-2mm. Risultano invece molto più problematici gli errori commessi dagli operatori clinici nella individuazione dei repere anatomici e gli artefatti da movimento dei tessuti molli, definiti precedentemente. Quest'ultimo tipo di errore ha lo stesso contenuto in frequenza del movimento, per cui non è riducibile attraverso l'impiego di filtri; inoltre il suo contributo è tale da costituire la principale componente di rumore presente nel segnale di analisi del cammino. In letteratura sono stati proposti diversi metodi per quantificare e minimizzare l'effetto di questo tipo di errore [2,6].

Capitolo 2

Il modello muscolo scheletrico di partenza: un caso clinico di oncologia pediatrica

2.1 Introduzione

Nel capitolo precedente è stato illustrato come l'analisi del cammino sia in grado di fornire informazioni quantitative riguardo la cinematica e dinamica dei segmenti ossei. Questo tipo di analisi ha come obiettivo il movimento del sistema scheletrico e attraverso di essa si possono indirizzare alcuni problemi ortopedici e riabilitativi. Tuttavia in molti problemi clinici si ha bisogno di una maggiore informazione comprensiva delle sollecitazioni che agiscono sullo scheletro. Per esempio, il modello utilizzato in questo lavoro è stato sviluppato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli per simulare il movimento di un paziente oncologico sottoposto a un intervento di ricostruzione ossea. Per casi di questo genere, la conoscenza delle forze che i muscoli esercitano sulle ossa può aiutare i clinici a definire il programma di riabilitazione del paziente in quanto consente di determinare il miglior compromesso tra il lavoro di riabilitazione e il rischio di una frattura secondaria dell'impianto.

Il primo passo per la valutazione del rischio di frattura dell'osso ricostruito è la valutazione dei carichi che agiscono sullo scheletro durante il moto. Misure *in-vivo* delle forze muscolari sono spesso molto limitate. Infatti, le forze muscolari non si possono misurare se non con tecniche invasive per un limitato numero di muscoli o tendini. Ciò fa delle tecniche di modellazione l'unica possibile alternativa per ottenere informazioni complete. Queste tecniche infatti permettono di generare modelli dinamici del sistema muscoloscheletrico nei quali il sistema scheletrico è modellato come un sistema articolato azionato e in cui i momenti motori vengono generati da modelli del sistema muscolare.

Data la complessità del processo di generazione di modelli muscoloscheletrici è pratica comune l'utilizzo di modelli generali sviluppati attraverso complessi studi su cadaveri, scelti senza patologia del sistema muscoloscheletrico. Questa pratica, però, risulta chiaramente poco adatta per lo studio di soggetti con anatomia non-normale, come nel caso esaminato in questa tesi. Negli interventi di ricostruzione scheletrica, infatti, la chirurgia può modificare in modo significativo la geometria dell'arto operato e la posizione dei muscoli agenti sull'arto. In tali casi il modello deve essere definito in base alle caratteristiche del paziente (*modelli subject specific*), ricavabili attraverso esami clinici di

diversa natura in grado di evidenziare le diverse strutture coinvolte. Il soggetto di cui si è voluto studiare il comportamento biomeccanico è un paziente operato nell'Istituto Ortopedico Rizzoli nell'anno 2001 a seguito di un osteosarcoma nella parte distale del femore sinistro. Il paziente è stato sottoposto a un'operazione per salvare l'arto consistente in un impianto massivo di osso proveniente da cadavere (*allograft*) all'interno del quale è stato inserito un impianto della fibula contralaterale del paziente stesso (*autograft*) e un canale di vascolarizzazione. Il tutto è stato fissato all'osso del femore ancora presente con una placca di titanio. Otto mesi dopo l'operazione è stata tolta la placca; quindici mesi dopo l'intervento si è raggiunta l'unione tra l'*allograft* e l'osso del soggetto e il paziente ha iniziato la riabilitazione.

Nel Laboratorio di Tecnologia Medica (LTM) dell'Istituto Ortopedico Rizzoli, sono stati sviluppati dei modelli a partire dai dati clinici che permettono di studiare il moto registrato durante esami del movimento; questo tipo di modellazione permette di ricavare come il sistema muscolare possa produrre un certo tipo di movimento e quali forze eserciti sui diversi segmenti ossei.

In questo capitolo verranno affrontati i diversi aspetti che riguardano la modellazione, secondo il seguente ordine:

- i dati clinici utilizzati per la modellazione;
- la generazione del modello *subject-specific*;
- la simulazione del gesto motorio.

2.2 Dati clinici per la modellazione

Il paziente è stato seguito nell'Istituto durante la riabilitazione post-operatoria e, allo scopo di controllare il progredire della guarigione, sono stati effettuati periodicamente esami di tomografia assiale computerizzata (TAC) dell'arto inferiore. I dati TAC utilizzati in questo studio sono relativi all'esame finale effettuato sul paziente.

La Tomografia Computerizzata si basa sulla proprietà dei materiali di assorbire un fascio incidente di raggi x e produce immagini in scala di grigi di sezioni trasversali dell'oggetto attraversato dal fascio. Ogni pixel dell'immagine è caratterizzato da un livello di grigio che dipende dal coefficiente di attenuazione locale nella sezione di corpo. In questo tipo di immagini sono ben distinguibili i contorni dell'osso. Per estrarre tale geometria dai dati CT si utilizzano procedure di segmentazione [7] ormai mature.

L'anatomia scheletrica definita è un'informazione necessaria ma non sufficiente per identificare il modello muscolo scheletrico. Per la completa definizione dei parametri del modello è necessario conoscere anche l'anatomia muscolare: il modello muscolare è un modello a parametri concentrati [1] in cui ogni muscolo viene identificato da una linea di azione e altri parametri funzionali che

ne definiscono le relazioni forza-lunghezza-velocità. Mentre la quasi totalità dei parametri funzionali non sono identificabili da dati clinici e vengono generalmente derivati da studi su cadaveri [8], le origini e inserzioni dei muscoli possono essere stimate clinicamente. Se si ha a disposizione un esame di risonanza magnetica questi parametri sono identificabili direttamente mentre, come nel caso esaminato in questo lavoro, se è disponibile la sola geometria scheletrica derivata da CT si può far riferimento ad atlanti anatomici, che vengono registrati sull'anatomia scheletrica, come illustrato nel paragrafo 2.3.2. In ultimo, per l'analisi dei carichi scheletrici sono necessarie le registrazioni del movimento e dei carichi esterni. Nel 2004, il paziente è stato anche sottoposto all'analisi del cammino presso il Laboratorio di Analisi del Movimento (LAM) dell'Istituto. L'analisi del cammino utilizzata in questo studio prevede l'applicazione contemporanea di due protocolli, già illustrati nel primo capitolo, che consistono nell'applicazione sulla cute del paziente sia marker anatomici (cioè montati direttamente sulla pelle) sia marker montati su supporti rigidi (protocollo cluster).

I parametri caratteristici della camminata analizzata sono:

- durata della registrazione: 1.81 s;
- distanza tra l'appoggio di due piedi diversi (passo o step): 0.8 m;
- velocità di progressione: 1.18 m/s;
- cadenza: 0.95 step/min;
- durata di un ciclo di gait (da *heel strike* a *heel strike*): 1.3 s.

Confrontando questi valori con quelli riportati da Leardini [9], si può ritenere che il paziente cammini con una velocità normale per pazienti della sua età (1.2 m/s); questa osservazione è confermata anche dalla durata del ciclo di gait che è molto simile all'1.2 s ritenuto normale.

2.3 Modellazione del sistema muscolo-scheletrico

In questo paragrafo verranno illustrati gli aspetti principali della modellazione del sistema muscolo scheletrico, indicando con questo termine l'insieme delle ossa e dei muscoli che partecipano al movimento. In particolare la trattazione si concentra inizialmente sulla modellazione del sistema scheletrico come sistema multi-body, mettendo in evidenza come sono stati definiti i membri e i giunti. La seconda parte del paragrafo affronta invece la modellazione del sistema muscolare; in particolare illustra i modelli della meccanica contrattile e i parametri necessari per la loro identificazione.

2.3.1 Modellazione della catena cinematica scheletrica

La modellazione multibody del sistema muscoloscheletrico permette di descrivere le cinematiche segmentali come moto di corpi rigidi vincolati (catene cinematiche), cioè come un insieme di sottosistemi (corpi o membri) suscettibili di movimenti relativi dovuti alla presenza di coppie cinematiche e di vincoli relativi.

Nella modellazione del sistema scheletrico si assume l'ipotesi che ogni componente sia un corpo rigido, cioè che la distanza tra due punti appartenenti a tale corpo rimanga sempre costante; con questa ipotesi ogni corpo ha sei gradi di libertà nello spazio.

Si definisce un sistema di riferimento (SDR) locale per ogni componente. La definizione di questa terna viene fatta per ogni segmento osseo secondo le direttive ISB (*International Society of Biomechanics*, [10]) attraverso la localizzazione di particolari punti di repere anatomici. La procedura che permette di identificare questi punti anatomici sui segmenti prende il nome di *virtual palpation* [11]. Si tratta dell'identificazione in un ambiente software di punti anatomici notevoli e, in analogia con quanto viene fatto nella fase di calibrazione di una seduta di analisi del cammino, questi landmark vengono detti *palpable landmark*. Il software utilizzato e sviluppato nel LTM per la palpazione virtuale è *Lhpbuilder®*, *B3C, Italy*. Questo software, oltre alla possibilità di identificare punti caratteristici della geometria ossea, permette di importare qualsiasi informazione biomedica digitale e di visualizzarle in modo interattivo e integrato.

Gli standard ISB [10] prevedono la definizione dei sistemi di riferimento locali secondo le seguenti procedure:

- definizione del SDR pelvico: l'identificazione del SDR pelvico si basa sulla localizzazione dei due ASIS (spina iliaca antero-superiore) e dei due PSIS (spina iliaca postero-superiore); l'asse x del sistema di riferimento pelvico attraversa, da sinistra verso destra, i due ASIS mentre l'asse y attraversa i punti medi dei due ASIS e dei due PSIS nel verso del moto. L'asse z, a formare una terna ortogonale destrorsa, risulta approssimativamente verticale, come illustrato in fig. 2.1. I piani principali di questi sistemi sono definiti pseudo-frontale, pseudo-sagittale e così via ad indicare che questi piani risultano approssimativamente paralleli a quelli frontale, sagittale e trasverso, con una deviazione dal parallelismo normalmente di pochi gradi.

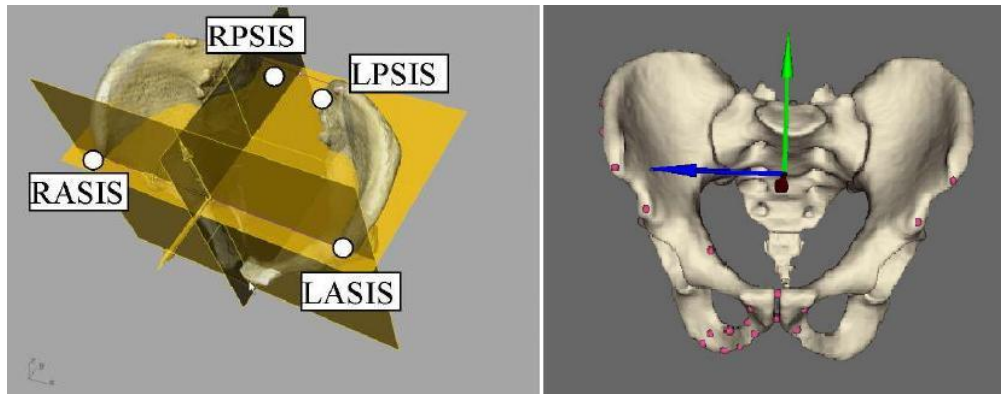


Figura 2.1. Sistema di riferimento pelvico.

- definizione del SDR femorale: l'identificazione del sistema di riferimento femorale si basa sulla localizzazione di tre punti: il centro della testa del femore FH (*femur head*) e dei due punti estremi, laterale e mediale, dei condili: LE (*lateral epicondile*) e ME (*medial epicondile*). L'asse z femorale congiunge il punto medio tra LE e ME con il centro della testa FH; l'asse x ha come origine il punto medio tra LE e ME e giace sul piano quasi frontale identificato dai tre punti localizzati (fig. 2.2). Il centro della testa del femore è un punto interno, difficile da identificare con un procedimento di palpazione, per cui lo si individua approssimando la testa del femore con una sfera;

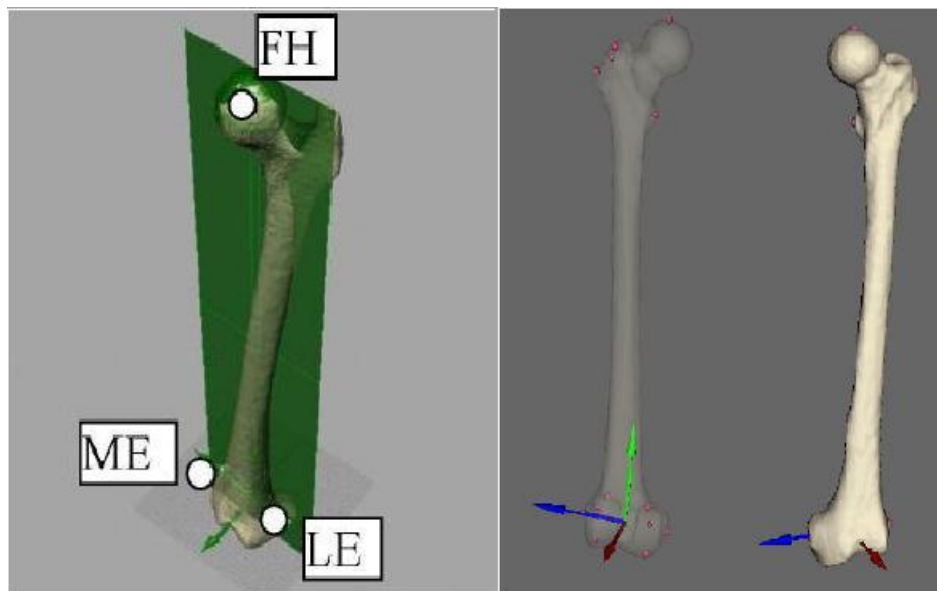


Figura 2.2. Sistema di riferimento femorale.

- definizione del SDR tibiale: per definire il SDR della tibia si devono identificare i landmark localizzati sulla testa della fibula (HF), della tuberosità tibiale (TT) e dei due malleoli laterale e mediale (LM e MM). I punti di reperi dei malleoli e della testa definiscono il piano quasi frontale. Un piano quasi-sagittale, ortogonale a quello quasi frontale, è definito dal punto medio tra i malleoli e la tuberosità tibiale. L'asse y è definito dall'intersezione tra i piani sopra elencati con direzione positiva prossimale. L'asse z giace sul piano quasi frontale con la direzione positiva da sinistra a destra. L'asse x è ortogonale al piano yz con direzione positiva anteriore.

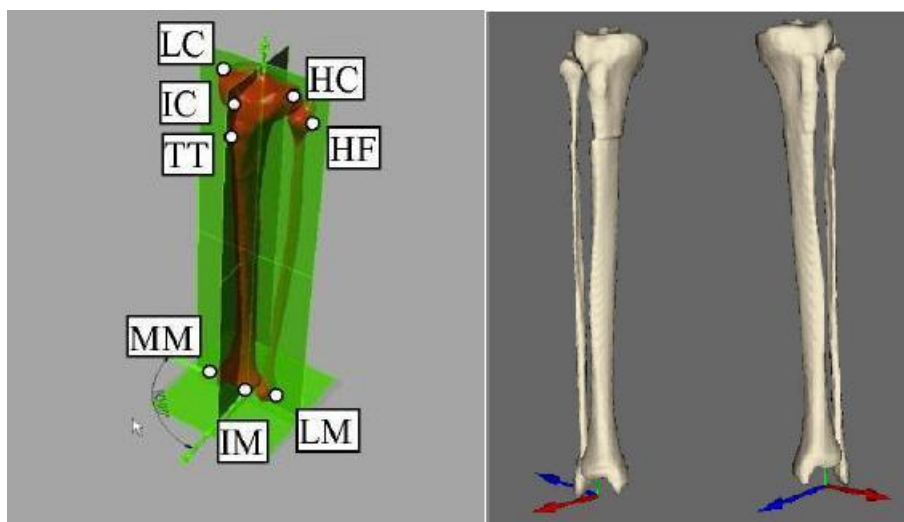


Figura 2.3. Sistema di riferimento tibiale.

- definizione del SDR podalico: l'identificazione di questo SDR si basa sulla localizzazione della cresta superiore del calcagno (CA), la testa del primo metatarso (FM), la testa del secondo metatarso (SM) e quella del quinto metatarso (VM). L'asse y è identificato come l'intersezione tra il piano quasi trasverso, formato da CA, FM e VM, e quello quasi sagittale (formato da CA e SM), con il verso positivo in direzione prossimale; l'asse z giace sul piano quasi-trasverso, col verso positivo da sinistra a destra; infine, l'asse x è ortogonale al piano yz e con il verso positivo in direzione del moto.

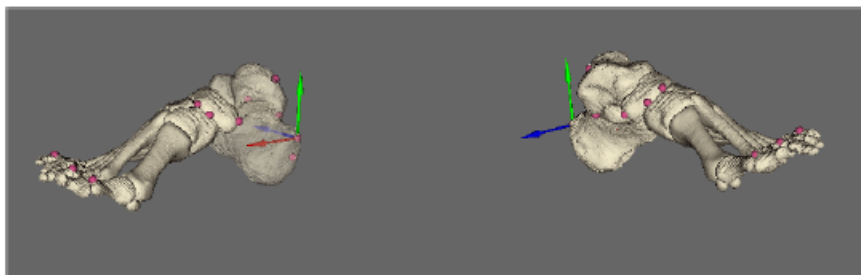


Figura 2.4. Sistema di riferimento podalico.

Una volta definiti i sistemi di riferimento locali si devono definire i vincoli o giunti che collegano i segmenti ossei. Per giunto si intende un collegamento tra due corpi che consente alcuni moti relativi tra essi, mentre ne blocca altri; si definisce ideale quando non si hanno fenomeni di attrito. L'effetto dei vincoli meccanici è quello di ridurre la mobilità del sistema e quindi i gradi di libertà, in quanto il movimento di due differenti corpi non risulta più indipendente.

Le tre articolazioni degli arti inferiori (anca, ginocchio e caviglia) sono di seguito trattate separatamente. L'articolazione dell'anca permette di orientare l'arto in tutte le direzioni dello spazio ed è perciò caratterizzata da tre assi e gradi di libertà (flesso estensione, ab-adduzione e rotazione interna ed esterna). In genere tutti gli autori [8,12,13] sono concordi nell'approssimare l'articolazione di anca ad un giunto sferico (*ball&socket*). Gli standard ISB [14] identificano il centro articolare dell'anca con il centro della sfera con cui si può approssimare la testa del femore.

Più complessi risultano invece i movimenti di ginocchio e caviglia. Il movimento del ginocchio è un movimento complesso che prevede, oltre al rotolamento, uno scorrimento e una rotazione della tibia rispetto all'asse longitudinale del femore stesso. Questo movimento implica che l'asse di istantanea rotazione non sia fisso nel tempo, ma varia la sua posizione a seconda del grado di flessione del ginocchio [15]. In molti studi [12,16] si sottolinea che il movimento principale dell'articolazione è quello di flesso-estensione, mentre le altre due rotazioni sono di minore entità. Molti autori [12,16] modellano il ginocchio come una cerniera ad un grado di libertà trascurando i movimenti di ad/abduzione e intra/extra rotazione. Anche in questo lavoro il ginocchio è approssimato con una cerniera ad asse fisso e la direzione media di tale asse è l'asse passante per gli epicondili laterale e mediale [17]. Anche il movimento della caviglia è complesso, caratterizzato da scorrimento e rotazione relativi tra le superfici della tibia e quelle del talus. Anche l'asse di istantanea rotazione della caviglia non è fisso nel tempo, ma varia a seconda dell'angolo di dorsi-plantaflessione [18]. In letteratura esistono diverse proposte per modellare questa articolazione: Pandy [16] utilizza, per esempio, un giunto a due gradi di libertà che permette di approssimare i movimenti di dorsi-plantaflessione e

intra-extrarotazione del piede, mentre Sancisi [19], in uno studio riguardante la miglior tecnica per approssimare l'asse di istantanea rotazione, indica come giunto di caviglia una cerniera ad un solo grado di libertà (dorsi-plantaflessione). In questo lavoro, anche l'articolazione della caviglia è approssimata con una cerniera ad asse fisso che permette solo il movimento di dorsi-plantaflessione; l'asse di questo giunto è ancora definito tentando di approssimare l'asse medio di flessione, come indicato da Lundberg [20] e passa per il malleolo laterale e mediale.

Il modello scheletrico sviluppato nel LTM presenta 10 gradi di libertà totali (fig. 2.5).

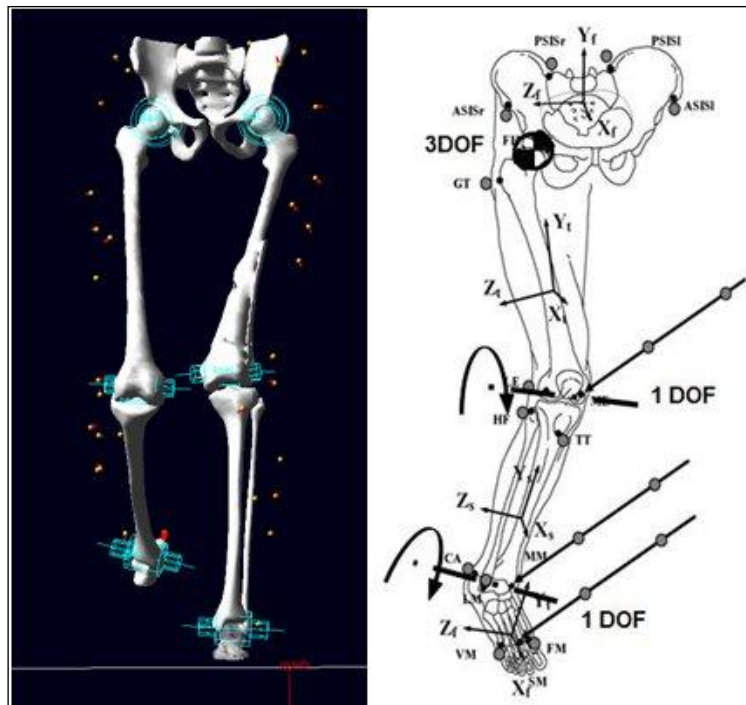


Figura 2.5. A sinistra implementazione nel software per la modellazione multi-body ADAMS®MCS; a destra schematizzazione dei gradi di libertà lasciati liberi da ogni vincolo.

2.3.2 Modellazione della meccanica muscolare

Nella modellazione muscolo scheletrica i muscoli sono modellati come attuatori, in grado di generare forze che agiscono sulle ossa e coppie che agiscono sulle articolazioni.

La modellazione dei muscoli avviene mediante la definizione di un sistema a parametri concentrati, caratterizzato da relazioni forza-lunghezza-velocità .

Il primo passo nella definizione del sistema muscolare consiste nell'individuazione delle linee d'azione dei singoli muscoli, cioè nell'individuazione di origine e inserzione sulle ossa di ogni singolo attuatore. I muscoli sono scarsamente visibili dagli esami TAC per cui la scelta di questi punti avviene in base a informazioni ricavate da atlanti di anatomia. La procedura d'identificazione dei punti, simile alla palpazione virtuale, è stata condotta attraverso l'uso del software *LHPbuilder®*, *B3C, Italy*. Oltre al procedimento di *virtual palpation* per individuare i punti scheletrici di interesse si può fare riferimento ad atlanti anatomici: si definiscono sull'anatomia del soggetto pochi repere anatomici e successivamente si registra l'atlante sull'anatomia del paziente attraverso una trasformazione affine. Una volta individuati i punti rilevanti per il sistema muscolare, si definiscono le linee d'azione dei fasci muscolari attraverso la connessione di questi punti.

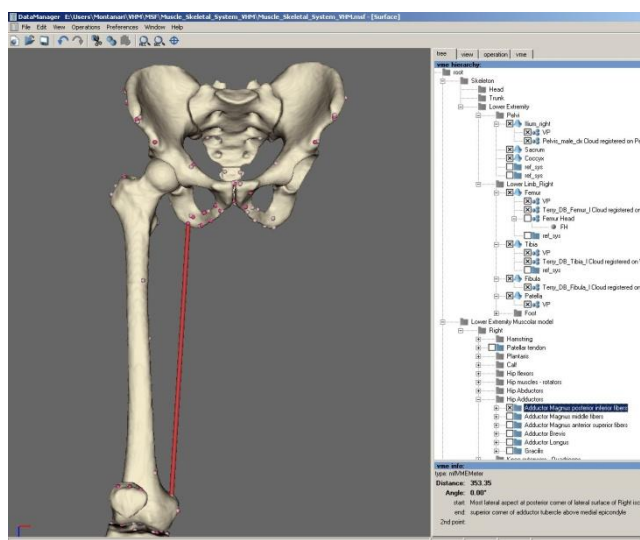


Figura 2.6. Registrazione di una schematizzazione del sistema muscolare su selezionati punti di repere anatomico.

Gli atlanti sono sviluppati sulla base di anatomie normali [21], ma nel caso esaminato in questa tesi è necessario modificare il modello per simulare le alterazioni del sistema muscolare avvenute durante l'intervento chirurgico. Alcuni muscoli come il vasto intermedio, le fibre distali dell'adduttore magno, l'adduttore lungo e il bicipite femorale del paziente sono stati rimossi, mentre l'origine della linea d'azione del vasto mediale è spostata in direzione prossimale per approssimare l'effetto della rimozione chirurgica della parte distale del muscolo.

Una volta definite le linee d'azione dei singoli muscoli si deve modellare il sistema muscolare.

La modellazione di tale sistema è abbastanza complessa e prevede la modellazione di due fenomeni consequenziali per legare lo stimolo nervoso alla forza muscolare:

- modellazione della dinamica di attivazione del muscolo che rappresenta la trasformazione del segnale neurale (eccitazione) in attivazione del muscolo;
- modellazione della dinamica di contrazione del muscolo per descrivere come l'attivazione di un muscolo si trasforma in forza; questo fenomeno è caratterizzato dal legame forza-lunghezza-velocità caratteristico del muscolo.

Il primo passo consiste, dunque, nella modellazione della dinamica di attivazione del muscolo. Per modellare questa fase si devono associare al muscolo una costante di tempo τ_{act} caratteristica della fase di carico e una τ_{deact} caratteristica del muscolo in fase di scarico. I valori delle costanti di tempo indicativamente sono 12-20 ms per τ_{act} e 24-200 ms per τ_{deact} determinati durante studi su cadavere [1].

Per la determinazione della forza muscolare è necessario un modello della dinamica di contrazione del muscolo. Molti autori [13,16] modellano il processo che dall'impulso nervoso porta allo sviluppo della forza muscolare mediante la tecnica di modellazione di Hill. Il modello di attuatore proposto da Hill presenta le fibre muscolari in serie con le fibre tendinee (fig. 2.7a, [22]); il muscolo presenta una componente contrattile (indicata in figura con CE) in parallelo a un ramo passivo (indicata in figura come componente elastica) che rappresenta il contributo delle guaine esterne al muscolo. Il comportamento delle diverse componenti è rappresentato nelle fig. 2.7 (b), (c) e (d). La fig. 2.7(b) rappresenta il comportamento della forza sviluppata dal tendine (normalizzata rispetto alla massima forza muscolare isometrica o forza tetanica F_0^M) in funzione dell'allungamento del tendine stesso normalizzato rispetto alla lunghezza di slack (l_s^T), cioè della lunghezza al di sotto della quale il tendine non sopporta alcun carico. La fig. 2.7(c) rappresenta il legame forza-lunghezza ($F(l)$) caratteristico dell'elemento contrattile delle fibre muscolari. La figura mostra l'andamento della forza muscolare (F^M) normalizzata in funzione della lunghezza del muscolo (anch'essa normalizzata rispetto alla lunghezza ottimale delle fibre l_0^M). Per definizione il picco di forza attiva (rapporto $\frac{F^M}{F_M^0} = 1$) si ha

quando le fibre muscolari assumono la lunghezza ottimale ($\frac{l^M}{l_M^0} = 1$). Un'altra

relazione che caratterizza il comportamento dell'elemento contrattile è il legame forza-velocità ($F(v)$). Come si vede dalla fig. 2.7(d), per un muscolo

completamente attivato alla massima velocità di contrazione v_{\max} il muscolo non sopporta alcuna tensione.

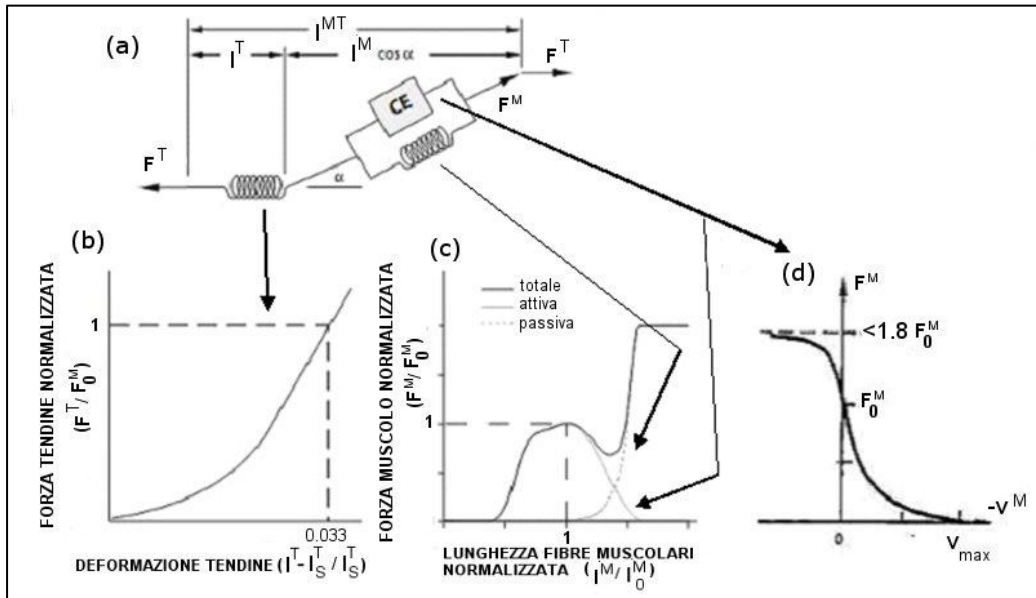


Figura 2.7. (a) Modello di un attuttore muscolo-tendine, (b) relazione forza-deformazione, (c) relazione forza-lunghezza e (d) relazione forza-velocità.

Il modello di Hill permette dunque di caratterizzare la generazione della forza attraverso la definizione di pochi parametri fondamentali. In genere i valori della lunghezza ottimale delle fibre l_0^M , la lunghezza di slack del tendine l_S^T e l'angolo di pennazione α sono presi da studi di dissezione di cadavere, mentre il valore della forza isometrica è calcolato moltiplicando l'area della sezione trasversa del muscolo (*Physiological Cross Sectional Area* PCSA) per il valore di tensione specifica massima [23]. La PCSA è definita come l'area totale delle fibre in parallelo ed è perciò legata alla sezione trasversa di tutte le fibre di un dato muscolo.

L'ultimo parametro da definire è la massima velocità di contrazione; questo parametro teoricamente dipende dalla presenza nel muscolo di fibre lente o veloci, ma in genere nei modelli si definisce un valore costante per un certo task motorio che tenga conto del contributo di tutti i tipi di fibre [1].

Nel modello implementato in Laboratorio i parametri muscolari sono tratti dal lavoro di Delp [8]. La forza massima isometrica è scalata rispetto al peso corporeo del paziente.

2.4 Sistemi per la soluzione del problema dinamico inverso

Il calcolo delle forze muscolari è generalmente condotto seguendo i passi:

- l'analisi di cinematica inversa permette di ricavare la posa istantanea di ogni segmento;
- l'analisi di dinamica inversa permette di risolvere la dinamica del sistema, arrivando a calcolare i momenti articolari netti;
- l'ottimizzazione statica risolve il problema del reclutamento muscolare.

2.4.1 Cinematica inversa

La cinematica inversa ha come finalità quella di trovare un set di coordinate generalizzate di un modello, tali da riprodurre, per un particolare soggetto, la cinematica registrata durante l'analisi del cammino. In genere si sottopone il paziente ad analisi di movimento e si registra la posizione dei vari marker stereofotogrammetrici per ogni istante. Per ogni istante di moto vengono quindi calcolati i valori delle coordinate generalizzate che permettono di posizionare il modello in una posa che meglio approssimi le posizioni dei marker stereofotogrammetrici (detti anche trascinatori o sperimentali).

Per il caso esaminato in questo lavoro, si è praticato un protocollo innovativo con lo scopo di diminuire le incertezze modellistiche legate al posizionamento dei marker anatomici sulla cute del soggetto. Prima di effettuare la TAC sono stati applicati al paziente dei marker radiopachi tipici dell'analisi del movimento, in modo tale da poterne conoscere la posizione esatta quando il soggetto è fermo disteso supino sul lettino. In questo modo è possibile conoscere oltre alla morfologia tridimensionale dei segmenti anche la posizione dei marker rispetto alle ossa del paziente (fig. 2.8). Subito dopo l'esame TAC il paziente è stato sottoposto all'analisi del movimento presso il Laboratorio di Analisi del Movimento (LAM) dell'Istituto, in modo tale che i marker applicati non subissero alcun riposizionamento.

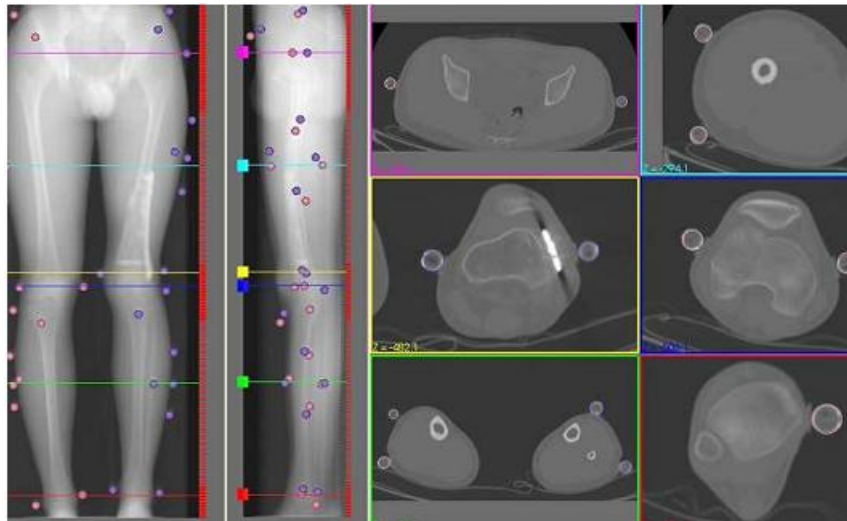


Figura 2.8. Proiezioni dell'esame TAC del paziente oggetto di studio elaborate nel software *Lhpbuilder®*, *B3C, Italy*. Si può osservare la presenza sulla pelle dei marker per l'analisi stereofotogrammetrica. I riquadri a destra descrivono diverse sezioni della TAC.

Note le posizioni istantanee dei marker trascinatori si calcolano le coordinate generalizzate minimizzando una funzione costo. L'errore sul marker è dato dalla distanza tra la posizione registrata del marker e la posizione corrispondente sul modello. Il problema è ridondante in quanto si hanno a disposizione un numero di traiettorie superiore alle coordinate generalizzate.

Se si considera il modello muscoloscheletrico come “trascinato” da collegamenti elastici di ogni suo landmark si può definire l'energia di deformazione del complesso dei collegamenti elastici.

Il minimo dell'energia di deformazione equivale al minimo nel senso dei minimi quadrati.

$$\frac{\partial}{\partial q_j} \left(\sum_i k \|x(q)_i - x_i^{gait}\|^2 \right) = 0; \quad i = 1, 2, \dots, \text{numerolandark}; \quad j = 1, \dots, 16 \quad (2.1)$$

Dove x è il vettore che contiene la posizione di ogni landmark, q indica il vettore delle coordinate generalizzate e x^{gait} è il vettore delle posizioni dei landmark registrati durante l'analisi di movimento.

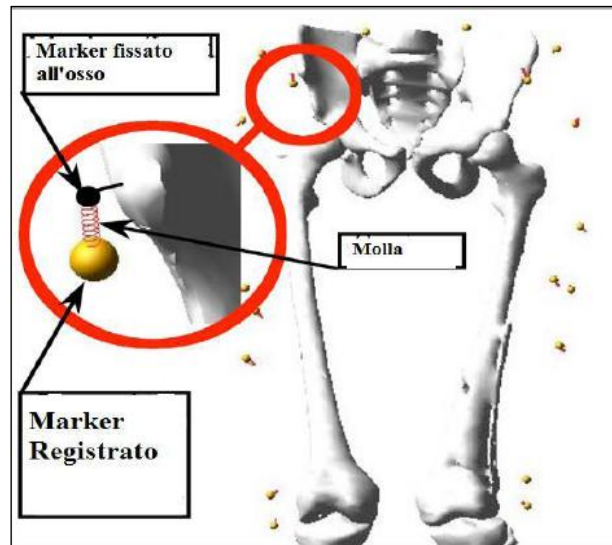


Figura 2.9. Collegamento elastico tra landmark registrati e landmark solidali al modello.

2.4.2 Dinamica inversa

Questo tipo di analisi serve per determinare i momenti articolari necessari per lo sviluppo del moto registrato. Nella modellazione del sistema muscoloscheletrico si considerano nulli gli effetti dissipativi associati ad attriti articolari, attriti di scorrimento delle fibre muscolari, effetti non reversibili nelle deformazioni sotto carico di ossa, muscoli, cartilagini e tendini. Un'altra assunzione generalmente condivisa risiede nel trascurare gli effetti elastici delle varie strutture come, per esempio, dei legamenti; con queste assunzioni nell'equazione del moto risultano nulle sia la costante dissipativa C , sia quella elastica K . Dunque:

$$M(q)\ddot{q} + C(q)\dot{q}^2 + G(q) + R(q) \times F^{MT} + E(q, \dot{q}) = 0 \quad (2.2)$$

Dove q è il vettore posizione delle coordinate generalizzate, \dot{q} e \ddot{q} sono i vettori rispettivamente di velocità e accelerazione, $M(q)$ rappresenta la massa del sistema in forma matriciale, $C(q)$ è la matrice che tiene conto degli effetti centrifughi e di Coriolis, $G(q)$ è il vettore che rappresenta gli effetti gravitazionali, $E(q, \dot{q})$ è la matrice dei momenti articolari esterni prodotti dalle reazioni al terreno e il prodotto $R(q) \times F^{MT}$ rappresenta i momenti articolari interni ($R(q)$ è la matrice dei bracci articolari del sistema, mentre F^{MT} è il vettore delle forze muscolari).

Gli input dell'analisi di dinamica inversa sono posa istantanea, velocità, accelerazione dei segmenti e le forze esterne; questi dati sono ottenuti

dell'analisi cinematica inversa. Noti gli andamenti temporali di queste variabili, si possono calcolare i momenti articolari in ogni istante di moto attraverso l'equazione:

$$R(q) \times F^{MT} = M(q) \ddot{q} + C(q) \dot{q}^2 + G(q) + E(q, \dot{q}) \quad (2.3)$$

2.4.3 Ottimizzazione statica

Nel corpo umano diversi muscoli possono agire sullo stesso grado di libertà cooperando al moto (sinergie) oppure contrastandosi (antagonismi). Questo conduce a un problema ridondante, in cui il numero di variabili da determinare è superiore rispetto al numero di equazioni. Poiché si presuppone che il sistema di controllo lavori secondo un principio di ottimizzazione, per risolvere il problema di ripartizione del carico si minimizza un funzionale costo f scelto a priori.

$$\begin{cases} M_{\text{int}} = R(q) \times F^{MT} \\ \sum_i \frac{\partial f}{\partial F_m^i} = 0 \end{cases} \quad (2.4)$$

$$f = f(F_m^1, F_m^2, \dots, F_m^n)$$

$$0 \leq F_m^i \leq F_{\text{max}}$$

La dinamica muscolare viene introdotta implicitamente determinando, istante per istante, i confini di esistenza delle forze muscolari (funzioni di vincolo) che variano tra un valore nullo (i muscoli producono forze nulle a compressione) e un valore massimo (F_{max}). La forza massima che il muscolo è in grado di generare a una determinata lunghezza è definita dalla configurazione istantanea del sistema, è variabile e va ricalcolata in ogni istante dalle relazioni forza-lunghezza-velocità espresse nel paragrafo 2.3.2. Particolare importanza è rivestita dal valore tetanico della forza muscolare prodotto alla sua lunghezza ottimale, valore di picco, in quanto è direttamente stimabile da parametri geometrici del muscolo (volume o sezione trasversale) e utilizzabile per parametrizzare le relazioni di cui sopra. La scelta della funzione di costo è un problema controverso che trova molte soluzioni. In genere si utilizzano funzioni del tipo:

$$f = \sum_i \left(\frac{F_m^i}{PCSA_i} \right)^n \quad (2.5)$$

dove F_m^i e $PCSA_i$ sono la i -esima forza muscolare e la sezione trasversale dell' i -esimo muscolo e quindi, il loro rapporto indica lo stress all'interno del muscolo.

In genere si utilizzano funzioni costo che fanno riferimento a stress quadrati o cubici ($n=2$ o 3), in quanto $n=1$ non risulta efficace nel predire sinergismi specialmente nel caso di carichi ridotti. Esponenti maggiori di 1 permettono di predire sinergismi ma scarsi antagonismi e richiedono la definizione di vincoli aggiuntivi per evitare sovraccarichi muscolari.

2.4.4 La simulazione del cammino

In questo paragrafo si riassumono i risultati ottenuti con il modello presentato in questo capitolo. Dal punto di vista cinematico (fig. 2.10) si può affermare che gli angoli articolari presentano pattern simili a quelli di bambini sani [9] a conferma dell'avvenuta fine del periodo riabilitativo. La maggiore differenza è un offset di circa 20° sulla rotazione esterna del femore operato.

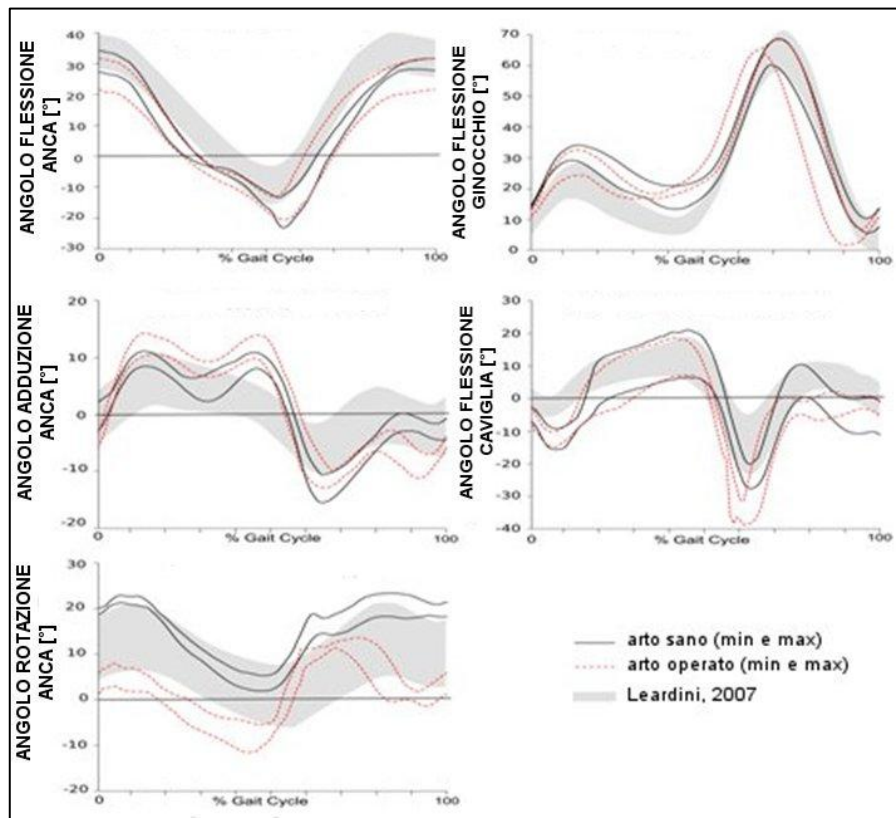


Figura 2.10. Pattern cinematici per ogni grado di libertà.

Per quel che riguarda lo studio dinamico si può affermare che i momenti articolari netti sono consistenti con i valori presenti in letteratura[9]. Esistono

però significative differenze tra i picchi medi dei momenti delle due gambe su tutti i gradi di libertà durante le diverse fasi del ciclo di gait. In generale i momenti articolari dell'arto operato sono minori di quelli della gamba sana per tutti i gradi di libertà; l'unica eccezione è rappresentata dal momento di flessione dell'anca durante la fase di *strike-to-stance* che risulta maggiore nell'arto operato di circa il 70% rispetto a quello dell'arto sano.

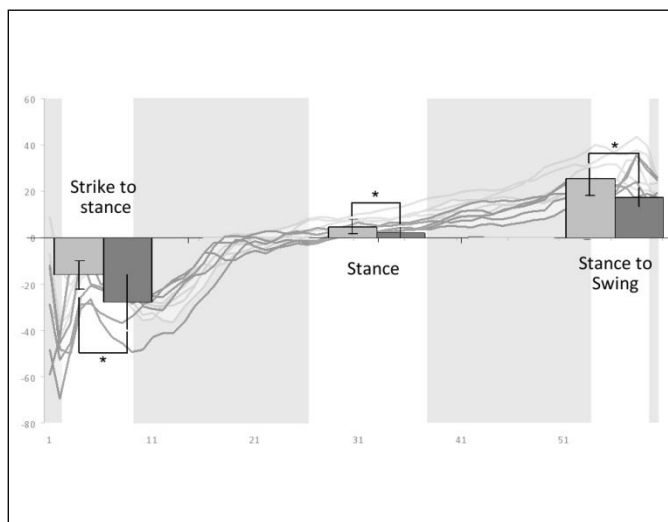


Figura 2.11. Pattern dei momenti articolari netti in [Nm] per ogni grado di libertà. Le linee in grigio chiaro rappresentano ripetizioni sulla gamba sana, mentre le linee grigio scuro sono ripetizioni per l'arto operato. Gli istogrammi permettono un confronto tra gli arti.

Le reazioni vincolari all'anca e al ginocchio, rapportate al peso del paziente e quindi espresse in *Body Weight* [BW], concordano con i pattern riportati in letteratura per entrambi gli arti (fig. 2.12). Le differenze tra gli arti per le reazioni vincolari di anca e ginocchio sono significative per tutta la fase di stance e massime durante la fase di *strike-to-stance* (fig. 2.13). Le reazioni vincolari all'anca raggiungono il massimo nella fase *strike-to-stance*, mentre quelle al ginocchio sono massime nella fase di *stance-to-swing*; per entrambe le articolazioni la reazione massima dell'arto operato è maggiore rispetto all'arto sano.

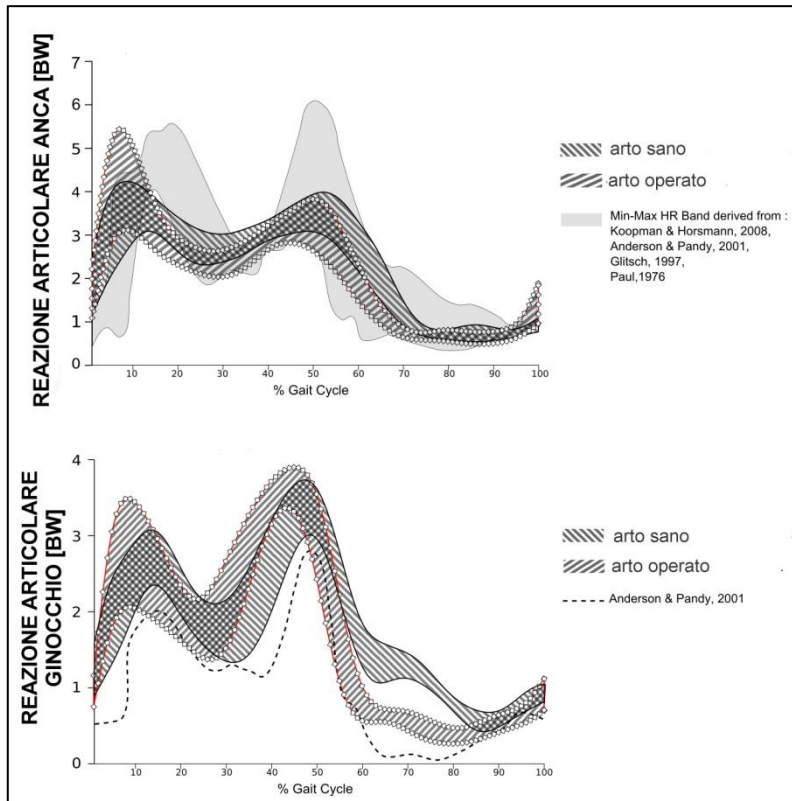


Figura 2.12. Andamenti delle reazioni articolari di anca e ginocchio. Per entrambi gli arti si riportano i valori minimi e massimi di reazione e le bande di normalità.

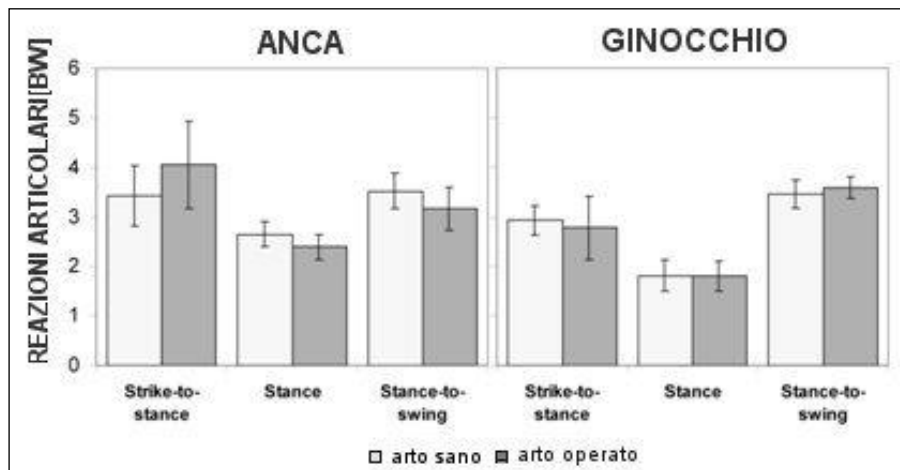


Figura 2.13. Carichi medi all'anca (a destra in figura) e al ginocchio (sinistra) calcolati durante tre periodi (*strike-to-stance*, *stance*, *stance-to-swing*). I valori per la gamba destra sana sono rappresentati in grigio chiaro, mentre quelli per l'arto sinistro operato sono in grigio scuro.

Infine, raggruppando i muscoli che agiscono sull'anca in base alla loro funzione (per esempio adduttori, flessori dell'anca ecc.) e considerando la forza che esercitano nell'istante di massima reazione all'anca (8% del ciclo di gait) si osservano significative differenze delle forze muscolari tra i due arti (fig. 2.14). Questo riflette correttamente la significativa differenza tra i momenti articolari netti in fase di *stance*.

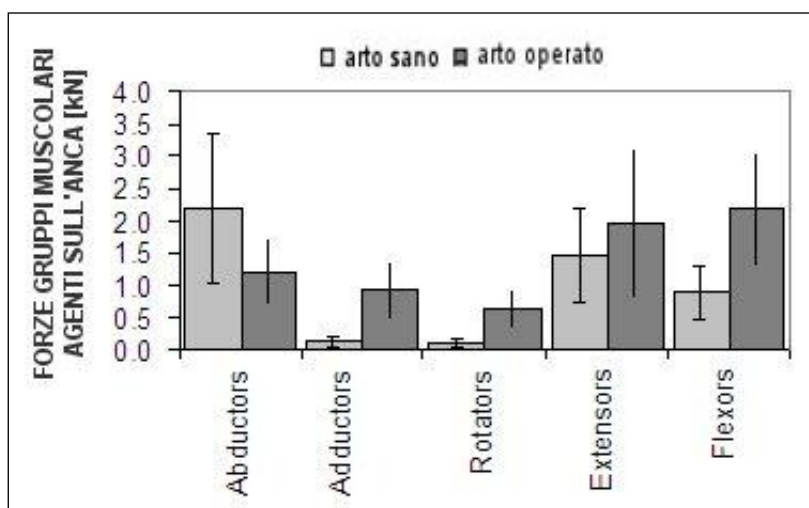


Figura 2.14. Picco medio di forza dei muscoli principali agenti sull'anca.

Considerando la fase di *stance to swing* (8% del ciclo di gait), durante la quale sono maggiori le reazioni vincolari predette, le forze muscolari esercitate sul femore sono significativamente diverse tra i due arti (fig. 2.15).

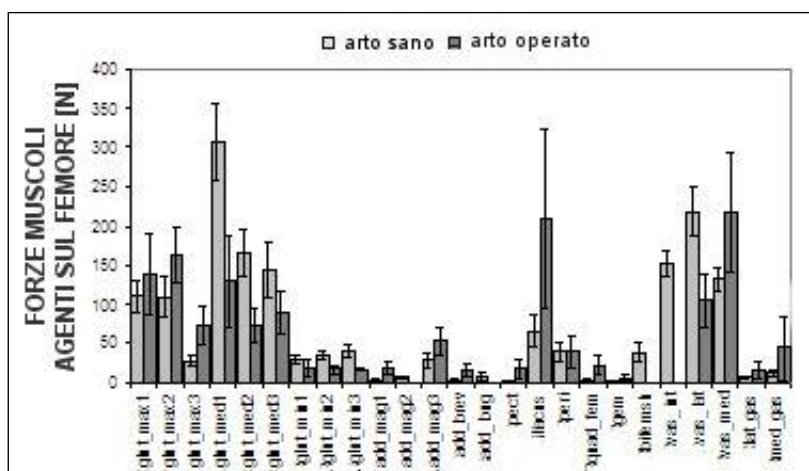


Figura 2.15. Picco medio delle forze muscolari agenti sul femore.

2.5 Conclusioni

I risultati ottenuti permettono di affermare che, dal punto di vista cinematico, il percorso riabilitativo del paziente si può considerare concluso. Infatti gli angoli articolari rientrano nelle bande di normalità a conferma che il paziente cammina in modo normale. L'unico angolo che non rientra in tali bande è l'angolo di rotazione dell'anca sinistra che presenta un offset di circa 20° . Probabilmente la causa di questo offset è l'intra-rotazione subita dai condili durante l'intervento. Come detto, i risultati cinematici portano a considerare il paziente completamente guarito, ma dal punto di vista dinamico si può notare un differente comportamento dell'arto operato a seconda delle diverse fasi del ciclo di gait. L'arto sinistro durante la fase di *strike-to-stance* è soggetto a carichi elevati, mentre nelle altre due fasi (*stance* e *stance-to-swing*) i carichi diminuiscono. Questa differenza può essere dovuta alla strategia di controllo neuromotorio messa in atto dal paziente che tutela l'arto operato; tale strategia risulta però inefficiente in quelle fasi del ciclo di gait in cui l'arto è soggetto a notevoli transitori di carico. Infatti, i carichi sulla gamba operata presentano il picco massimo subito dopo l'istante di *heel strike*. Questo comportamento può trovare diverse spiegazioni cliniche: può essere dovuto alla differente lunghezza degli arti, oppure a un deficit propriocettivo o ancora a un errato controllo del quadricipite sull'arto operato.

Le informazioni che si ricavano dai modelli muscoloscheletrici rappresentano le condizioni al contorno per valutare il rischio di frattura dell'osso; è pertanto necessario avere maggiori indicazioni riguardo all'incertezza dei risultati e al legame esistente tra incertezza e ipotesi modellistiche. Le incertezze modellistiche che influenzano i risultati sono legate alla determinazione dei parametri del modello e alla definizione della posa istantanea del sistema. Nei prossimi capitoli si stimerà l'effetto di diverse fonti di incertezza sui risultati dei modelli muscoloscheletrici, con particolare attenzione alle ipotesi legate alla definizione della cinematica articolare e ai parametri dell'ottimizzazione statica.

Capitolo 3

Sensibilità della cinematica scheletrica alle incertezze modellistiche

3.1 Introduzione

Come esposto nel secondo capitolo, la modellazione del sistema muscoloscheletrico permette di determinare le cinematiche articolari e i momenti articolari netti che caratterizzano il moto di un soggetto. Per raggiungere tali risultati i modelli implementati definiscono la posa istantanea del sistema per ogni istante del moto. Per definire la posa istantanea del sistema si utilizza una procedura di ottimizzazione globale. Nei modelli implementati il raggiungimento della posa ottima è ottenuto tramite il collegamento, con molle di costante elastica definita, tra i marker dell'analisi del cammino (trascinatori) e i corrispondenti marker solidali ai segmenti ossei. La soluzione calcolata equivale alla minimizzazione dell'energia potenziale di un sistema di molle. I principali fattori che concorrono all'incertezza della posa istantanea sono:

- incertezze legate al posizionamento dei marker;
- incertezze legate agli errori di misura;
- incertezze legate alla definizione della cinematica articolare;
- incertezze legate alla definizione dei parametri dell'ottimizzazione (artefatti di pelle).

Per poter valutare l'incertezza sui risultati della modellazione si devono stimare le incertezze sui parametri. Questo capitolo affronterà questo tipo di analisi in relazione alle fonti di incertezza sopra elencate. L'ipotesi alla base di questo lavoro è che modelli più accurati abbiano residui minori, per cui se si riesce a diminuire il contributo delle diverse fonti di incertezza si riescono ad ottenere risultati più affidabili.

La prima fonte di incertezza è legata al posizionamento dei marker nel modello. Come esposto nel secondo capitolo la generazione dei modelli avviene a partire da dati TAC o da studi di dissezione di cadavere. Successivamente si devono introdurre nel sistema, come marker trascinatori, i marker stereofotogrammetrici utilizzati per l'analisi del cammino del paziente o di un soggetto con anatomia simile. La definizione nel modello della posizione di tali marker rispetto ai segmenti ossei avviene manualmente. Nei modelli implementati in questo lavoro

l'incertezza legata a questo procedimento è minima grazie all'utilizzo di un protocollo innovativo: come già esposto nel Capitolo 2, l'esame TAC è stato eseguito sul paziente con indosso i medesimi marker utilizzati per l'analisi del cammino. In questo modo dalla TAC si ricava in modo accurato la posizione del marker rispetto all'osso e questo consente di annullare questa componente di errore.

Il capitolo non affronta le incertezze legate agli errori di misura in quanto sono di piccola entità e possono essere facilmente identificati e abbattuti con tecniche numeriche [24].

Per diminuire la componente d'errore legata alla definizione della cinematica articolare molti autori [25,26] propongono l'implementazione di modelli di articolazioni sempre più complessi, in grado di approssimare il ruolo svolto da superfici articolari e legamenti durante il moto. Il lavoro presentato nella prima parte del capitolo (paragrafo 3.2) vuole verificare questa ipotesi. Per farlo si sono implementati modelli di ginocchio e caviglia di complessità crescente sull'anatomia del paziente operato di osteosarcoma già utilizzata per il modello di riferimento. Anche in questo caso i modelli sono stati definiti a partire dai dati clinici del paziente, come esposto nel Capitolo 2.

Un'altra componente fondamentale del residuo della posa istantanea è legata ai diversi pesi che si assegnano ai marker in fase di ottimizzazione. L'affidabilità del marker si può ritenere collegata agli errori dovuti agli artefatti di pelle. Questi errori nascono dall'ipotesi che i marker siano solidali ai segmenti ossei sottostanti, mentre in realtà si deve tener conto della presenza dei tessuti molli e dello scorrimento della pelle. Esistono diversi lavori in letteratura che tentano di stimare questa fonte di errore [6,27] e propongono tecniche numeriche per ridurla (per esempio [2]). I risultati di questi lavori conducono all'ipotesi che l'errore è maggiore in corrispondenza di quei punti anatomici dove è maggiore il movimento cutaneo. L'affidabilità del marker, quindi, sembra dipendere dallo spessore di tessuti molli sottostante al marker. Per verificare tali ipotesi si è implementato un modello in cui si sono assegnate rigidità maggiori alle molle associate a quei marker posizionati in punti anatomici con minimo spessore di tessuti molli sottostanti. I metodi e i risultati inerenti a questa parte sono esposti nel paragrafo 3.3.

3.2 Incertezze introdotte dalla modellazione della cinematica articolare

3.2.1 Introduzione

In questo paragrafo si affronta il problema delle incertezze legate agli errori di modellazione delle coppie cinematiche. Tali incertezze sono dovute sia alla definizione della cinematica articolare attraverso differenti cinematismi, sia alla definizione dei parametri anatomici tipici di ogni modello.

In questo lavoro si sono identificati modelli più complessi di ginocchio e caviglia a partire dai dati CT presentati nel secondo capitolo. L'ipotesi che si vuole verificare è che modelli più complessi e dettagliati migliorino l'accuratezza del modello e quindi riducano l'errore nella definizione della posa ottima. La modellazione delle articolazioni è uno strumento molto utile in biomeccanica e in ortopedia, in quanto permette di capire il funzionamento dell'articolazione e di predire quantità meccaniche non facilmente misurabili. La modellazione risulta quindi un valido aiuto anche per la progettazione di protesi e la pianificazione di interventi chirurgici. Parenti-Castelli [28] sottolinea che modelli come quelli implementati in questo lavoro potrebbero trovare facilmente impiego in campo clinico, in quanto caratterizzati da un buon compromesso tra semplicità di modellazione e accuratezza nella descrizione del movimento dell'articolazione. Per ogni articolazione saranno proposti due modelli uno planare e l'altro spaziale. Tutti i modelli implementati sono modelli cinematici ad un grado di libertà, che mostrano come la forma delle superfici articolari e i legamenti guidano il movimento di un osso rispetto all'altro.

Il primo tipo di modello è un modello planare che approssima il moto di ginocchio e caviglia attraverso un quadrilatero articolato (*4 bar linkage o 4BL*). Il secondo tipo di modello, presentato nel paragrafo 3.2.3, è un meccanismo spaziale, che per ognuna delle due articolazioni prevede la definizione di cinque parti di collegamento tra osso distale e prossimale. I prossimi paragrafi presenteranno i modelli con il seguente ordine:

- descrizione del modello;
- definizione dei parametri anatomici caratteristici del meccanismo;
- identificazione dei parametri sui dati anatomici a disposizione;
- definizione dei vincoli e della catena cinematica in un software per la modellazione dei sistemi multi-body.

Nel paragrafo 3.2.5, i risultati sono presentati in termini di cinematiche articolari predette e in termini di errore medio e massimo di modellazione.

3.2.2 Modellazione delle articolazioni mediante meccanismo piano

In letteratura esistono molti studi che approssimano le articolazioni di ginocchio e caviglia mediante la definizione di modelli piani [28-30]. Il vantaggio principale di questi modelli consiste nella capacità di fornire una buona descrizione del movimento dell'articolazione a fronte di una bassa complessità di modellazione.

Lo sviluppo del modello planare per l'articolazione del ginocchio nasce dall'osservazione del ruolo svolto dai legamenti nel mantenimento della stabilità dell'articolazione. Dall'osservazione del movimento del ginocchio, Zavatsky [29] afferma che alcune fibre dei legamenti crociati anteriore (ACL) e posteriore (PCL) non variano la loro lunghezza durante il movimento di flessione-estensione passiva. A partire da questa osservazione Zavatsky definisce nel piano sagittale un modello di articolazione di ginocchio che prevede l'identificazione delle origini e inserzioni dei due legamenti crociati sui segmenti ossei e la proiezione di tali punti sul piano sagittale del femore; i segmenti che uniscono i quattro punti così identificati formano un quadrilatero articolato (*4 bar linkage o 4BL*).

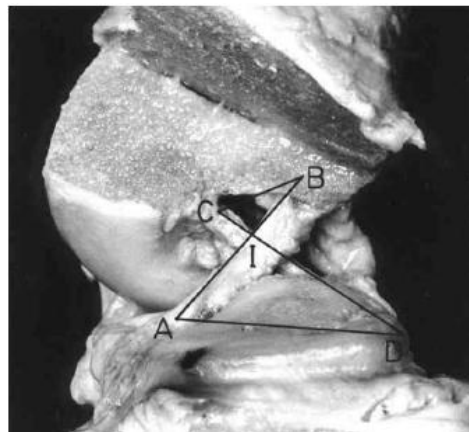


Figura 3.1. Schematizzazione del meccanismo quadrilatero articolato sovrapposto all'immagine di un ginocchio senza il condilo laterale del femore.

In fig. 3.1 il quadrilatero articolato ABCD è sovrapposto alla vista sagittale di un ginocchio flesso a circa 45° a cui è stato rimosso il condilo laterale: AB rappresenta il legamento crociato anteriore, CD il posteriore, AD è il segmento che congiunge le due inserzioni sulla tibia dei due legamenti e BC è il segmento solidale al femore. L'angolo tra il segmento solidale alla tibia e quello solidale al femore varia con l'angolo di flessione. L'intersezione I dei due crociati rappresenta il centro d'istantanea rotazione, il punto in cui l'asse di flessione interseca la sezione sagittale del giunto.

I parametri anatomici che devono essere identificati per la definizione del modello sono:

- punti di origine e inserzione dei legamenti crociati anteriore e posteriore;
- piano sul quale si proiettano i punti sopra indicati.

Il problema di identificazione dei punti caratteristici dei legamenti viene risolto attraverso l'osservazione di immagini anatomiche [31].

Il passo successivo è la definizione dei punti di interesse sui segmenti ossei del modello. Questa operazione avviene nel software *LHPbuilder*®, *B3C, Italy* (fig. 3.2) attraverso una procedura simile alla *virtual palpation* (Capitolo 2).

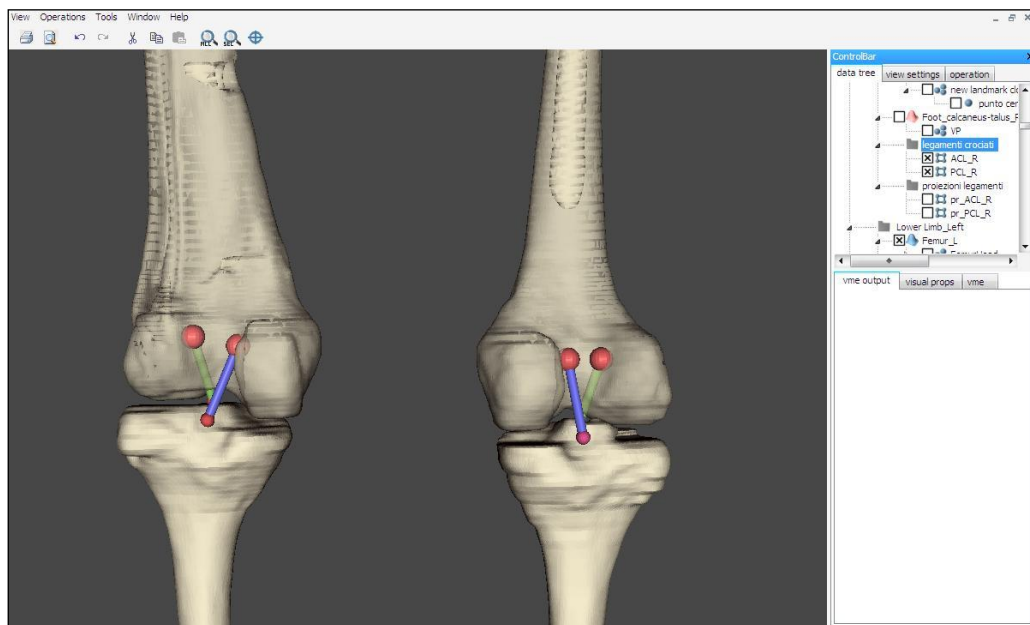


Figura 3.2. Vista posteriore di entrambe le ginocchia, in cui sono rappresentati i due legamenti crociati: in verde il legamento crociato anteriore (ACL) e in azzurro quello posteriore (PCL).

Si devono poi definire la posizione e l'orientamento del piano sul quale proiettare i punti sopra identificati. Il piano è stato definito con due procedure differenti che hanno portato alla definizione di due modelli diversi:

- nel primo modello si sono seguite le indicazioni riportate in letteratura [28,29] che indicavano questo piano come il piano sagittale del femore; la definizione di tale piano segue le direttive ISB [10] (paragrafo 2.3.1);
- il secondo modello implementato tiene conto del fatto che il paziente, in seguito all'intervento, presenta un'intrarotazione dei condili femorali di

circa 15°. Per meglio rappresentare il movimento si è definito un piano che divida circa a metà il piatto tibiale. Per definire questo piano si identifica un piano quasi-frontale che approssima la parte posteriore della tibia e un punto al centro del piatto tibiale. Il piano utilizzato per proiettare i punti di origine e inserzione è definito come perpendicolare al piano quasi-frontale e passante per il punto centrale e per la testa del femore (fig.3.3).

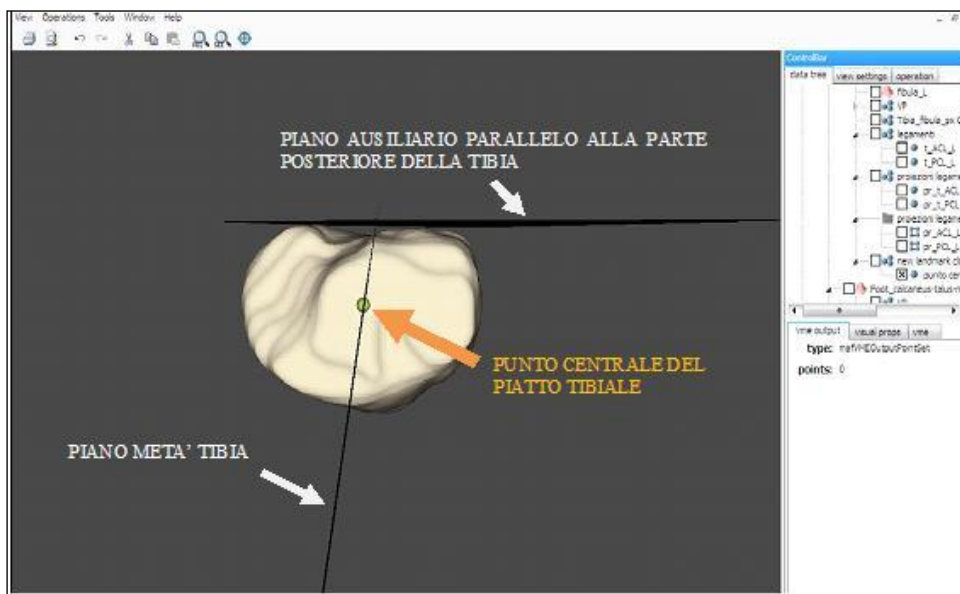


Figura 3.3. Definizione del piano a metà tibia nel software *LHPbuilder*®, *B3C, Italy* per l'arto operato.

Il piano quasi sagittale viene definito per entrambi gli arti, ma è solo per la gamba operata che si distingue in modo evidente dal piano sagittale (fig.3.4); per l'arto sano (destro) i due piani sono praticamente coincidenti.

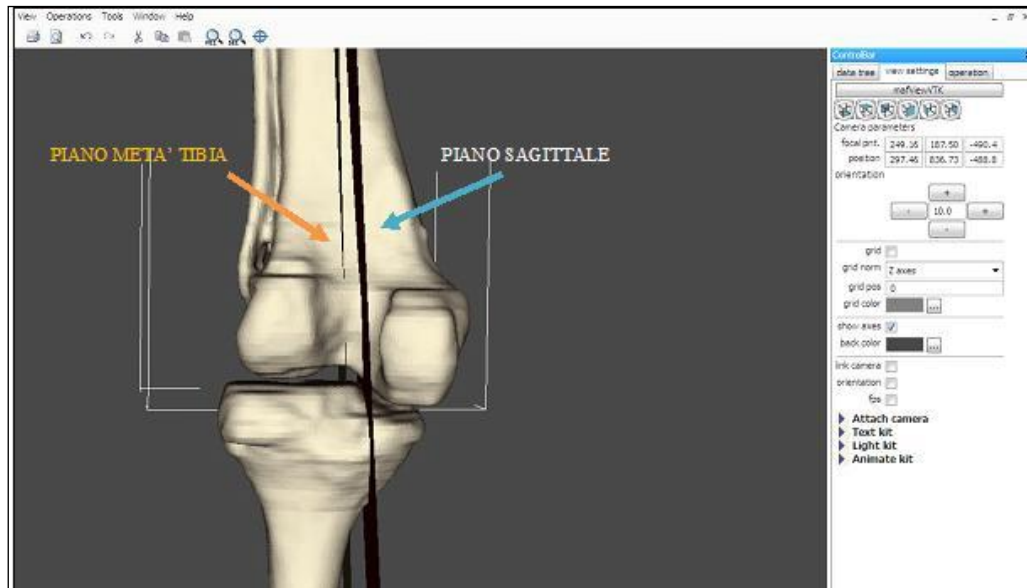


Figura 3.4. Confronto tra i due piani utilizzati per la definizione di due modelli di quadrilatero articolato per l'arto sinistro operato.

Una volta individuati i parametri necessari, si procede all'identificazione del 4BL nel software *ADAMS, MSC® Software, US*, secondo i seguenti passi:

- definizione delle coordinate dei punti di proiezione delle origini e inserzioni dei legamenti sui segmenti ossei; il modello nell'ambiente multibody presenta gli stessi sistemi di riferimento locali del modello in posa TAC nel software *LHPbuilder®, B3C, Italy* per cui le coordinate dei punti sono le medesime;
- creazione delle parti corrispondenti ai segmenti illustrati in fig. 3.1;
- definizione dei vincoli per rendere solidali le parti corrispondenti ai segmenti BC e AD in fig. 3.1 rispettivamente con il femore e la tibia; si utilizza un vincolo di tipo *fixed* che impedisce qualsiasi movimento relativo tra i due corpi;
- definizione dei vincoli tra le parti del 4BL: affinché il sistema non risulti vincolato in modo ridondante, tra le quattro parti si devono definire due giunti di rivoluzione (nei punti indicati con A e in B in fig. 3.5), un giunto cilindrico (in C) e uno sferico (in D);
- per definire un modello planare in uno spazio tridimensionale si deve inoltre verificare che tutti gli assi dei giunti siano coincidenti con la normale al piano su cui sono proiettati i punti.

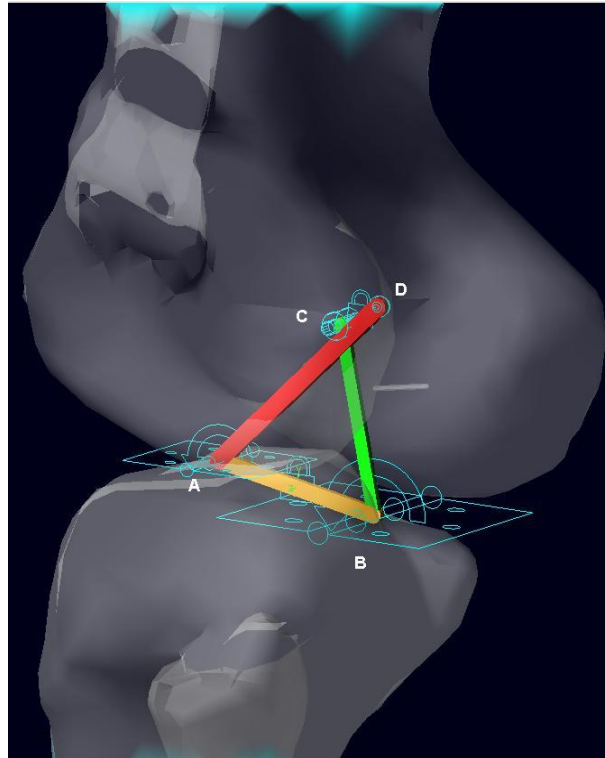


Figura 3.5. Quadrilatero articolato del ginocchio sinistro operato (per facilitare il confronto tra lo schema teorico e il modello implementato le lettere sono posizionate come in fig. 3.1).

Anche lo sviluppo di un modello planare per la caviglia nasce dall'osservazione del ruolo svolto dai legamenti e dalle superfici articolari durante il moto.

Leardini [18] conduce un esperimento *in vitro* per testare l'ipotesi che la caviglia si possa considerare come un'articolazione ad un solo grado di libertà ad asse mobile. Un importante risultato evidenziato da questo esperimento è che le fibre anteriori dei legamenti calcaneofibulare (CaFiL) e tibiocalcaneo (TiCaL) sono le uniche che rimangono a lunghezza costante per tutta la durata del movimento. A partire da questo risultato sperimentale Leardini [30] propone un modello planare di caviglia nel piano sagittale; così come per il ginocchio, il modello proposto è ancora un quadrilatero articolato (fig. 3.6). I segmenti tibia/fibula (AD in figura) e talus/calcagno (BC) si considerano come corpi rigidi unici; il legamento CaFiL è indicato dal segmento AB, mentre il TiCaL è rappresentato da CD ed entrambe sono considerati corpi rigidi. La figura illustra il meccanismo a seconda dell'angolo di flessione e mette in evidenza la posizione del centro di istantanea rotazione (indicato con IC e una stella) che si muove a seconda della posizione.

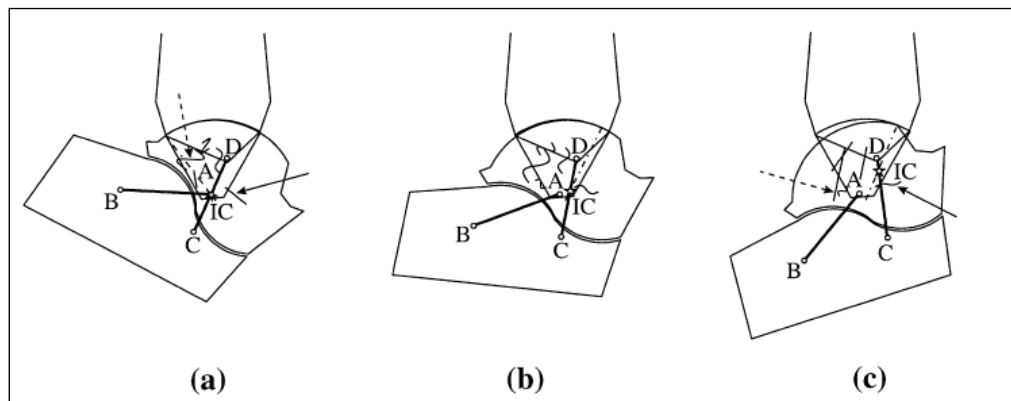


Figura 3.6. Geometria del quadrilatero articolato della caviglia (a) a 23° di plantaflessione , (b) a 0° o posizione neutra e (c) a 25° di dorsiflessione . I cerchi bianchi rappresentano i punti di origine e inserzione dei legamenti, mentre la stella e il simbolo IC indicano la posizione del centro di istantanea rotazione. Le altre linee continue rappresentano altri legamenti che, come si vede in figura, variano la loro lunghezza a seconda del grado di flessione.

Anche in questo caso, come per il ginocchio, i parametri da identificare per la definizione del modello sono:

- origine e inserzione sui diversi segmenti ossei dei legamenti calcaneofibulare e tibiocalcaneo;
- identificazione del piano sul quale definire il meccanismo.

L'identificazione dei punti di origine e inserzione dei legamenti avviene a partire da immagini anatomiche [31]. Attraverso lo stesso procedimento seguito per il ginocchio si definiscono i punti caratteristici sui segmenti ossei (fig. 3.7). È bene notare che i dati TAC a disposizione non permettono la ricostruzione completa dei piedi del paziente. La definizione dei punti caratteristici dei legamenti semplicemente dal confronto con immagini anatomiche risulta abbastanza complessa.

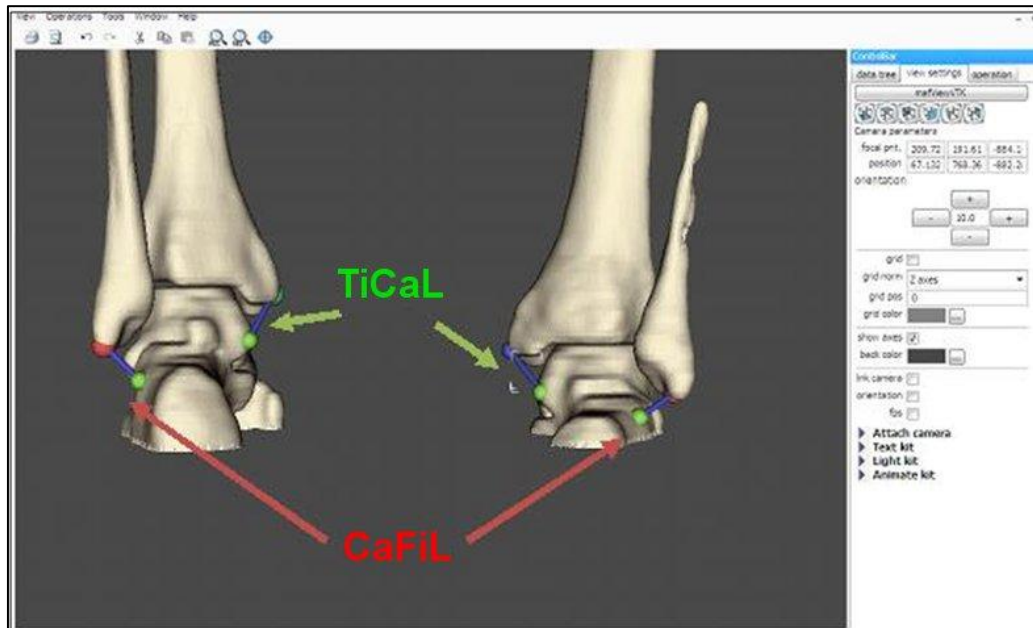


Figura 3.7. Vista posteriore degli arti inferiori dove sono evidenziati i legamenti isometrici di caviglia definiti nel software *LHPbuilder®*, *B3C*, *Italy*.

Anche per la caviglia si sono sviluppati due modelli a seconda del piano sul quale sono stati proiettati i punti:

- il primo modello segue le indicazioni riportate in letteratura [30], che identificano il piano con il piano sagittale della gamba definito secondo le direttive ISB [10] (paragrafo.2.3.1);
- il secondo modello utilizza come piano sul quale proiettare i punti il piano che taglia a metà il piatto tibiale, già definito per il ginocchio (fig.3.3). La scelta di questo piano è stata anche avvalorata dal fatto che la normale al piano differisce dall'asse della cerniera, utilizzata nel modello di riferimento già implementato nel LTM, di solo 2°.

La modellazione del meccanismo per la caviglia è analoga a quanto fatto per il ginocchio, per cui si rimanda a quanto esposto precedentemente.

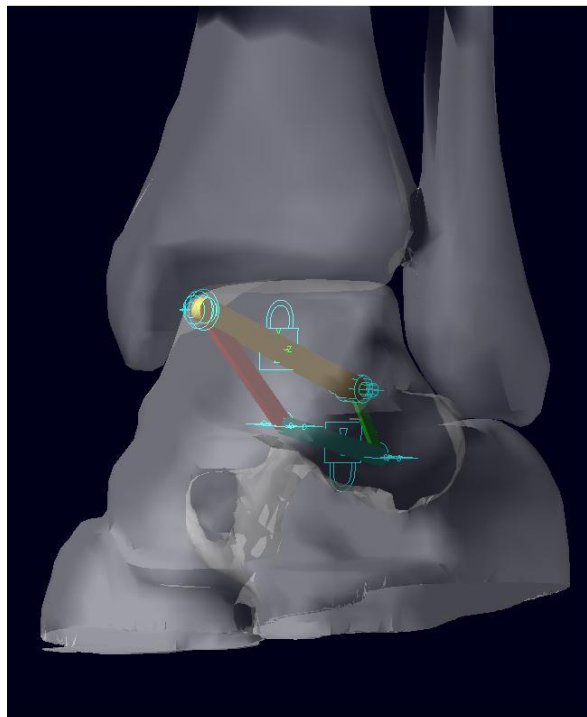


Figura 3.8. Quadrilatero articolato implementato per la caviglia sinistra nell'ambiente di simulazione multi-body.

3.2.3 Modellazione delle articolazioni mediante meccanismo tridimensionale

I modelli bidimensionali hanno un grande valore per la modellazione delle articolazioni, ma presentano lo svantaggio di non poter rappresentare i movimenti fuori piano. A questa esigenza rispondono i modelli spaziali, largamente diffusi in letteratura. Tra i modelli che approssimano le articolazioni di ginocchio e caviglia con meccanismi ad un grado di libertà, quelli implementati in questo lavoro sono un buon compromesso tra relativa semplicità di modellazione e buona approssimazione del moto tridimensionale.

Come per il modello planare, anche il modello spaziale per l'articolazione del ginocchio nasce dall'osservazione del movimento dell'articolazione: Wilson [32] afferma che i legamenti crociati anteriore (ACL) e posteriore (PCL) e il legamento collaterale mediale (MCL), mantenendo invariata la loro lunghezza durante il moto, contribuiscono al controllo del movimento del ginocchio. A partire da queste osservazioni, Ottoboni, Parenti-Castelli, Sancisi e Di Gregorio affrontano in diversi lavori [25,28,33] lo sviluppo di un modello spaziale, concentrandosi in particolare sul problema dell'approssimazione delle superfici articolari. Tra i diversi modelli proposti da questo gruppo di autori, il miglior compromesso tra descrizione accurata del moto e onere computazionale è

ottenuto con un modello che tiene conto del ruolo dei legamenti isometrici e che prevede di approssimare sia i condili femorali che quelli tibiali con superfici sferiche (fig. 3.9 a).

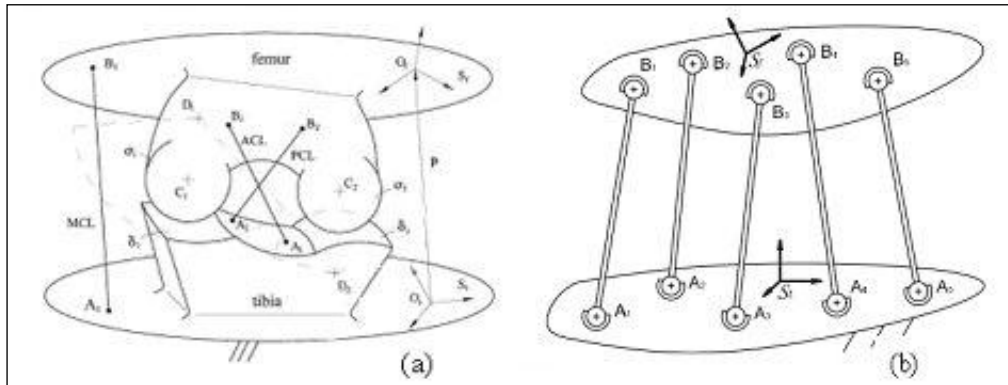


Figura 3.9. (a) Schematizzazione del modello che prevede l'approssimazione dei condili femorali e tibiali con sfere. I punti C_i rappresentano i centri delle sfere dei condili del femore, mentre D_i della tibia; i punti A_j sono invece gli attacchi dei legamenti sulla tibia e B_j le inserzioni degli stessi sul femore ($j=1$ ACL, 2 PCL, 3 MCL); (b) schematizzazione del 5-5 parallel mechanism .

I parametri anatomici da identificare per la definizione di questo modello sono:

- origine e inserzione dei legamenti crociati e del legamento collaterale mediale;
- centro e raggio delle sfere che approssimano i condili femorali;
- centro e raggio delle sfere che approssimano i condili tibiali.

Le coordinate dei punti di origine e inserzione dei legamenti crociati sono le stesse individuate per il modello planare (paragrafo 3.2.2). I punti caratteristici del legamento MCL si individuano con la solita procedura descritta in 3.2.2.

Anche la definizione delle sfere che approssimano le superfici articolari avviene nel software *LHPbuilder®*, *B3C, Italy*. I parametri caratteristici delle sfere sono stati scelti cercando di approssimare al meglio sia le superfici dei segmenti ossei sia il movimento di rotolamento dei condili femorali su quelli tibiali; per far questo si sono posizionate le sfere osservando le articolazioni dal punto di vista medio-laterale (fig. 3.10).

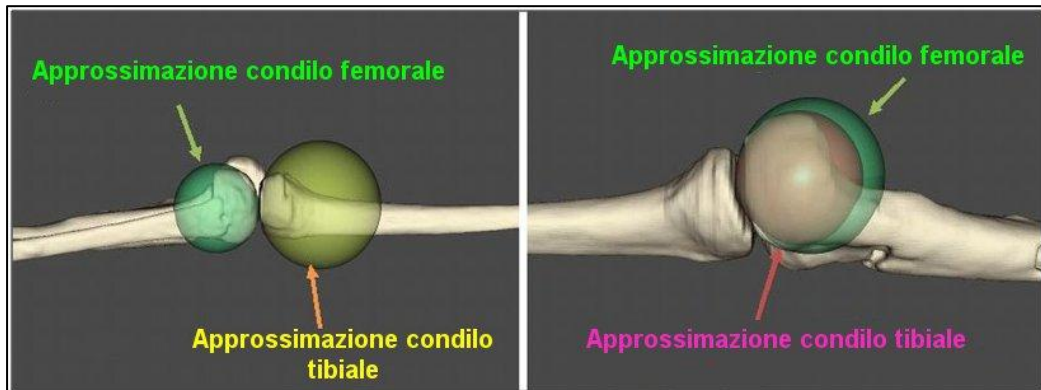


Figura 3.10. Sfere che approssimano le superfici articolari del ginocchio: a sinistra approssimazione contatto laterale, a destra approssimazione contatto mediale.

Il movimento dell'articolazione è approssimato dal rotolamento delle sfere che devono rimanere sempre in contatto. Questa osservazione, unita al fatto che i legamenti sono isometrici durante il moto, permette lo sviluppo di un meccanismo ad un grado di libertà. Tale meccanismo prevede la definizione di cinque corpi rigidi rappresentanti i tre legamenti isometrici e i due segmenti che uniscono i centri delle sfere sopra definite (*5-5 parallel mechanism*). Per ottenere un meccanismo ad un grado di libertà ognuno dei cinque corpi rigidi è vincolato ai segmenti ossei attraverso un giunto sferico (fig. 3.9b).

L'implementazione di questo modello nel software *MCS.ADAMS®*, *Software, US* (fig. 3.11) prevede dunque:

- definizione delle coordinate dei punti di origine e inserzione dei legamenti e dei centri delle sfere;
- definizione di cinque corpi rigidi;
- imposizione di dieci giunti sferici per vincolare i diversi corpi tra loro;
- per ottenere un modello ad un solo grado di libertà si deve imporre un ulteriore vincolo ai nuovi corpi rigidi e cioè si deve impedire la rotazione rispetto al proprio asse longitudinale.

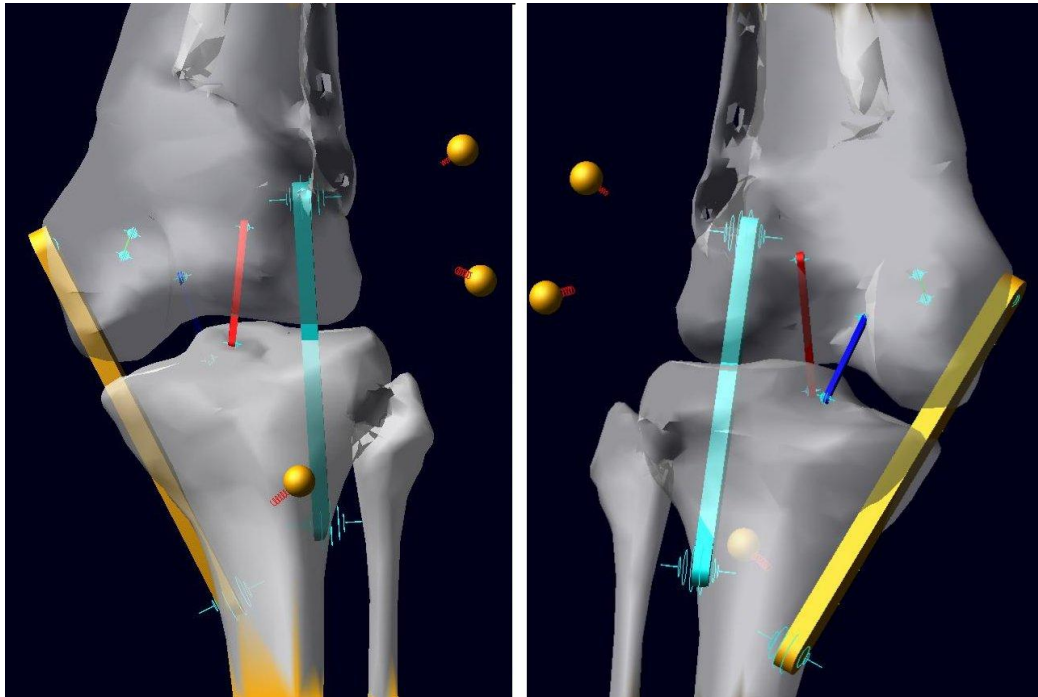


Figura 3.11. Implementazione del modello 5-5 parallel mechanism nel software di modellazione multi-body per il ginocchio sinistro: a sinistra vista frontale, a destra vista posteriore.

La definizione del modello spaziale di caviglia si sviluppa sempre a partire dall'osservazione del moto dell'articolazione, con particolare attenzione al ruolo svolto dai legamenti e dalle superfici articolari. Questo modello è illustrato in letteratura da diversi autori [34,35] che riprendono i risultati raggiunti da Leardini [18] e presentati nel precedente paragrafo; Di Gregorio e Franci assumono quindi che i legamenti calcaneofibulare e tibiocalcaneo siano isometrici durante il moto della caviglia e quindi possano essere modellati come corpi rigidi. Inoltre gli autori si pongono il problema di come approssimare le superfici articolari della caviglia, in particolare i punti di contatto tra il segmento osseo tibia-fibula e il segmento talus-calcagno. I punti di contatto sono identificati tra la parte inferiore del malleolo laterale e il talus e nella regione distale della tibia con la parte superiore del talus, medialmente e lateralmente. Franci [26,35] afferma che si possono approssimare i punti di contatto mediante contatti tra sfere, come illustrato nella fig. 3.12 (a): A_i e B_i ($i=3,4,5$) indicano i centri delle sfere rispettivamente appartenenti al segmento osseo talus-calcagno e tibia-fibula. Durante il moto relativo dei due segmenti, ogni coppia di superfici sferiche deve mantenere in contatto e perciò la lunghezza $L_i=A_iB_i$ ($i=3,4,5$) deve mantenersi costante. Come detto, Franci considera nel modello anche i legamenti che si mantengono isometrici durante il moto, rappresentati in figura

dai segmenti CaFiL (A_1B_1) e TiCaL (A_2B_2). Come conseguenza il meccanismo spaziale che descrive il movimento della caviglia è definito da cinque corpi rigidi interconnessi ai due segmenti ossei con giunti sferici (*5-5 parallel mechanism* fig. 3.12 b).

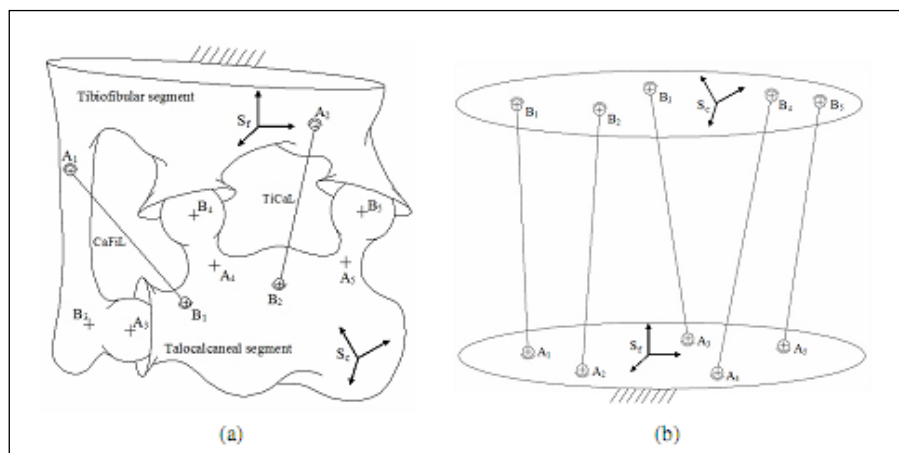


Figura 3.12. (a) Schematizzazione dell'articolazione di caviglia in cui sono evidenziati i legamenti isometrici (pedice 1 e 2) e i contatti articolari (pedici 3,4,5); (b) 5-5 parallel mechanism.

I parametri anatomici da identificare per la definizione di questo modello sono:

- punti di origine e inserzione dei legamenti isometrici;
- centri e raggi delle sfere con cui si approssimano le superfici articolari.

Per quel che riguarda l'individuazione dei punti caratteristici dei legamenti calcaneofibulare e tibiocalcaneo si procede come esposto nel paragrafo precedente per il modello planare.

La procedura per l'identificazione delle sfere, invece, è simile a quella utilizzata per il modello spaziale di ginocchio: si definiscono i centri e i raggi delle sfere in modo tale da approssimare le superfici articolari e il loro moto relativo (fig. 3.13).

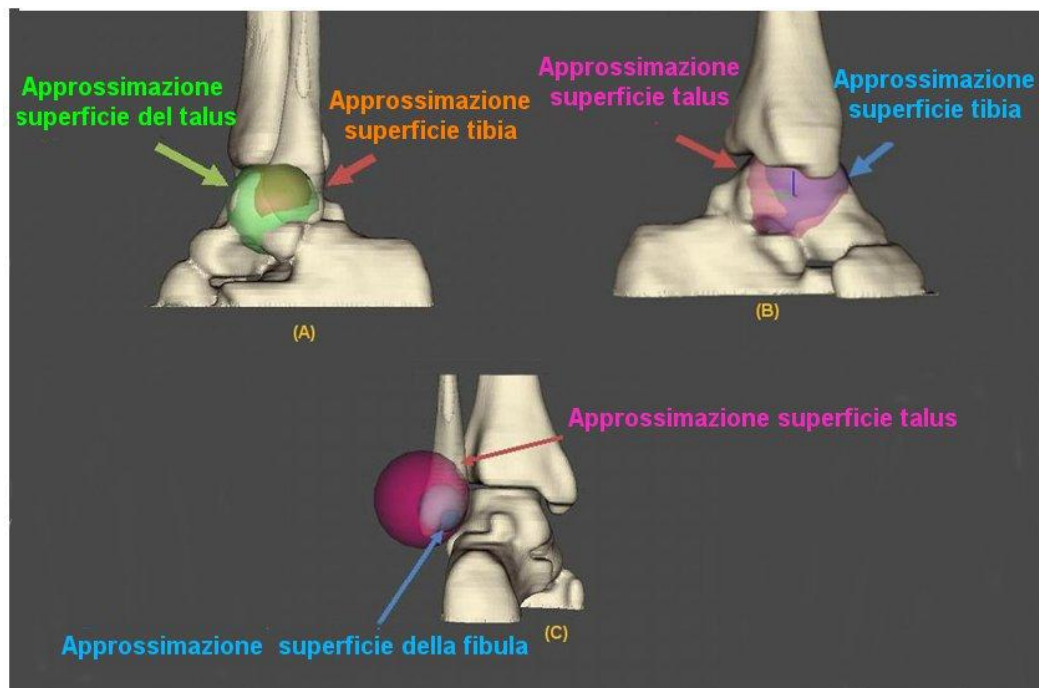


Figura 3.13. Approssimazione delle superfici articolari della caviglia nel software *LHPbilder®*, *B3C; Italy*: (A) e (B) contatti laterale e mediale tra tibia-talus; (C) contatto fibula-talus.

Identificati i parametri anatomici si procede alla definizione del modello nel software di modellazione multi-body con la stessa procedura esposta per il ginocchio.

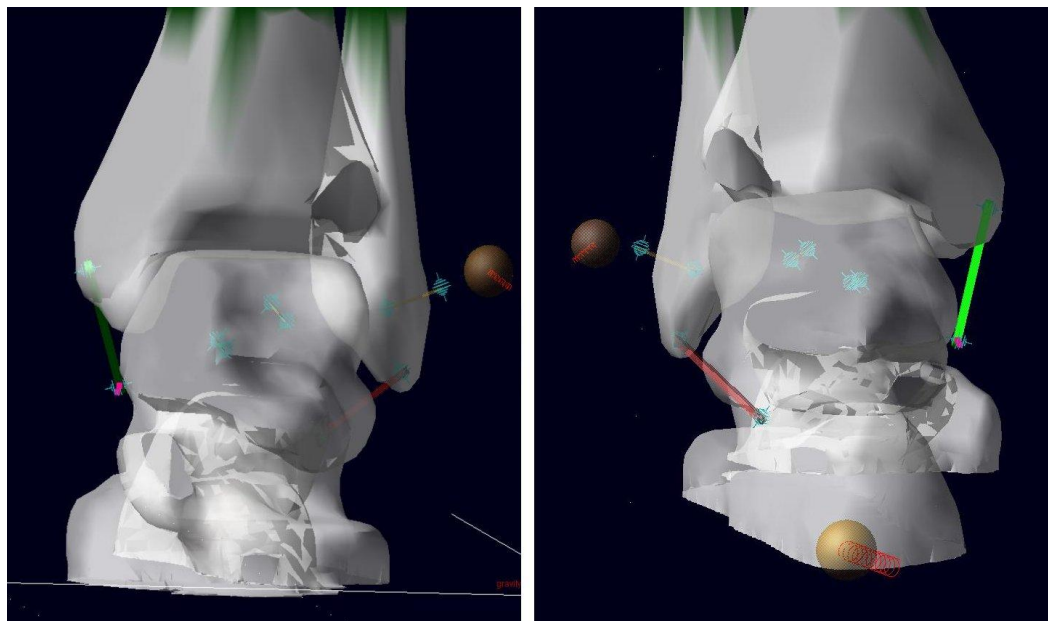


Figura 3.14. Implementazione nel software di modellazione multi-body del meccanismo 5-5 parallel mechanism per la caviglia dell'arto operato: a sinistra vista frontale, a destra vista posteriore.

3.2.4 Criteri per la valutazione dei modelli

Il primo passo per valutare la bontà dei modelli è il confronto delle cinematiche predette con le bande di normalità riportate da Leardini [9].

Si possono inoltre calcolare l'errore medio e massimo di modellazione: l'errore medio si calcola come la media degli allungamenti delle molle che guidano il moto, mentre l'errore massimo rappresenta il massimo allungamento in ogni istante. L'andamento di queste due grandezze in funzione dei diversi istanti del ciclo di gait permette di evidenziare eventuali trend caratteristici dei modelli. Un ulteriore confronto tra i modelli si può fare in termini globali calcolando l'allungamento globale medio e massimo e la deviazione standard.

Per confrontare l'uguaglianza degli errori medi nei diversi casi, si utilizza un test statistico a due code a varianza incognita con un intervallo di confidenza del 95%. Prima di effettuare questo test si verifica che le distribuzioni degli allungamenti medi siano normali attraverso il test di Anderson Darling con un intervallo di confidenza del 95%.

Il set di dati a disposizione permette l'implementazione di alcuni sottomodelli. In particolare considerando che i due arti presentano notevoli differenze anatomiche a causa dell'intervento chirurgico, si possono definire sottomodelli in cui si considera il comportamento di una sola gamba. Nel seguito si indicherà con il termine "COMPLETO" un sottomodello in cui sono presenti entrambi gli arti, "ARTO SANO" un sottomodello in cui è presente solo l'arto destro e

“ARTO OPERATO” il sottomodulo duale al precedente, in cui è presente solo l’arto sinistro.

I modelli sopra esposti saranno indicati nel seguito con i termini di modello “4BL sagittale” (modello che prevede la definizione del quadrilatero articolato sul piano sagittale), “4BL metà tibia” per il modello che definisce il meccanismo sul piano che taglia a metà il piatto tibiale e “5-5 parallel mechanism” per il modello spaziale.

3.2.5 Risultati: sensibilità della cinematica scheletrica ai diversi modelli articolari

I primi risultati analizzati sono relativi ai diversi modelli implementati nel sottomodulo “COMPLETO”, cioè con entrambi gli arti e tutti i marker registrati durante l’analisi del cammino. Per vedere se i modelli implementati descrivono correttamente la cinematica del sistema si confrontano gli angoli articolari, calcolati con la convenzione di Grood&Suntay [5], con le bande di normalità [9]. Le seguenti figure riportano gli angoli articolari, divisi per chiarezza tra gamba destra (arto sano) e sinistra (arto operato), in funzione della percentuale di ciclo di gait (fig. 3.15 e 3.16).

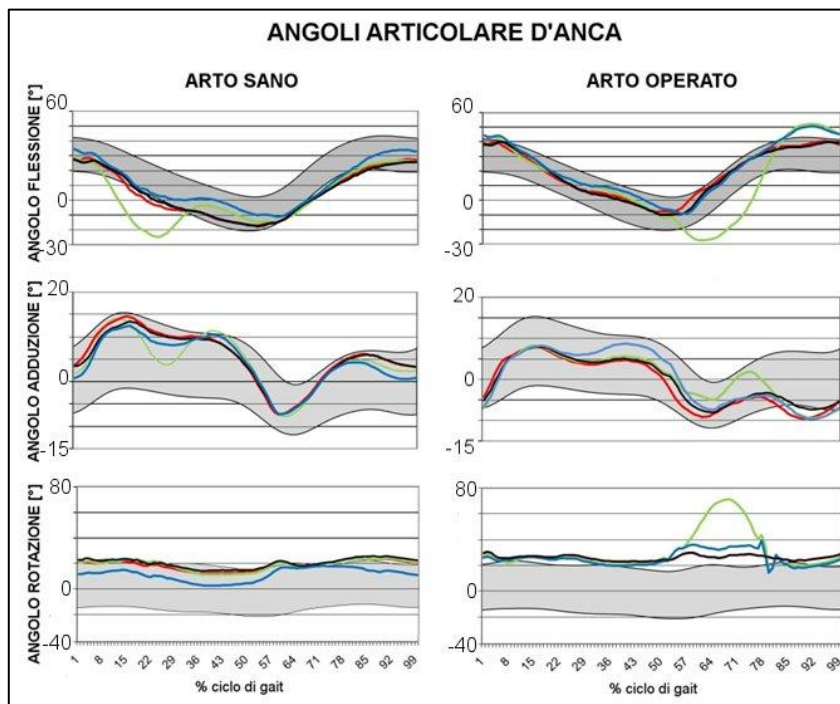


Figura 3.15. Angoli articolari dell'anca: linea rossa= modello carniere; linea verde = modello 4BL sagittale; linea nera = modello 4BL metà tibia; linea blu = modello 5-5 parallel mechanism. Le bande in grigio rappresentano le bande di normalità [9].

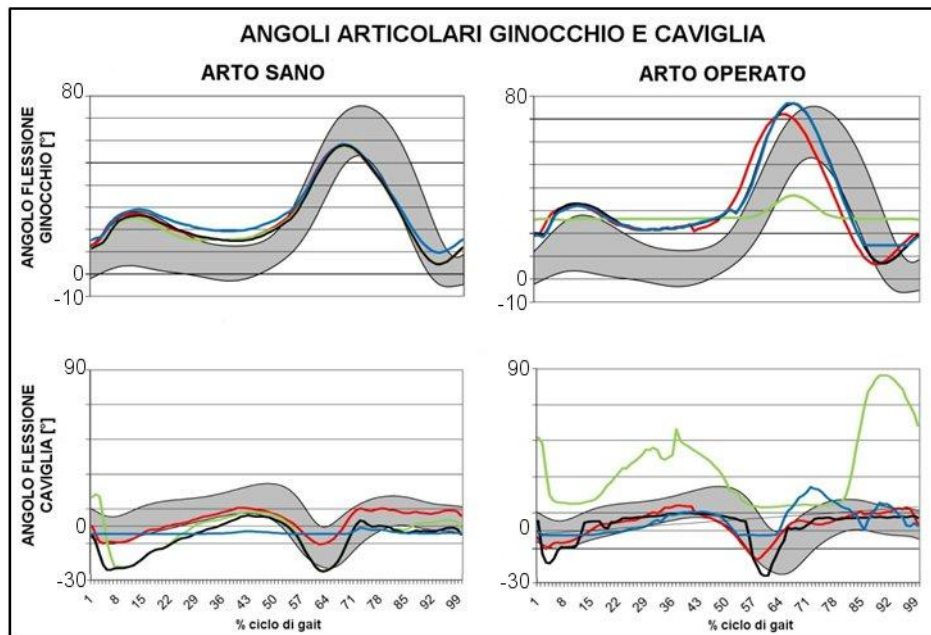


Figura 3.16. Angoli articolari di ginocchio e caviglia: linea rossa = modello cerniere; linea verde = modello 4BL sagittale; linea nera = modello 4BL metà tibia; linea blu = modello 5-5 parallel mechanism. Le bande in grigio rappresentano le bande di normalità [9].

Le fig.3.15 e 3.16 permettono di affermare che:

- il modello “cerniere” (linea rossa) descrive in modo corretto il movimento di tutte le articolazioni;
- il modello “4BL metà tibia” (linea nera) predice angoli articolari con andamento consistente con i pattern di normalità;
- il modello “4BL sagittale” (linea verde) descrive correttamente il movimento di tutte le articolazioni dell’arto sano, mentre presenta delle difficoltà nella descrizione del movimento dell’arto operato. Per l’arto sinistro infatti, questo modello non riesce a predire correttamente il movimento di flessione del ginocchio in quanto non tiene conto dell’intrarotazione dei condili dovuta all’intervento chirurgico. L’andamento degli angoli dell’anca conferma questa osservazione, infatti l’errore maggiore nell’andamento di questi angoli si ha in corrispondenza di circa il 70% del ciclo di gait, cioè in corrispondenza della massima flessione del ginocchio;
- il modello spaziale (linea blu) descrive correttamente il movimento di entrambe le anche e del ginocchio sano. La descrizione dell’angolo di flessione dell’arto operato risulta corretta per buona parte del ciclo,

tranne negli istanti appena prima dell'*heel strike* dove il modello predice un angolo non coerente con le bande di normalità. Un forte limite di questo modello è legato all'incapacità di predire il corretto movimento della caviglia in entrambi gli arti.

Una volta valutata la capacità dei modelli di descrivere la cinematica del sistema si può procedere alla valutazione dell'errore medio e massimo istantanei.

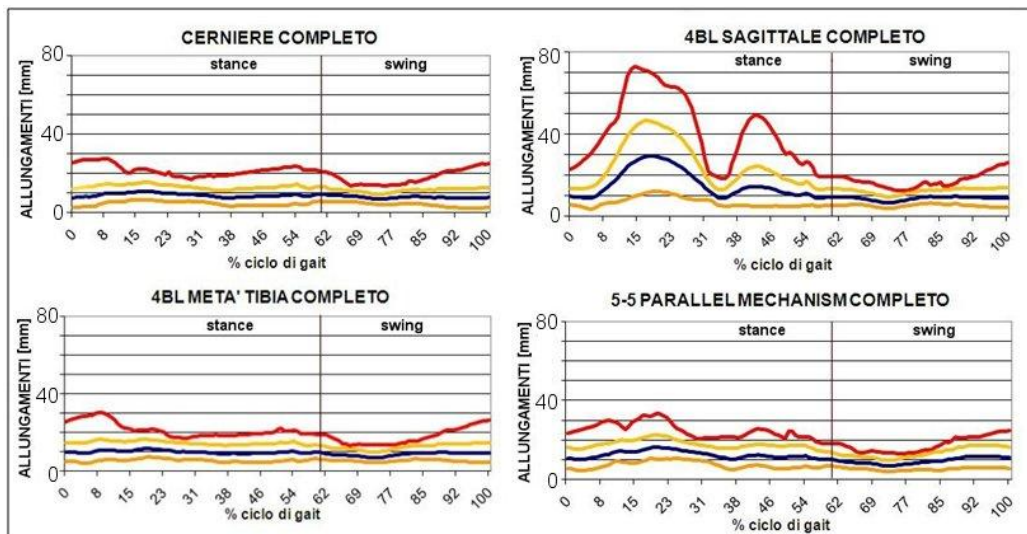


Figura 3.17. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $\text{media} \pm \text{deviazione standard}$ (linee arancioni) per i diversi tipi di modelli (sottomodello “COMPLETO”) in funzione della percentuale del ciclo di gait.

Confrontando tra loro i grafici di fig. 3.17 si osserva che:

- il grafico relativo al modello “4BL sagittale” presenta allungamenti medio e massimo nettamente superiori a quelle degli altri modelli;
- il modello di riferimento, il “4BL metà tibia” e il modello spaziale presentano un allungamento medio con trend simile;
- l’allungamento massimo nei modelli “cerniere”, “4BL metà tibia” e “5-5 parallel mechanism” presenta un trend simile, con un massimo a circa il 50% del ciclo di gait corrispondente all’inizio flessione della ginocchio destro;
- gli allungamenti del modello spaziale e del “4BL sagittale” presentano un massimo assoluto intorno al 20% del ciclo di gait, cioè in corrispondenza della massima flessione del ginocchio sinistro.

Infine si può fare un confronto in termini di errore globale tra i diversi modelli (fig.3.18).

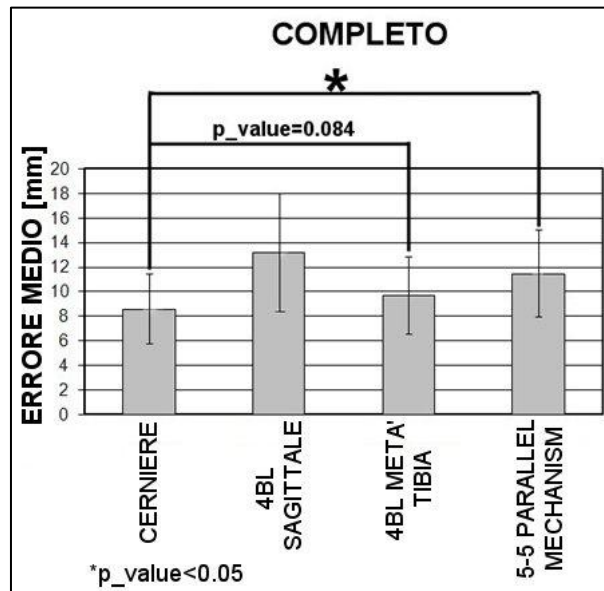


Figura 3.18. Errore globale medio e deviazione standard per i diversi modelli implementati nel sottomodulo “COMPLETO” .

Il modello “4BL metà tibia” presenta un errore statisticamente uguale a quello del modello di riferimento, mentre il modello spaziale presenta un errore peggiore. Il test non si può effettuare tra il modello “4BL sagittale” e il modello di riferimento perché l’allungamento medio del primo modello non verifica l’ipotesi di normalità.

Per capire il motivo dell’elevato errore associato al modello “4BL sagittale” si possono confrontare gli andamenti degli allungamenti per i modelli implementati nei due sottomodelli “ARTO SANO” e “ARTO OPERATO” (fig. 3.19).

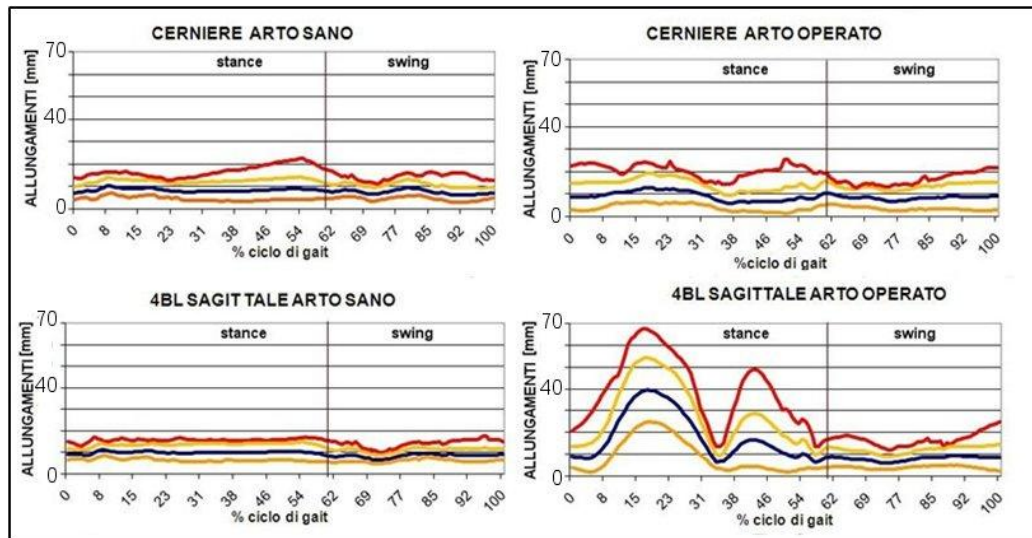


Figura 3.19. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per i modelli “cerniere” e “4BL sagittale” implementati nei sottomodelli “ARTO SANO” e “ARTO OPERATO”.

L’andamento degli allungamenti in funzione del ciclo di gait per i due sottomodelli evidenzia il fatto che il modello “4BL sagittale” non è in grado di descrivere il comportamento dell’arto operato, in particolare il movimento del ginocchio; infatti il picco di allungamento si raggiunge intorno al 20% del ciclo di gait, cioè in corrispondenza della massima flessione del ginocchio sinistro. Si può ripetere il confronto dell’errore globale anche per i due sottomodelli.

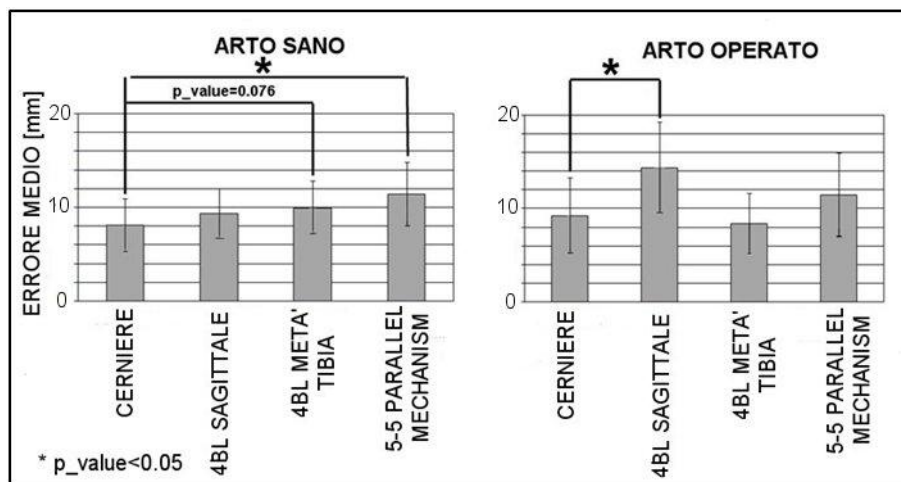


Figura 3.20. Errore globale medio e deviazione standard per i diversi modelli implementati nei sottomodelli “ARTO SANO” e “ARTO OPERATO”.

Per il sottomodello “ARTO SANO” si ha lo stesso errore medio nel modello di riferimento e nei due modelli planari. Per il sottomodello “ARTO OPERATO”, invece, si possono ritenere uguali gli errori medi tra i modelli “cerniere”, “4BL metà tibia” e il modello spaziale mentre risulta peggiore l’errore del modello “4BL sagittale”, a conferma di quanto detto sopra.

3.3 Incertezze legate ai parametri dell’ottimizzazione statica

3.3.1 Introduzione

Come accennato al paragrafo 3.1, le fonti di incertezza che contribuiscono al residuo della posa statica nascono da ipotesi e semplificazioni introdotte durante la modellazione. La posa statica viene calcolata attraverso un processo di ottimizzazione che minimizza l’energia potenziale del sistema di molle come descritto dall’eq. (3.1) dove k_i e Δl_i corrispondono rispettivamente alla costante elastica e all’allungamento della molla i -esima.

$$\min \sum_{i=1}^N k_i \Delta l_i^2 \quad (3.1)$$

Se si variano i parametri dell’ottimizzazione, cioè le costanti elastiche delle molle, si ottengono pose istantanee differenti. Risulta interessante valutare se esiste una configurazione di tali parametri che minimizza l’errore medio di modellazione. L’ipotesi alla base dell’analisi è che si possano ritenere più affidabili i marker posizionati dove è minore lo strato di tessuto molle tra marker e segmento osseo sottostante. Questa idea nasce dall’osservazione riportata in alcuni studi [2,6] secondo cui una componente fondamentale del residuo della posa statica è rappresentata dagli errori dovuti agli artefatti di pelle (*Soft Tissue Artefact o STA*). Questi errori nascono dall’ipotesi che i marker registrati durante l’analisi del cammino siano solidali alle ossa sottostanti, mentre si dovrebbe tener conto della deformazione e dello scorrimento della pelle interposta tra marker e osso, degli effetti inerziali, della gravità e della contrazione dei muscoli. Proprio per la natura di questi errori si è scelto di considerare maggiormente affidabili i marker posizionati più vicini all’osso.

3.3.2 Materiali e metodi per la riduzione del residuo della posa istantanea

Per cercare di ridurre l’errore di modellazione e il residuo della posa statica si implementa un modello nel quale si variano le rigidzze delle molle rispetto al valore nominale a seconda dell’affidabilità del marker. Per scegliere come modificare le rigidzze si applica l’ipotesi che marker posizionati in corrispondenza di punti anatomici dove è minimo lo strato di tessuti molli siano

più affidabili. Si valuta quindi lo spessore dei tessuti molli dalle immagini TAC mediante il software *LHPbuilder®*, *B3C, Italy* (fig. 3.21).

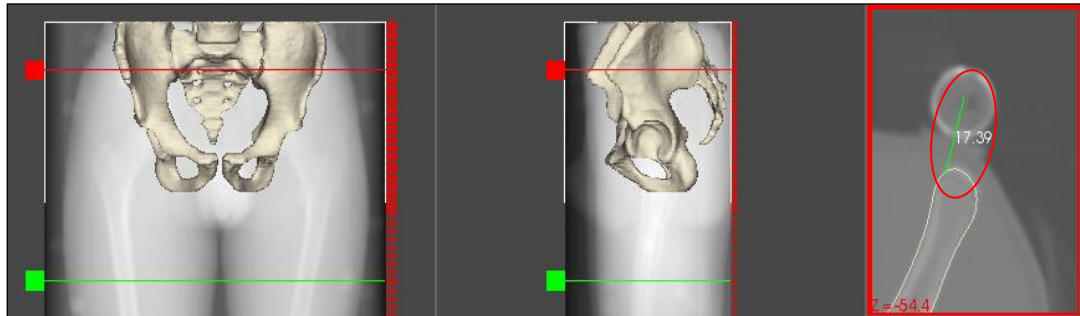


Figura 3.21. Operazione di misura della distanza tra il marker RASIS e la pelvi eseguita nel software *LHPbuilder®*, *B3C, Italy*.

Gli spessori misurati e le rigidzze che si è scelto di associare alle molle che collegano i marker sono riportati in fig. 3.22.

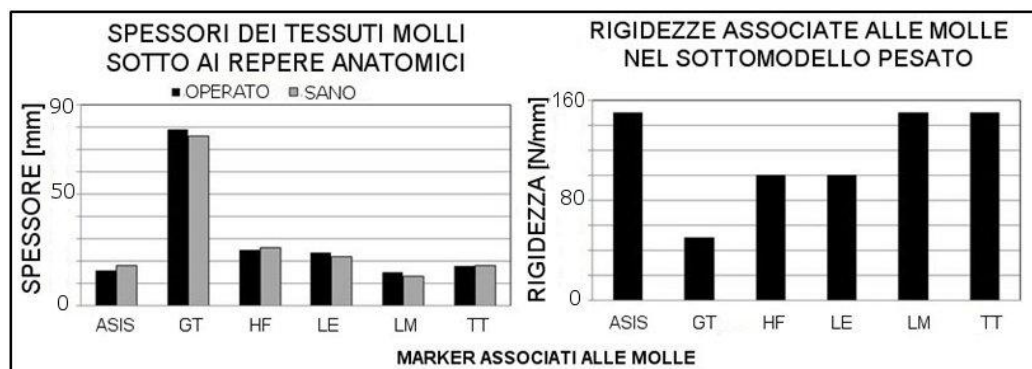


Figura 3.22. A sinistra si riporta il valore degli spessori di tessuti molli al di sotto dei marker anatomici registrati durante l’analisi del cammino; a destra si riporta il valore di rigidzza associato alle diverse molle che collegano i marker anatomici.

Poiché i risultati esposti precedentemente mostrano che il movimento dell’arto operato viene descritto con maggiore difficoltà da alcuni modelli, si è deciso di valutare l’effetto del differente peso dei marker in un sottomodello in cui compare solo l’arto sano. Il sottomodello in cui è presente solo l’arto sano e le molle hanno caratteristiche di rigidzza sopra esposte verrà nel seguito indicato con il termine “PESATO”.

Nei modelli finora implementati il moto del sistema era guidato da molle appartenenti a due protocolli di analisi del cammino differenti, applicati in contemporanea. Risulta pertanto interessante valutare come cambia l’andamento degli allungamenti se si applica un solo protocollo al modello. Per effettuare

questo confronto sono stati implementati due ulteriori sottomodelli solo sull'arto destro sano: nel primo sottomodello (indicato come "CLUSTER") il moto del sistema è guidato solo dalle molle corrispondenti a marker montati su cluster, mentre nel secondo le uniche molle presenti sono associate ai repere anatomici (sottomodelli "ANATOMICI"). In questi due sottomodelli le molle hanno tutte rigidzze nominali pari a 100N/mm. Del sottomodello "ANATOMICI" è stata successivamente implementata una versione in cui i marker sono stati pesati come indicato in fig. 3.22.

3.3.3 Risultati: sensibilità della cinematica scheletrica ai parametri dell'ottimizzazione statica

Le prime osservazioni interessanti riguardano i risultati relativi all'implementazione del sottomodello "PESATO" in tutti i modelli. Anche per questo tipo di analisi è significativo confrontare l'andamento dell'errore medio e massimo in funzione degli istanti del ciclo di gait.

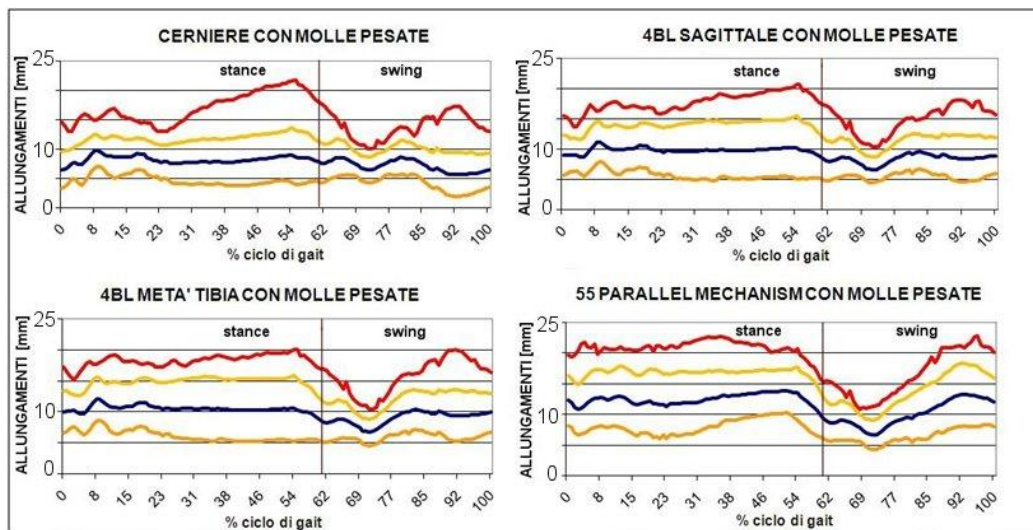


Figura 3.23. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità \pm deviazione standard (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per tutti i modelli implementati nel sottomodello "PESATO".

L'osservazione dell'andamento dell'allungamento medio e massimo in funzione del ciclo di gait evidenzia un particolare trend: infatti tutti i modelli raggiungono un elevato allungamento intorno al 50% del ciclo di gait, per poi diminuire drasticamente fino a raggiungere il minimo intorno al 70% del ciclo, corrispondente all'istante di completa flessione del ginocchio destro.

In fig. 3.24 si riporta un confronto in termini di errore globale medio tra i sottomodelli "PESATO" e non per tutti i modelli implementati.

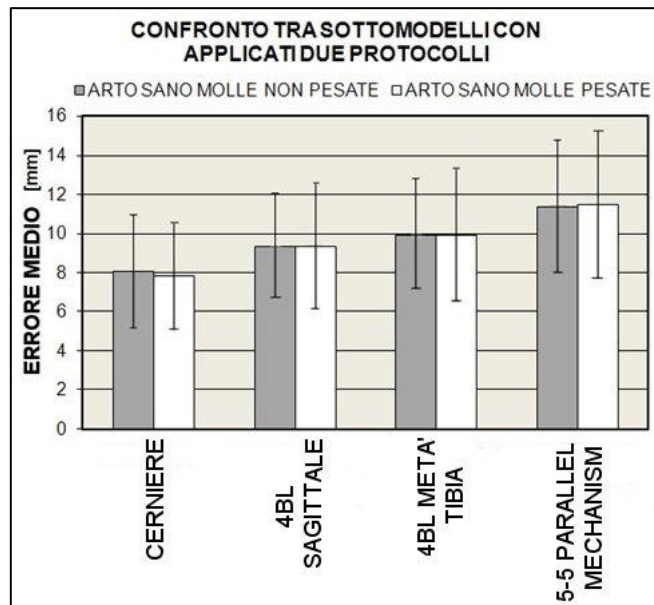


Figura 3.24. Errore globale medio e deviazione standard per i diversi modelli implementati nei sottomodelli con rigidzze delle molle pesate e non pesate.

I risultati ottenuti permettono di affermare che la scelta di questa combinazione di parametri per il calcolo della posa istantanea migliora di poco l'errore di modellazione in tutti i modelli a parte in quello spaziale. Il miglioramento è più evidente nel modello "cerniere" probabilmente perché si hanno un minor numero di parametri che caratterizzano il sistema e quindi minor incertezza. Un ultimo interessante confronto si può fare tra modelli del solo arto sano sul quale sono stati applicati marker secondo differenti protocolli.

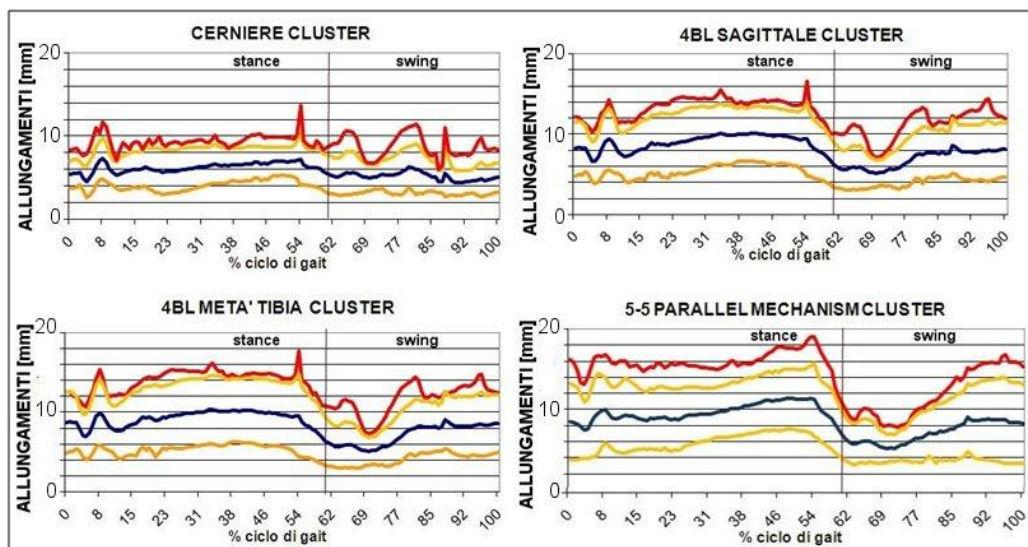


Figura 3.25. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per tutti i modelli implementati solo con l'arto sano e i marker appartenenti al protocollo cluster.

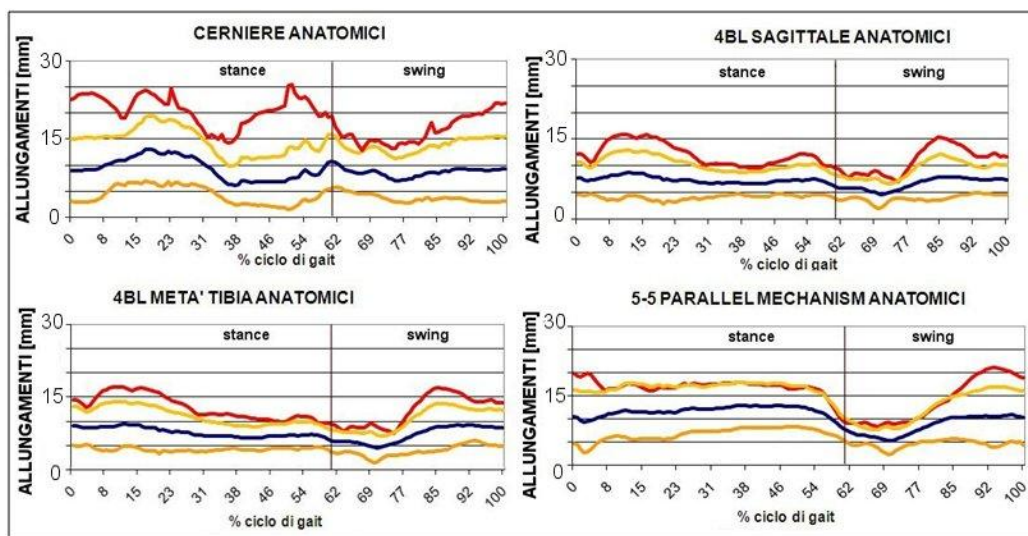


Figura 3.26. Allungamento medio (linea blu), massimo (linea rossa) e banda di variabilità $media \pm deviazione\ standard$ (linee arancioni) in funzione del ciclo di gait per tutti i modelli implementati solo con l'arto sano e i marker anatomici.

Le fig. 3.25 e 3.26 permettono di osservare che:

- i modelli implementati con il solo protocollo cluster presentano un andamento dell'allungamento delle molle simile a quello evidenziato per i sottomodelli "PESATO", con massimo a circa metà ciclo e minimo in corrispondenza del 70% del ciclo di gait ;
- i modelli in cui sono presenti solo marker anatomici, invece, presentano ancora un minimo intorno al 70% del ciclo di gait, ma il valore massimo di allungamento è intorno al 20% del ciclo, teoricamente corrispondente alla flessione del ginocchio sinistro.

I modelli "ANATOMICI" sono stati inoltre implementati andando a variare le rigidità come fatto per i modelli completi. Il risultato del confronto in termini di deformazione media è riportato in fig. 3.27.

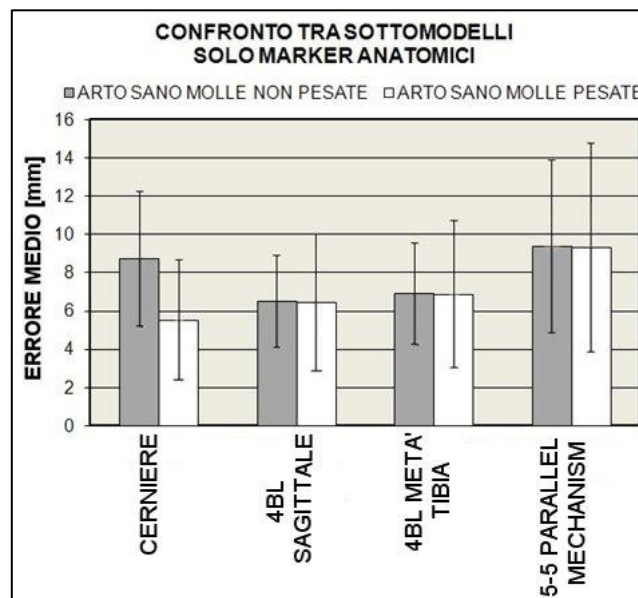


Figura 3.27. Confronto tra sottomodelli "ANATOMICI" pesati e non pesati.

Come si nota dalla fig. 3.27, tutti i modelli presentano un miglioramento nell'errore di modellazione, anche se questo risultato è maggiormente evidente nel modello di riferimento. Questi risultati confermano quanto affermato dal confronto tra il sottomodello "PESATO" e quello di riferimento.

3.4 Conclusioni

La prima componente di incertezza che caratterizza la definizione della posa statica di cui si è voluto dare una valutazione è la componente legata alla definizione della cinematica articolare. Come affermato nell'introduzione al

capitolo, l'idea di base è che modelli più complessi di articolazione siano in grado di descrivere meglio il movimento e di ridurre così l'errore di modellazione. I risultati ottenuti permettono di affermare che esiste un'elevata sensibilità della cinematica scheletrica ai diversi modelli articolari. L'ipotesi iniziale non risulta completamente verificata: mentre il modello "4BL metà tibia" descrive in modo corretto le cinematiche articolari e presenta un errore medio uguale al modello di riferimento, il modello spaziale non è in grado di descrivere correttamente il movimento di entrambe le caviglie e del ginocchio operato e presenta un errore medio maggiore rispetto al modello di riferimento. Anche il modello "4BL sagittale" non permette di ridurre l'errore di modellazione; in particolare questo modello non è in grado di descrivere correttamente il moto dell'arto operato in quanto non tiene conto dell'intrarotazione dei condili femorali avvenuta a seguito dell'operazione.

Gli articoli utilizzati per la definizione dei modelli suggeriscono l'idea che questi meccanismi siano in grado di descrivere in modo corretto e preciso il moto dell'articolazione, mentre i risultati di questo lavoro non verificano questa affermazione. In realtà si deve tener conto di alcuni fattori che rendono diversi la definizione e l'impiego dei modelli tra gli articoli di riferimento e il lavoro svolto in questa tesi: innanzitutto gli articoli definiscono i modelli a partire da dati molto precisi, in genere ricavati da dissezione di cadavere e quindi con un'accuratezza dell'ordine di 0.01 mm; in questo lavoro, invece, i dati a disposizione per la definizione dei meccanismi sono fortemente limitati in quanto si hanno a disposizione solo dati TAC in cui non si vedono legamenti e cartilagini e la cui accuratezza è dell'ordine di 0.5 mm. Inoltre gli articoli utilizzano i modelli per un'analisi di moto passivo, mentre in questo lavoro i modelli sono implementati all'interno di un modello muscolo scheletrico che ha come scopo lo studio della cinematica e dinamica di un soggetto vivo.

Per migliorare le prestazioni di questi meccanismi nei modelli muscolo scheletrici, sarebbe opportuno avere a disposizione dati clinici più accurati oppure metodi per l'identificazione dei parametri anatomici più precisi in modo tale da definire con minor incertezza i parametri caratteristici dei modelli.

Il paragrafo 3.3 si occupa di valutare come variano le grandezze cinematiche e l'errore di modellazione al variare dei pesi assegnati ai marker durante l'ottimizzazione statica. L'idea alla base di questa valutazione è che si possano ritenere più affidabili i marker posizionati in corrispondenza di punti con minimo spessore di tessuti molli tra marker e osso. I risultati dei sottomodelli con molle pesate, sia nei modelli con tutti i marker registrati sia in quelli con solo i repere anatomici, confermano questa ipotesi anche se la riduzione dell'errore è, in generale, molto piccola. La minima variazione di errore indica che lo spessore di strato molle interposto tra marker e osso influenza l'affidabilità del marker ma non è il fattore principale che agisce su questo parametro.

Nel Capitolo 4 si darà una valutazione statistica delle fonti di incertezza presentate in questo capitolo, in modo da valutare non solo l'effetto in termini di errore di modellazione ma anche l'influenza in termini di variabilità delle grandezze cinematiche.

Capitolo 4

Analisi statistica delle incertezze cinematiche dovute alle incertezze modellistiche

4.1 Introduzione

Nel terzo capitolo sono state esposte le principali fonti di incertezza che caratterizzano la definizione della posa statica nei modelli muscoloscheletrici. In particolare si è valutato l'effetto sul calcolo delle grandezze cinematiche dell'incertezza legata alla definizione dei parametri articolari e di quella dovuta alla variazione dei parametri dell'ottimizzazione statica. In questo capitolo si vogliono approfondire dal punto di vista statistico i risultati ottenuti nel Capitolo 3, in modo da arrivare a valutare la variabilità delle grandezze cinematiche dovuta a queste fonti di incertezza. Per raggiungere questo scopo si definiscono una serie di esperimenti, in modo da poter modellare in modo statistico le fonti di incertezza e i risultati della modellazione. Nella prima parte del capitolo (paragrafo 4.2) si valuta l'effetto della variazione dei parametri dell'ottimizzazione statica. Come fatto nell'analisi deterministica, si valuta l'effetto di questa fonte di incertezza agendo sui pesi attribuiti ai marker in fase di ottimizzazione; per fare questo si definisce come variabile statistica la rigidità delle molle che collegano i marker solidali ai segmenti ossei a quelli trascinatori.

La seconda parte del capitolo (paragrafo 4.3) concentra l'attenzione sull'incertezza introdotta dalla modellazione delle articolazioni, in particolare sull'effetto della definizione dei parametri articolari. Questo tipo di incertezza non è stata considerata nel terzo capitolo poiché tutti i parametri dei modelli implementati sono stati definiti in modo deterministico. In questo capitolo, invece, verranno definite come variabili statistiche le coordinate dei punti caratteristici del modello, in modo tale da verificare come una loro errata definizione si ripercuote sulle risposte del modello stesso. L'analisi è stata condotta sul modello di riferimento. La scelta di questo modello è legata al fatto la modellazione delle articolazioni di ginocchio e caviglia mediante cerniere ad asse fisso è largamente diffusa nella modellazione muscolo scheletrica degli arti inferiori. Le variabili statistiche definite per l'analisi sono le coordinate dei centri articolari di ginocchio e caviglia. La definizione delle coordinate di questi giunti infatti dipende dall'individuazione di alcuni repere anatomici (epicondili e malleoli) mediante palpazione virtuale. Gli errori commessi nell'individuazione della posizione di questi punti anatomici si ripercuotono sulla definizione dei centri articolari. Un'ulteriore incertezza legata alla definizione delle coordinate

dei centri articolari è legata all'incertezza tra l'asse del giunto (per il ginocchio definito come passante per gli epicondili, mentre per la caviglia passa per i malleoli) e l'asse reale dell'articolazione. L'analisi svolta in questo capitolo permette di valutare come la diversa definizione delle coordinate articolari influenza la variabilità delle grandezze cinematiche.

La variabilità dei risultati cinematici è valutata in termini di variabilità di angoli, di errore di modellazione, stimato ancora come allungamento medio delle molle che guidano il moto, e di bracci articolari di anca, ginocchio e caviglia. Le forze che danno luogo ai momenti articolari sono le forze di reazione al terreno (misurate attraverso piattaforme dinamometriche) e le forze d'inerzia del sistema. La stima della variabilità dei bracci articolari equivale alla stima dell'incertezza dei momenti articolari. Infatti, poiché entrambe queste componenti di forza sono circa costanti, la variazione del braccio articolare si riflette direttamente in una variazione del momento articolare.

4.2 Analisi statistica dell'effetto dell'incertezza sui parametri di ottimizzazione statica

4.2.1 Introduzione

Nel Capitolo 3 si è verificata l'ipotesi che i marker più affidabili siano quelli posizionati in punti dove è minimo lo strato di tessuti molli tra marker e segmento osseo sottostante. Per confrontare il modello con le molle pesate con quello di riferimento si è definito l'errore di modellazione come l'allungamento medio delle molle che guidano il moto del sistema. In questo capitolo si affronta un'analisi statistica dello stesso fenomeno, variando i pesi dei diversi marker in fase di ottimizzazione. Per fare questo si definiscono come variabili statistiche le rigidità delle molle che guidano il moto. Tutti gli esperimenti sono stati condotti sul modello di riferimento in quanto i risultati del Capitolo 3 hanno evidenziato che è quello che presenta errore di modellazione minore.

4.2.2 Definizione degli esperimenti

Tutti gli esperimenti sono definiti nel *tool Insight* del software di modellazione *ADAMS, MSC® Software, US*. Si sono organizzati gli esperimenti in modo da valutare l'effetto della variazione dei parametri dell'ottimizzazione a seconda del protocollo di analisi del cammino impiegato. Come già esposto, infatti, sul paziente è stata applicata una procedura che prevede l'utilizzo di marker stereofotogrammetrici appartenenti a due protocolli differenti. Per valutare l'effetto della variazione dei parametri dell'ottimizzazione a seconda del protocollo di analisi del cammino si sono quindi implementati tre esperimenti differenti: il primo è implementato sul modello "COMPLETO", cioè con entrambi gli arti e con tutti i marker registrati durante l'analisi del cammino, il secondo su un modello con entrambe le gambe ma solo con marker del

protocollo cluster (“CLUSTER”) e l’ultimo su un modello dove il moto di entrambi gli arti è guidato solo da molle tra repere anatomici (“ANATOMICO”). L’implementazione di questi esperimenti permette di approfondire i risultati ottenuti nel Capitolo 3 e di ottenere maggiori indicazioni legate alla variabilità dei risultati a seconda del diverso protocollo impiegato.

La definizione di tutti gli esperimenti avviene secondo la seguente procedura:

- variabili statistiche: si sono definite come variabili statistiche le rigidità delle molle che collegano i marker trascinatori ai marker solidali all’osso (il valore nominale di tale grandezza è per tutte le molle pari a 100 N/mm). Alle variabili è stata attribuita una distribuzione uniforme, con un intervallo di variabilità compreso tra i 50 N/mm e i 150 N/mm;
- obiettivi dell’esperimento: l’analisi che si vuole svolgere in questo capitolo prevede ancora l’analisi degli angoli articolari e dell’errore di modellazione medio e massimo; per questo motivo come obiettivo di ogni esperimento si vogliono conoscere l’allungamento medio e massimo di ogni molla;
- campionamento variabili di input: tra le diverse tipologie di esperimenti proposti dal software si è scelto di utilizzare la tipologia *Latin Hypercube*; questo tipo di progettazione dell’esperimento utilizza per ogni fattore il numero massimo di valori possibili. Il valore di ogni fattore è assegnato in modo casuale, in modo tale che a ogni simulazione la combinazione dei fattori è completamente random; inoltre i fattori assumono un valore diverso per ogni prova.
- numero di prove: l’esperimento prevede 110 prove. Il numero di prove è stato scelto in modo tale che le variabili in ingresso raggiungano la convergenza sul valore medio costante. Si considera la variabile convergente se rimane definitivamente compresa tra $\pm 5\%$ del valore limite al crescere delle simulazioni.

L’implementazione degli esperimenti permette di valutare la variazione dell’errore di modellazione inteso come allungamento delle molle. Per una limitazione del software per valutare la variabilità degli angoli articolari e della distanza dei centri articolari dal punto di applicazione della forza di reazione al terreno (centro di pressione o COP) durante il ciclo di gait, si devono implementare singole simulazioni di camminata scelte tra quelle dell’esperimento. Si sono quindi sottocampionate le 110 prove iniziali scegliendo un numero di simulazioni tale da garantire la convergenza dell’errore di modellazione, valutata con lo stesso criterio utilizzato per le variabili in ingresso. L’analisi di variazione degli angoli articolari è stata condotta solo sull’arto sano, in quanto l’unico che descrive un ciclo di gait completo nell’esperimento implementato. L’analisi della variazione dei bracci articolari è

condotta sulle tre componenti spaziali valutate rispetto al sistema di riferimento globale. In questo modo la variazione di una componente influenza la variazione del momento articolare associato a un determinato movimento dell'arto. I risultati sono presentati mettendo in evidenza il movimento interessato dalla variazione del braccio per analogia con la terminologia clinica: la variazione dei bracci articolari in direzione medio-laterale (componente x) si ripercuote sul movimento di adduzione dell'arto, la variazione in direzione antero-posteriore (componente y) sul movimento di flessione e la componente z (verticale) sul movimento di rotazione. La variazione percentuale dei bracci delle articolazioni è calcolata in corrispondenza dell'istante di massima reazione all'anca. In base ai risultati esposti nel Capitolo 2 e ai pattern di normalità di questa reazione, tale istante è stato identificato in corrispondenza dell'8% del ciclo di gait.

4.2.3 Risultati

Prima di analizzare i risultati dell'esperimento si deve verificare la convergenza sia dei dati in ingresso sia dei risultati dell'esperimento. I risultati di queste due prove per il modello "COMPLETO" sono riportati in fig. 4.1 e 4.2.

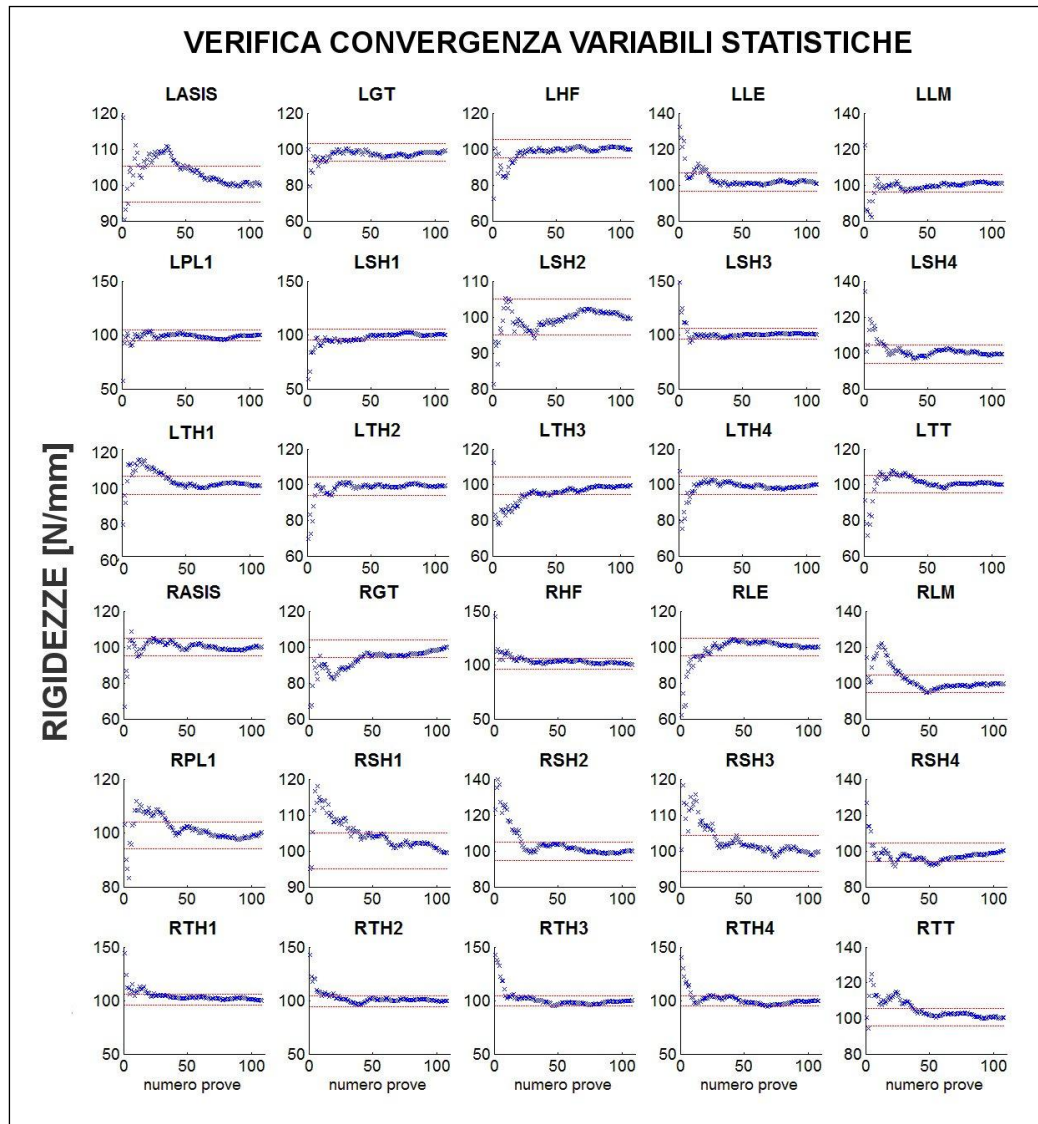


Figura 4.1. Verifica a convergenza dei fattori in ingresso per l'esperimento in cui variano i pesi dei marker: la rigidezza delle molle si considera a convergenza quando rimane compresa tra le due linee ($\pm 5\%$ del valore limite).

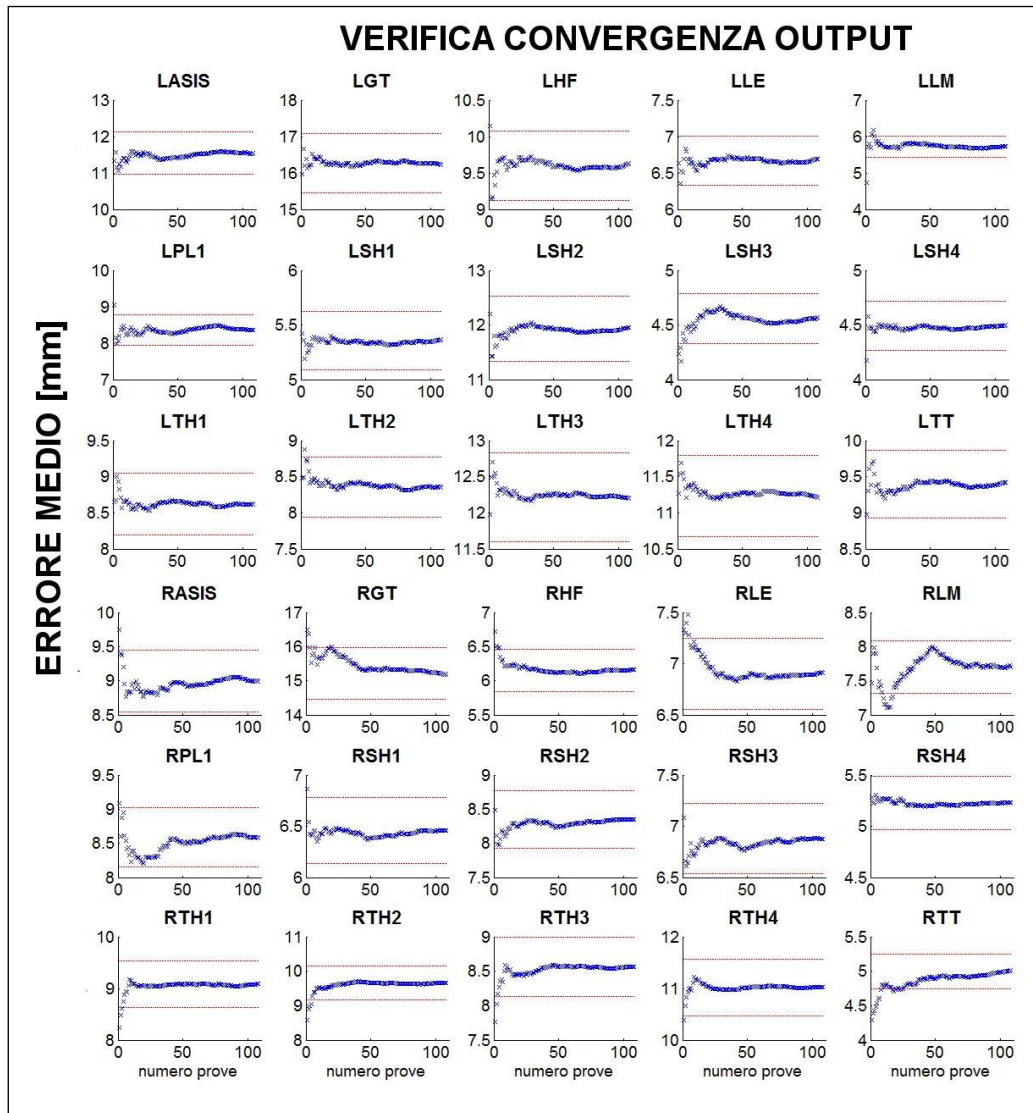


Figura 4.2. Verifica a convergenza dell'output dell'esperimento in cui si variano i pesi dei marker: l'errore medio si considera a convergenza quando rimane compreso tra le due linee ($\pm 5\%$ del valore limite).

I risultati del test di convergenza sull'errore medio evidenziano che per la convergenza di questo output sono richieste al massimo 26 prove (errore associato alla molla del marker RTT nella fig. 4.2). Il sottocampionamento per lo studio della variabilità degli angoli articolari può quindi limitarsi a 30 simulazioni. Le fig. 4.3 e 4.4 riportano i risultati ottenuti per il modello "COMPLETO".

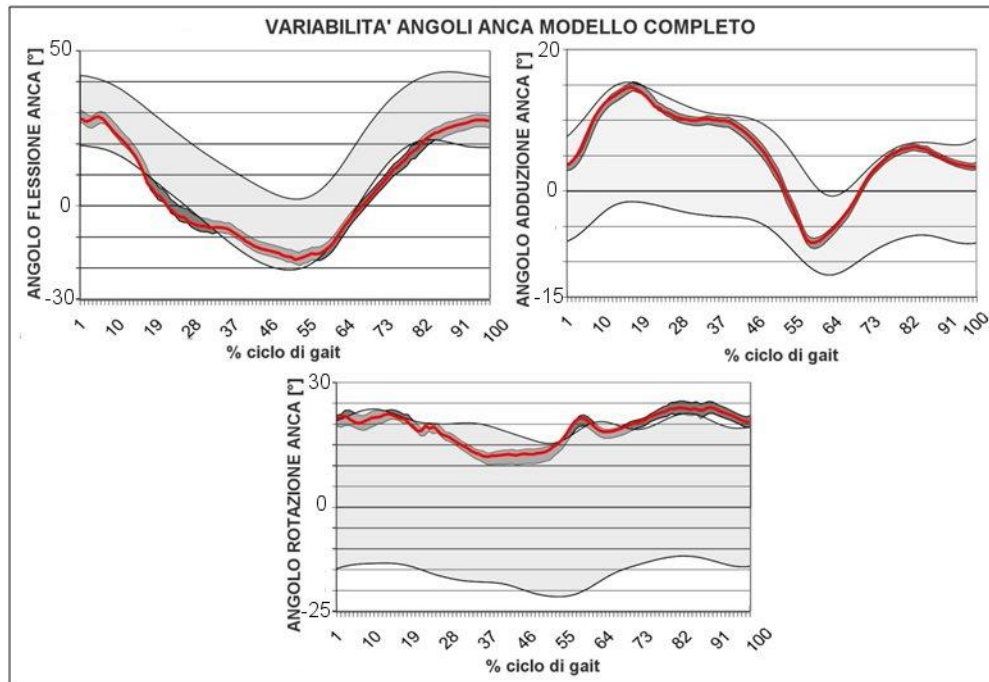


Figura 4.3. Variabilità degli angoli articolari dell'anca dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle per l'esperienza sul modello "COMPLETO"; le bande in grigio chiaro rappresentano le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle differenti simulazioni mentre la linea rossa corrisponde all'angolo articolare del modello di riferimento.

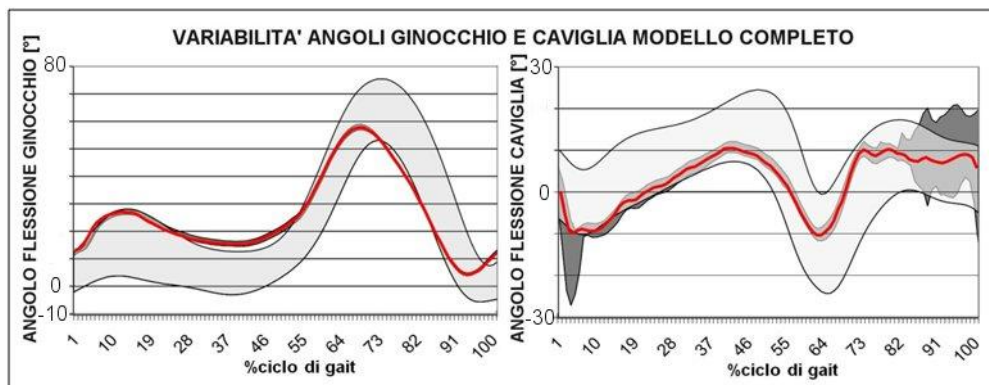


Figura 4.4. Variabilità degli angoli articolari di ginocchio e caviglia dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle per l'esperienza sul modello "COMPLETO"; le bande in grigio chiaro sono le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle diverse simulazioni, mentre la linea rossa rappresenta gli angoli articolari del modello di riferimento.

Dall'osservazione delle precedenti figure si può affermare che:

- per tutti i movimenti dell'anca le variabilità degli angoli rientrano nelle bande di normalità. La massima variabilità si presenta per l'angolo di flessione (ampiezza media della banda 4°), mentre quelli di rotazione e di adduzione presentano un'ampiezza media di variazione pari rispettivamente a 2.5° e 1.2° ;
- il trend della variazione dell'angolo di flessione del ginocchio è consistente con le bande di normalità; la variabilità del ginocchio è mediamente pari a 1.7° ;
- l'angolo di plantaflessione della caviglia non rientra nelle bande di normalità agli estremi del ciclo di gait dove presenta anche una variabilità molto elevata.

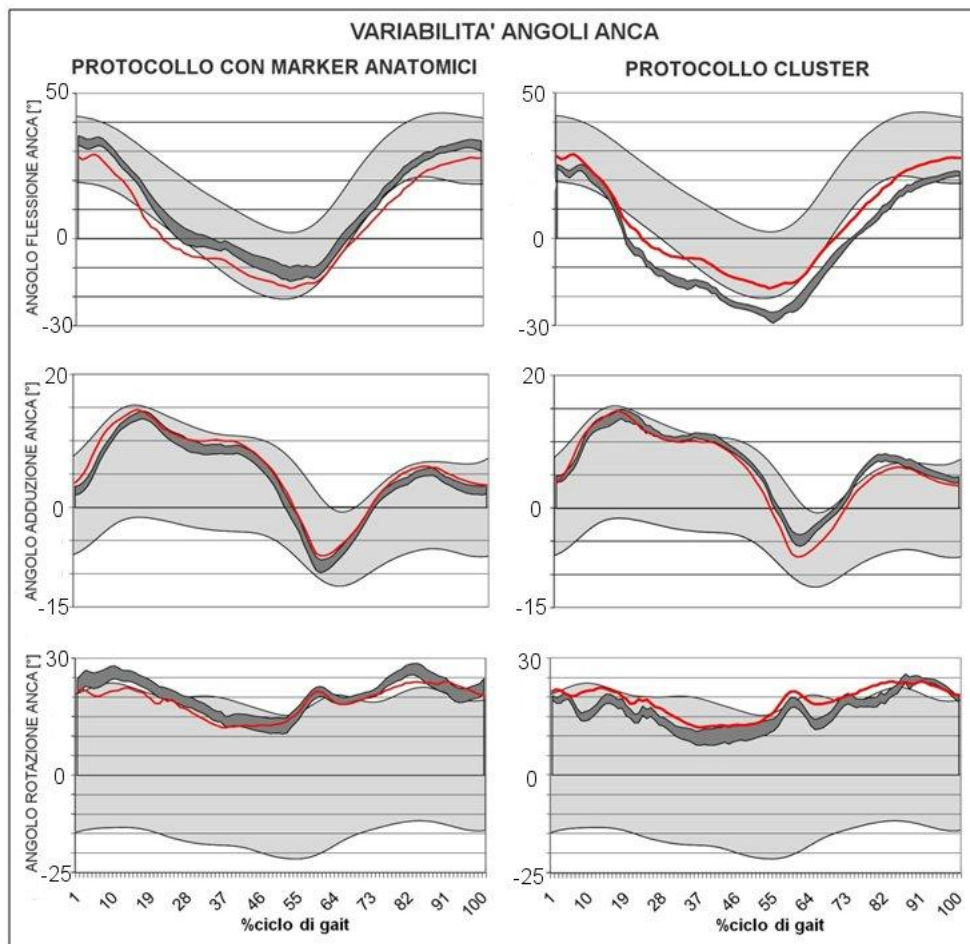


Figura 4.5. Variabilità degli angoli d'anca dovuta alla variazione delle rigidzze delle molle: a sinistra risultati sul modello "ANATOMICI", a destra sul modello "CLUSTER"; le bande in grigio chiaro sono le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle diverse simulazioni; la linea rossa rappresenta gli angoli articolari del modello di riferimento.

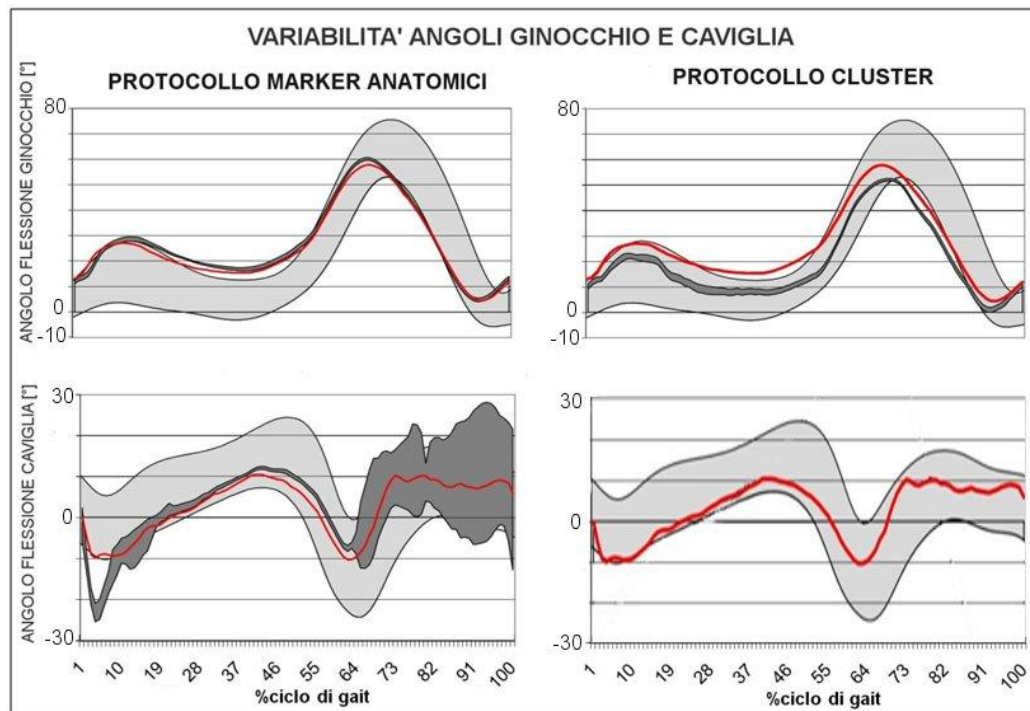


Figura 4.6. Variabilità degli angoli articolari del ginocchio e della caviglia dovuta alla variazione delle rigidità delle molle: a sinistra risultati dell’esperimento sul modello “ANATOMICI”, a destra sul modello “CLUSTER”; le bande in grigio chiaro sono le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle differenti simulazioni; la linea rossa corrisponde all’angolo articolare del modello di riferimento.

Anche per i due esperimenti con un solo protocollo si è valutata la variazione degli angoli articolari. I risultati di quest’analisi sono riportati nelle fig. 4.5 e 4.6 dalla cui osservazione si deduce che:

- il protocollo che prevede solo l’impiego di repere anatomici presenta un andamento della variabilità degli angoli consistente con le bande di normalità per tutte le articolazioni; l’unica eccezione è rappresentata dalla caviglia che presenta ancora elevata variabilità agli estremi del ciclo di gait;
- il protocollo cluster presenta un andamento della variabilità degli angoli di anca non compreso all’interno delle bande di normalità; la variabilità dell’angolo di flessione del ginocchio è compresa all’interno della banda di normalità per buona parte del ciclo di gait, ma presenta valori massimi inferiori a quelli ottenuti con l’impiego dei soli marker anatomici o di entrambe i protocolli contemporaneamente. L’impiego del solo protocollo cluster in questo caso non è in grado di descrivere il

movimento della caviglia in quanto non si ha nessun marker che guida il moto del piede;

- dal punto di vista di ampiezza media della banda di variabilità, il protocollo cluster presenta minore variabilità per tutti gli angoli articolari.

Un'ulteriore valutazione sugli esperimenti riguarda la variazione dell'errore medio di modellazione. Per il modello "COMPLETO" tale errore varia da un minimo di 8.4 mm a un massimo di 8.8 mm e assume una distribuzione gaussiana di media 8.6 mm e deviazione standard 0.05 mm (fig.4.7); la variazione dell'errore medio di modellazione dovuta alla variazione dei parametri dell'ottimizzazione statica risulta circa pari al 5%.

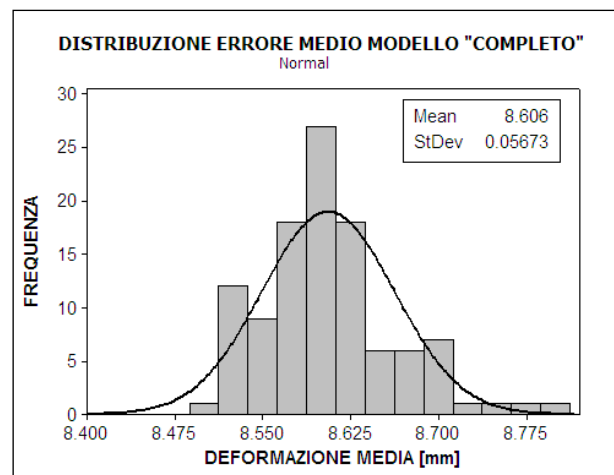


Figura 4.7. Distribuzione dell'errore medio nell'esperimento in cui si variano le rigidzze delle molle, implementato sul modello "COMPLETO".

Dal punto di vista dell'errore medio si può notare che nell'esperimento dove il moto è guidato solo da molle collegate a reperi anatomici l'allungamento varia da un minimo di 7.3 mm a 7.8 mm (variazione di circa 6.5%), mentre per l'esperimento dove si hanno solo marker appartenenti al protocollo cluster la variazione è compresa tra un valore minimo di 6.7 mm e un massimo di 6.9 mm (variazione di circa il 3%). Le rigidzze assunte dalle molle nelle due configurazioni estreme di massimo e minimo errore per i due esperimenti con un singolo protocollo sono riportate in fig. 4.8.

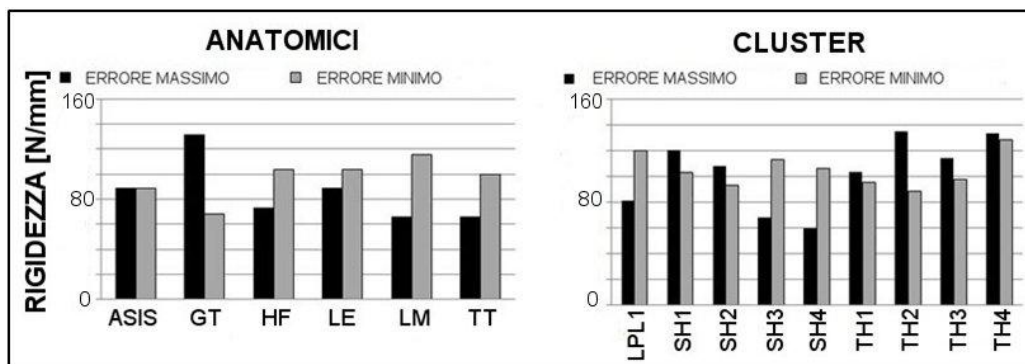


Figura 4.8. Valori delle rigidezze delle molle nei diversi esperimenti nelle due configurazioni estreme di massimo e minimo errore di modellazione.

Si può valutare la correlazione tra gli spessori di tessuto molle misurati nel Capitolo 3 e le rigidezze assunte dalle molle nella configurazione di minima deformazione nell'esperimento con solo i marker anatomici (fig. 4.9).

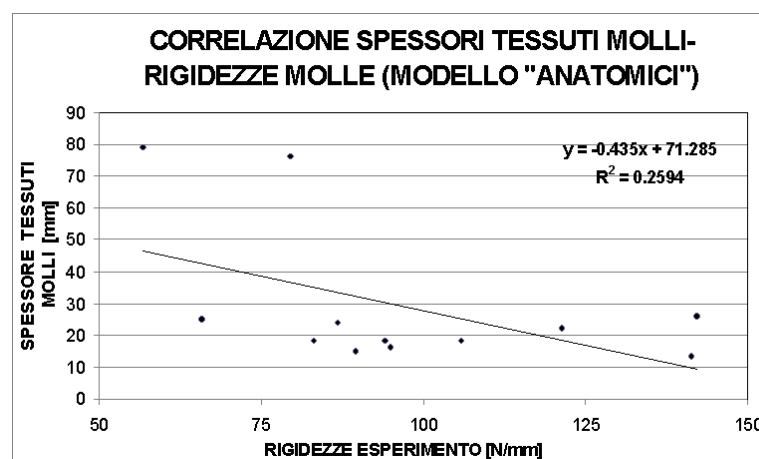


Figura 4.9. Correlazione tra spessore tessuti molli e rigidezze attribuite alle molle nella configurazione di minima deformazione dell'esperimento sul modello "ANATOMICI".

Il coefficiente di correlazione R^2 è pari a 0.26 e questo indica una correlazione molto bassa tra le due grandezze. Comunque, dato il basso numero di dati, è impossibile stabilire se esista effettivamente correlazione, pur bassa, tra le due grandezze.

Si può infine valutare l'effetto della variabilità dei parametri dell'ottimizzazione sul calcolo dei bracci articolari. Questa stima è condotta con le stesse prove considerate per l'analisi degli angoli articolari. Come già esposto il frame considerato per la valutazione di queste grandezze corrisponde all'8% del ciclo

di gait. La variazione è valutata separatamente per le tre componenti spaziali, rispetto al sistema di riferimento globale. In fig. 4.10 si riportano, come esempio di distribuzione dei risultati, le distribuzioni dei bracci articolari per le anche di entrambi gli arti, valutate nell'esperienza con il modello "COMPLETO".

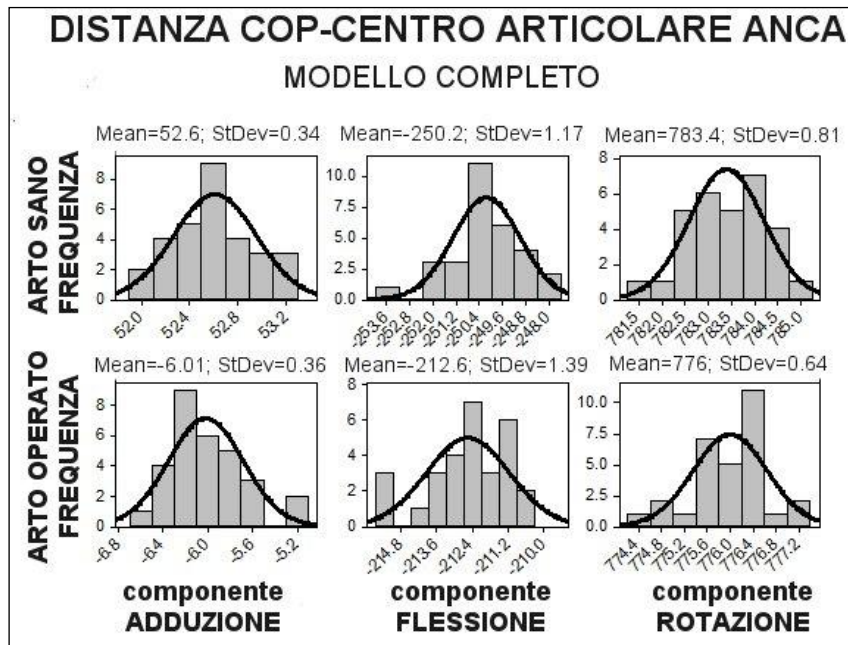


Figura 4.10. Distribuzioni statistiche delle tre componenti spaziali dei bracci articolari d'anca, valutate nell'esperienza sul modello "COMPLETO".

La valutazione della variabilità dei bracci può essere fatta, oltre che in termini di valor medio e deviazione standard (fig. 4.10), in termini di coefficiente di variazione percentuale ottenuto come rapporto tra la deviazione standard e la media (fig. 4.11). I risultati non evidenziano differenze significative tra la variabilità dei bracci articolari nei due arti, per cui i risultati riportati in fig. 4.11 sono una media tra le due gambe.

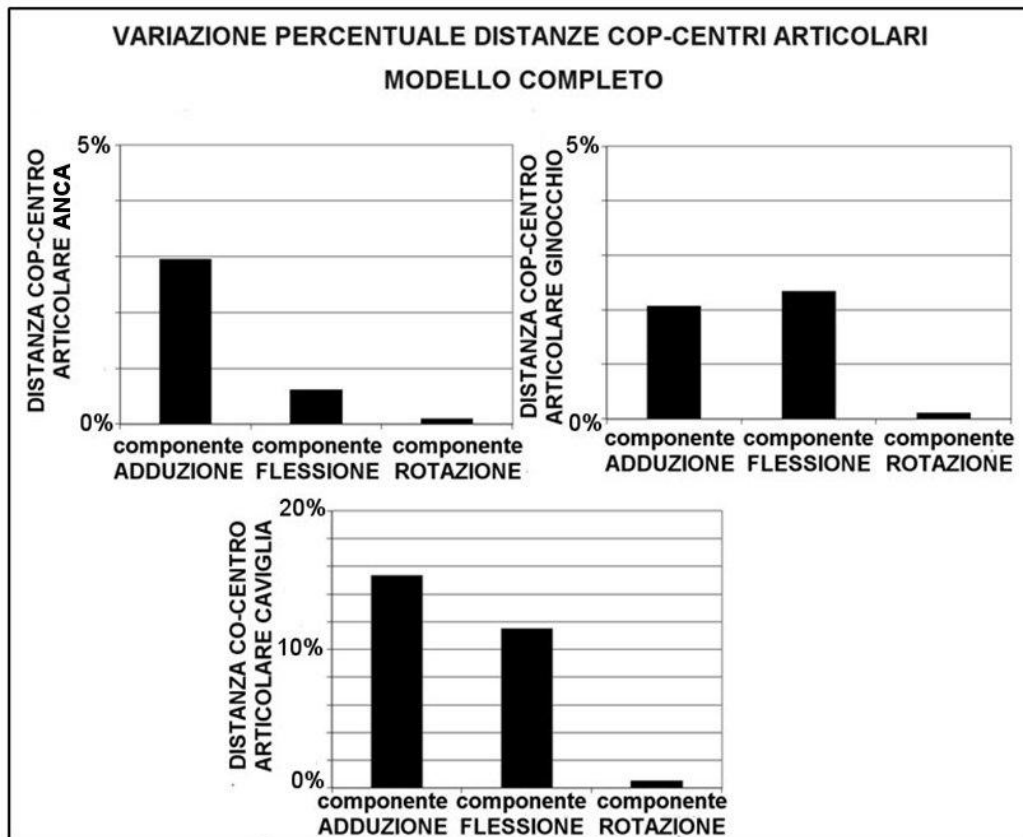


Figura 4.11. Variazione percentuale delle componenti dei bracci articolari per l'esperimento in cui variano le rigidità delle molle, implementato sul modello "COMPLETO".

Dagli istogrammi in fig .4.11 si può osservare che:

- tutte le componenti del braccio d'anca presentano una variabilità ridotta, inferiore al 5%;
- anche per le componenti del ginocchio la variazione del braccio articolare dovuta alla variazione dei pesi attribuiti ai marker è ridotta, inferiore al 5%;
- la caviglia presenta variabilità dei bracci maggiore rispetto alle altre due articolazioni, soprattutto nelle componenti legate ai movimenti di adduzione (variazione rispetto al valor medio circa 15%) e di flessione (11%).

Si può ripetere la stima dell'incertezza dei bracci in termini percentuali anche per gli esperimenti in cui sul modello è applicato un solo protocollo (fig. 4.12).

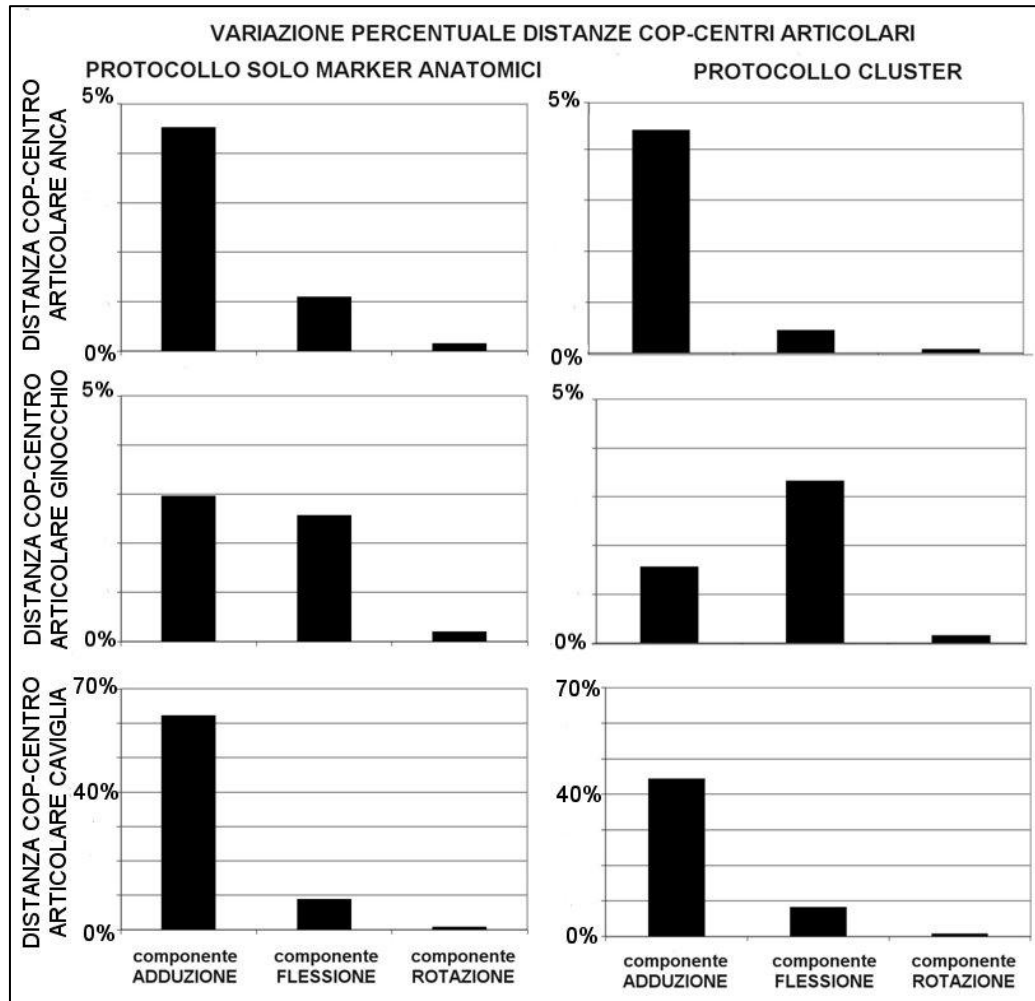


Figura 4.12. Variazione percentuale delle tre componenti dei bracci articolari per le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia calcolate nei due esperimenti: a sinistra esperimento sul modello “ANATOMICI” e a destra esperimento sul modello “CLUSTER”.

Confrontando i risultati ottenuti per i due esperimenti con un solo protocollo (fig. 4.12) con quelli ottenuti per l’esperimento sul modello “COMPLETO” (fig.4.11) si può osservare che:

- nelle articolazioni di anca e ginocchio la variazione dei bracci rispetto al valor medio è minore del 5% in tutte le componenti e in tutti gli esperimenti. Si può tuttavia osservare che le variazioni stimate negli esperimenti con un solo protocollo sono di poco maggiori di quelle stimate con l’esperimento sul modello “COMPLETO”;

- negli esperimenti implementati con un solo protocollo aumenta la variabilità del braccio di caviglia. In particolare aumenta notevolmente l'incertezza sulla componente legata al movimento di adduzione.

4.3 Analisi statistica dell'effetto dei parametri articolari

4.3.1 Introduzione

Un'altra fonte di incertezza che contribuisce al residuo della posa statica è legata alla definizione dei parametri e dei modelli articolari. In particolare, in questo capitolo si vuole valutare la sensibilità delle grandezze cinematiche alla variazione delle coordinate dei centri articolari, parametri caratteristici di un modello di articolazione. Questo tipo di analisi è svolto rispetto al modello di riferimento presentato nel Capitolo 2, nel quale le articolazioni di ginocchio e caviglia sono modellate come cerniere ad asse fisso. Si è scelto di concentrare l'analisi su questo modello in quanto è quello che finora ha trovato maggior applicazione nella modellazione muscoloscheletrica. Questo modello permette inoltre di definire in modo semplice e immediato le variabili statistiche dell'esperimento. Infatti tali variabili coincidono con le coordinate dei centri articolari di ginocchio e caviglia.

4.3.2 Definizione degli esperimenti

L'esperimento è stato definito con un procedimento simile a quanto presentato nel paragrafo 4.2.2; le uniche differenze rispetto a quanto sopra esposto riguardano la definizione delle variabili e il numero di prove:

- variabili statistiche: si sono definite come variabili statistiche le coordinate antero-posteriore (y) e prossimo-distale (z) dei centri articolari di ginocchio e caviglia rispetto al sistema di riferimento globale, coincidente con il sistema di riferimento usato nella posa TAC (fig. 4.13); si è trascurata la variazione lungo la direzione medio-laterale x in quanto si ritiene che uno spostamento del centro articolare all'incirca lungo la direzione dell'asse del giunto comporti minime variazioni del movimento. Poiché la posizione dei centri articolari viene definita con gli stessi criteri in entrambi gli arti si è deciso di far variare le coordinate corrispondenti dei centri articolari in ugual modo; le coordinate corrispondenti nei due arti sono perciò state definite come un unico fattore.

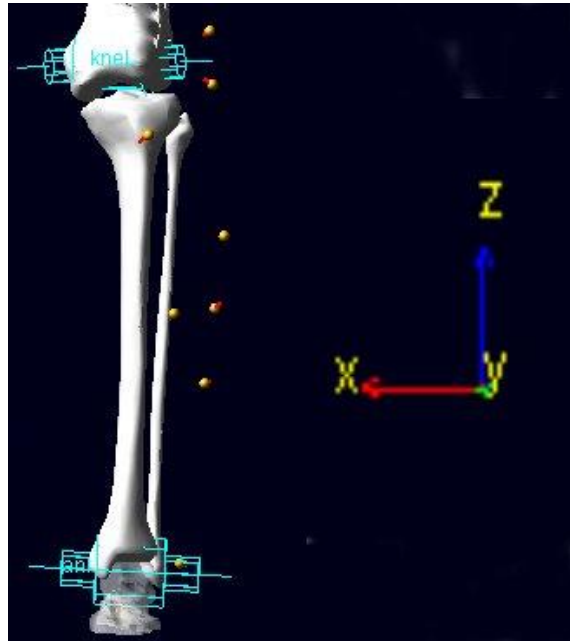


Figura 4.13. Sistema di riferimento globale rispetto al quale si sono definite le variazioni per le coordinate dei centri articolari.

- distribuzione delle variabili: si è deciso di assegnare ad ogni fattore (composto da due coordinate corrispondenti) una distribuzione uniforme e una variabilità percentuale tale da ottenere valori delle variabili comprese in ± 5 mm rispetto al valore nominale; questa variabilità è legata all'incertezza di identificazione degli epicondili e dei malleoli durante la *virtual palpation* e all'errore di posizione tra l'asse reale e l'asse del giunto;
- numero di prove: l'esperimento prevede 50 prove. Il numero di prove è stato scelto in modo tale che le variabili in ingresso raggiungano la convergenza sul valore medio costante. Si considera la variabile convergente se rimane definitivamente compresa tra ± 1 mm del valore limite al crescere delle simulazioni.

Per la valutazione dell'effetto di questa fonte di incertezza sugli angoli e i bracci articolari, si è scelto di implementare singole prove definite attraverso la progettazione di un ulteriore esperimento di tipo *Fractional Factorial*, dove le variabili statistiche possono assumere solo valore minimo o massimo (ancora corrispondenti a ± 5 mm rispetto al valore nominale della coordinata). L'analisi prevede 8 prove, in cui le variabili assumono valore massimo o minimo come indicato nella seguente tabella.

Tabella 1.1. Indicazione dei livelli assunti dalle variabili nelle 8 prove per il calcolo degli angoli e dei bracci articolari. Il valore 1 indica il livello massimo della variabile (coordinata nominale +5 mm), mentre -1 indica il livello minimo (coordinata nominale -5 mm).

VARIABILI	PROVE							
	1	2	3	4	5	6	7	8
y ginocchio	-1	-1	-1	-1	1	1	1	1
z ginocchio	-1	-1	1	1	-1	-1	1	1
y caviglia	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1
z caviglia	-1	1	1	-1	1	-1	-1	1

4.3.3 Risultati

Prima di analizzare i risultati, si deve verificare se il numero di prove scelto garantisce la convergenza dei fattori statistici di ingresso (fig. 4.14).

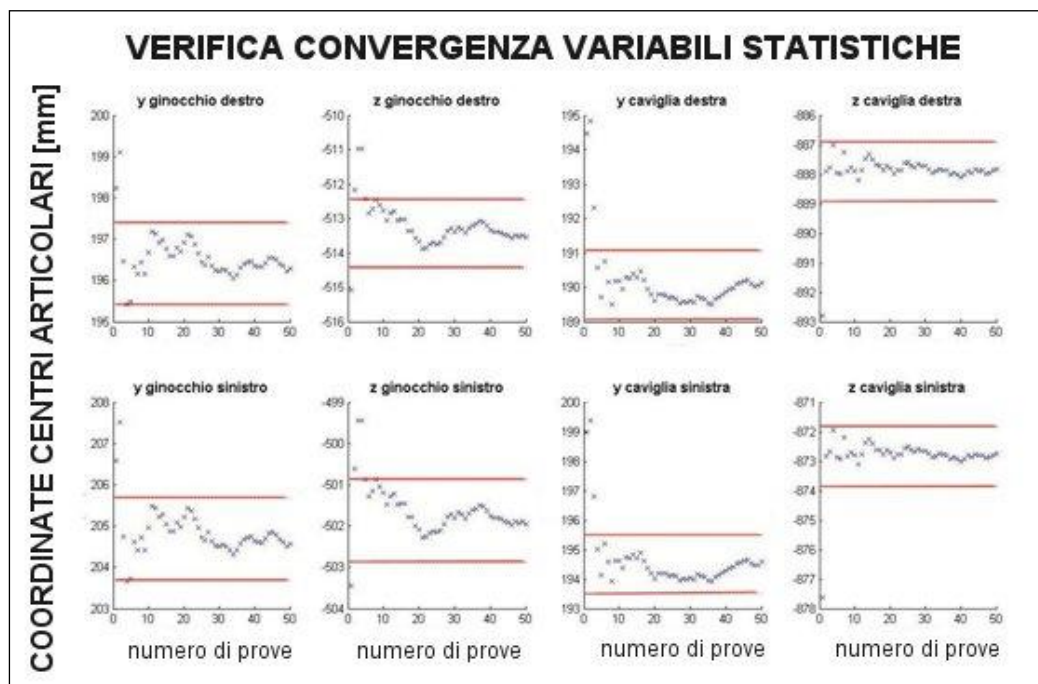


Figura 4.14. Verifica a convergenza delle variabili d'ingresso dell'esperimento in cui si variano le coordinate dei centri articolari: si considera la grandezza a convergenza quando rimane compresa tra le due linee (± 1 mm rispetto al valore limite).

Come sopra esposto per stimare la variabilità degli angoli articolari si sono implementate 8 prove dove le coordinate dei giunti articolari assumono solo

valori estremi, come indicato in tab. 1.1. Il risultato di questa analisi è rappresentato nelle fig. 4.15 e 4.16.

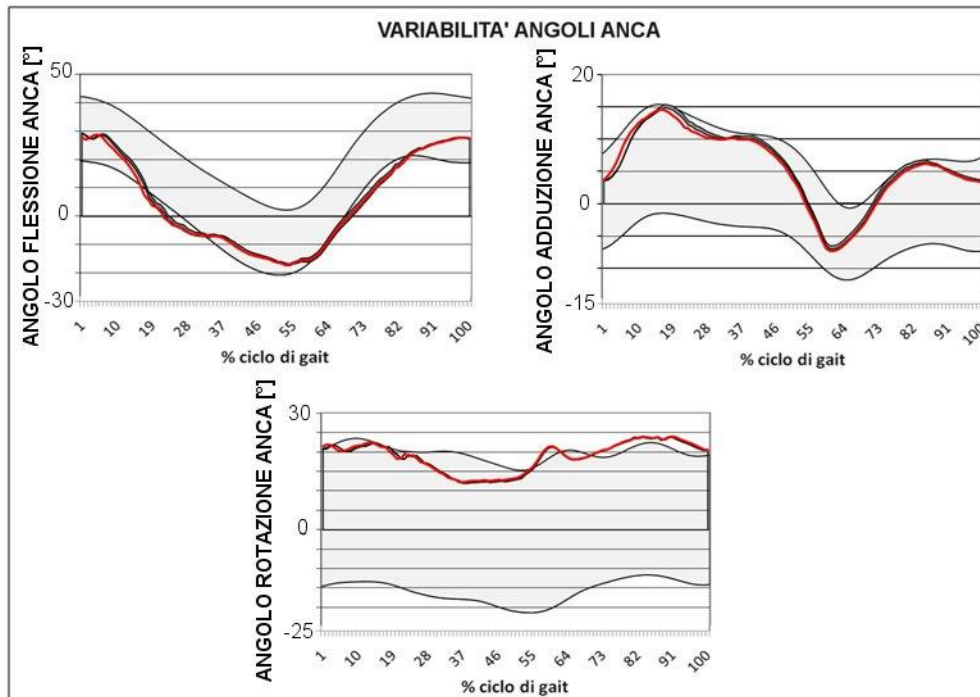


Figura 4.15. Variabilità degli angoli articolari dell'anca dovuta alla variazione delle coordinate dei centri articolari; le bande in grigio chiaro rappresentano le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle differenti simulazioni mentre la linea rossa corrisponde all'angolo articolare del modello di riferimento.

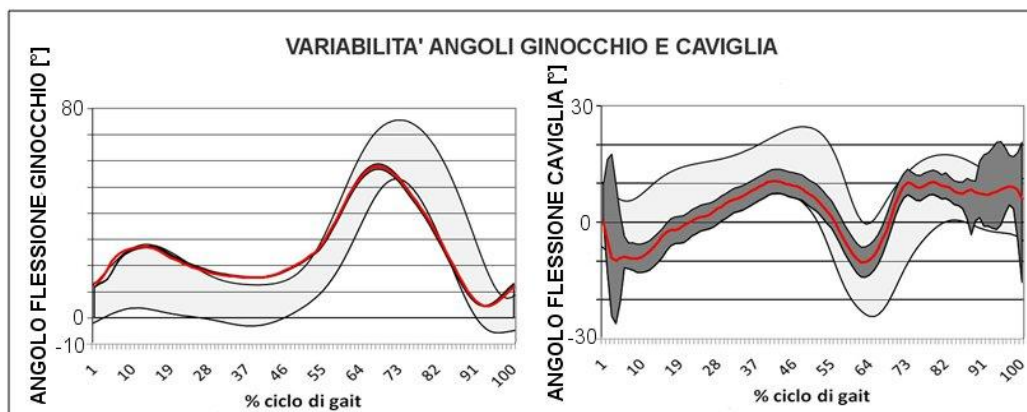


Figura 4.16. Variabilità degli angoli articolari di ginocchio e caviglia dovuta alla variazione delle coordinate dei centri articolari; le bande in grigio chiaro rappresentano le bande di normalità [9], le bande in grigio scuro sono dovute alle diverse simulazioni, mentre la linea rossa rappresenta gli angoli articolari del modello di riferimento.

Dalle immagini sopra riportate si può notare che:

- tutte le variazioni degli angoli articolari presentano un andamento coerente con le bande di normalità;
- fatta eccezione per l'angolo di plantaflessione della caviglia, le variazioni degli angoli articolari risultano minime, dell'ordine dei decimi di grado.

Anche per questo esperimento si può valutare l'errore medio di modellazione come allungamento medio delle molle che guidano il moto. L'errore minimo vale 8.4 mm, mentre il massimo è pari a 8.8 mm; questa grandezza presenta una distribuzione gaussiana con media pari a 8.6 mm e deviazione standard 0.11 mm (fig. 4.17). La variazione dell'errore medio legata alla variazione dei parametri articolari (centri articolari) risulta pari circa al 5%.

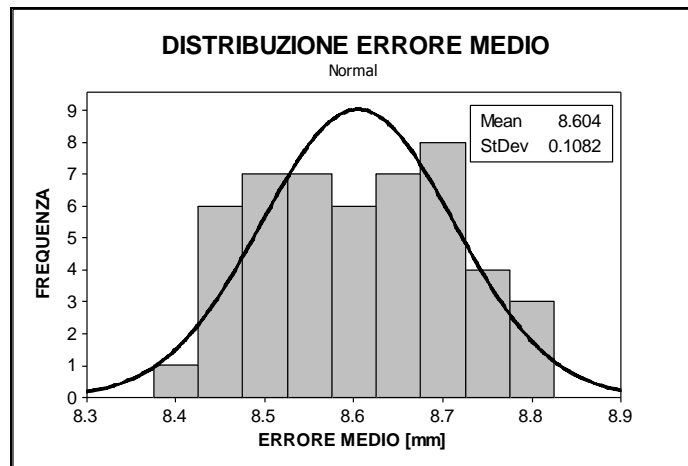


Figura 4.17. Distribuzione dell'errore medio nell'esperimento in cui si variano le coordinate dei centri articolari di ginocchio e caviglia.

In fig. 4.18 si riportano i valori degli spostamenti che si devono assegnare alle coordinate dei giunti articolari rispetto alla posizione nominale per raggiungere le due configurazioni estreme di allungamento. Da tale figura si nota che:

- per ottenere un errore minimo si devono spostare i centri articolari delle ginocchia di circa 5 mm in direzione frontale e di circa 1,5 mm verso l'alto;
- per ottenere il minimo errore si deve spostare il centro articolare della caviglia di meno di 2 mm in entrambe le direzioni.

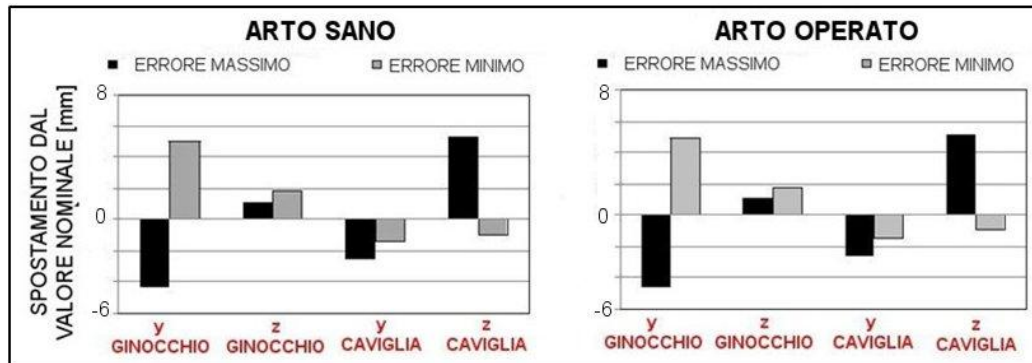


Figura 4.18. Valori di spostamento rispetto alla posizione nominale dei diversi fattori nelle due configurazioni estreme di minimo e massimo errore per i due arti.

Come ultima analisi si calcola la variazione della distanza tra i centri articolari e i centri di pressione. La variabilità dei bracci articolari è valutata ancora in termini di coefficiente di variazione percentuale, calcolato come rapporto tra la deviazione standard e la media tra le diverse prove in corrispondenza dell'8% del ciclo di gait. I risultati non evidenziano differenze significative tra la variabilità dei bracci articolari nei due arti, per cui i risultati riportati in fig. 4.19 sono una media tra le due gambe.

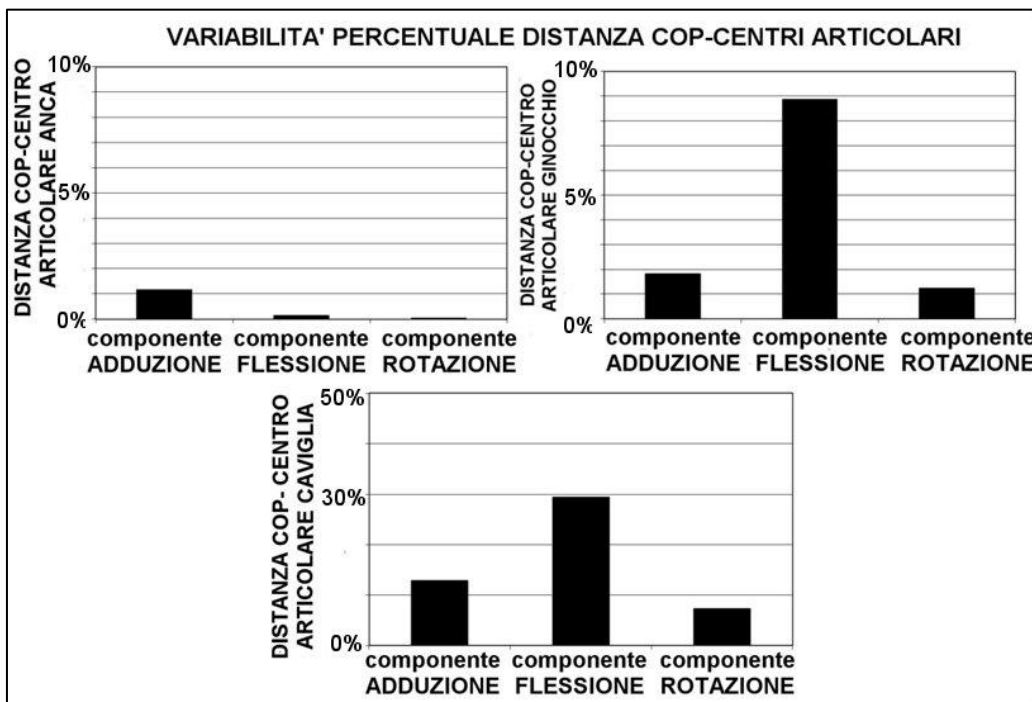


Figura 4.19. Variazione percentuale delle componenti dei bracci articolari per l'esperimento in cui variano le coordinate dei centri articolari.

Dalla fig. 4.19 si può osservare che:

- tutte le componenti del braccio d'anca presentano variazioni rispetto al valor medio molto ridotte, inferiori al 2%;
- per quel che riguarda il ginocchio, la massima variazione del braccio rispetto al valor medio si presenta sulla componente che influisce sul movimento di flessione (variazione pari a circa il 9%);
- tutte le componenti del braccio di caviglia presentano variazioni superiori al 5%. La componente del braccio legata alla flessione presenta massima variazione rispetto al valor medio e tale variazione risulta pari a circa il 30%.

4.4 Conclusioni

Come affermato al paragrafo 4.1, l'utilizzo dell'analisi statistica ha come scopo la valutazione della variabilità dei risultati cinematici.

Il primo tipo di incertezza di cui si è voluto valutare l'effetto è la variazione dei pesi attribuiti ai marker durante il calcolo della posa statica. L'effetto di queste variabili è stato valutato in tre differenti esperimenti, in modo da stimare i risultati a seconda del protocollo di analisi di cammino applicato. Dal punto di vista della variabilità degli angoli articolari, si nota che sia l'esperimento sul modello "COMPLETO" sia quello in cui compaiono solo i marker anatomici presentano variazioni dell'ordine dei gradi sui diversi angoli articolari. Le variazioni degli angoli in questi due esperimenti presentano trend coerenti con le bande di normalità [9], ad eccezione dell'angolo di flessione della caviglia soprattutto negli istanti estremi del ciclo di gait. Questo comportamento è probabilmente dovuto alla maggiore incertezza che accompagna la modellazione della caviglia: nel modello analizzato il moto della caviglia è guidato da una singola molla associata al calcagno. La definizione della posizione dei marker in questo punto anatomico risulta complessa sia per il marker solidale al segmento osseo sia per quello stereofotogrammetrico: il primo, infatti, è difficile da individuare a causa dei limitati dati CT del piede, mentre il secondo non è visibile dai dati TAC. La molla che collega i due marker e che guida il moto del piede risente quindi di un'incertezza maggiore, per questo le è stato attribuito peso minore e non è stata trattata come variabile statistica. A parte questa elevata incertezza sulla molla del calcagno, la definizione del giunto di caviglia risulta affidabile. Anche la posizione del centro articolare di caviglia risulta corretta: l'esperimento in cui si variano le coordinate dei centri articolari ha infatti dimostrato che l'errore minimo di modellazione si ottiene variando di meno di 2 mm in entrambe le direzioni la posizione del centro di caviglia rispetto alla posizione nominale. L'esperimento implementato sul modello "CLUSTER" evidenzia una minore variabilità degli angoli articolari, ma questo protocollo predice alcuni pattern di angoli non coerenti con le bande di normalità, come la flessione e l'adduzione dell'anca.

Dal punto di vista dell'errore medio di modellazione si può affermare che la variazione dovuta ai differenti pesi attribuiti ai marker è minima in tutti gli esperimenti (variazione massima pari a 6.5% nell'esperimento con solo reperi anatomici). Poco interessante è il risultato evidenziato per l'esperimento con solo marker anatomici: il coefficiente R^2 risulta pari a 0.26 e questo evidenzia una bassa correlazione tra le rigidità assunte dalle molle nella configurazione di minima deformazione e gli spessori di tessuti molli misurati nel Capitolo 3. Questo risultato conferma l'ipotesi che l'affidabilità di un marker dipenda dallo spessore di tessuti molli sottostante solo in parte, infatti la riduzione dell'errore è minima, dell'ordine dei decimi di millimetro.

L'analisi della variazione dei bracci articolari evidenzia che l'impiego contemporaneo di due protocolli permette la riduzione della variabilità percentuale di queste grandezze. Le variazioni rispetto al valor medio risultano comunque ridotte, soprattutto per i bracci di ginocchio e anca, che in tutti e tre gli esperimenti presentano variazioni di componenti inferiori al 5%. Il braccio articolare di caviglia presenta variazioni percentuali più elevate, a conferma di quanto sopra esposto sulla maggiore incertezza che ne accompagna il moto.

La seconda componente di incertezza valutata riguarda la definizione delle coordinate dei centri articolari. Questa fonte di incertezza influenza la variabilità degli angoli articolari in modo minimo: tutti gli angoli, ad eccezione della caviglia per le motivazioni esposte sopra, presentano variabilità dell'ordine del decimo di grado. Questo risultato permette di affermare che l'incertezza degli angoli articolari dovuta alla definizione delle coordinate dei centri articolari nelle direzioni verticale e antero-posteriore è minima. L'effetto di questa incertezza è ridotto anche per quel che riguarda la variazione dell'errore di modellazione (pari al 5%). La definizione dei centri articolari influenza, invece, in modo significativo l'incertezza dei bracci articolari e quindi dei momenti. I risultati ottenuti sulla variazione percentuale delle diverse componenti evidenziano variabilità maggiori per le componenti di ginocchio e caviglia rispetto al primo esperimento implementato. Inoltre si può osservare come la variazione delle coordinate di caviglia e ginocchio non si traduca in una variazione di momento articolare all'anca: le variazioni delle componenti del braccio d'anca risultano infatti minime, tutte inferiori al 2%.

Il confronto tra l'effetto delle due fonti di incertezza valutate in questo capitolo permette di affermare che dal punto di vista della variazione dei momenti articolari risulta maggiormente significativa l'incertezza legata alla definizione dei parametri articolari. Per ridurre quindi l'incertezza associata al calcolo dei momenti articolari e delle forze muscolari si deve concentrare l'attenzione sulla definizione dei centri articolari. L'incertezza sui momenti articolari stimata in questo capitolo si ridistribuisce in termini di forza sui muscoli. La valutazione dell'incertezza, dovuta alle stesse fonti di errore qui valutate, che accompagna le forze muscolari, sarà oggetto del Capitolo 5.

Capitolo 5

Sensibilità delle forze muscolari alle incertezze modellistiche

5.1 Introduzione

L'analisi condotta nei capitoli precedenti ha permesso di valutare l'effetto delle incertezze introdotte nell'analisi di cinematica inversa e nella definizione dei parametri articolari sulla stima della cinematica articolare. In questo capitolo si vuole completare l'analisi dell'effetto delle diverse fonti di incertezza concentrando l'attenzione sulle forze muscolari, ottenute dall'analisi di dinamica inversa e da un processo di ottimizzazione. Le analisi svolte in questo capitolo permettono di valutare come la variabilità dei momenti articolari, già stimata nel Capitolo 4, si ridistribuisce in termini di forze muscolari. La variabilità delle grandezze dinamiche è valutata in relazione alle stesse fonti di incertezza esposte nei precedenti capitoli. In particolare l'analisi è condotta a partire dai risultati ottenuti nel Capitolo 4: le coordinate generalizzate ottenute come risultato della cinematica inversa negli esperimenti del capitolo precedente sono utilizzate come input per l'analisi di dinamica inversa.

Nella prima parte del capitolo (paragrafo 5.2), si valuta la variazione delle forze muscolari al variare dei parametri utilizzati per il calcolo della posa statica. All'analisi di dinamica inversa sono forniti in ingresso i valori delle coordinate generalizzate ottenute dalle trenta singole simulazioni implementate nell'esperimento sul modello "COMPLETO", esposto al paragrafo 4.2.

La seconda parte del capitolo (paragrafo 4.3) si occupa di valutare l'effetto dell'incertezza legata alla definizione dei parametri articolari. In questo caso si fa ancora riferimento all'esperimento condotto nel Capitolo 4, che prevede l'implementazione di otto prove in cui le coordinate dei centri articolari di ginocchio e caviglia possono assumere solo valore massimo e minimo in un intorno di 5 mm rispetto al valore nominale.

La variabilità dei risultati dinamici è valutata in termini di variabilità delle forze di reazione ai giunti e delle forze muscolari. I risultati delle forze muscolari sono presentati raggruppando i muscoli in base alla loro funzione o al segmento osseo sul quale agiscono, come già fatto nel Capitolo 2.

5.2 Sensibilità ai parametri dell'ottimizzazione statica

5.2.1 Introduzione

Il Capitolo 4 ha evidenziato che la fonte di incertezza legata alla definizione dei parametri dell'ottimizzazione statica influenza sia la predizione degli angoli articolari, sia la variazione dei bracci articolari: tutti gli angoli articolari presentano variabilità compresa tra i 2° e i 4°, mentre la variazione dei bracci articolari risulta inferiore al 5% in tutte le componenti per le articolazioni di anca e ginocchio, mentre per la caviglia si raggiunge una variabilità maggiore (circa 15%) nella componente legata all'adduzione. In questo capitolo si va a valutare l'effetto dell'incertezza legata alla definizione dei pesi dei marker sulle forze muscolari e le forze di reazione ai giunti.

5.2.2 Materiali e Metodi

Il calcolo delle forze di reazione ai giunti e delle forze muscolari è fatto implementando un modello nel software open-source OpenSim 2.0. Il modello, implementato nel LTM, è il modello già esposto nel Capitolo 2. In questo modello, ginocchio e caviglia sono modellati come cerniere ad asse fisso e sono presenti 78 muscoli modellati come attuatori di Hill (paragrafo 2.3.2, [1]).

L'analisi di dinamica inversa richiede come dati di ingresso le coordinate generalizzate ricavate dall'analisi di cinematica inversa e le reazioni al terreno misurate durante l'analisi del cammino. Le forze muscolari si ricavano attraverso l'implementazione dell'algoritmo CMC (*Computed Muscle Control*, [36]). Il CMC è un metodo che implementa un sistema di dinamica inversa e un sistema di dinamica diretta. Le forze calcolate dalla dinamica inversa sono usate per il calcolo della cinematica in dinamica diretta. L'errore tra la cinematica (risultato dell'analisi diretta) e la cinematica target è usato da un sistema di controllo proporzionale derivativo per modificare gli input di dinamica inversa. Il ciclo procede fino alla riduzione dell'errore al di sotto di una soglia prefissata. Il risultato è uno schema di controllo che soddisfa un criterio di ottimo (minimo energetico implementato nella dinamica inversa) e contemporaneamente è in grado di produrre la cinematica target con una precisione nota. Questo permette di risolvere il problema della valutazione del contributo di ogni muscolo al movimento, che, come esposto nel Capitolo 2 (paragrafo 2.4.3), è indeterminato. Le analisi di dinamica inversa e di ottimizzazione sono condotte sulle trenta prove dell'esperimento esposto al paragrafo 4.2.2. già utilizzate per la valutazione della variabilità dei bracci e degli angoli articolari.

La variabilità delle reazioni articolari di anca e ginocchio è stimata considerando la differenza tra il minimo e il massimo di queste grandezze; inoltre si valuta il rapporto tra la massima variazione e il valor medio assunto dalle reazioni tra le differenti prove. L'andamento delle bande di variabilità è confrontato con l'andamento delle reazioni articolari per il modello di riferimento, dove a tutti i

marker è assegnato peso unitario. Le reazioni articolari sono normalizzate rispetto al peso del paziente, pari a 471 N, ed espresse in *Body Weight* [BW]. Una volta individuate le bande di variabilità delle reazioni articolari, si individua per ogni arto l'istante del ciclo di gait in cui si ha la massima reazione all'anca. In corrispondenza di questo istante si vanno a valutare le forze muscolari in termini di variazione media, deviazione standard e coefficiente di variazione tra le diverse prove.

5.2.3 Risultati

I primi risultati dinamici di cui si può valutare la variabilità sono le forze di reazione all'anca e al ginocchio (fig. 5.1).

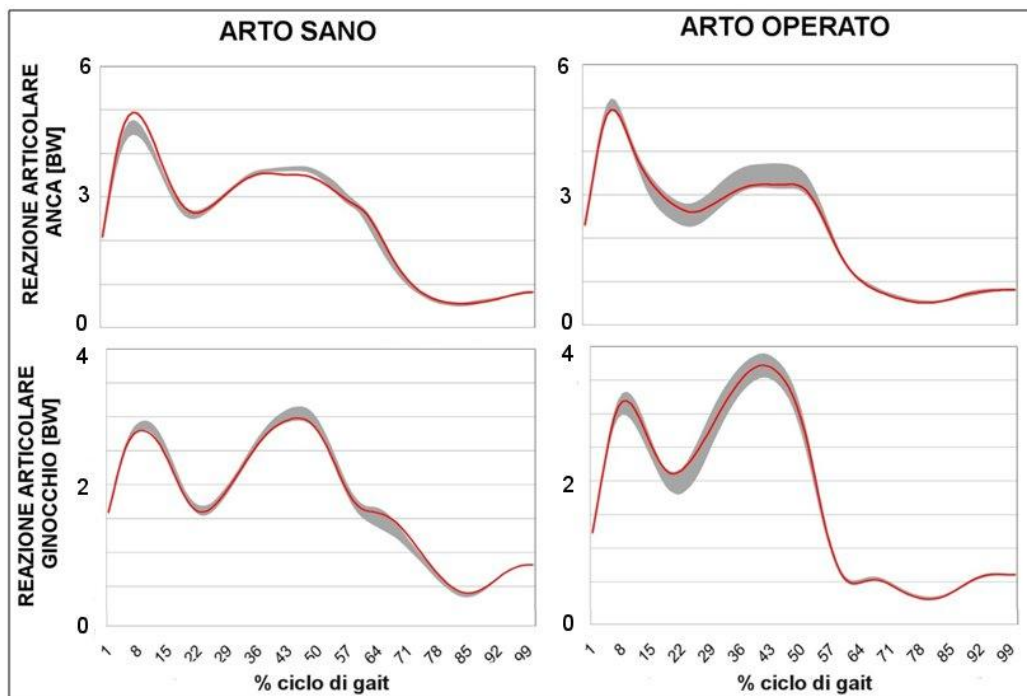


Figura 5.1. Bande di variabilità delle reazioni articolari di anca e ginocchio calcolate per l'esperimento sui parametri di ottimizzazione. La linea rossa rappresenta la reazione articolare del modello "COMPLETO" con tutte le rigidità delle molle pari a 100 N/mm.

Dalla fig. 5.1 si può osservare che:

- l'ampiezza media della banda di variabilità dell'anca è pari a 0.29 BW per l'arto operato, mentre quella per l'arto sano risulta pari a 0.16 BW. L'ampiezza massima di variazione si presenta per l'arto operato e vale 0.59 BW; dividendo questo valore per il valor medio della reazione in

quell'istante (3.45 BW) si ottiene una variabilità percentuale pari a circa il 17%;

- la reazione al ginocchio presenta variabilità media per l'arto operato pari a 0.21 BW, mentre per la gamba sana vale 0.14 BW; la massima variazione si presenta per l'arto operato ed è pari a 0.54 BW; nell'istante di massima variazione la reazione articolare presenta valor medio di 2.46 BW, per cui la variazione percentuale risulta pari a circa il 22%.

In fig. 5.2 si riportano i valori di forza media e deviazione standard e di variabilità percentuale (coefficiente di variazione) di gruppi muscolari agenti sull'anca e sul ginocchio.

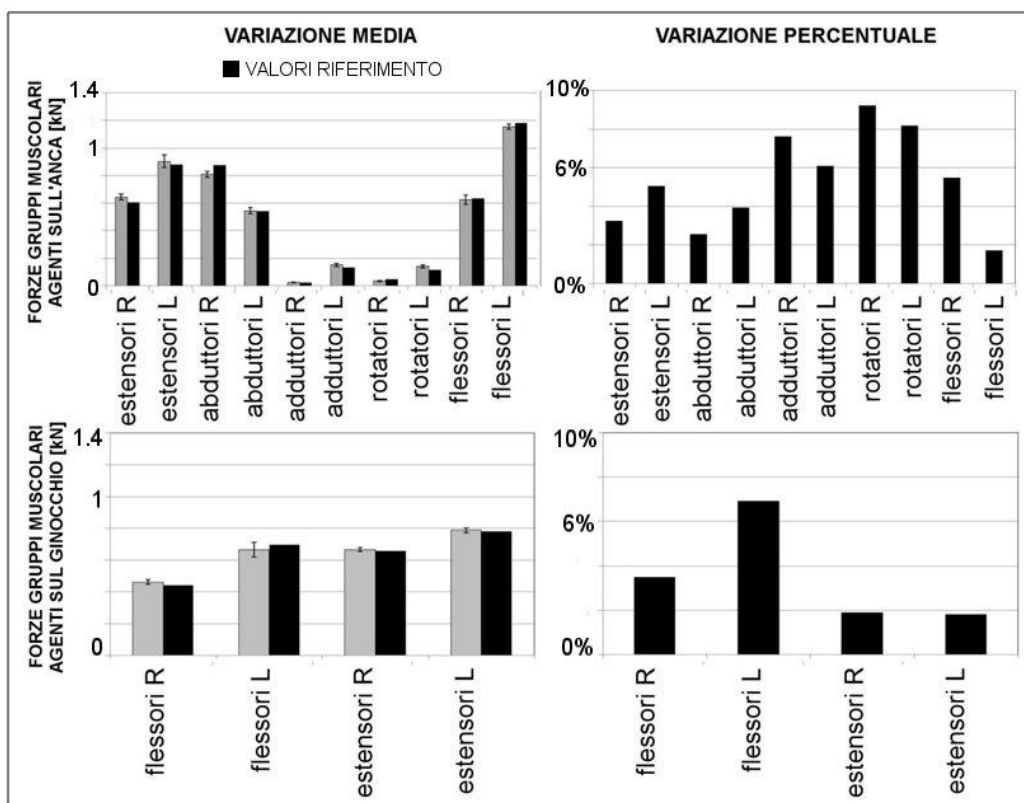


Figura 5.2. Variabilità delle forze esercitate da differenti gruppi muscolari agenti sull'anca (in alto) e sul ginocchio (in basso) per l'esperimento sui parametri dell'ottimizzazione. A sinistra la variazione in termini di media e deviazione standard è confrontata con i valori per il modello di riferimento (in nero); a destra la variazione è espressa in termini percentuali.

I valori sono stati calcolati mediando i risultati delle diverse prove dell'esperimento corrispondenti all'istante di picco massimo di reazione

all'anca: per l'arto destro il picco si presenta in corrispondenza dell'8% del ciclo di gait, mentre per l'arto operato l'istante considerato è il 7% del ciclo. Dall'osservazione della fig. 5.2 si può notare che:

- la maggior parte dei gruppi muscolari agenti sull'anca presentano variabilità inferiore al 5%; fanno eccezione i muscoli adduttori che, mediamente tra i due arti, presentano una variabilità di circa il 7% e i muscoli rotatori, la cui variabilità è di circa il 9%;
- anche la variabilità delle forze dei gruppi muscolari agenti sul ginocchio risulta dello stesso ordine di grandezza: la massima variazione (circa 7%) si ha per i muscoli flessori dell'arto sano.

La fig. 5.3 permette di svolgere un'ulteriore analisi, andando a valutare la variabilità delle forze che agiscono direttamente sul femore sinistro, interessato dall'operazione. La valutazione può essere fatta sia in termini di variazione media e deviazione standard sia in termini di variazione percentuale (coefficiente di variazione).

Dall'osservazione della fig. 5.3 si può osservare che:

- i picchi massimi di forza si presentano per il primo gluteo medio, il muscolo iliaco, il vasto mediale e il gastrocnemio mediale;
- la maggior parte dei muscoli agenti sul femore operato presentano variabilità di forza dell'ordine del 10%; la variazione media calcolata mediando i risultati su tutti i muscoli risulta pari al 12 %;
- i muscoli piriforme, gemello e i gastrocnemi presentano una variabilità maggiore del 20%; in particolare la massima variabilità è raggiunta dal muscolo gemello che presenta una variazione di forza rispetto al valor medio di circa il 35%.

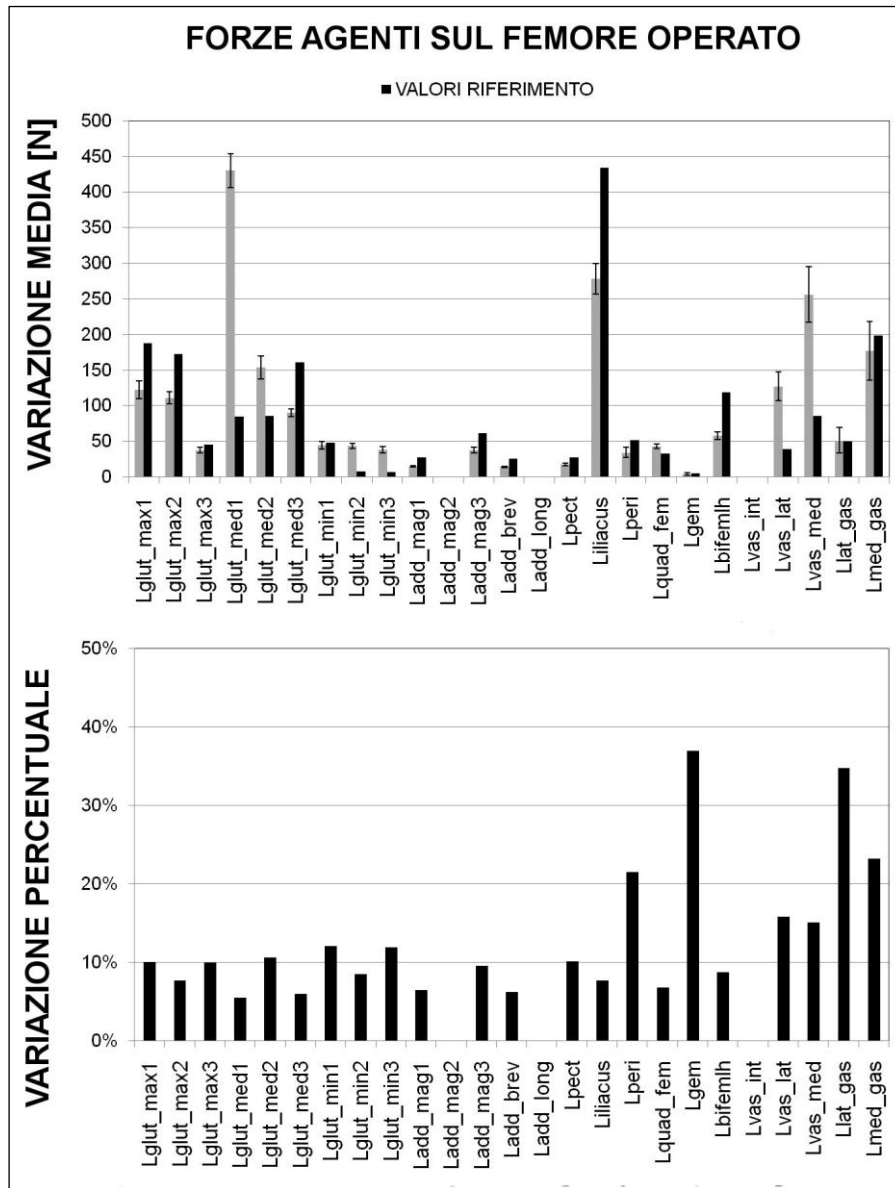


Figura 5.3. In alto, valore medio e deviazione standard della forza sviluppata dai muscoli agenti sul femore nell'esperimento in cui si variano le rigidzze delle molle. Le barre nere rappresentano i valori di forza sviluppati nel modello di riferimento. In basso la variazione percentuale delle forze rispetto al valor medio.

5.3 Sensibilità alla definizione dei parametri articolari

5.3.1 Introduzione

I risultati del Capitolo 4 hanno evidenziato che l'incertezza introdotta nella modellazione dalla definizione dei centri articolari di ginocchio e caviglia influisce in modo minimo sulla predizione degli angoli articolari (variazioni di decimi di grado); per quel che riguarda la variazione dei bracci articolari si hanno minime variazioni per l'anca (inferiori al 2% per tutte le componenti) mentre per ginocchio e caviglia la massima variazione rispetto al valore medio raggiunge valori significativi (rispettivamente 9% e 35%) nella componente legata al movimento di flessione. In questo capitolo si vuole approfondire la valutazione dell'effetto di questa fonte di incertezza sulle grandezze dinamiche, in modo da avere informazioni più complete e dettagliate su come la variabilità stimata per i momenti si ripercuote sulle reazioni articolari e le forze muscolari.

5.3.2 Materiali e metodi

Il procedimento per ottenere informazioni riguardo alla variabilità delle reazioni articolari e delle forze muscolari è lo stesso esposto al paragrafo 5.2.2.

I dati forniti in ingresso per le analisi sono le coordinate generalizzate ottenute come output dell'analisi di cinematica inversa svolta nel Capitolo 4 per la valutazione dell'effetto di questo tipo di incertezza sui risultati cinematici (paragrafo 4.3.2).

5.3.3 Risultati

I risultati riportati in questo paragrafo sono calcolati dai risultati di quattro simulazioni sulle otto previste dall'esperimento. Per quattro simulazioni infatti il software non trova soluzione al problema di ottimizzazione per il calcolo delle forze nell'istante di appoggio (*heel strike*) della gamba sinistra. Questo risultato è già una conferma che la definizione delle coordinate articolari influisce in modo significativo sui risultati dinamici della modellazione.

Anche per questo esperimento è interessante osservare l'andamento delle bande di variazione delle reazioni articolari di anca e ginocchio.

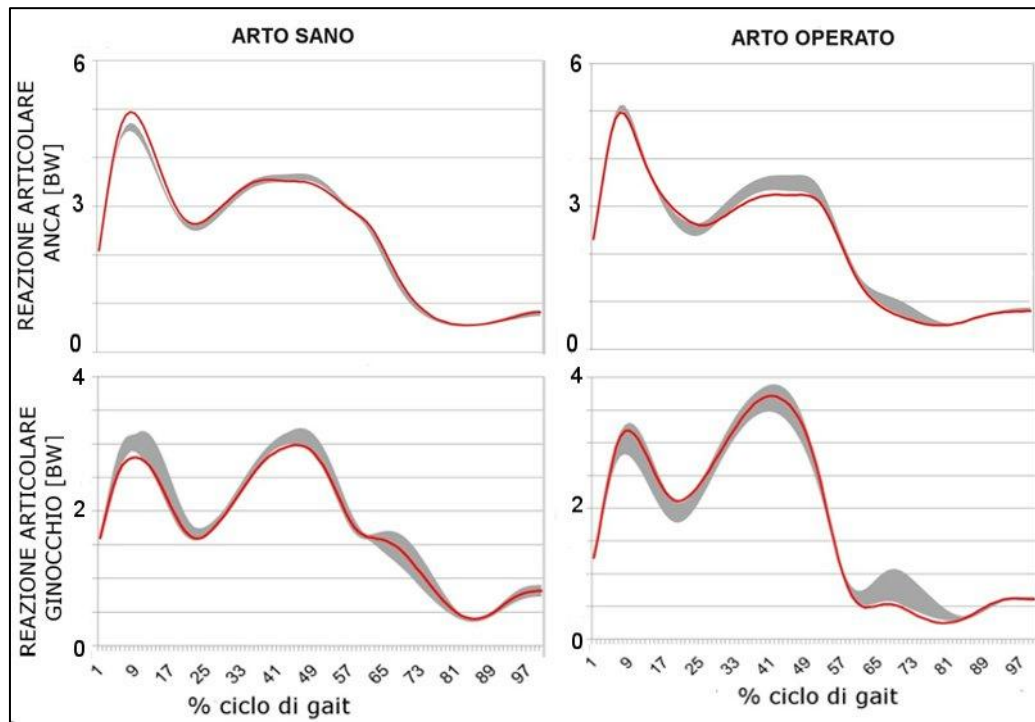


Figura 5.4. Bande di variabilità delle reazioni articolari di anca e ginocchio calcolate per l'esperimento sulle coordinate dei centri articolari. La linea rossa rappresenta la reazione articolare del modello "COMPLETO" con le coordinate dei centri articolari nominali.

Dall'osservazione della fig. 5.4 si può notare che:

- le bande di variabilità presentano trend simile a quello delle reazioni articolari del modello di riferimento, anche se non sempre la reazione del riferimento è compresa all'interno della banda; questo è probabilmente dovuto al basso numero di prove giunte al termine della simulazione;
- l'ampiezza media della banda della reazione all'anca dell'arto sinistro è pari a 0.19 BW mentre quella dell'arto sano è di 0.12 BW; la massima variazione si ha sull'arto operato (0.36 BW) quando la reazione media vale 3.38 BW; dal rapporto tra queste due grandezze si ottiene una stima della variazione percentuale che risulta pari al 10%;
- la variabilità della reazione al ginocchio risulta maggiore rispetto a quella delle anche. L'ampiezza media della banda della gamba operata è pari a 0.29 BW, mentre per l'arto sano è di 0.24 BW. L'ampiezza massima della banda è circa uguale nei due arti e pari a 0.58 BW; considerando il valore della reazione media sull'arto operato (2.81 BW), si ottiene una variabilità percentuale pari a circa il 21%.

In fig. 5.5 si riportano i valori di forza media e deviazione standard di gruppi muscolari agenti sull'anca e sul ginocchio calcolati in corrispondenza del picco di reazione all'anca: per l'arto destro il picco si presenta in corrispondenza dell'8% del ciclo di gait, mentre per l'arto operato l'istante considerato è il 7% del ciclo.

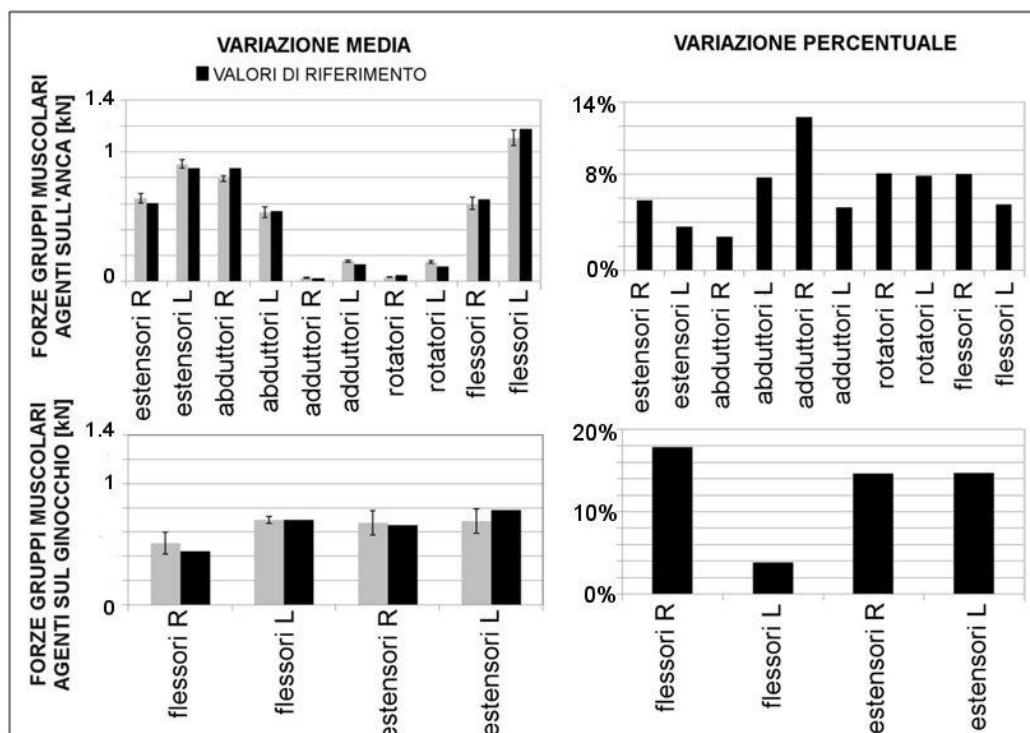


Figura 5.5. Variabilità delle forze esercitate da differenti gruppi muscolari agenti sull'anca (in alto) e sul ginocchio (in basso) per l'esperimento sulle coordinate articolari. A sinistra la variazione è riportata in termini di media e deviazione standard e confrontata con i valori per il modello di riferimento; a destra la variazione è espressa in termini percentuali (coefficiente di variazione).

Gi istogrammi sopra riportati permettono di osservare che:

- la variabilità della forza esercitata dei diversi gruppi muscolari che agiscono sull'anca è inferiore all'8% su tutti i gruppi; l'unica eccezione è rappresentata dai muscoli adduttori dell'arto sano che presentano variabilità di circa 13%;
- la variabilità delle forze sviluppate dai gruppi muscolari agenti sul ginocchio sono maggiori rispetto a quelle dell'anca; il massimo si raggiunge per i flessori dell'arto destro che presentano una variabilità pari a circa il 18%;

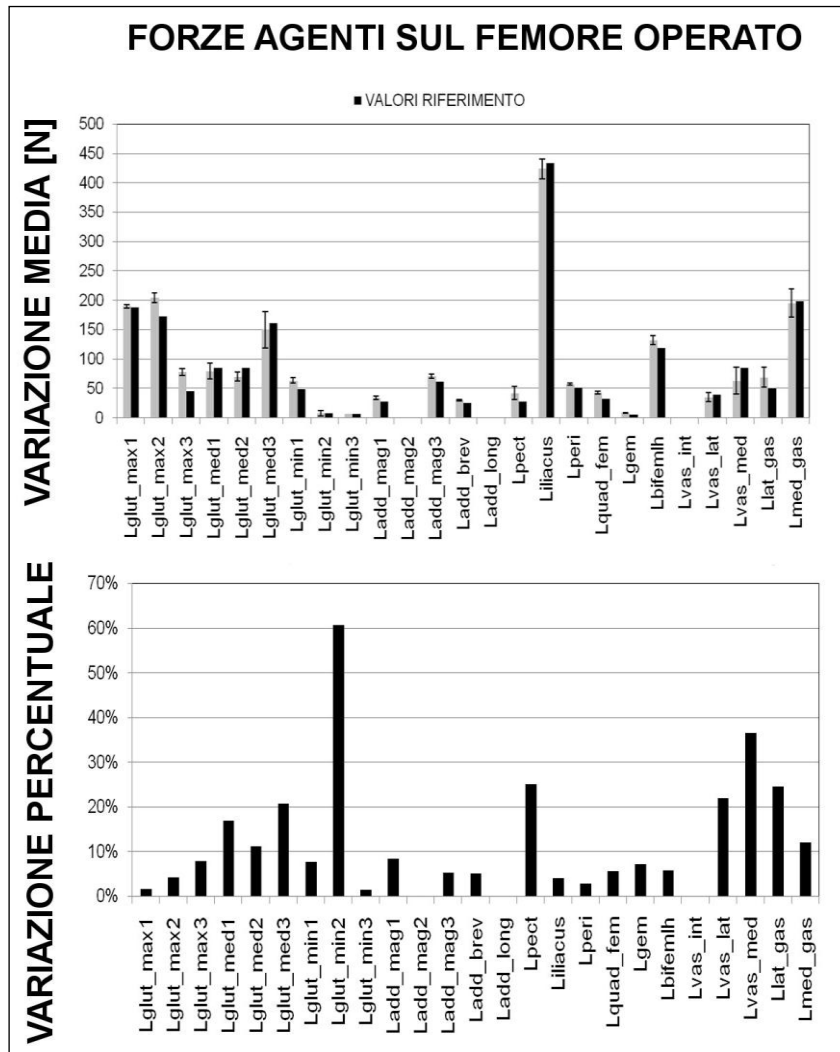


Figura 5.6. In alto, valore medio e deviazione standard della forza sviluppata dai differenti muscoli agenti sul femore nell'esperienza in cui si variano le coordinate dei centri articolari. Le barre nere rappresentano i valori di forza sviluppati nel modello di riferimento. In basso la variazione percentuale delle forze rispetto al valor medio.

La fig. 5.6 permette di valutare la variabilità delle forze generate dai muscoli agenti direttamente sul femore dell'arto operato. Dall'osservazione della precedente figura si può osservare che:

- l'unico muscolo che presenta un picco medio di forza molto alto è il muscolo iliaco, che raggiunge i 430 N;
- la maggior parte dei muscoli agenti sul femore presenta una variazione rispetto al valor medio inferiore al 10%;

- la variazione media ottenuta mediando i risultati su tutti i muscoli agenti risulta pari al 14%;
- alcuni muscoli presentano una variabilità maggiore della media come i vasti e il gastrocnemio laterale; il picco massimo di variazione si ha per il secondo gluteo minimo che raggiunge il 60%.

5.4 Conclusioni

In questo capitolo si è stimato l'effetto delle incertezze legate alla variazione dei parametri dell'ottimizzazione e della posizione dei centri articolari sulle forze muscolari agenti sullo scheletro durante il cammino.

La prima analisi condotta permette di valutare l'effetto di una variazione dei parametri dell'ottimizzazione statica sulle forze. Le reazioni articolari presentano variazione massima sull'arto operato, ma non sembrano esserci significative differenze tra la variabilità della reazione all'anca (17%) e quella al ginocchio (22%). Per quel che riguarda la variabilità delle forze muscolari, si verifica che le variazioni percentuali delle forze sviluppate da gruppi funzionali risultano tutte al di sotto del 10%. Maggiore risulta invece la variazione della forza esercitata dai singoli muscoli. Mediamente tra i muscoli che agiscono sul femore dell'arto operato si hanno variazioni di forza dell'ordine del 12%, ma alcuni muscoli, come il gemello e il gastrocnemio laterale raggiungono variazioni percentuali anche del 35%.

L'analisi condotta al paragrafo 5.3, invece, mira a stimare la variabilità delle forze al variare della posizione dei centri articolari di ginocchio e caviglia. Nonostante il basso numero di prove (quattro) giunto a termine, i risultati ottenuti permettono di affermare che questa fonte di incertezza influenza maggiormente i risultati dinamici della modellazione rispetto all'errore sui parametri d'ottimizzazione. La difficoltà del software nel risolvere l'equilibrio del sistema in alcune delle condizioni estreme previste nello studio, evidenzia in modo ancor più marcato l'importanza di una corretta determinazione dei parametri articolari. Osservando la variabilità delle reazioni articolari si può concludere che la variazione è maggiore sul ginocchio rispetto all'anca, infatti il primo presenta massima variazione rispetto al valor medio pari a 20%, mentre per la seconda la variazione è di circa il 10%. Questo indica che una variazione della posizione dei centri articolari di ginocchio e caviglia si ripercuote in modo poco sensibile all'anca. Le forze muscolari sviluppate da gruppi funzionali di muscoli presentano variazioni percentuali maggiori rispetto a quelle dovute alla variazione dei pesi dei marker: gruppi muscolari agenti sul ginocchio raggiungono infatti variazioni del 15%-18%. Se si fa una media delle variazioni percentuali su tutti i muscoli agenti sul femore operato nei due esperimenti non si ottiene una differenza significativa: la variazione percentuale media per l'esperimento sui parametri dell'ottimizzazione è pari a 12%, mentre per lo spostamento dei giunti vale circa 14%. Differenze significative si evidenziano

però se si osservano le variazioni dei singoli muscoli: infatti, nell'esperimento in cui variano le coordinate dei centri articolari, si hanno muscoli che presentano variazioni anche dell'ordine del 60% (secondo gluteo minimo) e altri con variabilità maggiore del 25% (pettineo e vasto mediale).

In generale si può quindi affermare che l'incertezza legata alla definizione dei parametri articolari influenza maggiormente la variabilità delle forze predette rispetto alla prima fonte di errore analizzata. Si può quindi concludere che per diminuire l'incertezza che accompagna il valore delle forze muscolari si deve concentrare l'attenzione sulla definizione dei giunti articolari. Questo risultato concorda con quanto ottenuto nel Capitolo 4, dove la variabilità dei bracci articolari (e quindi dei momenti) risulta maggiore nell'esperimento dove variano le coordinate dei centri articolari. Tale incertezza si traduce in incertezza ancor maggiori sulla predizione delle forze che agiscono sul femore.

Conclusioni

Questa tesi si inserisce in un progetto che ha come obiettivo il calcolo del rischio di frattura di impianti di ricostruzione ossea durante l'esecuzione di azioni motorie quotidiane. La conoscenza dell'incertezza associata alle forze che agiscono sullo scheletro garantisce una migliore comprensione della validità del rischio di frattura ed è quindi un'informazione importante nel disegno di tecniche riabilitative innovative.

Lo scopo di questo lavoro è stimare l'incertezza che accompagna le forze muscolari predette dalla modellazione muscolo scheletrica, in riferimento ad alcune delle principali fonti di incertezza caratteristiche della cinematica inversa.

Si può considerare il lavoro svolto suddiviso in tre fasi: nella prima parte (Capitolo 3) si sono implementati modelli articolari di complessità crescente e si è valutata la loro capacità di predire il moto del sistema. Successivamente si è concentrata l'attenzione sull'effetto delle incertezze dovute alla variazione dei parametri d'ottimizzazione per il calcolo della posa statica del sistema e alla definizione dei parametri articolari. Un'analisi statistica ha permesso di valutare l'effetto di queste incertezze sugli angoli e i bracci articolari (Capitolo 4). Infine si è stimata la variabilità delle forze muscolari e delle reazioni articolari in riferimento a queste due fonti di errore (Capitolo 5).

L'analisi dei risultati permette di affermare che l'incertezza dovuta alla definizione della posizione dei centri articolari influenza maggiormente la variabilità delle forze muscolari rispetto all'incertezza legata ai parametri dell'ottimizzazione. Gli esperimenti condotti variando la posizione dei centri articolari (paragrafo 4.3 e 5.3) evidenziano, infatti, una maggiore variabilità dei momenti e delle forze muscolari. L'incertezza associata alla posizione dei centri articolari implica una variabilità massima delle forze dei gruppi muscolari agenti sull'anca pari a 13%, mentre per il ginocchio risulta del 18%. Le stesse grandezze, stimate nell'esperimento in cui variano i pesi dei marker, risultano inferiori, rispettivamente pari a 8% e 7%. Anche i risultati sulla variabilità delle forze sviluppate dai singoli muscoli agenti sul femore operato, avvalorano l'affermazione precedente: infatti nell'esperimento dove variano le coordinate dei centri articolari si ottengono massime variazioni di forza del 60%, mentre in quello dove variano i pesi del marker si raggiungono massime variazioni dell'ordine del 35%.

Le incertezze che accompagnano le forze discendono dalla variabilità dei momenti articolari e della cinematica, stimati nel Capitolo 4. Anche la variazione dei momenti risulta più sensibile alla definizione dei centri articolari rispetto a una variazione dei parametri d'ottimizzazione.

Si può inoltre osservare che l'incertezza che accompagna le forze muscolari è maggiore di quella associata ai momenti, a conferma del fatto che le simulazioni di dinamica inversa e di ottimizzazione introducono ulteriori incertezze nella modellazione.

Come detto, in questo lavoro è stata valutata l'incertezza nella definizione della posa istantanea del sistema rispetto ai parametri utilizzati nell'algoritmo di ottimizzazione. L'errore considerato è quindi dovuto alla non congruenza tra la nuvola di marker registrata durante l'analisi del movimento e la sua corrispondente considerata solidale al sistema scheletrico. Se le due nuvole di marker fossero perfettamente congruenti l'incertezza sulla posa istantanea sarebbe nulla per qualunque set di parametri. Nel modello implementato in questo lavoro si può ritenere che questa non congruenza sia principalmente dovuta allo scorrimento cutaneo durante il cammino. In realtà esistono altre sorgenti di errore: errori di identificazione nel modello della nuvola di marker usata in analisi del movimento, errori strumentali e discrepanze introdotte dalle incertezze di identificazione dei parametri articolari. I primi sono stati trascurati per via del particolare protocollo di acquisizione adottato, che prevede l'applicazione dei marker usati per l'analisi del movimento anche durante l'esame TAC, senza alcun riposizionamento. L'impiego di questo protocollo permette di escludere errori di identificazione nel modello dei punti dove vengono applicati i marker dell'analisi del movimento. Anche la componente di incertezza legata agli errori strumentali è stata trascurata, in quanto secondo Chiari [24] il contributo di questo errore al residuo della posa statica è minimo. Le altre incertezze, certamente più rilevanti, sono da attribuire allo scorrimento relativo della pelle sullo scheletro.

Riguardo ai diversi modelli articolari, in questo lavoro si sono implementati modelli complessi di ginocchio e caviglia che si erano dimostrati capaci di descrivere in modo accurato la cinematica articolare. La loro identificazione sui dati clinici a disposizione non ha permesso di ottenere risultati cinematici accettabili anche se in alcuni casi, come il modello del quadrilatero articolato sul piano che taglia a metà il piatto tibiale, si è visto un moderato miglioramento. Considerata l'entità dell'errore cinematico, si è deciso di non andare a stimare la variabilità delle forze associata a questa componente di incertezza. Questa scelta è stata avvalorata anche dal fatto che i parametri articolari si sono rivelati essere molto importanti per la variabilità delle forze. Sono auspicabili dunque studi futuri che permettano una migliore identificazione dei modelli attraverso dati clinici più accurati o metodi di identificazione dei parametri più precisi.

I risultati ottenuti in questa tesi danno indicazioni importanti sull'incertezza delle forze associata alle incertezze studiate. Questa informazione è importante sia per lo studio dello stato di sollecitazione dello scheletro durante il cammino, sia per lo sviluppo di future tecniche di modellazione muscolo scheletrica per uso clinico. Per avere informazioni complete sull'incertezza che caratterizza i risultati dovranno essere condotti studi simili a questo per valutare il contributo

delle componenti di incertezza caratteristiche dell'analisi di dinamica inversa e di ottimizzazione statica. La difficoltà di questa analisi sarà principalmente legata all'elevato numero di fonti di incertezza che caratterizzano queste fasi della modellazione. Si dovrà infatti tener conto dell'incertezza che accompagna la definizione dei parametri inerziali del sistema, di quelle associate alla misura delle forze di reazione al terreno, delle incertezze legate alla definizione dei numerosi parametri muscolari e di quelle associate alla scelta della funzione di ottimo.

Per poter inoltre utilizzare questi risultati nella predizione del rischio di frattura saranno necessari ulteriori studi di sensibilità su modelli ad elementi finiti dove le forze calcolate rappresentano le condizioni di carico.

Lista dei simboli

- α : angolo di pennazione del muscolo;
- τ_{act} : costante di tempo attivazione muscolo;
- τ_{deact} : costante di tempo disattivazione muscolo;
- l_s^T : lunghezza di slack del tendine;
- l_0^M : lunghezza ottimale fibre muscolo;
- $\mathbf{F}(v)$: relazione forza velocità;
- $\mathbf{F}(l)$: relazione forza lunghezza;
- F_0^M : forza isometrica muscolare;
- F^M : forza muscolare;
- \mathbf{F}^{MT} : vettore forze muscolari;
- q : vettore posizione coordinate generalizzate;
- $\mathbf{M}(q)$: matrice di massa del sistema;
- $\mathbf{C}(q)$: matrice effetti centrifughi;
- $\mathbf{G}(q)$: matrice effetti gravitazionali;
- $\mathbf{R}(q)$: matrice bracci articolari;
- $\mathbf{E}(q, \dot{q})$: matrice momenti articolari;

Lista degli acronimi

- 4BL: quadrilatero articolato;
- ACL: legamento crociato anteriore;
- ASIS: spina iliaca antero-superiore;
- BW: Body Weight
- CA: cresta superiore del calcagno;
- CaFiL: legamento calcaneofibulare;
- CMC: Computed Muscle Control (algoritmo d'ottimizzazione);
- COP: Centre Of Pressure o Centro di Pressione;
- CT: Computed Tomography o Tomografia Computerizzata;
- FH: testa del femore;
- FM: primo metatarso;
- HF: testa della fibula;
- ISB: International Society of Biomechanics;
- LAM: Laboratorio Analisi del Movimento;
- LE: epicondilo laterale;
- LM: malleolo laterale;
- LTM: Laboratorio di Tecnologia Medica;
- MCL: legamento collaterale mediale;
- ME: epicondilo mediale;
- MM: malleolo mediale;
- PCL: legamento crociato posteriore;
- PCSA: Physiological Cross Sectional Area;
- PSIS: spina iliaca postero-superiore;
- STA: Soft Tissue Artifact o artefatti dei tessuti molli;
- TAC: Tomografia Assiale Computerizzata;
- TiCaL: legamento tibiocalcaneo.
- TT: tuberosità tibiale;
- VM: quinto metatarso;

Bibliografia

- [1] F.E. Zajac, "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.," *Critical reviews in biomedical engineering*, vol. 17, Jan. 1989, pp. 359-411.
- [2] R. Stagni, S. Fantozzi, A. Cappello, and A. Leardini, "Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 20, Mar. 2005, pp. 320-9.
- [3] A. Cappozzo, "Gait analysis methodology☆," *Human Movement Science*, vol. 3, Mar. 1984, pp. 27-50.
- [4] A. Cappozzo, "Three-dimensional analysis of human walking: Experimental methods and associated artifacts," *Human Movement Science*, vol. 10, Oct. 1991, pp. 589-602.
- [5] 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*, vol. 105, May. 1983, pp. 136-44.
- [6] A. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation.," *Gait & posture*, vol. 21, Feb. 2005, pp. 212-25.
- [7] N.R. Pal and S.K. Pal, "A review on image segmentation techniques," *Pattern Recognition*, vol. 26, Sep. 1993, pp. 1277-1294.
- [8] S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp, and J.M. Rosen, "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures.," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 37, Aug. 1990, pp. 757-67.
- [9] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Natio, and M.G. Benedetti, "A new anatomically based protocol for gait analysis in children.," *Gait & posture*, vol. 26, Oct. 2007, pp. 560-71.

- [10] A. Cappozzo, F. Catani, U.D. Croce, and A. Leardini, "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 10, Jun. 1995, pp. 171-178.
- [11] F. Taddei, M. Ansaloni, D. Testi, and M. Viceconti, "Virtual palpation of skeletal landmarks with multimodal display interfaces.," *Medical informatics and the Internet in medicine*, vol. 32, Sep. 2007, pp. 191-8.
- [12] F.C. Anderson and M.G. Pandy, "Dynamic optimization of human walking.," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 123, Oct. 2001, pp. 381-90.
- [13] E.M. Arnold, S.R. Ward, R.L. Lieber, and S.L. Delp, "A model of the lower limb for analysis of human movement.," *Annals of biomedical engineering*, vol. 38, Feb. 2010, pp. 269-79.
- [14] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D.Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics.," *Journal of biomechanics*, vol. 35, Apr. 2002, pp. 543-8.
- [15] L. Blankevoort, R. Huiskes, and A. de Lange, "Helical axes of passive knee joint motions.," *Journal of biomechanics*, vol. 23, Jan. 1990, pp. 1219-29.
- [16] M.G. Pandy, "C OMPUTER M ODELING AND S IMULATION OF H UMAN M OVEMENT," *Annual review of biomedical engineering*, vol. 3, 2001, p. 245-273.
- [17] A. Tanavalee, P. Yuktanandana, and C. Ngarmukos, "Surgical epicondylar axis vs anatomical epicondylar axis for rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty.," *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet thangphaet*, vol. 84 Suppl 1, Jun. 2001, pp. S401-8.
- [18] A. Leardini, J.J. O Connor, F. Catani, and S. Giannini, "Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system.," *Journal of biomechanics*, vol. 32, Feb. 1999, pp. 111-8.

- [19] N. Sancisi, V. Parenti-Castelli, F. Corazza, and A. Leardini, "Helical axis calculation based on Burmester theory: experimental comparison with traditional techniques for human tibiotalar joint motion.," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 47, Nov. 2009, pp. 1207-17.
- [20] A. Lundberg, "Kinematics of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry.," *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, vol. 233, Jan. 1989, pp. 1-24.
- [21] T.M. Kepple, A.S. Arnold, S.J. Stanhope, and K.L. Siegel, "Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface landmarks: a 3D computer graphics approach.," *Journal of biomechanics*, vol. 27, Mar. 1994, pp. 365-71.
- [22] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, and A.J. van den Bogert, "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements.," *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 22, Feb. 2007, pp. 131-54.
- [23] T.S. Buchanan, D.G. Lloyd, K. Manal, and T.F. Besier, "Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command.," *Journal of applied biomechanics*, vol. 20, Nov. 2004, pp. 367-95.
- [24] L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors.," *Gait & posture*, vol. 21, Mar. 2005, pp. 197-211.
- [25] A. Ottoboni, V. Parenti-Castelli, N. Sancisi, C. Belvedere, and A. Leardini, "Articular surface approximation in equivalent spatial parallel mechanism models of the human knee joint: an experiment-based assessment.," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 224, Jan. 2010, pp. 1121-32.
- [26] R. Franci, "Spatial mechanisms for modelling the human ankle passive motion," *Meccanica*, 2009.
- [27] U. Della Croce, A. Leardini, L. Chiari, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics.," *Gait & posture*, vol. 21, Feb. 2005, pp. 226-37.

- [28] V. Parenti-Castelli, A. Leardini, R. Di Gregorio, and J.J. O'Connor, "On the Modeling of Passive Motion of the Human Knee Joint by Means of Equivalent Planar and Spatial Parallel Mechanisms," *Autonomous Robots*, vol. 16, Mar. 2004, pp. 219-232.
- [29] A.B. Zavatsky and J.J. O Connor, "A model of human knee ligaments in the sagittal plane. Part 1: Response to passive flexion.," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, vol. 206, Jan. 1992, pp. 125-34.
- [30] A. Leardini, J.J. O Connor, F. Catani, and S. Giannini, "A geometric model of the human ankle joint.," *Journal of biomechanics*, vol. 32, Jun. 1999, pp. 585-91.
- [31] P.L.W. H.Gray, L.H.Bannister, M.M.Berry, *Gray s Anatomy*, 1995.
- [32] D.R. Wilson, J.D. Feikes, and J.J. O Connor, "Ligaments and articular contact guide passive knee flexion.," *Journal of biomechanics*, vol. 31, Dec. 1998, pp. 1127-36.
- [33] R. Di Gregorio and V. Parenti-Castelli, "A spatial mechanism with higher pairs for modelling the human knee joint.," *Journal of biomechanical engineering*, vol. 125, Apr. 2003, pp. 232-7.
- [34] R. Di Gregorio, V. Parenti-Castelli, J.J. O Connor, and A. Leardini, "Mathematical models of passive motion at the human ankle joint by equivalent spatial parallel mechanisms.," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 45, Mar. 2007, pp. 305-13.
- [35] R. Franci, V. Parenti-Castelli, C. Belvedere, and A. Leardini, "A new one-DOF fully parallel mechanism for modelling passive motion at the human tibiotalar joint.," *Journal of biomechanics*, vol. 42, Jul. 2009, pp. 1403-8.
- [36] D.G. Thelen and F.C. Anderson, "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data.," *Journal of biomechanics*, vol. 39, Jan. 2006, pp. 1107-15.