POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sviluppo e validazione di un modello neuromuscolare di arto superiore in ambiente OpenSim



Relatori Prof. Laura Gastaldi Prof. Alberto Botter Prof. Stefano Paolo Pastorelli Prof. Taian Martins Candidata Alessandra Perino

Anno Accademico 2017/2018

Indice

Capitolo 1

Introduzione ai modelli muscolo-scheletrici

1.1 Modelli muscolo-scheletrici in OpenSim
1.1.1 Modelli di estremità superiore6
1.2 Potenzialità di OpenSim14
1.2.1 Scalatura del modello14
1.2.2 Cinematica Inversa16
1.2.3 Dinamica Inversa17
1.2.4 Ottimizzazione Statica
1.2.5 Controllo Muscolare Computerizzato - CMC19
1.2.6 Dinamica Diretta24
1.3 Tipi di file in OpenSim25
1.4 OpenSim API

Capitolo 2

Fisiologia dell'arto superiore e del muscolo

2.1 L'arto superiore	
2.1.1 Biomeccanica della spalla	

2.1.2 Biomeccanica del gomito	
2.1.3 I muscoli dell'arto superiore	
2.2 Il muscolo scheletrico	37
2.2.1 Anatomia del muscolo scheletrico	
2.2.2 Meccanismo di contrazione muscolare	
2.2.3 Muscoli pennati e fusiformi	40
2.3 Modellizzazione del muscolo	41
2.3.1 Modello di Hill	45
2.4 Modelli di muscolo in OpenSim 3.3	46
2.4.1 Modello muscolare di Thelen	47
2.4.2 Modello muscolare di Millard	48

Sviluppo di un modello di estremità superiore

3.1 Modello geometrico semplificato	54
3.1.1 Definizione dei parametri caratteristici del modello	55
3.1.2 Implementazione dei corpi	
3.1.3 Le articolazioni	
3.1.4 I Wrap Object	61
3.1.5 Implementazione dei muscoli	62
3.1.6 Altri tipi di forze implementabili nel modello	65
3.2 Prove iniziali sul modello geometrico semplificato	68
3.3 Modello 'Arm26_bilaterale'	69
3.4 Verifica del modello 'Arm26_bilaterale'	74

Misurazione dei parametri muscolari tramite ecografo

4.1 Principio di funzionamento dell'ecografo	80
4.2 I soggetti	83
4.3 Strumentazione utilizzata	83
4.3 Modalità di misura	85
4.3.1 Procedimento per muscoli fusiformi	86
4.3.2 Procedimento per muscoli pennati	87
4.4 Risultati	88
4.4.1 Il muscolo bicipite brachiale	88
4.4.2 Il muscolo brachiale	92
4.4.3 Il muscolo brachioradiale	94
4.4.4 Il muscolo tricipite brachiale	95
4.4.5 Calcolo della massima forza isometrica	99
4.4.6 Calcolo della lunghezza a riposo del tendine	.100
4.5 Confronto parametri dei soggetti con letteratura	101

Capitolo 5

Prove sperimentali

5.1 Introduzione sEMG	
5.2 Strumentazione utilizzata	
5.2.1 Elettromiografo DuePro	
5.2.2 Goniometro a doppio asse SG110	110
5.3 Modalità di esecuzione delle prove	111

5.4 Risultati	116
5.4.1 Prove isometriche	
5.4.2 Prove dinamiche	120
5.5 Discussioni	129

Analisi prove sperimentali con modello Arm26_bilaterale

6.1 Impostazione del modello	133
6.1.1 Scalatura	134
6.1.2 Parametri muscolari	135
6.1.3 Definizione carichi esterni	136
6.2 Prove sul modello	137
6.3 Risultati	138
6.3.1 Prove isometriche	138
6.3.2 Prove dinamiche	141
6.4 Discussioni	147

Capitolo 7

Confronto dei risultati e discussioni

7.1 Prove isometriche	152
7.2 Prove dinamiche	159
7.3 Conclusioni	173

iografia175

Ringraziamenti

Appendice A

Appendice_A1.m: script MATLAB per la realizzazione del modello geometrico semplificato

Appendice_A2.m: script MATLAB per la realizzazione del modello Arm26_bilaterale

Appendice B Prove preliminari sui modelli

Appendice C Grafici

Introduzione

Negli ultimi anni le ricerche in ambito biomeccanico si sono spostate verso l'utilizzo di piattaforme software che, attraverso modelli neuromuscolari del corpo umano, compiono analisi di movimento. I modelli sono una rappresentazione schematica delle componenti ossee, muscolari, tendinee e delle articolazioni di un individuo, in grado di simulare il comportamento del muscolo, studiare la relazione geometrica tra il muscolo e le ossa e il movimento delle articolazioni. L'utilizzo di modelli muscolo-scheletrici permette di ottenere variabili che non sarebbero misurabili sperimentalmente, come le forze sviluppate dai muscoli, e di stabilire relazioni di causa-effetto in sistemi dinamici complessi partendo dai dati sperimentali.

In quest'ottica si introduce il lavoro svolto in questo elaborato: al fine di svolgere simulazioni dinamiche di movimento attendibili, è necessario essere in possesso di un modello neuromuscolare adatto e specifico per il soggetto in esame. In particolare, si è scelto di utilizzare come software per le analisi biomeccaniche il programma OpenSim 3.3, il quale è open-source, possiede modelli già implementati e consente agli utenti la modifica degli strumenti tramite una Application Programming Interface.

Dopo un'analisi dei prototipi di estremità superiore e inferiore presenti nel software, ci si è resi conto della presenza di una lacuna per quanto riguarda la completezza dei modelli di arto superiore. Essi, infatti, presentano il solo arto destro e i parametri muscolari sono ottenuti da studi su cadavere, e di conseguenza vanno opportunatamente modificati in base al soggetto sui cui si desidera effettuare un'analisi biomeccanica. Si è perciò deciso di sviluppare un modello di estremità superiore che possedesse entrambi gli arti e fosse caratterizzato con i parametri muscolari e antropometrici dei soggetti in esame.

A tal fine, l'elaborato è suddiviso in 7 capitoli. Nei capitoli iniziali si effettua una panoramica delle caratteristiche dei modelli neuromuscolari, delle funzionalità del software OpenSim e si spiega come viene modellizzato il muscolo scheletrico nel programma. Nei capitoli centrali sono riportati i passi compiuti per l'implementazione del nuovo modello: si è partiti da un modello presente nella libreria del software (il modello Arm26), il quale è stato opportunamente modificato ed integrato in modo da realizzare un modello completo di entrambe le estremità superiori. Il modello realizzato presenta i muscoli delle braccia e consente i movimenti di elevazione della spalla, flessione del gomito e prono-supinazione dell'avambraccio. Per completare il modello e renderlo subject-specific, tramite l'utilizzo di una sonda ad ultrasuoni, sono stati analizzati i muscoli del braccio destro di due soggetti, uno maschile e uno femminile, creando due modelli, uno per soggetto, con implementati i loro parametri muscolari. Nei capitoli 5 e 6 viene illustrato il protocollo utilizzato per la validazione dei modelli: chiedendo ai soggetti di eseguire dei movimenti di flesso-estensione, si andrà a confrontare, nell'ultimo capitolo, l'attivazione acquisita tramite EMG dai muscoli del braccio con l'attivazione calcolata dal software, imponendo la stessa cinematica di movimento.

Dal confronto è emersa una correlazione tra le attivazioni sperimentali e quelle dei modelli, confermandone la validazione e dimostrando come le problematicità riscontrate durante la fase di misurazione dei parametri muscolari e le difficoltà riportate dai soggetti durante l'esecuzione delle prove influiscano sui risultati finali.

In futuro il modello di estremità superiore potrà essere completato con l'inserimento dei gradi di libertà e dei muscoli mancanti, in modo da essere adatto per simulazioni di movimenti più complessi.

Introduzione ai modelli muscolo-scheletrici

Applicazioni come ricerche biomeccaniche, design di dispositivi medici, scienza dello sport, utilizzano sempre più piattaforme software in grado di simulare movimenti e svolgere analisi biomeccaniche. Una simulazione dinamica di movimento che integri modelli che descrivono l'anatomia e la fisiologia degli elementi del sistema neuromuscolare e la meccanica articolare è in grado di capire i principi che governano l'attivazione muscolare, determinare disfunzioni neuromuscolari che portano a movimenti non fisiologici e predire le conseguenze di un trattamento.

Negli ultimi anni, si è creato un ambiente di simulazione open-source, denominato OpenSim, in cui è possibile la condivisione delle informazioni da parte degli utilizzatori e la modifica dei modelli muscolo-scheletrici e dei codici delle simulazioni, permettendo la creazione di modelli di arti inferiori e superiori adatti a diverse esigenze.

In questo capitolo iniziali si effettuerà una panoramica dei principali modelli muscoloscheletrici disponibili per le analisi di movimento, focalizzando l'attenzione sui modelli di estremità superiore, e si illustreranno le funzionalità del software OpenSim.

1.1 Modelli muscolo-scheletrici in OpenSim

OpenSim è un software Open Source gestito da Simtk.org che consente agli utenti di visualizzare, analizzare e sviluppare modelli del sistema muscoloscheletrico e generare simulazioni dinamiche di movimento.

La prima versione del software è stata sviluppata nel 2007 dall'American Society of Biomechanics Conference, a cui è stata poi aggiunta, nella versione successiva, una Application Programming Interface (API), in cui gli utenti possono accedere alle componenti del programma modificandole.

In OpenSim, un modello muscolo scheletrico è costituito da:

- Corpi = segmenti rigidi che rappresentano componenti ossee o altri elementi del modello come piattaforme (in grigio in Figura 1.1);
- Articolazioni = collegano i corpi tra di loro;
- Forze = fanno parte di questo gruppo i muscoli che si estendono tra i corpi (in rosso in Figura 1.1);
- Vincoli = bloccano gradi di libertà del modello.



Figura 1.1: Modelli muscolo-scheletrici dell'estremità inferiore e superiore.

La libreria di OpenSim fornisce modelli muscolo-scheletrici già sviluppati, i quali si suddividono principalmente in modelli rappresentanti gli arti inferiori e modelli di arto superiore. Questi differiscono tra loro per la presenza di un solo arto o di entrambi, per il numero dei gradi di libertà disponibili e dei muscoli rappresentati. In particolare, è offerta una vasta gamma di modelli di arto inferiore per applicazioni come analisi del cammino, atterraggio da un salto, realizzazione di ortesi, mentre i modelli di arto superiore risultano essere in quantità minore e incompleti.

Nella Tabella 1.1 è riportata una panoramica dei modelli muscolo-scheletrici principali.

Modello	Breve descrizione	Utilizzo
Gait2392 Gait2354	Modelli di estremità inferiore con due gambe e il torso; 23 GDL; Differiscono per il numero di muscoli: 92 gait2392 e 54 gait2354.	Analisi del movimento agli arti inferiori sia dinamica che cinematica. Riduzione del numero dei muscoli in gait2354 per diminuire tempi computazionali.
ToyLanding Model	Comprende il torace, il bacino, una gamba e un'ortosi; 23 GDL; 34 muscoli.	Definizione delle aree di contatto e implementazione di un'ortesi al piede.
Leg6dof9musc	Comprende una gamba e il bacino; 6 GDL; 9 muscoli.	Modello semplificato di arto inferiore per la dimostrazione del nuovo modello di muscolo di Millard.

Tabella 1.1: Principali modelli muscolo-scheletrici presenti in OpenSim.



1.1.1 Modelli di estremità superiore

Il lavoro di questa tesi si concentrerà sullo sviluppo di un modello di arto superiore specifico per il soggetto a partire dai modelli disponibili nella libreria di OpenSim. È doveroso, quindi, riportare un resoconto dei modelli muscolo-scheletrici esistenti e delle loro caratteristiche.

Arm26

Il modello Arm26 è un modello di arto superiore destro costituito da 2 gradi di libertà e 6 muscoli. Esso è composto da due corpi principali: l'omero e il complesso radioulna-mano, articolati tra loro in modo da consentire la flesso-estensione del gomito e l'elevazione della spalla. È un modello semplificato di arto superiore, realizzato dal team di OpenSim per scopi didattici in riferimento ai tutorial per comprendere le funzionalità del programma.

Nella Tabella 1.2 sono riportate le caratteristiche inerziali del modello (massa, tensore d'inerzia e posizione del centro di massa dei due segmenti ossei).

Tabella 1.2: Proprietà inerziali del modello Arm26.

Massa (kg)	Inerzia (kg*m²)	Coordinate COM (m)
(Kg)		COM (III)

		XX	уу	ZZ	
Omero	1,864	0,014	0,005	0,013	(0/ -0,180/ 0)
Radio-ulna- mano	1,534	0,019	0,002	0,020	(0/-0,181/0)

Partendo dalla posizione di default del modello (braccio lungo il fianco), l'elevazione della spalla presenta un range di movimento compreso tra -90° e 180°, mentre la flessione del gomito è compresa tra 0° e 130°.



Figura 1.2: GDL del modello Arm26. A sinistra elevazione della spalla, a destra flesso-estensione del gomito.

Il modello presenta 6 componenti muscolari, i quali rappresentano il muscolo tricipite brachiale, il bicipite brachiale e il brachiale:

- Tricipite capo lungo: origina dal tubercolo sottoglenoideo della scapola e si inserisce, insieme agli altri capi, nell'olecrano dell'ulna;
- Tricipite capo laterale: origina dalla metà superiore della faccia posteriore della diafisi omerale;
- Tricipite capo mediale: ha origine dalla faccia posteriore della metà inferiore dell'omero;
- Bicipite capo lungo: origina dal tubercolo sopraglenoideo della scapola e si inserisce nella tuberosità radiale, insieme al capo breve;
- Bicipite capo breve: ha origine dal processo coracoideo della scapola;

• Brachiale: ha origine dalla faccia antero-mediale dell'omero e si inserisce nella tuberosità dell'ulna.

Nella Tabella 1.3 sono riportati i parametri caratteristici dei suddetti muscoli, modellizzati secondo la teoria di Thelen (vedi par. 2.4.1), ricavati da studi su cadavere.

	Max Forza Isometrica (N)	Lungh. ottimale fibre (m)	Lungh. a riposo tendine (m)	Angolo di pennatura (°)
Tricipite lungo	798,52	0,13	0,14	12
Tricipite laterale	624,30	0,11	0,10	9
Tricipite mediale	624,30	0,11	0,09	9
Bicipite lungo	624,30	0,12	0,27	0
Bicipite breve	435,56	0,13	0,19	0
Brachiale	987,26	0,09	0,05	0

Tabella 1.3: Parametri caratteristici dei muscoli del modello Arm26.



Figura 1.3: Muscoli del modello Arm26.

Il modello Arm26 presenta delle limitazioni: consente movimenti solo sul piano sagittale, presenta soltanto i muscoli del braccio, è assente la parte sinistra dell'estremità superiore e i muscoli sono modellizzati da studi su cadavere.

Stanford VA Upper Limb Model

È un modello di arto superiore destro in cui sono presenti tutti i muscoli dell'estremità superiore e 15 gradi di libertà. È stato sviluppato dai ricercati di Stanford (Holzbaur, et al., 2005), andando a digitalizzare l'omero, il radio e l'ulna da cadavere e impostandone le lunghezze dei segmenti riferendosi al 50percentile maschio.



Figura 1.4: Modello Stanford VA Upper Limb.

I 15 gradi di libertà rappresentano 5 articolazioni dell'arto superiore:

- Spalla: 3 gradi di libertà relativi ad elevazione, abduzione-adduzione e rotazione;
- Gomito: 2 gradi di libertà per flesso-estensione e prono-supinazione;
- Polso: 2 gradi di liberà per deviazione radio-ulnare e flesso-estensione;
- Pollice e indice: 4 gradi di libertà ciascuno per rappresentare i movimenti di flesso-estensione e di abduzione-adduzione delle falangi prossimale e distale.

Nella Tabella 1.4 sono riportati i range di movimento dei gradi di libertà presenti nel modello.

Grado di libertà		Limite inferiore	Limite superiore
Spalla	Angolo di elevazione	-90°	130°

Tabella 1.4: Descrizione dei GDL e dei rispettivi range di movimento del modello Stanford VA.

	Elevazione	0°	180°
	Rotazione	-90°	20°
Gomito	Flessione	0°	130°
	Prono-supinazione	-90°	90°
Polso	Deviazione	-10°	25°
	Flessione	-70°	70°
Pollice	Flessione	-15°	45°
	Abduzione	-25°	25°
Pollice 2 ^a falange	Flessione	-45°	40°
Pollice 3 ^a falange	Flessione	-75°	25°
Indice	Flessione	-50°	90°
	Abduzione	-15°	15°
Indice 2 ^a falange	Flessione	0°	120°
Indice 3 ^a falange	Flessione	0°	90°

Stanford VA si basa sul modello muscolare di Schutte del 1993, il quale presenta degli errori di implementazione ed è stato ormai sostituito nei modelli muscolo-scheletrici recenti con i modelli muscolari di Thelen e Millard (vedi par. 2.4.1 e 2.4.2). Inoltre, il modello non è adatto per studi dinamici in quanto non presenta i parametri inerziali dei vari segmenti.

Data la presenta di numerosi muscoli i tempi computazionali si allungano considerevolmente utilizzando questo modello.

MoBL_ARMS e UBL_Project

Il modello MoBL_ARMS è una versione successiva al modello di Stanford, implementata dagli stessi ricercatori, per simulazioni dinamiche (Murray, et al., 2015). Esso presenta un numero ridotto di gradi di libertà rispetto all'originale (da 15 a 7) e la mano è posizionata nella posa di presa. Inoltre, per rendere il modello utilizzabile per le simulazioni dinamiche, sono stati aggiunti i parametri inerziali dei corpi, ottenuti da studi antropometrici precedenti.



Figura 1.5: Modello MoBL_ARMS.

Nella Tabella 1.5 sono riportati i parametri inerziali del modello MoBL_ARMS.

	Massa	Ine	rzia (kg*m	Coordinate	
	(kg)	XX	уу	ZZ	COM (cm)
Clavicola	0,156	2,4e-4	2,6e-4	4e-5	(1,1/0,6/5,4)
Scapola	0,704	1,24e-3	1,15e-3	1,37e-3	(-5,4/ -3,5/ -4,4)
Omero	1,997	0,0123	2,55e-3	0,0126	(1,8/ 14,0/ 1,3)
Radio	0,233	4,40e-4	9e-5	4,0e-4	(3,4/ -18,1/ 1,6)
Ulna	1,105	5,41e-3	1,15e-3	4,94e-3	(9,7/-9,6/2,4)
Ossa carpali	0,0001	1e-5	1e-5	1e-5	(0/ 0/ 0)
Mano	0,53	1,1e-5	6e-5	1,5e-4	(-3,0/ -4,3/ -1,1)

Tabella 1.5: Proprietà inerziali del modello MoBL_ARMS.

Per restringere il range di movimento sono stati inoltre aggiunte delle Coordinate Limit Force al modello, le quali introducono delle molle e degli smorzatori oltre un certo range di movimento (vedi par. 3.1.6). Un secondo modello derivante dallo Stanford VA è ULB_Project. Esso rappresenta un modello intero di corpo umano, realizzato unendo il modello di estremità inferiore Gati2354 con il modello di Stanford, aggiungendo inoltre l'arto sinistro, per un totale di 54 gradi di libertà. Questo modello però non implementa le caratteristiche inerziali degli arti superiori e risulta molto complesso, aumentando considerevolmente i tempi della simulazione.



Figura 1.6: Modello ULB_Project.

Wrist Model

Infine, è disponibile un modello focalizzato su una determinata zona dell'estremità superiore: il polso.

Il modello Wrist, sviluppato dal team di OpenSim, si concentra sulla rappresentazione dell'avambraccio e mano dell'arto destro, attraverso 10 gradi di libertà e 23 muscoli. Esso è stato implementato per scopi didattici, per dimostrare come il software si possa utilizzare per simulare operazioni chirurgiche su tendini e muscoli e analizzare le loro conseguenze sulla cinematica di movimento.



Figura 1.7: Modello Wrist.

Nella Tabella 1.6 sono riportati i gradi di libertà del modello e il loro range di movimento.

Grado di libertà		Limite inferiore	Limite superiore
Gomito	Flessione	0°	130°
	Prono-supinazione	-90°	90°
Polso	Deviazione	-25°	35°
	Flessione	-70°	70°
Pollice	Flessione	-45°	90°
	Abduzione	-45°	15°
Indice	Flessione	-10°	90°
	Abduzione	-20°	20°
Indice 2 ^a falange	Flessione	-5°	90°
Indice 3 ^a falange	Flessione	-5°	90°

Tabella 1.6: Descrizione dei GDL e dei rispettivi range di movimento del modello Wrist.

I 23 muscoli del modello rappresentano i muscoli flessori, estensori e abduttori del carpo e delle dite, e quali decorrono lungo l'avambraccio fino alla mano.

1.2 Potenzialità di OpenSim

Per compiere una simulazione dinamica di movimento OpenSim mette a disposizione una serie di strumenti (*Tools*), utilizzabili sia attraverso l'interfaccia grafica del programma, sia attraverso l'Application Programming Interface, che permettono di:

- Scalare un modello muscoloscheletrico;
- Risolvere un problema di Cinematica Inversa;
- Risolvere un problema di Dinamica Inversa;
- Calcolare forze muscolari con Computed Muscle Control o Ottimizzazione Statica;
- Risolvere un problema di Dinamica Diretta;
- Svolgere Analisi sulle simulazioni;
- Plottare i risultati ottenuti.

Per utilizzare questi strumenti si parte dall'importazione di un modello muscoloscheletrico esistente con estensione .osim o dalla creazione di un modello conforme alle necessità dell'utente. Successivamente si vanno ad aggiungere al modello i dati ottenuti sperimentalmente e di cui si desidera svolgere un'analisi biomeccanica. Questi dati sono:

- Traiettorie dei marker sperimentali o angoli articolari ottenuti, ad esempio, con sistemi di Motion Capture;
- Misure cinetiche, come forze di reazione del modello con l'esterno;
- Misure elettromiografiche.

Il passo successivo è quello di trovare un pattern di eccitazione muscolare in grado di produrre il movimento cinematico in studio.

1.2.1 Scalatura del modello

Una volta importato il modello in ambiente OpenSim, il primo passo è quello di scalare il modello generico in modo da attribuire al modello la massa e le caratteristiche antropometriche di un particolare soggetto, da cui sono stati raccolti i dati sperimentali. Il processo di scalatura cambia le dimensioni dei corpi presenti nel modello, le masse, il tensore dei momenti di inerzia e le lunghezze delle fibre muscolari e dei tendini, mentre non va a modificare le curve caratteristiche o la massima forza isometrica dei muscoli.

Esistono due processi per scalare la dimensione dei corpi del modello:

 Measurement-based Scaling: si determina il fattore di scala andando a confrontare la distanza tra i marker del modello con le posizioni dei marker sperimentali presenti sul soggetto in esame. Ad esempio, nel caso in Figura 1.8, il fattore di scala è dato dal rapporto tra e₁, calcolato andando a mediare le distanze tra due marker considerati in tutti i frame presenti nel file della cinematica sperimentale e m₁. Questo calcolo viene effettuato per ogni coppia di markers nelle tre dimensioni x, y e z.



Figura 1.8: Determinazione fattori di scala tramite 'Measurement-based Scaling'.

 Manual Scaling: si utilizzano fattori di scala predeterminati. Si utilizza questa metodologia nel caso in cui non si abbia un'acquisizione statica del soggetto con i markers.

Risulta anche possibile utilizzare entrambe le metodologie, scegliendo un metodo per alcuni marker e l'altro per determinati fattori di scala. Le masse dei corpi sono scalate in modo che la massa totale eguagli quella specifica del soggetto. Esistono due metodi per scalare le masse:

- 1. *Preserve the mass distribution:* fa sì che le masse dei corpi del soggetto mantengano la stessa proporzione di quelle del modello generico;
- 2. Basandosi sui fattori di scala, in modo che la massa totale sia quella del soggetto, ma la massa del corpo scalata riflette la scalatura in dimensione.

Il tensore di inerzia in ogni caso viene ricalcolato sulla base delle nuove dimensioni e masse.

1.2.2 Cinematica Inversa

La cinematica inversa, passando attraverso ogni step temporale di movimento registrato, calcola le posizioni articolari che fanno combaciare meglio il modello con le posizioni sperimentali. OpenSim determina questa "migliore corrispondenza" risolvendo un problema di ottimizzazione dei minimi quadrati ponderati con l'obiettivo di minimizzare l'errore del marker.

Ogni marker ha un peso associato che specifica quanto fortemente quel termine di errore del marker dovrebbe essere minimizzato nel problema dei minimi quadrati.

L'algoritmo calcola quindi l'errore quadratico:

$$err = \sum_{i=1}^{N} w_i \left(x_i^{exp} - x_i^{mod}(q) \right)^2 + \sum_{j=1}^{M} \omega_j (q_j^{exp} - q_j^{mod})^2$$
(1.1)

Dove:

- N = numero di markers;
- *M* = numero di gradi di libertà del modello (coordinate);
- $w_i = \text{peso dell'i-esimo marker};$
- $\omega_j = \text{peso della j-esima coordinata;}$
- x_i^{exp} = posizione dell'i-esimo marker sperimentale;
- x_i^{mod} = posizione dell'i-esimo marker virtuale che dipende dal valore di coordinata q;

 $(1 \ 2)$

- q_i^{exp} = valore per la j-esima coordinata sperimentale;
- q_i^{mod} = valore per la j-esima coordinata virtuale.

Infine, si minimizza tale errore per tutte le possibili coordinate q:

$$min_q (err)$$
 (1.2)

Questo strumento si utilizza in OpenSim attraverso il comando InverseKinematics Tool, ponendo in ingresso il modello opportunatamente scalato e il file contenente le traiettorie dei marker sperimentali. In uscita dalla Cinematica Inversa si ottiene un file con estensione .mot che contiene per ogni grado di libertà del sistema il valore dell'angolo ad ogni istante temporale.

1.2.3 Dinamica Inversa

La dinamica inversa utilizza gli angoli articolari, le velocità angolari e le accelerazioni angolari del modello, insieme alle forze e ai momenti esterni applicati al modello, per risolvere le forze di reazione e i momenti in ciascuna delle articolazioni.

Per determinare queste forze e questi momenti, le equazioni del moto per il sistema sono risolte iterativamente in modo tale che le condizioni di equilibrio dinamico siano soddisfatte.

Le equazioni del moto possono essere scritte nella seguente forma:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q}) + G(q) \tag{1.3}$$

Dove:

- *N* = numero gradi di libertà del sistema;
- q, \dot{q} , \ddot{q} = vettori contenenti le posizioni, velocità e accelerazioni rispettivamente;
- M(q) = matrice delle masse del sistema;
- $C(q, \dot{q})$ = vettore delle forze centrifughe e di Coriolis;
- G(q) = vettore delle forze gravitazionali;
- τ = vettore delle forze generalizzate articolari non note.

Lo strumento di Dinamica Inversa è accessibile tramite InverseDynamics Tool e richiede in ingresso il modello muscolo-scheletrico, la cinematica del movimento, la quale può venire eventualmente filtrata passabasso, gli istanti iniziali e finali della simulazione, e i carichi esterni applicati al modello, se presenti.

La Dinamica Inversa restituisce un file con estensione .sto contenente per ogni grado di libertà il valore del momento associato a quella articolazione per ogni istante di tempo.

1.2.4 Ottimizzazione Statica

L'Ottimizzazione statica è un'estensione della dinamica inversa, la quale risolve le forze nette alle articolazioni come forze muscolari per ogni istante di tempo. Essa è un metodo per stimare le attivazioni muscolari e le forze muscolari che soddisfano le posizioni, le velocità, le accelerazioni e le forze esterne (ad esempio le forze di reazione al suolo) di un movimento.

La tecnica è chiamata "statica" poiché i calcoli vengono eseguiti ad ogni intervallo temporale, senza integrare le equazioni del moto tra i passaggi temporali.

Lo strumento di ottimizzazione statica utilizza il movimento noto del modello per risolvere le equazioni del moto per le forze generalizzate sconosciute (ad esempio, coppie di giunto) soggette a una delle seguenti condizioni di attivazione-forza muscolare:

Generatori di forza ideali:

$$\sum_{m=1}^{N} (a_m F_m^{\ 0}) r_{m,j} = \tau_j \tag{1.4}$$

Oppure, vincolata dalle proprietà forza-lunghezza-velocità del muscolo (vedi par. 2.3):

$$\sum_{m=1}^{N} (a_m f(F_m^{0}, l_m, v_m) r_{m,j} = \tau_j$$
(1.5)

Mentre minimizza la funzione obbiettivo:

$$J = \sum_{m=1}^{N} (a_m)^p$$
 (1.6)

Dove:

- *N* = numero di muscoli nel modello;
- a_m = livello di attivazione muscolare del muscolo m all'istante di tempo considerato;
- $F_m^{0} =$ massima forza isometrica del muscolo;
- $l_m =$ lunghezza del muscolo;
- v_m = velocità di accorciamento del muscolo;
- $f(F_m^0, l_m, v_m) =$ superficie forza-lunghezza-velocità del muscolo;
- $r_{m,i}$ = braccio del momento attorno alla i-esima articolazione;
- τ_i = momento che agisce sulla i-esima articolazione;
- p = costante definita dall'utente.

Per lanciare una ottimizzazione statica si utilizza il comando StaticOptimization Tool e si inseriscono in input allo strumento il modello muscolo-scheletrico corrente, la cinematica di movimento, eventualmente filtrata passabasso, il valore del parametro pdella funzione obbiettivo, il metodo da utilizzare per calcolare la forza muscolare (equazioni 1.4 o 1.5), gli istanti iniziali e finali della simulazione e gli eventuali carichi esterni presenti.

Tramite l'Ottimizzazione Statica si ottengono in uscita due file .sto contenenti rispettivamente, per ogni muscolo presente nel modello, il grado di attivazione del muscolo per ogni istante di tempo (da 0 a 1), e la forza generata dal muscolo; e un file .xml denominato '_controls' che contiene le tracce dei controlli muscolari (eccitazione neurale) per ogni muscolo nel modello e può essere utilizzato come input alla Dinamica Diretta.

1.2.5 Controllo Muscolare Computerizzato - CMC

Lo scopo del Computed Muscle Control (CMC) è calcolare le eccitazioni muscolari che guidano il modello muscoloscheletrico verso una particolare cinematica desiderata. Il metodo CMC utilizza un controllo proporzionale derivato e un'ottimizzazione statica.

Il primo passo della CMC è quello di calcolare una serie di accelerazioni desiderate, a partire dalle coordinate generalizzate sperimentali utilizzando la Proportional Derivative (PD):

$$\ddot{q}(t+T) = \ddot{q}_{exp}(t+T) + k_{v} [\dot{q}_{exp}(t) - \dot{q}(t)] + k_{p} [q_{exp} - q(t)]$$
(1.7)

Dove:

- \ddot{q} = accelerazione desiderata;
- *q*_{exp}, *q*_{exp}, *q*_{exp} = rispettivamente accelerazione, velocità e posizione sperimentali. La posizione sperimentale è data dalla posizione dei marker nel tempo, la velocità e l'accelerazione sono ottenute come derivate nel tempo prime e seconde della posizione;
- *q̇*, *q* = velocità e posizione del modello ottenute con accelerazione desiderata al tempo t;
- k_v = guadagno retroattivo sull'errore di velocità.
- k_p = guadagno retroattivo sull'errore di posizione.

Poiché le forze che i muscoli esercitano non possono cambiare istantaneamente, le accelerazioni desiderate vengono calcolate per un certo tempo T piccolo, in genere 0.010 sec. Una volta che si raggiungono le accelerazioni desiderate, gli errori tra le coordinate del modello e quelle sperimentali andranno a zero.

Per mandare questi errori a zero in maniera criticamente smorzata i coefficienti di guadagno sono scelti in modo che $k_v = 2 * \sqrt{k_p}$, e in genere $k_p = 100$ e $k_v = 20$.

La fase successiva è definita ottimizzazione statica e utilizza la geometria muscoloscheletrica e le assunzioni circa le forze esterne per stimare le singole forze muscolari per ogni istante di tempo, che consentono il raggiungimento delle accelerazioni desiderate. L'ottimizzazione statica prevede la risoluzione di un problema di dinamica inversa: i momenti articolari M_i dovuti alle forze esterne

calcolati saranno uguali ai momenti netti dovuti alle forze muscolari per il braccio di ciascun muscolo.

$$M_{j} = \sum M_{muscolo} = \sum F_{muscolo} * braccio$$
(1.8)

Per risalire alle singole forze muscolari è necessario selezionare un criterio da massimizzare o minimizzare: si possono minimizzare le forze muscolari agenti, l'energia metabolica del sistema o l'attivazione muscolare. In OpenSim sono disponibili due formulazioni. La *slow target* (equazione 1.9) consiste in un criterio di performance *J* che è rappresenta l'addizione tra la sommatoria dei controlli al quadrato (a_m) e la sommatoria degli errori tra le accelerazioni desiderate e quelle del modello.

$$J = \sum_{m=1}^{N} a_m^2 + \sum_{j=1}^{N} w_j (\ddot{q}_{d,j} - \ddot{q}_j^*)^2$$
(1.9)

La prima somma minimizza e distribuisce i carichi lungo i muscoli e la seconda guida le accelerazioni del modello a seguire quelle desiderate.

La seconda formulazione è chiamata *fast target* (equazione 1.10) ed è la somma del quadrato delle attivazioni muscolari.

$$J = \sum_{m=1}^{N} a_{m}^{2} \quad con \, vincolo \quad C_{j} = \, \ddot{q}_{d,j} - \ddot{q}_{j}^{*} \qquad (1.10)$$

È possibile aggiungere al modello ulteriori attuatori per compensare le carenze muscolari.

Le attivazioni muscolari, calcolate tramite minimizzazione del problema, danno origine alle forze muscolari secondo la seguente relazione forza-lunghezza-velocità del muscolo:

$$f_m^* = \{a_m^* f_{lv}(l_m^*, \dot{l}_m^*) + f_{passive}(l_m^*)\} \cos \gamma_m^*$$
(1.11)

Dove:

- f_m^* = forza sviluppata dai muscoli;
- a_m^* = attivazione muscolare;

- f_{lv}(l^{*}_m, l^{*}_m) = valore della forza nella curva caratteristica forza-velocità in corrispondenza della lunghezza delle fibre l^{*}_m e della velocità di accorciamento delle fibre l^{*}_m;
- f_{passive}(l^{*}_m) = valore della forza passiva generata dal muscolo in corrispondenza della lunghezza delle fibre l^{*}_m;
- γ_m^* = angolo di pennatura delle fibre muscolari.

Le forze muscolari f_m^* originano delle accelerazioni del segmento corporeo interessato:

$$\ddot{q}^* = A^{-1}(q) \{ G(q) + C(q) \dot{q}^2 + R(q) f_m^* + E(q, \dot{q}) \}$$
(1.12)

Dove:

- $q, \dot{q} = \text{posizione e velocità angolari;}$
- $A^{-1}(q)$ = matrice inversa delle masse corporee;
- G(q) = vettore delle forze centrifughe e di Coriolis;
- R(q) = matrice dei bracci muscolari;
- f_m^* = vettore delle forze sviluppate dai muscoli;
- $E(q, \dot{q}) =$ vettore delle forze di reazione esterne;
- \ddot{q}^* = accelerazione calcolata dal modello.

Una volta calcolate f_m^* , il terzo step è stimare l'eccitazione neurale che guida le attività muscolari:

$$u = a_m^* + k_u (a_m^* - a_m) \tag{1.13}$$

Dove:

- a_m^* = attivazione muscolare in uscita dall'ottimizzazione statica;
- k_u = coefficiente di guadagno;
- a_m = attivazione muscolare in uscita dalla dinamica diretta;
- u = eccitazione neurale.

Il passo finale del CMC è quello di utilizzare l'eccitazione muscolare u per risolvere un problema di dinamica diretta in modo da risalire alle cinematiche del movimento e quindi, attraverso un algoritmo iterativo, ripetere a monte le operazioni di stima delle attivazioni e forze muscolari all'istante successivo per tutta la durata dell'esercizio.

Una volta che il CMC termina l'esecuzione, in genere si confronta l'eccitazione muscolare ottenuta con un prototipo o con delle misure EMG.



Figura 1.9: Schematizzazione dell'algoritmo CMC.

Prima di avviare l'algoritmo CMC, vengono calcolati gli stati iniziali per il modello. Gli stati comprendono le coordinate generalizzate (angoli articolari), le velocità generalizzate (velocità angolari articolari), più eventuali stati muscolari (ad esempio, i livelli di attivazione muscolare e le lunghezze delle fibre). Mentre i valori iniziali delle coordinate e delle velocità generalizzate possono essere presi dalla cinematica specificata, i valori iniziali degli stati muscolari sono generalmente sconosciuti. Per calcolare gli stati muscolari iniziali, la CMC viene applicata ai primi 0,030 secondi del movimento desiderato. Poiché gli stati muscolari sono generalmente fuori dall'equilibrio e le forze muscolari possono cambiare drasticamente durante questo intervallo di tempo iniziale, i risultati della simulazione durante questo intervallo non sono generalmente validi. Pertanto, si deve avviare lo strumento CMC almeno 0,030 secondi prima dell'intervallo di interesse della simulazione.

Per utilizzare la CMC su OpenSim si utilizza il comando ComputedMuscleControl Tool e si pongono in ingresso la cinematica di movimento, il file denominato Tracking Task, il quale indica i GDL da tracciare e i pesi da assegnare, il file degli Actuators contraints, che specifica la massima e minima eccitazione degli attuatori presenti nel modello, gli istanti di tempo della simulazione, gli eventuali carichi esterni applicati al modello e gli Attuatori di Riversa o Residui. La CMC fallisce quando le forze muscolari non sono sufficienti a compiere un determinato movimento. Per evitarlo si possono aggiungere al modello gli Attuatori Residui e gli Attuatori di Riserva.

Gli Attuatori Residui sono attuatori che agiscono direttamente tra il modello e il terreno. Questi sono usati per controllare la posizione globale e l'orientamento di un modello (Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz). A differenza dei muscoli, gli attuatori residui possono applicare forze negative e positive.

Gli Attuatori di Riserva sono attuatori che possono compensare la forza muscolare insufficiente durante una simulazione. Tuttavia, dovrebbero applicare solo carichi significativi necessario. Per penalizzare l'uso di attuatori di riserva, i valori di controllo minimo e massimo possono essere molto grandi.

In uscita ottengo il file '_controls', che contiene le eccitazioni neurali di ogni muscolo del modello e degli attuatori residui, il file con le forze muscolari e residue e il fale con gli 'states' del modello, ovvero le configurazione del modello e dei muscoli durante la simulazione (angoli, velocità delle articolazioni, lunghezza delle fibre e attivazione).

1.2.6 Dinamica Diretta

Dati i controlli (ad es. Eccitazioni neurali) calcolati dal CMC o da un altro approccio, lo strumento Forward Dynamics può guidare una simulazione dinamica diretta. Una simulazione dinamica diretta è la soluzione (integrazione) delle equazioni differenziali che definiscono la dinamica del modello muscoloscheletrico.

In contrasto con le dinamiche inverse in cui il movimento del modello era noto e si volevano determinare le forze e le coppie che hanno generato il movimento, nelle dinamiche dirette, un modello matematico descrive come le coordinate e le loro velocità cambiano a causa di forze applicate e momenti.

Dalla seconda legge di Newton, possiamo descrivere le accelerazioni delle coordinate in termini di inerzia e forze applicate ai corpi:

$$\ddot{q} = [M(q)]^{-1} * [\tau + C(q, \dot{q}) + G(q) + F]$$
(1.14)

Dove i parametri rappresentano:

- \ddot{q} = accelerazione dell'articolazione;
- $[M(q)]^{-1}$ = matrice inversa delle masse;
- τ = vettore dei momenti articolari;
- $C(q, \dot{q})$ = vettore delle forze di Coriolis e centrifuga;
- G(q) = vettore della forza di gravità;
- *F* = vettore delle forze esterne applicate al modello;

Vengono poi calcolati i momenti dovuti alle forze muscolari:

$$\tau_m = [R(q)] * f(a, l, \dot{l})$$
(1.15)

Dove:

- [R(q)] = braccio del momento;
- $f(a, l, \dot{l}) =$ forza muscolare descritta in funzione dell'attivazione, della lunghezza della fibra e della velocità di contrazione.

Per utilizzare la Dinamica Diretta su OpenSim si utilizza il comando ForwardDynamics Tool, andando ad inserire in ingresso il modello corrente, il file con i controlli neurali generato dall'utente, dal CMC o dall'Ottimizzazione Statica, gli istanti temporali della simulazione, i carichi esterni e gli attuatori.

In uscita ottengo un file .mot che contiene la cinematica di movimento ottenuta dall'attivazione muscolare imposta.

Questo strumento può essere utilizzato per verificare il pattern di attivazioni muscolari in uscita dalla CMC o dalla Ottimizzazione Statica, andando ad inserire i file ottenuti da queste simulazioni in ingresso alla Dinamica Diretta.

1.3 Tipi di file in OpenSim

In OpenSim, per svolgere le simulazioni, bisogna importare certi tipi di dati:

- Traiettorie dei marker;
- Forze di reazione al terreno e momenti e centri di pressione;
- Angoli articolari.

A seconda dell'input da inserire cambia l'estensione del file richiesta. Le principali estensioni di file sono .trc, .mot e .sto. Il file .trc è utilizzato per le posizioni dei marker sperimentali acquisite tramite sistema di telecamere; il file .mot è impiegato per i dati cinematici rappresentanti le variazioni delle coordinate del modello nel tempo; infine, il file .sto viene generato dagli strumenti di OpenSim di Ottimizzazione Statica, CMC e Dinamica Inversa e contiene nella prima colonna sempre gli istanti di tempo.

Tutte e tre le tipologie sono caratterizzate dalla presenza di una <u>header</u> (intestazione), in cui sono riportate le caratteristiche del file, ad esempio il nome del file, il numero di righe e colonne, le unità di misura dei dati, la frequenza di campionamento nel caso di dati provenienti da marker, e da una parte contenente i <u>dati</u> numerici.

Le diciture presenti nella *header*, così come le tabulazioni presenti tra i dati, sono specifiche per ciascun tipo di file e comportano la corretta lettura del file da parte di OpenSim.

		А	В	С	D	E	F	G	Н	1	J	K
1	Patl	hFileType	4	(X/Y/Z)	26_elbow_flex	.trc						
2	Da	ataRate	CameraRate	NumFrames	NumMarkers	Units	OrigDataRate	OrigDataStartFrame	OrigNumFrames			
3		120	120	121	3	mm	120	1	121			
4	F	rame#	Time	r_acromion		r_hu	Imerus_epicon	dyle	r_i	r_radius_styloid		
5				X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3
6												
7	، ۲	1	0	-13.0545244	39.50547557	169.51	-12.5593796	-297.4143796	199.9856204	-13.1247	-533.57	251.4203
8		2	0.008333333	-12.9606476	39.59935237	169.6	-12.5673243	-297.4223243	199.9776757	-12.867	-533.6	251.3825
9		3	0.016666667	-12.8534253	39.70657469	169.71	-12.5743942	-297.4293942	199.9706058	-12.5826	-533.63	251.345
10		4	0.025	-12.736429	39.82357098	169.82	-12.5803121	-297.4353121	199.9646879	-12.247	-533.658	251.3066
11		5	0.033333333	-12.6135559	39.9464441	169.95	-12.5848462	-297.4398462	199.9601538	-11.8375	-533.686	251.2662
12		6	0.041666667	-12.4888988	40.07110116	170.07	-12.5878188	-297.4428188	199.9571812	-11.3338	-533.713	251.2228
13		7	0.05	-12.3666102	40.19338985	170.19	-12.5891134	-297.4441134	199.9558866	-10.7186	-533.738	251.1758
14		8	0.058333333	-12.2507633	40.30923675	170.31	-12.5886792	-297.4436792	199.9563208	-9.97806	-533.762	251.1243
15		9	0.066666667	-12.145217	40.414783	170.41	-12.5865333	-297.4415333	199.9584667	-9.10189	-533.782	251.0678
16		10	0.075	-12.0534871	40.50651288	170.51	-12.5827597	-297.4377597	199.9622403	-8.0833	-533.798	251.0061

Figura 1.10: Esempio di file .trc contenente la posizione dei marker sperimentali nello spazio.

1.4 OpenSim API

Una Application Programming Interface (API) è l'insieme di codici e regole che permettono la comunicazione tra software differenti. Essa serve come interfaccia tra i software per facilitarne la comunicazione, nel modo in cui una interfaccia grafica facilita la comunicazione tra software e utente. La OpenSim API permette la comunicazione di OpenSim con MATLAB, C++ e Python. Tramite questa comunicazione agli utenti è consentito estendere le funzioni di OpenSim, ad esempio si possono costruire nuovi modelli, nuove analisi o controlli.

OpenSim è scritto utilizzando la *Object-Oriented Programming* (Programmazione Orientata agli Oggetti), che consiste in un ampio set di classi suddivise a loro volta in sottoclassi: ad esempio la classe *Model* contiene tutti i componenti di un modello, come i corpi, presenti nella classe *Body*, i vincoli, nella classe *Joint*, le forze, nella classe *Force*, e così via (Delp, et al., 2012).

Le varie classi in struttura gerarchica di OpenSim si possono analizzare tramite la Doxygen, la quale è accessibile tramite la propria directory di installazione di OpenSim seguendo il precorso 'C:\OpenSim 3.3\sdk\doc \OpenSimAPI.html' oppure attraverso la documentazione online (SimTK, s.d.).

Utilizzando entrambi i percorsi si accede alla struttura gerarchica riportata in Figura 1.11, in cui ogni riquadro rappresenta una classe accessibile tramite la OpenSim API.



Figura 1.11: Struttura gerarchica di OpenSim.

Il percorso di questa tesi è volto allo studio delle opportunità fornite dalla OpenSim API, in particolare ci si è focalizzati sull'interfaccia con Matlab, andando a sviluppare un modello su Matlab e simulandone la cinematica e dinamica.
Capitolo 2

Fisiologia dell'arto superiore e del muscolo

In questo secondo capitolo si effettuerà una descrizione della fisiologica e biomeccanica dell'arto superiore e del muscolo scheletrico al fine di comprendere le componenti che saranno necessarie per l'implementazione di un modello di estremità superiore in OpenSim.

La prima parte del capitolo si focalizzerà sulle strutture che compongono l'arto superiore, sulle articolazioni, sui movimenti consentiti e sui muscoli addetti alla generazione del movimento. Nella seconda parte si effettuerà una descrizione del muscolo scheletrico e della sua modellizzazione in OpenSim.

2.1 L'arto superiore

L'arto superiore è formato da quattro parti principali: spalla, braccio, avambraccio e mano. Essi si articolano tra loro attraverso tre complessi articolari: la spalla, il gomito e il polso. Al fine di questa tesi non è necessaria una conoscenza approfondita dell'articolazione del polso, quindi verrà tralasciata.

2.1.1 Biomeccanica della spalla

La spalla articola tra di loro clavicola, scapola, gabbia toracica e omero (Figura 2.1). Essa è l'articolazione più mobile di tutto il corpo e comprende 5 articolazioni. L'articolazione gleno-omerale (o articolazione di spalla) è un'articolazione sinoviale sferica tra la testa dell'omero e la cavità glenoidea della scapola. Essa consente all'omero un'ampia libertà di movimento di flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione e circonduzione.

L'articolazione sottodeltoidea è una falsa articolazione vincolata alla precedente perché ogni movimento della prima genera un movimento nella seconda. È formata dall'estremità superiore dell'omero e dai muscoli della cuffia dei rotatori (sopraspinato, sottospinato, sottoscapolare).

L'articolazione scapolo-toracica viene anche detta piano di scorrimento scapolotoracico. Non presenta componenti legamentose e la sua meccanica di movimento è garantita unicamente dalla corretta azione stabilizzante dei muscoli trapezio, romboide maggiore e minore, elevatori della scapola, piccolo pettorale.

L'articolazione acromion-clavicolare è un'articolazione sinoviale con un piccolo disco articolare. Il movimento principale di questa articolazione è una rotazione: la clavicola ruota circa di 50° posteriormente con l'elevazione della spalla.

L'articolazione sterno-clavicolare è un'articolazione sinoviale a forma di sella, con un piccolo disco articolare. La superficie minore è quella clavicolare, la più grande è quella sterno-costale. Tale articolazione determina i movimenti di elevazione e abbassamento e di anteposizione-retroposizione dell'estremità laterale della clavicola e delle strutture anatomiche ad essa collegate.



Figura 2.1: Complesso articolare della spalla. 1) articolazione gleno-omerale; 2) articolazione acromion-clavicolare; 3) articolazione sterno-clavicolare; 4) articolazione sottodeltoidea; 5) articolazione scapolo-toracica.

La spalla presenta tre gradi di libertà e tre assi principali (Figura 2.2):

- Asse trasversale (1): posto nel piano frontale, controlla il movimento di flessione ed estensione della spalla nel piano sagittale;
- Asse antero-posteriore (2): posto nel piano sagittale, controlla il movimento di abduzione e adduzione nel piano frontale;
- Asse verticale (3): passa tra l'intersezione del piano sagittale con il piano frontale e controlla il movimento di flessione e estensione che avvengono nel piano orizzontale, con il braccio in abduzione di 90°.

Il quarto asse è l'asse longitudinale dell'omero, rispetto a cui avviene la rotazione del braccio.

La posizione di riferimento è ottenuta quando l'arto si trova lungo il tronco, in modo che l'asse verticale (3) e l'asse lungo l'omero (4) coincidano.



Figura 2.2: Principiali piani anatomici e assi della spalla.

Il movimento di **flessione ed estensione** (Figura 2.3) avviene nel piano sagittale, attorno all'asse trasversale. L'estensione del braccio ha un range di movimento minore, fino a 45°-50°; la flessione arriva fino a 180°.

I muscoli responsabili della estensione sono teres maggiore e minore, il fascio posteriore del deltoide e il gran dorsale; i muscoli reclutati per la flessione sono il muscolo coracobrachiale, il pettorale e il fascio anteriore del deltoide fino a $50^{\circ}-60^{\circ}$; il trapezio e il gran dentato da 60° a 120° .



Figura 2.3: Movimento di flesso-estensione della spalla.

L'**abduzione**, ovvero il movimento di allontanamento dell'arto dal tronco (Figura 2.4), avviene nel piano frontale, attorno all'asse antero-posteriore. Ha un range totale di 180° e la posizione finale è ottenuta anche tramite una flessione del braccio di 180°.

L'abduzione, partendo dalla posizione di riferimento del braccio, è divisa in 3 fasi rispetto ai muscoli e ai movimenti articolari coinvolti:

- Da 0° a 60° interviene solo l'articolazione gleno-omerale;
- Da 60° a 120° è richiesto l'intervento anche dell'articolazione scapolotoracica;
- Da 120° al range massimo sono coinvolte le articolazioni gleno-omerale, la scapolo-toracica e una flessione del tronco in direzione opposta.

L'**adduzione**, ovvero il movimento di avvicinamento del braccio al corpo (Figura 2.4), nel piano frontale è meccanicamente impossibile per la presenza del tronco. Partendo dalla posizione di riferimento, essa è possibile come movimento combinato con:

- Estensione;
- Flessione: adduzione può arrivare a 30°-45°.

Invece partendo da una qualsiasi posizione di abduzione, l'adduzione è sempre possibile fino alla posizione di riferimento; in questo caso si parla di adduzione relativa.

I muscoli responsabili di tale movimento sono gran rotondo, gran pettorale, gran dorsale e romboide.



Figura 2.4: Movimento di abduzione-adduzione della spalla.

La **rotazione assiale** del braccio (Figura 2.5) avviene lungo l'asse longitudinale a partire da qualsiasi posizione del braccio. Essa si divide in:

- Posizione di riferimento: posizione a rotazione nulla, con gomito flesso di 90°;
- Rotazione laterale: fino ad un valore di 80°. Questa rotazione è raramente raggiunta con il braccio disteso verticalmente lungo il tronco;
- Rotazione mediale: fino a 100°-110°. Il range totale è raggiunto con l'avambraccio passante dietro il tronco e la spalla leggermente estesa.

La rotazione avviene grazie ai muscoli rotatori interni (gran dorsale, gran pettorale, gran rotondo, sottoscapolare) e ai rotatori esterni (sopraspinoso e piccolo rotondo).



Figura 2.5: Movimento di rotazione della spalla.

2.1.2 Biomeccanica del gomito

Il gomito rappresenta il collegamento tra la spalla e la mano ed è fondamentale per il corretto posizionamento della mano nello spazio. L'articolazione del gomito comprende tre ossa: omero, ulna e radio.

Il gomito è costituito da tre articolazioni separate racchiuse in un'unica capsula articolare (Figura 2.6): omero-ulnare; radio-omerale e radio-ulnare prossimale (Ricketts & Felstead, 2017).

L'articolazione omero-ulnare è un ginglimo angolare tra troclea omerale e incisura semilunare dell'ulna. Essa è un'articolazione stabile e congruente e permette la flessione dell'avambraccio sul braccio.

L'articolazione radio-omerale avviene tra la testa del radio e il capitello dell'omero ed è responsabile della rotazione delle ossa dell'avambraccio, data dal fatto che la testa del radio è più grande del capitello dell'omero, permettendo un ampio range di movimento. Questa articolazione è perciò meno stabile della precedente.

L'articolazione prossimale radio-ulnare avviene tra la testa del radio e l'incisura radiale dell'ulna ed è stabilizzata dal legamento anulare. Essa consente la pronosupinazione dell'avambraccio.



Figura 2.6: Articolazione di gomito.

L'articolazione di gomito appartiene alla classe delle articolazioni a cerniera e presenta perciò due gradi di libertà: flessione e prono-supinazione dell'avambraccio.

La **flesso-estensione** del gomito (Figura 2.7) avviene grazie alle articolazioni omeroulnare e radio-omerale, attorno all'asse trasversale che passa attraverso gli epicondili omerali. L'estensione del gomito è limitata da 3 fattori: l'impatto del processo dell'olecrano nella fossetta olecranica, la tensione del legamento anteriore dell'articolazione e la resistenza dei muscoli flessori. L'estensione attiva si ottiene per azione dei muscoli estensori, mentre l'estensione passiva è dovuta alla gravità, soprattutto quando viene sollevato un peso, ed è controllata dall'eccentricità dei muscoli flessori. Essa ha un range di circa 5°. Anche la flessione si divide in passiva e attiva (Kapandji, 2007). La flessione attiva è limitata principalmente dai muscoli anteriori del braccio e dell'avambraccio, resi tonici dalla contrazione, ad una flessione massima di 145°. Gli altri fattori che influiscono sulla limitazione alla flessione sono le superfici articolari e la tensione dei legamenti della capsula. La flessione passiva è realizzata tramite una forza esterna e può arrivare a 160°, limitata dalla presenza dei muscoli flessori rilassati.

I muscoli flessori sono il muscolo brachiale, il bicipite brachiale e il brachioradiale, mentre gli antagonisti estensori sono il tricipite brachiale e l'anconeo (Ricketts & Felstead, 2017).



Figura 2.7: Movimento di flesso-estensione del gomito.

La **prono-supinazione** del gomito (Figura 2.8) avviene grazie alle articolazioni radioulnare prossimale e distali e rappresenta la rotazione dell'avambraccio lungo il suo asse longitudinale.

In posizione supinata, le ossa dell'avambraccio sono parallele l'una all'altra, quindi il palmo della mano è rivolto in avanti. In posizione pronata le ossa dell'avambraccio si

incrociano e il radio va a trovarsi davanti all'ulna, il palmo si ritrova rivolto all'indietro (Palastanga, et al., 2007).

La rotazione dell'avambraccio può essere studiata solo con il gomito flesso di 90° e affiancato al tronco. Se il gomito è esteso, l'avambraccio è in linea con il braccio e la rotazione dell'avambraccio viene accoppiata con quella della spalla. Partendo da questa posizione con il gomito flesso: la supinazione è raggiunta quando il palmo della mano è rivolto in alto e il pollice lateralmente; la posizione di pronazione quando il palmo della nulla è ottenuta con il palmo rivolto medialmente e il pollice verso l'alto (Kapandji, 2007). Il range di movimento della supinazione è di 90°, mentre quello della pronazione è solo di 85°.

I muscoli addetti alla pronazione sono il muscolo rotondo e il pronatore quadrato dell'avambraccio; la supinazione è garantita dal bicipite brachiale e dal supinatore (Ricketts & Felstead, 2017).



Figura 2.8: Movimento di prono-supinazione del gomito.

2.1.3 I muscoli dell'arto superiore

I muscoli dell'arto superiore si possono suddividere in muscoli di spalla, muscoli del braccio e muscoli dell'avambraccio. Ai fini di questa tesi è necessaria la sola conoscenza dei muscoli del braccio per la loro implementazione nel modello muscolo scheletrico. Nella Tabella 2.1 sono riportati i suddetti muscoli con i loro punti di origine e inserzione e la loro funzione.

Muscolo	Origine	Inserzione	Funzione
Bicipite brachiale	2 origini: una a livello del processo coracoideo, l'altra dal tubercolo sopraglenoideo della scapola	Tuberosità radiale	Flettere l'avambraccio e, debolmente, il braccio
Tricipite brachiale	3 origini: capo lungo origina dal tubercolo infraglenoideo della scapola; capo laterale origina dalla metà superiore della faccia posteriore della diafisi omerale; capo mediale dalla superficie posteriore della metà inferiore dell'omero	Olecrano dell'ulna	Estendere l'avambraccio; estendere e addurre il braccio
Brachiale	Faccia antero-mediale dell'omero	Tuberosità ulnare	Flettere l'avambraccio
Brachioradiale	Margine laterale della diafisi dell'omero	Processo stiloideo laterale del radio	Flettere l'avambraccio e mantenerlo in posizione intermedia tra supinazione e pronazione.

Tabella 2.1: Muscoli del braccio.

2.2 Il muscolo scheletrico

La funzione primaria dei muscoli scheletrici è quella di generare e trasmettere la tensione attraverso i tendini ai segmenti ossei, dove la maggior parte dei muscoli ha inserzione. Il processo attraverso il quale il muscolo genera tensione è detto contrazione. Funzioni secondarie del tessuto muscolare scheletrico sono il mantenimento della postura, la respirazione, la masticazione, l'espressione.

2.2.1 Anatomia del muscolo scheletrico

Il muscolo scheletrico è avvolto da una membrana di tessuto connettivo esterna chiamata epimisio, all'interno della quale sono presenti i fasci di fibre muscolari (fascicoli) tenuti insieme da una seconda membrana di tessuto connettivo chiamata perimisio. All'interno del perimisio si trovano le singole fibre muscolari circondate dalla terza membrana connettiva denominata endomisio (Figura 2.9: Struttura macroscopica del muscolo.Figura 2.9).



Figura 2.9: Struttura macroscopica del muscolo.

Le fibre muscolari sono le cellule multinucleate del muscolo striato. Esse presentano forma cilindrica con un diametro da 10 a 100 μ m e una lunghezza di qualche centimetro. Queste cellule sono solitamente poste in parallelo tra di loro, separate da interstizi con tessuto connettivo. Ogni fibra muscolare è formata da filamenti chiamati miofibrille di circa 1-2 μ m. Le miofibrille sono organizzate in unità contrattili elementari chiamate sarcomeri, costituiti da vari tipi di filamenti sovrapposti. I principali tra questi filamenti proteici sono: i filamenti sottili, costituiti da actina, e i filamenti spessi, formati da miosina. Ciascuna miofibrilla è circondata da una rete di membrane che formano delle cisterne chiamate reticoli sarcoplasmatici, i quali hanno la funzione di immagazzinare ioni Ca²⁺ e liberarli nel citosol quando la cellula è stimolata a contrarsi.

La presenta dei filamenti spessi e sottili genera le striature caratteristiche del muscolo scheletrico. Le linee di confine tra un sarcomero e l'altro sono dette linee Z e corrono in direzione ortogonale rispetto all'asse longitudinale della fibra e agganciano i

filamenti sottili ad una estremità. Durante la contrazione muscolare i filamenti di actina scorrono sui filamenti di miosina, andando a diminuire la distanza delle linee Z (teoria degli *sliding filaments*).

2.2.2 Meccanismo di contrazione muscolare

Prima di analizzare fisiologicamente come avvenga la contrazione all'interno del tessuto muscolare, è bene distinguere i diversi meccanismi di contrazione che si possono avere. A seconda di come variano la lunghezza del muscolo, intesa come la distanza tra il punto di origine e il punto di inserzione del muscolo, e la tensione sviluppata dal muscolo, una contrazione muscolare può essere:

- Isometrica: la lunghezza del muscolo non cambia ma le unità contrattili si accorciano generando una forza muscolare. Una contrazione isometrica si ottiene o vincolando le estremità del muscolo o utilizzando un carico esterno che il muscolo non è in grado di sollevare producendo la massima forza;
- Isotonica: la tensione sviluppata dal muscolo si mantiene costante e il muscolo si accorcia. Una contrazione isotonica si ottiene applicando un carico costante in modo che il muscolo possa variare la sua lunghezza sia accorciandosi (contrazione concentrica) che allungandosi (contrazione eccentrica);
- Isocinetica: attraverso l'utilizzo di una macchina chiamata isocinetica, il muscolo sviluppa la massima tensione per tutto il movimento e si accorcia a velocità costante.

In condizioni fisiologiche il muscolo è attivato dalle fibre dei nervi motori, i quali fanno parte del sistema nervoso periferico e sono comandati dal sistema nervoso centrale. La più piccola unità funzionale del muscolo è chiamata unità motoria e consiste nel moto neurone e nelle fibre muscolari da esso innervate (Figura 2.10). La giunzione neuromuscolare o placca motoria è il punto di contatto tra la parte terminale del neurone motorio e la fibra muscolare. In questa zona il segnale elettrico viene trasformato nella secrezione chimica di acetilcolina, la quale provoca l'attivazione del nuovo segnale elettrico nella fibra muscolare.



Figura 2.10: Rappresentazione dell'unità motoria del muscolo.

Il motoneurone (cellule presinaptica) trasmette un potenziale d'azione e libera un neurotrasmettitore, l'acetilcolina, quando questo giunge alla terminazione dell'assone (Stanfield, 2012). Una volta liberata, l'acetilcolina diffonde verso la membrana della cellula postsinaptica muscolare, la quale contiene dei recettori specifici, e ne induce una variazione di permeabilità, causandone la depolarizzazione. Il potenziale d'azione, propagandosi nel sarcomero in entrambe le direzioni, provoca il rilascio del calcio dal reticolo sarcoplasmatico nel citosol. La presenza di ioni calcio nella cellula muscolare provoca l'idrolisi dell'ATP con rilascio di un gruppo fosfato, avviando il ciclo dei ponti trasversali: i filamenti di actina scorrono sui filamenti di miosina provocando la contrazione del sarcomero.

La cellula muscolare smette di contrarsi quando non riceve più segnali dal motoneurone e di conseguenza non si generano più potenziali d'azione. Le pompe attive del calcio riportano la concentrazione di calcio nel citosol ai valori di riposo e il muscolo cessa di contrarsi.

2.2.3 Muscoli pennati e fusiformi

I muscoli scheletrici si possono dividere in base alla conformazione delle fibre rispetto ai tendini in fusiformi e pennati (Figura 2.11). L'angolo che le fibre formano rispetto all'aponeurosi del tendine è definito angolo di pennazione del muscolo (α). Se le fibre muscolari sono parallele alla direzione longitudinale del muscolo il movimento generato è rapito e di grande ampiezza. I muscoli di questo tipo si trovano nelle giunzioni con grande possibilità di movimento. Al contrario, i muscoli pennati consentono la generazione di una notevole forza di contrazione, ma un movimento lento e di modesta ampiezza. I muscoli pennati possono essere suddivisi in muscoli pennati, bipennati o multipennati, a seconda della conformazione della pennatura.



Figura 2.11: Classificazione dei muscoli in base alla conformazione delle fibre.

La forza generata dal muscolo è espressa come la forza nella direzione del tendine del muscolo, ovvero moltiplicata per il coseno dell'angolo α . Nel caso di muscoli fusiformi tutta la forza generata dal muscolo viene efficacemente trasmessa al tendine. Nel caso di muscoli pennati, solo una parte della forza è sull'asse di trazione del tendine, quindi dovrebbe risultare una minore forza sviluppata nel caso dei muscoli pennati. In realtà, la pennazione costituisce un ottimo sistema per impacchettare in poco spazio un elevato numero di fibre muscolari e quindi elementi contrattili. Inoltre, il muscolo con configurazione pennata presenta un'area trasversa fisiologica PCSA (*Physiological Cross Section Area*) maggiore rispetto al muscolo fusiforme, e di conseguenza (inserire numero formula) lo sviluppo di una forza maggiore.

Infatti, la forza che il muscolo può generare dipende dall'area trasversa del muscolo (PCSA) e dalla massima tensione sviluppabile isometricamente dal muscolo lungo la direzione delle fibre per un'attivazione massimale e una lunghezza ottimale dei sarcomeri (σ_m) (Equazione 2.1).

$$F_m = \sigma_m * PCSA \tag{2.1}$$

2.3 Modellizzazione del muscolo

Per il calcolo della forza muscolare è necessaria una modellizzazione matematica del muscolo che, attraverso delle relazioni tra grado di attivazione, lunghezze, velocità di contrazione e angoli muscolari, restituisca la forza sviluppata dal muscolo durante un determinato movimento articolare. Una semplificazione della dinamica del tessuto muscolare ampliamente utilizzata nell'ambito dello studio della biomeccanica e del controllo muscolare è stata formulata da Felix Zajac (1989).

Secondo il modello di Zajac, il muscolo può essere visto come l'insieme di fibre egualmente lunghe poste in parallelo tra di loro (Figura 2.12). A seconda del tipo di muscolo queste fibre possono essere orientate nella direzione del tendine (muscolo a fibre parallele) o con angolo di pennazione non nullo (muscoli pennati).



Figura 2.12: Modellizzazione del complesso muscolo-tendine secondo Zajac.

Durante una contrazione l'angolo di pennazione α aumenta, mentre la distanza tra le due aponeurosi dei tendini rimane invariata. Un muscolo di lunghezza totale l_m , intesa come la sola lunghezza delle fibre escludendo il tendine, può essere modellizzato come una serie di sarcomeri di stessa lunghezza l_s eccitati simultaneamente per generare la forza muscolare F.



Figura 2.13: Generazione della forza muscolare da parte dei sarcomeri.

La forza sviluppata dal muscolo *F* rappresenta la somma delle forze sviluppate dalle singole unità motorie, ognuna delle quali è controllata dall'i-esimo motoneurone del nervo.

Il modello di Zajac divide la dinamica di contrazione del tessuto muscolare, che porta alla generazione della forza muscolare a partire dall'eccitazione da parte del motoneurone dell'unità motoria, in dinamica di attivazione e dinamica di contrazione (Figura 2.14).



Figura 2.14: Schema della generazione della forza muscolare a partire dall'eccitazione neurale.

La **dinamica di attivazione** rappresenta la dinamica del calcio nel tessuto muscolare e calcola l'attivazione delle fibre muscolari generata dall'eccitazione neurale. Essa viene approssimata come un'equazione differenziale di primo ordine non lineare con costante di attivazione e costante di disattivazione.

$$\frac{da}{dt} = \frac{u-a}{\tau(a,u)} \tag{2.2}$$

I parametri a e u dell'equazione differenziale (2.2) rappresentano rispettivamente l'attivazione del muscolo e l'eccitazione neurale.

All'interno di un modello sia l'attivazione muscolare che l'eccitazione neurale possono variare tra 0 e 1. La condizione di attivazione nulla rappresenta l'assenza di contrazione mentre il valore unitario indica una contrazione completa.

La costante temporale del muscolo varia a seconda del livello di attivazione e per i modelli muscolari implementati in OpenSim assume la seguente formulazione matematica:

$$\tau(a, u) = \begin{cases} t_{act}(0.5 + 1.5a) &: u > a \\ t_{deact}/(0.5 + 1.5a) &: u \le a \end{cases}$$
(2.3)

Dove:

- t_{act} = tempo di attivazione;
- t_{deact} = tempo di disattivazione.

La **dinamica di contrazione**, la quale modellizza il calcolo della forza sviluppata dal muscolo a partire dal grado di attivazione *a*, viene descritta attraverso le curve caratteristiche del muscolo:

- Curva forza attiva-lunghezza delle fibre;
- Curva forza passiva-lunghezza delle fibre;
- Curva forza-velocità di accorciamento/allungamento delle fibre;
- Curva forza-deformazione del tendine.



Figura 2.15: Curve caratteristiche del muscolo.

La forza sviluppata dal muscolo al variare della lunghezza delle fibre è una tensione, ovvero una forza di trazione, e viene misurata ponendo il muscolo in condizione isometrica, imponendo un allungamento del muscolo rispetto alla lunghezza del muscolo a riposo l_0 . La forza totale sviluppata dal muscolo è data dalla somma di due contributi: la forza attiva e la forza passiva. La tensione attiva rappresenta la forza sviluppata dal muscolo in seguito ad un'attivazione muscolare *a*. Fisiologicamente questa forza si genera per valori di lunghezza del muscolo $0.5l_0 < l_m < 1.5l_0$. La tensione passiva si genera quando le fibre vengono poste a lunghezza $l_m > l_0$, ed è dovuta all'elasticità intrafibra.

La curva rappresentante la forza passiva del muscolo non dipende dal grado di attivazione delle fibre, mentre la curva di forza attiva viene scalata a seconda del valore di *a* tra o e 1.

La curva Tensione - Velocità del muscolo è ottenuta in modo empirico esponendo il muscolo a diverse tensioni. Questa curva esprime la potenza meccanica sviluppata dal muscolo.

2.3.1 Modello di Hill

Per il calcolo della dinamica di contrazione del complesso muscolo-tendineo, a partire dalle curve caratteristiche, il modello più utilizzato è quello a parametri concentrati formulato da Hill (Thelen, 2003):



Figura 2.16: Modello di muscolo di Hill.

Il modello di Hill presenta tre elementi principali:

- Elemento contrattile (CE) in parallelo: rappresenta il generatore di forza attiva del muscolo. La forza generata dal CE dipende dalla lunghezza delle fibre l_m, dalla velocità v_m di allungamento-accorciamento delle fibre e dall'attivazione a;
- Elemento elastico (PE) in parallelo: rappresenta la componente passiva del muscolo dovuta all'elasticità delle fibre;
- Elemento elastico in serie: rappresenta la compliance del tendine (modellizzato come un elemento elastico non lineare) e la forza generata è calcolata dalla curva caratteristica del tendine in base alla sua lunghezza.

Per la costruzione delle curve caratteristiche dello specifico muscolo in esame, è necessario inserire nel modello muscolo-tendineo 5 parametri:

• Lunghezza a riposo del tendine $l_{t,0}$;

- Forza isometrica massima *f*_{iso};
- Lunghezza a riposo delle fibre muscolari $l_{m,0}$;
- Angolo di pennazione delle fibre a riposo α;
- Costanti di attivazione e disattivazione τ_{act}, τ_{deact}.

2.4 Modelli di muscolo in OpenSim 3.3

In OpenSim 3.3 sono implementati diversi modelli muscolo-tendinei, i quali differiscono principalmente per la costruzione delle curve caratteristiche. Ad oggi i tre modelli consigliati sono il modello di Thelen (*Thelen2003Muscle*) e i modelli di Millard (*Millard2012EquilibriumMuscle* e *Millard2012AccelerationMuscle*).

Entrambi gli autori si basano sul modello a parametri concentrati di Hill e calcolano la forza che il muscolo esercita lungo il tendine come:

$$f_{iso}\left[a(t)f_{CE}(\hat{l}_m)f_{\nu}\left(\dot{\hat{l}_m}\right) + f_{PE}(\hat{l}_m)\right]\cos\alpha$$
(2.4)

Dove i parametri nell'equazione 2.4 sono:

- f_{iso} = forza isometrica;
- a(t) =attivazione muscolare;
- $f_{CE}(\hat{l}_m)$ = curva forza-lunghezza della componente attiva;
- $f_{v}(\dot{l}_{m}) =$ curva forza-velocità della componente attiva;
- $f_{PE}(\hat{l}_m)$ = curva forza-lunghezza della componente passiva;
- $cos\alpha$ = coseno dell'angolo di pennazione.

Assumendo che il muscolo e il tendine siano privi di massa, la forza esercitata dalla fibra muscolare (Delp, et al., 2012) deve essere equilibrata dalla forza del tendine:

$$f_{iso}\left[a(t)f_{CE}(\hat{l}_m)f_v(\dot{\hat{l}_m}) + f_{PE}(\hat{l}_m)\right]\cos\alpha - f_{iso}f_{SE}(\hat{l}_t) = 0$$
(2.5)

Dove:

• $f_{SE}(\hat{l}_t)$ = curva forza-lunghezza del tendine.

Risolvendo per la velocità di contrazione delle fibre muscolari:

$$\hat{l}_{m} = f_{v}^{-1} \left(\frac{\frac{f_{SE}(\hat{l}_{T})}{\cos \alpha} - f_{PE}(\hat{l}_{m})}{a(t)f_{CE}(\hat{l}_{m})} \right)$$
(2.6)

Quando questa equazione viene integrata per andare a valutare la dinamica muscolare può presentare quattro singolarità:

- Quando l'attivazione muscolare *a*(*t*) tende a zero;
- Quando la curva forza-lunghezza della componente attiva $f_{CE}(\hat{l}_m)$ tende a zero;
- Quando l'angolo di pennazione α tende a 90°;
- Quando la curva forza-velocità $f_v(\hat{l}_m) \leq 0 \ o \ f_v(\hat{l}_m) \geq F_{len}^M$, dove F_{len}^M è la massima forza di allungamento delle fibre.

La diversità tra il modello di Thelen e i due modelli di Millard risiede proprio nelle modifiche effettuate per superare le singolarità dell'equazione 2.6 e nell'implementazione delle curve caratteristiche della dinamica di contrazione.

2.4.1 Modello muscolare di Thelen

Nel modello muscolare proposto da Thelen (2003) sono state introdotte delle assunzioni per cercare di gestire le singolarità dell'equazione 2.6.

In particolare:

- È stato imposto un valore minimo di attivazione a(t) superiore a zero (in genere 0,01);
- La curva forza attiva-lunghezza delle fibre muscolari $f_{CE}(\hat{l}_m)$ è resa una curva gaussiana, quindi sempre maggiore di zero;
- La curva forza-velocità di allungamento delle fibre muscolari f_v è resa invertibile all'interno del dominio, andando ad estrapolare linearmente \hat{l}_m quando la forza muscolare $f_v < 0$ (contrazione concentrica) e quando $f_v > 0.95F_{len}^M$ (contrazione eccentrica);
- La curva forza passiva-lunghezza delle fibre è un'esponenziale;

• È stato imposto che il coseno dell'angolo di pennazione risultasse sempre maggiore di 1.

Nel modello di Thelen le curve caratteristiche (Figura 2.19) sono implementate in modo automatico andando ad inserire come parametri di input solamente i valori caratteristici dello specifico muscolo in esame, in termini di lunghezza ottimale delle fibre, lunghezza a riposo del tendine, angolo di pennazione e massima forza isometrica, e i fattori di forma per la costruzione delle curve.

2.4.2 Modello muscolare di Millard

Il modello di Thelen, nonostante cercasse di eliminare le singolarità dovute al calcolo della velocità di accorciamento delle fibre, conteneva ancora degli errori di implementazione. Millard et al. (2013) hanno lavorato sulla parametrizzazione delle curve cercando di eliminare discontinuità e picchi in modo tale che le derivate seconde delle curve caratteristiche fossero continue. Inoltre, rispetto al modello di Thelen, hanno cercato di costruire le curve in modo che l'andamento seguisse in misura più puntuale i risultati delle prove sperimentali su muscoli.

Partendo dal modello di Thelen, per prima cosa hanno cercato di risolvere i problemi legati al fatto che il muscolo potesse raggiungere lunghezze irrealisticamente brevi. È stato quindi aggiunto un vincolo unilaterale sulla lunghezza della fibra:

$$\hat{l}_{m} = 0 \quad se \ \hat{l}_{m} \leqslant \ \hat{l}_{m \min}$$

$$\hat{l}_{m} = \hat{l}_{m}^{*} \qquad altrove$$

$$(2.7)$$

Dove:

- $\hat{l}_{m min}$ = valore minimo fisiologicamente raggiungibile dalla fibra muscolare;
- \hat{l}_m^* = valore calcolato come risultato dell'equazione 2.6.

Entrambi i modelli sviluppati da Millard (*Millard2012EquilibriumMuscle* e *Millard2012AccelerationMuscle*) consentono all'utente la variazione delle pendenze delle curve caratteristiche in diversi punti, così da generare curve più possibile rappresentative del muscolo in esame (Delp, et al., 2012):

 <u>curva forza-velocità</u>: presenta un andamento lievemente diverso da quello proposto da Hill (Figura 2.17). Consente però, modificando pochi parametri, di poter rappresentare anche condizioni di contrazione più rapida o più lenta. Questo accade sia nel tratto di curva relativo ad una contrazione eccentrica che in quello relativo ad una contrazione concentrica.



Figura 2.17: Curve forza – velocità del modello di Millard.

<u>curva forza attiva-lunghezza</u>: permette di rappresentare un andamento più realistico della forza attiva sviluppata dal muscolo in funzione della lunghezza. Rispetto a quella utilizzata nel modello di Thelen (Figura 2.18) si nota che la curva di Millard migliora l'implementazione della forza in corrispondenza dei valori iniziali e finali, rendendo la lunghezza del muscolo più fisiologica. È possibile modificare i punti di inizio e fine della curva, la lunghezza delle fibre dove inizia la pendenza negativa e l'ammontare della pendenza (*shallowAscendingSlope*).



Figura 2.18: Confronto curve forza attiva - lunghezza delle fibre di Thelen (in blu) e Millard (in rosso).

Nel modello *Millard2012AccelerationMuscle*, per cercare di migliorare ulteriormente la rappresentazione del muscolo, è stato creato un elemento smorzante $\beta(\hat{l}_m)$ in parallelo all'elemento contrattile attivo.

Questo è stato fatto per limitare l'angolo di pennazione e per poter invertire sempre la curva forza-velocità.

È stato dunque proposto il modello muscolare smorzato:

$$f_{iso}\left[a(t)f_{CE}(\hat{l}_m)f_{\nu}\left(\dot{\hat{l}_m}\right) + f_{PE}(\hat{l}_m) + \beta\left(\dot{\hat{l}_m}\right)\right]\cos\alpha - f_{iso}f_{SE}(\hat{l}_t) = 0 \qquad (2.8)$$

Questo modello smorzato consente di avere valori di forza più vicini a quelli fisiologici e inoltre presenta il grande vantaggio di essere privo di singolarità. Inoltre, il modello *Millard2012AccelerationMuscle* consente un'attivazione *a* nulla del muscolo e l'inserimento di una massa muscolare, rendendolo ottimale per le simulazioni dinamiche.

Grazie al fatto che sono state eliminate le singolarità nel modello, i tempi computazionali sono minori rispetto agli altri modelli in corrispondenza di a(t) che tende a zero (Millard & Delp, 2012).

Si riporta in Figura 2.19 il confronto tra le curve caratteristiche ottenute con dati sperimentali, con modello di Thelen e con Millard:



Figura 2.19: Confronto tra le curve caratteristiche di Thelen e Millard con i dati sperimentali.

Capitolo 3

Sviluppo di un modello di estremità superiore

La Application Programming Interface di OpenSim permette la comunicazione tra il software e MATLAB, grazie alla quale si possono sfruttare le potenzialità del programma open-source. È possibile, ad esempio, sviluppare un nuovo modello, modificare quelli già disponibili o creare nuovi strumenti per il calcolo dell'attivazione muscolare.

Il fine di questo capitolo è la spiegazione dei passi svolti per lo sviluppo di un modello neuromuscolare, basato sull'Arm26 di OpenSim, il quale possiederà entrambi gli arti dell'estremità superiore e verrà ulteriormente modificato in seguito per fittare le caratteristiche del soggetto in esame.

Prima di arrivare alla costruzione di questo modello, si è partiti dalla realizzazione di un prototipo in cui al posto delle componenti ossee si sono inserite figure geometriche semplificate come cilindri e parallelepipedi, articolati tra loro in modo da simulare gli arti e il torace. Il prototipo è stato successivamente testato per verificarne il funzionamento e passare alla realizzazione del modello neuromuscolare vero e proprio.

3.1 Modello geometrico semplificato

Il prototipo iniziale rappresentante l'estremità superiore è costituito da un parallelepipedo centrale, il quale rappresenta in forma semplificata il torace, articolato nei lati superiori delle facce laterali con due cilindri raffiguranti gli omeri destro e sinistro. A loro volta i due segmenti delle braccia sono articolati in posizione distale con due cilindri che rappresentano gli avambracci destro e sinistro, formati ognuno dalle ossa ulna e radio, fuse in un'unica figura.

Le componenti ossee appena descritte sono mostrate in grigio in Figura 3.1.



Figura 3.1: Modello geometrico semplificato.

Ad ogni segmento sono associati i valori di massa, la posizione del centro di massa (COM) e il tensore dei momenti di inerzia. In azzurro in Figura 3.1 si vedono gli elementi di avvolgimento dei muscoli, associati ai vari corpi.

In rosso si hanno i muscoli del modello: il bicipite brachiale, suddiviso in capo lungo e capo breve, il muscolo brachiale e il muscolo tricipite, suddiviso in capo lungo, capo mediale e capo laterale. Il modello di muscolo utilizzato è *Thelen2003Muscle*, a cui sono associati i parametri per le curve caratteristiche di ciascun muscolo.

Il modello presenta 3 gradi di libertà ad entrambe le articolazioni di spalla (estensioneflessione, abduzione-adduzione e rotazione) e due gradi di libertà per le articolazioni di gomito (estensione-flessione e pronazione-supinazione).

Nei paragrafi successivi verrà descritta in dettaglio la realizzazione di ogni componente presente nel modello.

3.1.1 Definizione dei parametri caratteristici del modello

Il primo passo da compiere per l'attivazione dell'interfaccia tra OpenSim e Matlab è quello di aprire una funzione Matlab denominata *configureOpenSim* fornita dal Team di OpenSim. La suddetta funzione rende possibile la comunicazione tra i due programmi, rendendo accessibili le librerie di OpenSim a Matlab.

Successivamente, si procede con la creazione di uno script (Appendice A.1) in cui si inserisce il comando di importazione delle librerie di OpenSim e il comando per la creazione di un modello. Il modello creato in questo modo è inizialmente vuoto e verranno associati i vari elementi con i settaggi successivi fino ad arrivare al salvataggio del modello in formato .osim, ultima riga dello script.

Successivamente sono stati definiti i parametri dimensionali del modello (Appendice A.1, righe 17-25):

- Larghezza, lunghezza e spessore del torace;
- Lunghezza di braccia ed avambracci;
- Massa totale del soggetto;
- Massa di torace, braccia e avambracci.

I valori dei parametri scelti provengono dagli studi di McConville (1980) per le dimensioni dei segmenti ossei e dalle ricerche di D. A. Winter (2009) per le masse dei corpi.

Infine, si è settata la gravità nel modello, imponendo un'accelerazione di -9,81 m/s² lungo l'asse y nel sistema di riferimento globale di OpenSim.

3.1.2 Implementazione dei corpi

Nella libreria di OpenSim sono presenti, oltre alle geometrie raffiguranti le componenti ossee del corpo umano, altre figure come cubi, cilindri, sfere e piattaforme. Queste geometrie sono richiamate per l'implementazione del modello neuromuscolare e rappresentano i corpi (*Body*).

Il torace, schematizzato come un rettangolo, rappresenta il *GroundBody* del modello. Ad esso è stata aggiunta come geometria un 'box', ovvero la figura geometrica di un cubo. Dato che le dimensioni del torace non sono uguali nelle tre direzioni, il box è stato scalato in modo da avere larghezza, lunghezza e profondità impostate nella definizione dei parametri del torace (Appendice A.1, righe 33-53).

Il secondo elemento aggiunto al modello è il braccio destro: esso è raffigurato come un cilindro di lunghezza definita precedentemente e di raggio pari a un quindicesimo della lunghezza. Al braccio destro sono associate la massa, la posizione del centro di massa (al centro del corpo) e il tensore dei momenti di inerzia (Appendice A.1, righe 55-66).

In ambiente OpenSim, quando si implementano due corpi, si deve sempre indicare il tipo di relazione che intercorre tra loro. È stata perciò aggiunta l'articolazione di spalla a 3 gradi di libertà tra il torace e il braccio destro. L'articolazione implementata è una *CustomJoint* (vedi par. 3.1.3), in cui si sono settate la posizione e l'orientazione dell'articolazione nel sistema di riferimento del segmento genitore (il torace) e la posizione e l'orientazione nel sistema di riferimento del segmento figlio (il braccio destro). La posizione rispetto al *ParentBody* è stata fissata sul lato superiore della faccia laterale del torace, nella metà posteriore; la posizione rispetto al *ChildBody* è il punto sulla superficie esterna prossimale dell'avambraccio rivolto verso il torace. Entrambe le orientazioni dei corpi sono imposte nulle.

A ciascun grado di libertà della spalla sono stati settati i valori di massima e minima rotazione angolare a partire dalla posizione anatomica di riferimento: per la flessoestensione il range va da -90° a 180° attorno all'asse z del braccio, dove i valori negativi indicano l'estensione del braccio; per l'abduzione-adduzione il range va da 0° a 180° attorno all'asse x; la rotazione esterna arriva fino ad un massimo di 90° (segno negativo di rotazione) e la rotazione interna a 20° (rotazione positiva) attorno all'asse longitudinale del braccio (Appendice A.1, righe 68-166).

Infine, sono stati aggiunti al braccio destro gli elementi di avvolgimento dei muscoli (vedi par. 3.1.4) alla spalla e al gomito. In particolare, in corrispondenza dell'articolazione di spalla si è costruito un elemento di avvolgimento di forma sferica in modo da riprodurre la forma della testa dell'omero, dove va ad inserirsi il tendine prossimale del capo lungo del bicipite brachiale; sul gomito l'elemento di avvolgimento cilindrico serve per ancorare il tendine distale del muscolo brachiale, evitando che durante l'estensione del gomito il muscolo attraversi l'avambraccio.

Per quanto riguarda la costruzione del braccio sinistro, si è proceduto nella stessa modalità del braccio destro: si è associata una geometria cilindrica, si è creata l'articolazione di spalla con il torace e si sono creati gli elementi di avvolgimento dei muscoli del braccio sinistro. Rispetto alla parte sinistra, si sono cambiati di segno i valori sull'asse z riferiti ad una traslazione, mentre i valori sugli assi x e y nel caso di rotazioni. Ad esempio, nel caso del vettore delle posizioni dell'articolazione di spalla rispetto al *ParentBody* il segno della posizione sull'asse z è stato cambiato da positivo a negativo, in quanto ora l'articolazione si trova nel quadrante con coordinate z negative.

A questo punto sono stati creati gli avambracci destro e sinistro, utilizzando una geometria cilindrica e imponendo la lunghezza prefissata per l'avambraccio e un raggio pari a un quindicesimo della lunghezza. Dopo di che è stata implementata l'articolazione di gomito tra il braccio e l'avambraccio, utilizzando una *CustomJoint* a 2 gradi di libertà: flesso-estensione dell'avambraccio con range 0° -130° e pronosupinazione da -90° a 90°. La posizione dell'articolazione è nel punto distale dell'asse longitudinale del braccio e nel punto prossimale dell'asse longitudinale del braccio; l'orientazione dell'articolazione è nulla in entrambi i corpi. Anche in questo caso la differenza tra destra e sinistra sta nel segno della coordinata z per le traslazioni, delle coordinate x e y per le rotazioni (Appendice A.1, righe 337-426). Il modello ottenuto fino a questo punto consta di 5 corpi (il torace, due braccia e due avambracci), 4 articolazioni (due articolazioni di spalla a 3 gradi di libertà e due articolazioni di gomito a 2 GDL) e 4 elementi di avvolgimento (due cilindri ai gomiti destro e sinistro e due sfere alle spalle destra e sinistra). In Figura 3.2 è riportato il modello così implementato.



Figura 3.2: Modello geometrico semplificato con indicazione dei gradi di libertà implementati.

3.1.3 Le articolazioni

In OpenSim sono implementabili diversi tipi di articolazioni, a seconda del movimento e dei gradi di libertà concessi:

- WeldJoint = non introduce gradi di libertà tra i corpi, ma fonde i corpi tra di loro;
- *PinJoint* = il grado di libertà è la rotazione lungo l'asse z tra i due corpi;
- *SliderJoint* = il grado di libertà è una traslazione lungo l'asse x tra i due corpi;
- *EllipsoidJoint* = tre coordinate di rotazione su x, y e z che accoppiano traslazioni in modo che il *ChildBody* tracci una ellissi centrata sul *ParentBody*;
- BallJoint = tre gradi di libertà di rotazione su x, y e z del ChildBody rispetto al ParentBody;
- FreeJoint = sei gradi di libertà di cui 3 rotazioni e 3 traslazioni del ChildBody rispetto al ParentBody;

 CustomJoint = da 1 a 6 coordinate specificate dall'utente e assi definiti dall'utente per localizzare il ChildBody rispetto al ParentBody.

Per ognuna di queste articolazioni vanno specificati i vettori che indicano la posizione e l'orientamento dell'articolazione sul corpo genitore e sul corpo figlio; qual è il corpo genitore e quale il corpo figlio; il range di rotazione o traslazione dei gradi di libertà implementabili e la posizione di default dell'articolazione.

Custom Joint

La maggior parte delle articolazioni implementate in OpenSim sono *CustomJoint*, infatti esse sono la rappresentazione più generica di un'articolazione, in quanto possono rappresentare tutti gli altri tipi di articolazioni più convenzionali (*PinJoint*, *BallJoint*, etc,) così come articolazioni più complesse dal punto di vista biomeccanico.

Per implementare un'articolazione, l'utente deve identificare il *ChildBody*, ovvero il segmento osseo che ruota o trasla rispetto al centro dell'articolazione, e il *ParentBody*, il segmento fisso rispetto a cui si muove il *ChildBody*. Inoltre, si devono indicare le posizioni e gli orientamenti del centro del giunto articolare nel sistema di riferimento di entrambi i corpi.



Figura 3.3: Rappresentazione dell'articolazione tra ChildBody B e ParentBody P. $P_0 e B_0$ rappresentano il centro del sistema di riferimento locale dei due corpi.

Il passo successivo è l'implementazione del *CoordinateSet*, l'insieme dei gradi di libertà dell'articolazione, ad ognuno dei quali viene assegnato un nome, il valore di

default di rotazione o traslazione a seconda del tipo di GDL e il range di movimento possibile.

Una volta inserite tutti i GDL all'interno del *CoordinateSet*, si passa alla definizione delle trasformazioni spaziali (*SpatialTransform*). L'utente definisce la trasformazione (rotazione o traslazione) del segmento figlio rispetto al segmento genitore, come una funzione delle coordinate generalizzate elencate nel *CoordinateSet*. Il comportamento di una *CustomJoint* è definito dalle sue trasformazioni spaziali: esse mi indicano per ogni GDL del *CoordinateSet* il tipo di moto e l'asse rispetto al quale ruotare o traslare.

La classe delle *SpatialTransform* è costituita da 3 rotazioni seguite da 3 traslazioni. Per indicare una di queste è necessario definire il tipo di trasformazione (rotazione o traslazione), la coordinata generalizzata associata, l'asse di rotazione o traslazione della coordinata e la funzione di trasformazione delle coordinate su quell'asse. Quest'ultima indica la quantità di trasformazione lungo l'asse specificato al variare della coordinata generalizzata indicata.

Il vantaggio della *CustomJoint* risiede infatti, oltre che nella possibilità di specificare gli assi delle coordinate generalizzate, nel poter implementare moti accoppiati, ad esempio il moto di due gradi di libertà in funzione di una coordinata. Per chiarire il concetto, in corrispondenza dell'articolazione di ginocchio, durante la flessione della gamba, ovvero la variazione dell'angolo del ginocchio (coordinata generalizzata), il centro di rotazione dell'articolazione ruota e trasla, provocando una traslazione della tibia e una rotazione del ginocchio. Tramite la *CustomJoint* è possibile generare due *SpatialTransform*, riferite entrambe alla coordinata rappresentante la rotazione del ginocchio, una che produce una traslazione del centro di rotazione e una che provoca la rotazione del ginocchio, utilizzando delle funzioni cubiche (*SimmSpline*).

Nel caso delle articolazioni di spalla e gomito implementate nel modello, le funzioni di trasformazione delle coordinate sono funzioni lineari, quindi ad esempio ad una flessione della spalla di 20° corrisponde una rotazione della stessa quantità nell'asse specificato (asse z).

3.1.4 I Wrap Object

Gli elementi di avvolgimento (*WrapObject*) sono delle forme geometriche (ellissi, cilindri, sfere, toroidi) che possono essere utilizzate per vincolare il percorso dei muscoli del modello. Quando la linea che rappresenta il muscolo interseca un oggetto di avvolgimento, un algoritmo va a calcolare il nuovo percorso del muscolo facendo in modo che esso vada ad avvilupparsi attorno all'elemento (Figura 3.4). Per definire il nuovo percorso vengono introdotti due nuovi punti al *GeometryPath* del muscolo (vedi par. 3.1.5): uno in corrispondenza del punto iniziale tangente all'elemento di avvolgimento e uno dove il muscolo spezza il contatto con il *WrapObject*.



Figura 3.4: Esempio di WrapObject al gomito e avvolgimento del tendine comune ai tre capi del tricipite sull'elemento.

Per costruire un elemento di avvolgimento è necessario:

- Definire il tipo di *WrapObject* (ellisse, cilindro, sfera o toroide);
- Assegnarne un nome, con il quale verrà richiamato nel percorso del muscolo;
- Attribuire l'oggetto ad un determinato corpo;
- Definire le proprietà dell'elemento in termini di dimensioni, posizione e rotazione rispetto al sistema di riferimento del corpo;
- Indicare in quali quadranti (x, y, z, -x, -y, -z o tutti) dovrà essere disegnato l'elemento.

Ad esempio, nel caso del modello 'Scatola-Cilindri' sono stati implementati 2 *WrapObjects* per braccio: un cilindro posizionato sul gomito (*WrapCylinder*) e una sfera in corrispondenza della spalla (*WrapSphere*) (Appendice A.1, righe 168-198).

3.1.5 Implementazione dei muscoli

A questo punto si è andati ad inserire nel modello neuromuscolare i muscoli delle braccia: il tricipite brachiale, il bicipite brachiale e il muscolo brachiale. In OpenSim la classe *Muscle* è un sottoinsieme della classe *Force* e fa parte degli attuatori implementabili nel modello.

I passi da seguire per implementare un muscolo in un modello sono i seguenti:

- Scelta del tipo di modello muscolare tra quelli presenti nella libreria di OpenSim (vedi par. 2.4);
- Assegnazione del nome al muscolo;
- Inserimento delle caratteristiche del muscolo in base al modello utilizzato (angolo di pennazione delle fibre, lunghezza delle fibre a riposo, lunghezza del tendine a riposo, etc.);
- Creazione degli *AttachmentPoints* del muscolo sui corpi del modello: determinazione di punti di origine e inserzione e altri eventuali punti per definirne meglio il percorso;
- Creazione del percorso del muscolo sull'elemento di avvolgimento.

Nel prototipo si è scelto di utilizzare come tipo muscolare *Thelen2003Muscle* e si è seguito il modello neuromuscolare Arm26 (vedi par. 1.1.1) per il settaggio dei parametri muscolari e per l'implementazione dei punti rappresentanti il percorso del muscolo. Di conseguenza, il modello presenta 12 muscoli: il tricipite suddiviso nei tre capi, il bicipite in due capi e il muscolo brachiale, in entrambe le braccia del modello.

La classe *Thelen2003Muscle* consente l'inserimento dei seguenti parametri per ogni muscolo del modello:

 Controlli minimo e massimo: rappresentano rispettivamente il minimo e massimo valore dell'eccitazione neurale u(t);

- Massima forza isometrica: è la massima forza sviluppabile dalle fibre muscolari in condizioni di contrazione isometrica;
- Lunghezza delle fibre a riposo;
- Lunghezza del tendine a riposo;
- Angolo di pennazione delle fibre, calcolato in condizioni di riposo delle fibre;
- Massima velocità di contrazione delle fibre: distingue le fibre veloci dalle fibre lente;
- Attivazione di default: livello di attivazione a(t) delle fibre muscolari se non ne viene associato nessuno;
- Lunghezza di default delle fibre, se non ne è assegnata un'altra;
- Costanti di attivazione e disattivazione $\tau_{act} e \tau_{deact}$;
- Deformazione del tendine alla massima forza isometrica;
- Deformazione passiva del muscolo alla massima forza isometrica;
- Fattore di forma della curva gaussiana Forza attiva-Lunghezza delle fibre;
- Fattore di forma della curva esponenziale Forza passiva-Lunghezza delle fibre;
- Fattore di forma della curva Forza-velocità delle fibre;
- Massima forza di allungamento del muscolo F_{len}^M ;
- Soglia di estrapolazione lineare della curva Forza-velocità $(0.95F_{len}^M)$.

Ad esempio, nel caso del capo lungo del tricipite brachiale, denominato *TRIlong*, i parametri settati sono riportati in Figura 3.5.

TRIlong - Properties ×	
isDisabled	
min_control	0.0
max_control	1.0
GeometryPath	
max_isometric_force	798.5
optimal_fiber_length	0.134
tendon_slack_length	0.143
pennation_angle_at_optimal	0.20943951
max_contraction_velocity	10.0
ignore_tendon_compliance	
ignore_activation_dynamics	
default_activation	0.05
default_fiber_length	0.1
activation_time_constant	0.01
deactivation_time_constant	0.04
FmaxTendonStrain	0.033
FmaxMuscleStrain	0.6
KshapeActive	0.5
KshapePassive	4.0
Af	0.3
Flen	1.8
fv_linear_extrap_threshold	0.95

Figura 3.5: Parametri del modello muscolare di Thelen impostati per il capo lungo del tricipite.

Una volta inserite le caratteristiche richieste dal modello muscolare (Appendice A.1, righe 519-532), si procede con la definizione del percorso (*GeometryPath*) tramite una serie di punti denominati *AttachmentPoint*. Nel caso più semplice i punti di attacco del muscolo sono fissi su un corpo, e il percorso del muscolo è dato dalla linea retta che collega due punti adiacenti. Questo tipo di punti è denominato *fixed points*.

Altri tipi di punti di attacco sono:

- Via points: sono dei punti fissi su un corpo, ma vengono utilizzati nel percorso del muscolo solo quando una certa coordinata del modello è all'interno di un range prefissato;
- *Moving points*: sono dei punti le cui coordinate x, y e z nel sistema di riferimento del corpo a cui sono associati variano nel tempo in funzione di una coordinata del modello;
- *Wrap points*: le coordinate del punto vengono calcolate automaticamente dagli algoritmi di OpenSim in modo da avvolgere il muscolo sopra la superficie del *wrap object*.
Nel modello semplificato tutti gli *AttachmentPoints* implementati sono fissi rispetto al corpo di riferimento e le coordinate x, y e z sono inserite in modo da imitare la posizione dei punti di origine e inserzione dei muscoli sulle ossa.

Per creare il percorso del muscolo è quindi necessario inserire uno alla volta i punti di attacco del muscolo alla *GeometryPath*. Ogni *fixed point* è definito andando a specificare il nome del punto implementato, il corpo a cui è associato e le coordinate del punto nel sistema di riferimento del corpo. Infine, è necessario indicare il percorso del muscolo sull'elemento di avvolgimento andando ad inserire tutti i *wrap objects* alla *GeometryPath* (Appendice A.1, righe 534-548).

Lo stesso procedimento è stato svolto per tutti i capi muscolari del braccio sinistro del modello, e andando a cambiare i segni delle coordinate z dei punti di attacco dei muscoli e sostituendo i corpi della parte destra con quelli della parte sinistra si sono implementati gli stessi muscoli anche nel braccio sinistro.

A questo punto il modello è completo e viene salvato in formato .osim.

3.1.6 Altri tipi di forze implementabili nel modello

La classe *Force* di OpenSim presenta diversi sottogruppi che si possono dividere in base alla variabile da cui dipendono:

- *Prescribed force*: fanno parte di questa classe le forze in funzione del tempo;
- *Ligament* e *Bushing force*: sono forze che variano in funzione della posizione reciproca di due corpi;
- Actuators: sono forze dipendenti da un controllo. Fanno parte di questa sottoclasse i Point Actuators, Torque Actuators, Coordinate Actuators e Muscles;
- *Contact force*: variano in base al punto di contatto.

Le *Prescribed forces* sono delle forze o dei momenti che vengono applicate ad un corpo e sono completamente specificate in funzione del tempo. Sono definite attraverso tre funzioni. Ognuna delle quali è opzionale:

- *Force function*: costituita dall'insieme di tre funzioni che specificano i componenti (x, y, z) del vettore di forza applicato al corpo in funzione del tempo. Se la funzione non è fornita, nessuna forza viene applicata;
- Point function: tre funzioni che definiscono la posizione (x, y, z) del punto di applicazione della forza sul corpo in funzione del tempo. Se queste funzioni non sono specificate, la forza viene applicata all'origine del corpo, la quale non coincide necessariamente con il centro di mass;
- Torque function: tre funzioni che indicano le componenti (x, y, z) del momento su applicato al corpo, il quale si somma al momento generato dalla Force function se presente. Se non è specificato allora non ci sono momenti aggiuntivi.

Per implementare una forza di questo tipo nel modello bisogna specificare gli istanti di tempo in cui è applicata la forza; creare le matrici indicanti i valori della forza su x, y, z (ForceX, ForceY, ForceZ) all'i-esimo istante di tempo, andando a definire il tipo di funzione (costante, lineare, etc.) e aggiungendo alla funzione le coppie di punti indicanti istante di tempo e valore della forza; creare le funzioni che specificano la posizione di applicazione della forza (PointX, PointY, PointZ) e le eventuali funzioni per i momenti applicati (TorqueX, TorqueY, TorqueZ).

Le *Ligament forces* implementano nel modello dei legamenti. La loro costruzione assomiglia a quella dei muscoli, in cui si va a definire il percorso, indicando l'origine e l'inserzione del legamento (verrà rappresentato anch'esso in rosso nel modello), la lunghezza a riposo del legamento, la massima forza sviluppabile e la curva caratteristica Forza-Lunghezza.

Le *Bushing forces* sono delle forze proporzionali allo spostamento tra due corpi. Esse sono costituite da tre sistemi lineari molla-smorzatore e tre sistemi torsionali molla-smorzatore, i quali agiscono lungo i corpi come degli ammortizzatori. Per implementare una forza di ammortizzamento si devono indicare i due corpi, la posizione e l'orientamento rispetto al corpo1 e al corpo2 in cui verranno inseriti i sistemi molla-smorzatore lineari e torsionali, i vettori dei valori di rigidezza lineare e torsionale e di smorzamento lineare e torsionale.

Gli *Attuatori* sono delle forze o dei momenti applicati direttamente su un corpo in funzione di un controllo, ovvero di un'eccitazione, attraverso una forza ottimale. La forza ottimale è il massimo valore di forza applicata quando l'eccitazione è massima. In genere il valore del controllo varia da 0 (nessuna eccitazione) a 1 (eccitazione massima). Esistono quattro tipi di attuatori:

- *PointActuators*: la forza è applicata in un punto preciso del corpo, specificato nel sistema di riferimento del corpo o nel sistema di riferimento globale;
- *TorqueActuators*: applicano un momento uguale e opposto su due corpi (corpoA e corpoB) su un asse specificato rispetto al corpoA;
- CoordinateActuators: applicano una forza generalizzata lungo (se è una forza) o su (se è un momento) l'asse di una coordinata. Se la forza è positiva il valore della coordinata aumenta;
- *Muscoli*: descritti nel paragrafo 3.1.5.

Le *Coordinate Limit forces* sono utilizzate per rinforzare il limite di una coordinata, applicando una forza proporzionale ad una rigidezza in corrispondenza dei valori limite del grado di libertà. Questo tipo di forza è specificato andando ad indicare la coordinata generalizzata su cui applicare la forza, i valori di rigidezza da implementare ai limiti superiore e inferiore del range, i valori della coordinata (superiore e inferiore) oltre i quali impiegare la forza e la regione di transizione in cui la rigidezza varia linearmente da zero al valor impostato al limite.

L'ultimo tipo di forza implementabile in un modello è la *Forza di Contatto* (*Contact Force*). Essa modellizza la forza generata dal contatto puntuale tra due corpi basandosi sulla teoria di Hertz, la quale include la componente normale della forza, la dissipazione del materiale e l'attrito della superficie. Per modellizzare una forza di contatto devo prima andare a costruire le geometrie di contatto suoi corpi: esse servono per evitare la compenetrazione di due corpi non articolati che vanno a toccarsi tra di loro.

Il calcolo della tensione di contatto tra i due corpi avviene andando ad indicare alcuni parametri: la rigidezza, la dissipazione, la frizione statica e dinamica e la viscosità delle superfici.

3.2 Prove iniziali sul modello geometrico semplificato

Al fine di verificare il corretto funzionamento del modello semplificato sviluppato tramite l'interfaccia con Matlab e comprendere il metodo di calcolo dei vari strumenti di OpenSim, sono state effettuate delle prove cinematiche e dinamiche iniziali.

Prima di svolgere le simulazioni, il modello è stato ulteriormente semplificato:

- Sono stati eliminati i muscoli biarticolari dal modello (muscolo bicipite e tricipite con relativi capi), in modo da effettuare le prove con il solo muscolo brachiale;
- Sono stati bloccati i gradi di libertà relativi alle spalle (flessione, abduzione e rotazione) e la prono-supinazione degli avambracci, rendendo le articolazioni delle *WeldJoint*. Le braccia sono state poste nella posizione di riferimento (braccia lungo il fianco) e gli unici GDL rimasti nel modello sono le flessoestensioni dei gomiti destro e sinistro;
- 3. Sono state modificate le lunghezze ottimali delle fibre muscolari $(l_{m,0})$ e del tendine $(l_{t,0})$ in modo che la massima forza isometrica (F_0) fosse sviluppata per una flessione del gomito pari a 45°. Questa variazione è stata pensata in modo da visualizzare nelle prove anche il contributo passivo del muscolo per una flessione del gomito compresa tra 0° e 45°, quando le fibre del brachiale risultano allungate oltre la lunghezza di riposo.

Sono stati impostati i valori di massa e dei momenti di inerzia degli omeri destro e sinistro e del complesso radio-ulna-mano destro e ricavandoli dal modello di OpenSim Arm26.

In Appendice B.1 sono riportate le curve caratteristiche del muscolo brachiale, le prove effettuate sul modello e le conclusioni ricavate. Le prove variano per il tipo di input al modello: funzione cinematica di flessione del gomito, forza imposta al modello, eccitazione dei motoneuroni del muscolo.

3.3 Modello 'Arm26_bilaterale'

Una volta verificato il corretto funzionamento del modello geometrico, si è passati allo sviluppo di un modello muscoloscheletrico di estremità superiore in cui fossero presenti entrambi gli arti. Infatti, uno dei limiti dei modelli disponibili nella libreria di OpenSim è la presenza del solo arto destro. Ciò rende impossibile effettuare l'analisi di quei movimenti che implicano il contributo di entrambi gli arti.

Il modello, il cui codice di implementazione è riportato in Appendice A.2, presenta:

- Le componenti ossee dell'estremità superiore (in grigio nella Figura 3.6): torace e scapola, clavicola, omero, ulna, radio e mano degli arti destro e sinistro;
- 6 muscoli nel braccio destro e 6 in quello sinistro (in rosso nella Figura 3.6): capi lungo e breve del bicipite, capi laterale, mediale e lungo del tricipite e muscolo brachiale;
- 6 gradi di libertà: flesso-estensione delle spalle destra e sinistra, flessoestensione e prono-supinazione dei gomiti destro e sinistro;
- 4 elementi di avvolgimento dei muscoli per arto (in azzurro nella Figura 3.6).



Figura 3.6. Modello Arm26_bilaterale e gradi di libertà presenti.

Il procedimento seguito per la costruzione del modello è lo stesso del prototipo semplificato (vedi par. 3.1), con alcune variazioni.

Inizialmente si crea il modello e si inserisce il nome con il quale verrà visualizzato in OpenSim. Successivamente si setta la gravità, imponendo un'accelerazione di -9,81 m/s² lungo l'asse y nel sistema di riferimento globale di OpenSim.

A questo punto si implementano i vari corpi nel modello. La libreria di OpenSim presenta le componenti ossee utilizzate per la realizzazione dei modelli disponibili. Dato che i modelli di arto superiore contengono i corpi del solo arto destro, è stato prima necessario aggiungere alla libreria tutte le ossa dell'arto superiore sinistro (scapola, clavicola, omero, ulna, radio e ossa della mano). Le superfici ossee del braccio sinistro in formato .vtp sono state estratte dalla 'Geometry' del modello ULB_Project (vedi par. 1.1.1), scaricabile dalla sezione *Download* di SimTK (SimTK, s.d.), e inserite nella cartella 'Geometry' della versione di OpenSim installata.

Il primo corpo inserito nel modello è il *GroundBody*, al quale è stato associato il torace e sono state inserite la massa, il tensore delle inerzie e il vettore della posizione del centro di massa. A differenza del modello di partenza Arm26, il *GroundBody* di 'Arm26_bilaterale' è formato da un solo elemento, il torace. Nell'Arm26 la componente *Ground* è invece formata da torace, spina dorsale, mascella, cranio, clavicola e scapola. In questo caso non è stato possibile inserire tutte le componenti ossee in unico corpo in quanto si dovevano aggiungere la scapola e la clavicola della parte sinistra, e queste non erano state costruite nello stesso sistema di riferimento delle ossa della parte destra, perciò, inserendole, non andavano a posizionarsi correttamente. Quindi si è andati a implementare i corpi uno alla volta articolandoli con *WeldJoint* tra di loro. La posizione e l'orientamento di ciascuna articolazione fissa sono state ricavate dal modello Stanford VA (vedi par. 1.1.1).

Al corpo rappresentante il torace sono stati aggiunti due *WrapObject* cilindrici (Figura 3.7), ai quali si avvolgono i capi lunghi del bicipite destro e sinistro, in corrispondenza delle origini sui tubercoli sopraglenoidei delle rispettive scapole.

Successivamente sono stati implementati i corpi rappresentati la clavicola e la scapola destra, articolandoli attraverso *WeldJoint* con il torace e settandone massa, tensore di inerzia e posizione COM.

Il corpo raffigurante l'omero destro è stato inserito nel modello e articolato con il torace attraverso una *CustomJoint*, formando l'articolazione gleno-omerale. La posizione e l'orientamento di *ChildBody* (omero) e *ParentBody* (torace) sono stati ricavati dal modello Arm26, così come il vettore degli assi di rotazione dell'articolazione. In questo modo si è inserito nel *CoordinateSet* il grado di libertà di flesso-estensione della spalla (denominato $r_shoulder_elev$), il quale presenta un range di movimento da -90° a 180°, dove i valori negativi indicano l'estensione del braccio.

All'omero destro sono stati aggiunti due *WrapObject* ellissoidali (Figura 3.7), uno nella parte posteriore della testa dell'omero, al quale si avvolge il capo lungo del tricipite, e uno nella parte anteriore, al quale si avvolge il capo lungo del bicipite, e un *WrapObject* cilindrico (Figura 3.8), in corrispondenza dell'articolazione di gomito, per l'avvolgimento nella parte posteriore del tendine comune ai tre capi del tricipite e nella parte anteriore dell'inserzione del muscolo brachiale.



Figura 3.7: Wrap objects sul torace e sull'omero per l'avvolgimento dei capi lunghi del tricipite e del bicipite.



Figura 3.8: Wrap object sul gomito per l'avvolgimento del tricipite e del brachiale.

In seguito, è stato aggiunto al modello il corpo rappresentante l'ulna del braccio destro, articolata con l'omero attraverso una *CustomJoint* con le stesse caratteristiche dell'articolazione tra 'r_humerus' e 'r_ulna_radius_hand' del modello Arm26, implementando il grado di libertà di flesso-estensione del gomito (denominato r_elbow_flex). Esso permette un range di movimento da 0° di flessione del gomito, ovvero braccio disteso, fino a 130°. Anche in questo caso si è andati a implementare un corpo per volta, mentre il modello Arm26 di OpenSim presenta le ossa di ulna, radio e mano unite un unico corpo denominato 'r_ulna_radius_hand'.

Il radio del braccio destro si articola con l'ulna attraverso una *CustomJoint* che permette la prono-supinazione dell'avambraccio. La posizione e l'orientamento dell'articolazione rispetto ai due corpi, il valore degli assi di rotazione e il range del movimento sono stati dedotti dal modello Stanford VA e implementati nel modello corrente. Il grado di libertà (denominato r_elbow_prosup) permette la prono-supinazione tra un minimo di -90° (avambraccio in posizione supina) ad un massimo di 90° (avambraccio in posizione prona).

Infine, si sono implementate le ossa del carpo e del metacarpo della mano, articolandole tra loro attraverso delle *WeldJoint* con parametri assunti dal modello Stanford VA.

Una volta inseriti i corpi dell'arto destro, si è passati all'implementazione dell'arto sinistro, inserendo le ossa di clavicola, scapola, omero, ulna, radio e mano della parte sinistra e articolandole. Si è proceduto nella stessa modalità dell'arto sinistro: si sono associate le rispettive geometrie per ogni corpo, si sono creati le articolazioni e gli elementi di avvolgimento dei muscoli. Rispetto alla parte destra, si sono cambiati di segno i valori sull'asse z riferiti ad una traslazione e i valori sugli assi x e y nel caso di rotazioni. Ad esempio, nel caso del vettore delle posizioni dell'articolazione di spalla rispetto al *ParentBody* il segno della posizione sull'asse z è stato cambiato da positivo a negativo, in quanto ora l'articolazione si trova nel quadrante con coordinate z negative.

Creando il modello fino a questo punto si ottengono il torace e le componenti ossee degli arti superiori destro e sinistro articolati tramite sei gradi di libertà (tre per la parte destra e tre per la sinistra). In Figura 3.9 si ha il dettaglio del confronto tra i corpi presenti nel modello originale e i corpi del nuovo modello.



Figura 3.9: Confronto tra i corpi del modello originale e quelli del modello Arm26_bilaterale.

A questo punto si è andati ad inserire nel modello muscolo-scheletrico i muscoli delle braccia: il tricipite brachiale, il bicipite brachiale e il muscolo brachiale. Dato che l'obbiettivo era specchiare la parte destra del modello Arm26 in modo da avere la controparte sinistra dell'arto, i muscoli implementati sono gli stessi nei due modelli. Il procedimento per l'implementazione dei muscoli è quello utilizzato nel caso del modello geometrico semplificato (vedi par. 3.1.5): per ogni muscolo si sono settati i parametri richiesti per il modello di Thelen, si è creato il percorso tramite punti fissi e si è aggiunto l'elemento di avvolgimento quando richiesto. I muscoli implementati sono 12: capi lungo e breve del bicipite, muscolo brachiale, capi lungo, mediale e laterale del tricipite, sia per il braccio destro che per il sinistro.

Per ultimo, si è creato il *MarkerSet*, ovvero si sono inseriti 3 marker per il braccio destro e 3 per il braccio sinistro in corrispondenza dei punti di repere dell'arto superiore (acromion delle scapole, epicondili degli omeri e stiloidi radiali). Per ogni marker si è settato il nome, il corpo a cui è associato e la posizione del marker nel sistema di riferimento del corpo.

3.4 Verifica del modello 'Arm26_bilaterale'

Per constatare la corretta realizzazione del modello, esso, durante una simulazione cinematica o dinamica, dovrà comportarsi come il modello Arm26. Sono state perciò effettuate delle prove per confrontare i risultati ottenuti da 'Arm26_bilaterale' con quelli del modello originale di arto destro.

Per rendere i risultati confrontabili è stato necessario effettuare prima degli accorgimenti sul nuovo modello. Infatti, come notato precedentemente, il modello originale presenta 3 corpi ('ground', 'r_humerus' e 'r_ulna_radius_hand'), mentre nel nuovo modello ogni componente ossea costituisce un singolo corpo. Per compiere una simulazione dinamica confrontabile è necessario inserire nel modello gli stessi valori di massa, di tensore d'inerzia e di posizione del centro di massa nei due modelli.

Per questa ragione si è proceduto andando a settare per gli omeri destro e sinistro le caratteristiche inerziali del corpo 'r_humerus' di Arm26, cambiando i segni tra parte destra e sinistra quando opportuno. Per quando riguarda la massa dell'avambraccio, essa è stata concentrata completamente sul corpo rappresentante l'ulna, notando che il sistema di riferimento del corpo 'r_ulna_radius_hand' era lo stesso dell'ulna. Per gli altri corpi del modello 'Arm26_bilaterale' sono stati settati valori di massa e momenti di inerzia trascurabili, in modo che non influenzassero il calcolo.

Nella Tabella 3.1 e nella Tabella 3.2Tabella 3.1 è riportato il confronto tra i parametri del modello originale e quelli del nuovo modello.

	Modello					
		Arm26		Arı	m26_bilat	erale
Corpo	Elementi	Massa (kg)	COM (cm)	Elementi	Massa (kg)	COM (cm)
Ground	Spina dorsale; torace; mascella; cranio; clavicola dx; scapola dx	0	(0/ 0/ 0)	Torace	0	(0/ 0/ 0)
Omero dx	Omero dx	1,86	(0 /-18,05/ 0)	Omero dx	1,86	(0/-18,05/0)
Omero sx	-	-	-	Omero sx	1,86	(0/-18,05/0)
Avambraccio dx + mano	Ulna dx; radio dx; ossa del carpo e metacarpo dx	1,53	(0/ -18,15/ 0)	Ulna dx	1,53	(0/ -18,15/ 0)
Avambraccio sx + mano	-	-	-	Ulna sx	1,53	(0/-18,15/0)
Clavicola dx	-	-	-	Clavicola dx	1,0E-5	(-1,11/ 0,64/ 5,42)
Clavicola sx	-	-	-	Clavicola sx	1,0E-5	(-1,11/ 0,64/ -5,42)
Scapola dx	-	-	-	Scapola dx	1,0E-5	(-5,47/ 3,50/ 4,37)
Scapola sx	-	-	-	Scapola sx	1,0E-5	(-5,47/ 3,50/ -4,37)
Radio dx; radio sx; ossa del carpo e del metacarpo dx e sx	-	-	-	Radio dx; radio sx; ossa del carpo e del metacarpo dx e sx	1,0E-5	(0/ 0/ 0)

Tabella 3.1: Confronto tra massa e posizione del centro di massa dei corpi del modello Arm26 e Arm26_bilaterale.

	Modello							
	Arm26				Arm26_b	ilaterale		
Corno	Flomonti	Inerzia (kg*m ² *10 ⁻²)		Flomonti	Inerzia (kg*m ² *10 ⁻²)) ⁻²)	
Corpo	Liementi	XX	уу	XX	Liementi	XX	уу	ZZ
Ground	Spina dorsale; torace; mascella; cranio; clavicola dx; scapola dx	0	0	0	Torace	0	0	0
Omero dx	Omero dx	1,48	0,46	1,32	Omero dx	1,48	0,46	1,32
Omero sx	-	-	-	-	Omero sx	1,48	0,46	1,32
Avambraccio dx + mano	Ulna dx; radio dx; ossa del carpo e metacarpo dx	1,93	0,16	2,01	Ulna dx	1,93	0,16	2,01
Avambraccio sx + mano	-	-	-	-	Ulna sx	1,93	0,16	2,01
Clavicola dx	-	-	-	-	Clavicola dx	1,0E-3	1,0E-3	1,0E-3
Clavicola sx	-	-	-	-	Clavicola sx	1,0E-3	1,0E-3	1,0E-3
Scapola dx	-	-	-	-	Scapola dx	1,0E-3	1,0E-3	1,0E-3
Scapola sx	-	-	-	-	Scapola sx	1,0E-3	1,0E-3	1,0E-3
Radio dx; radio sx; ossa del carpo e del metacarpo dx e sx	-	-	-	-	Radio dx; radio sx; ossa del carpo e del metacarpo dx e sx	1,0E-3	1,0E-3	1,0E-3

Tabella 3.2: Confronto tra momenti d'inerzia dei corpi del modello Arm26 e Arm26_bilaterale.

Le componenti del tensore di inerzia xy, xz e yz sono nulle per ogni corpo sia del modello originale che del nuovo modello.

Nel modello 'Arm26_bilaterale', dato che ulna e radio sono presenti come due corpi separati, mentre nel modello originale facevano parte del corpo 'r_ulna_radius_hand', è presente il grado di libertà di prono-supinazione dell'avambraccio. Per effettuare la stessa simulazione di cinematica è stato necessario bloccare il suddetto GDL in entrambi gli arti a -90°, in modo da avere per i due modelli solo la flessione della spalla e del gomito e l'avambraccio prono.

Dalle prove effettuate, riportate in Appendice B.2, si può confermare la corretta costruzione del modello in quanto si ottengono i medesimi risultati del modello Arm26 utilizzando gli strumenti di OpenSim.

Capitolo 4

Misurazione dei parametri muscolari tramite ecografo

I modelli muscoloscheletrici possono fornire dei risultati quantitativi riguardanti il sistema neuromuscolare e la dinamica di movimento. Per migliorarne l'accuratezza e l'affidabilità è necessario ottimizzare i parametri del modello muscolo-tendineo adottato in modo da rispecchiare le caratteristiche del soggetto in esame.

Per quanto concerne il modello di Hill utilizzato per la rappresentazione del sistema muscolare in ambito OpenSim, i parametri da ottimizzare per ogni muscolo sono:

- Massima forza isometrica F_0 ;
- Lunghezza delle fibre muscolari a riposo $l_{0,m}$;
- Lunghezza del tendine a riposo $l_{0,t}$;
- Angolo di pennazione delle fibre α .

I modelli di arto superiore già implementati in OpenSim (ad esempio Arm26 e Stanford VA) forniscono valori dei parametri muscolari ricavati da analisi su cadavere (Giat, et al. 1994; Holzbaur, et al. 2005). Purtroppo, si ha un'elevata variabilità di questi parametri tra soggetti differenti, inoltre il muscolo del cadavere va incontro ad un fenomeno di restringimento. Perciò sarebbe desiderabile misurare questi parametri in vivo sullo specifico soggetto. Le tecniche che utilizzano immagini mediche sono state adottate per la misura dei parametri di Hill: in particolare la Risonanza Magnetica e l'Ecografia. Rispetto alla MRI (Magnetic Resonance Imaging), l'utilizzo degli ultrasuoni ha il vantaggio di essere a basso costo, più facile da utilizzare e consente di discriminare tra tessuto adiposo, muscolare e osseo in una maniera più veloce rispetto alla risonanza magnetica e in real-time.

Il fine di questa fase di studio è la misura diretta dei parametri da inserire nel modello neuromuscolare tramite l'utilizzo di una sonda ad ultrasuoni. Si sono considerati due soggetti, uno di sesso maschile e uno si sesso femminile, a cui sono stati misurati i parametri dei muscoli bicipite, tricipite, brachiale e brachioradiale.

4.1 Principio di funzionamento dell'ecografo

L'ecografia è un'indagine medica diagnostica che utilizza ultrasuoni e si basa sul principio dell'emissione di eco e della trasmissione di onde sonore. Gli ultrasuoni sono onde meccaniche generate ad una frequenza maggiore di 20 kHz (in diagnostica si scelgono frequenze tra 2 MHz e 20 MHz), le quali possono essere facilmente focalizzate in un punto specifico. Esse trasferiscono al tessuto solamente energia meccanica eccitando le molecole, quindi sono sicure per il paziente.

Queste onde sono generate tramite un cristallo piezoelettrico che trasforma energia elettrica in energia meccanica e viceversa: una differenza di potenziale applicata ai suoi estremi è in grado di dilatare e comprimere il quarzo del cristallo generando un'onda meccanica (effetto inverso) che si propaga nei tessuti, e viceversa una compressione e dilatazione del cristallo dovuta all'eco di ritorno genera una differenza di potenziale (effetto diretto). La sonda ecografica presenta diversi cristalli che oltre ad emettere gli impulsi ultrasonici hanno anche funzione di raccogliere le eco di ritorno e di trasmetterli al sistema di elaborazione e visualizzazione dell'immagine.

L'ecografo è costituito principalmente da tre parti:

• Una sonda che ha il compito di trasmettere e ricevere il segnale;

- Un sistema elettronico che pilota il trasduttore, genera gli ultrasuoni, riceve l'eco di ritorno e tratta il segnale ricevuto;
- Un sistema di visualizzazione (monitor).



Figura 4.1: Schema a blocchi del principio di funzionamento dell'ecografo.

Gli ultrasuoni sono emessi sotto forma di impulsi, ovvero pacchetti di vibrazioni. La velocità di propagazione del fascio di US v è direttamente proporzionale alla lunghezza dell'onda λ e alla frequenza f:

$$v = \lambda * f \tag{4.1}$$

Di conseguenza, per avere una buona risoluzione spaziale conviene utilizzare una frequenza di emissione degli US elevata.

Quando un'onda meccanica incontra un ostacolo (interfaccia tra tessuti diversi, bolle d'aria, cavità con liquido) una parte di energia viene riflessa R e torna alla sonda, una parte viene trasmessa T. La frazione di energia riflessa dipende dalla caratteristica del tessuto denominata impedenza acustica (Z). Diversi tessuti hanno valori di impedenza acustica differente e gli US tendono ad andare verso tessuti con Z minore. Essa è direttamente proporzionale al prodotto tra la densità del materiale ρ e la velocità di propagazione dell'onda ultrasonica v. La frazione di energia riflessa dipende dalla differenza di impedenza acustica tra due tessuti adiacenti:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \tag{4.2}$$

Mentre l'energia trasmessa è pari a 1 - R.

L'osso rappresenta una barriera insormontabile per gli ultrasuoni, data la grande differenza di impedenza tra un osso ed un qualsiasi tessuto. Anche le zone di aria o gas rappresentano zone di ombra per via della riflessione totale dell'onda, ragione per cui è necessario interporre tra la cute del soggetto e la sonda un gel acquoso, in modo da minimizzare la presenza di aria.

L'immagine che si ottiene sul monitor è ottenuta dalla misurazione del tempo di volo dell'onda, da quando è generata dalla sonda a quando viene ricevuto l'eco. Dal tempo di volo si misura infatti la profondità del tessuto conoscendo la velocità di propagazione dell'onda nel mezzo. A seconda dell'intensità dell'eco di ritorno l'immagine presenza zone più scure o più chiare seguendo una scala di grigi prestabilita.

Quando il trasduttore invia il pacchetto di vibrazioni, sia nel percorso di andata che in quello di ritorno gli ultrasuoni vengono in parte assorbiti dal mezzo e il segnale viene attenuato. L'energia assorbita si trasforma in calore. L'attenuazione aumenta all'aumentare della frequenza dell'US, quindi utilizzare una frequenza elevata aumenta la risoluzione spaziale dell'immagine ma diminuisce la potenza del fascio e di conseguenza le prestazioni nel caso di tessuti profondi.

Per evitare l'effetto della profondità dei tessuti sulla qualità dell'immagine ottenuta si utilizza il Time Gain Compensator (TGC): esso introduce un'amplificazione dell'eco di ritorno proporzionale al tempo di volo e quindi alla profondità di formazione della riflessione.

Infine, lo scan converter campiona i dati in ingresso continui in intervalli predefiniti e li digitalizza. In seguito, i dati numerici rappresentanti l'intensità del segnale vengono codificati tramite livelli di grigio.

4.2 I soggetti

I soggetti a cui sono stati misurati i parametri muscolari per la realizzazione di un modello neuromuscolare specifico sono un ragazzo di 24 anni e una ragazza di 20 anni, i quali non presentano lesioni note a livello della muscolatura degli arti superiori. Successivamente i due soggetti saranno riferiti come M e F rispettivamente. La Tabella 4.1 riporta le caratteristiche dei soggetti.

	Altezza (cm)	Peso (kg)	Lunghezza braccio* (cm)	Circonferenza braccio** (cm)
М	179	79,5	35,0	30,8
F	157	55,0	32,5	25,5

Tabella 4.1: Caratteristiche dei soggetti in esame.

*calcolata dalla testa dell'omero all'olecrano dell'ulna; ** calcolata nel punto massimo.

4.3 Strumentazione utilizzata

Il sistema ecografico fornito dal laboratorio LISiN del Politecnico di Torino e utilizzato in questo studio è l'*Echo Blaster 128 CEXT*.

L'*Echo Blaster 128 CEXT* è un sistema diagnostico ad ultrasuoni ad alta prestazione che va ad interfacciarsi con un software su PC per la visualizzazione delle immagini ecografiche e il loro post-processamento. *Echo Blaster 128 CEXT* è distribuito dall'azienda *TELEMED Medical Systems*, la quale fornisce anche il software associato. Il kit dell'*Echo Blaster 128 CEXT* comprende un generatore di impulsi, un alimentatore 100~240 VAC, 50~60 Hz, un cavo USB per il collegamento dell'ecografo al PC, un cavo per l'alimentazione elettrica, un manuale utente e il software *Echo Wave II.* Il trasduttore non è incluso nel kit dell'hardware ma va scelto in base all'applicazione ecografica.



Figura 4.2: Ecografo Echo Blaster 128 CEXT e software Echo Wave II.

Il sistema supporta un'ampia gamma di trasduttori multifrequenza da 2.0 MHz a 10.0 MHz di tipo convex, lineari o endocavitari. Il software *Echo Wave II* è dotato di un'interfaccia utente di facile utilizzo; programmi di misurazione e calcolo avanzati; programma di refertazione automatica con salvataggio dei dati del paziente, archiviazione dati e immagini; diversi formati per il salvataggio delle immagini e dei video; possibilità di settaggio dei parametri della scansione (TGC, profondità, guadagni, frequenza) facile per l'operatore.

Il trasduttore utilizzato per la misurazione dei parametri muscolari è riportato in Figura 4.3Figura 4.3: Sonda lineare per applicazioni muscolari.. È una sonda di tipo lineare, che permette la generazione di un'immagine rettangolare, con la possibilità di settare un range di frequenze compreso tra 5.0 MHz e 8.0 MHz e con campo di visione di 60 mm. La strategia di visualizzazione dell'immagine è B-Mode: il colore dell'immagine rappresenta l'intensità dell'eco modulata con TGC. Il bianco corrisponde alla massima intensità (ad esempio l'osso, un calcolo), il nero all'assenza di echi (aria), le sfumature di grigio rappresentano i livelli intermedi di intensità.



Figura 4.3: Sonda lineare per applicazioni muscolari.

4.3 Modalità di misura

Per la misura dei parametri tramite ecografo occorre innanzitutto individuare la posizione anatomica dell'arto superiore in cui la lunghezza delle fibre è ottimale. La lunghezza a riposo delle fibre corrisponde alla lunghezza alla quale il muscolo genera la massima forza isometrica (vedi par. 2.3 - 2.4). Diversi studi riportano l'angolo articolare ottimale di flessione del gomito pari a 90° (Kulig, et al., 1984; Li & Tong, 2016) per i muscoli estensori del gomito. Per quanta riguarda i muscoli flessori del gomito, secondo gli studi su cadavere di W. Murray (2000) la massima forza sviluppabile dai muscoli è ottenuta per una flessione del gomito di 20°.

A partire da queste valutazioni, dagli studi di L. Li et al. (2008; 2005; 2016) e di M. G. Bemben (2002) la misurazione della lunghezza ottimale delle fibre muscolari e del tendine è stata effettuata posizionando gli arti superiori destri dei soggetti su un supporto fisso all'altezza della spalla con abduzione della spalla pari a 90°, flessione della spalla nulla e avambraccio supino. Il gomito dei due soggetti è stato flesso di 20° durante la misurazione dei parametri muscolari dei flessori del gomito (bicipite, brachiale e brachioradiale) e di 90° durante la misura degli estensori (tricipite). Successivamente ci si riferirà a queste due posizioni definendole rispettivamente "posizione ottimale flessori" e "posizione ottimale estensori" (Figura 4.4).



Figura 4.4: Posizione del soggetto per la misura delle lunghezze a riposo dei flessori del braccio (a destra) e degli estensori (a sinistra).

Per ogni scansione effettuata, allo scopo di visualizzare meglio le fibre muscolari e le aponeurosi dei tendini, si sono andati a variare i seguenti parametri:

- profondità di scansione: indica la profondità del campo di visualizzazione dell'immagine B-Mode sullo schermo. È stata variata in modo da distinguere nella zona inferiore dell'immagine la componente ossea, oltre la quale gli ultrasuoni non riescono a penetrare;
- focalizzazione: ottimizza l'immagine aumentandone la risoluzione su zone specifiche. Si è andati a focalizzare il fascio di US in corrispondenza degli elementi ricercati;
- guadagno: amplifica o riduce i segnali di ritorno rendendo l'immagine più chiara o più scura in modo da migliorare la visualizzazione di determinate strutture;
- frequenza degli US: determina la risoluzione dell'immagine ma aumenta l'attenuazione nel caso di tessuti profondi. È stata aumentata fino al valore massimo consentito dalla sonda in moda da visualizzare i muscoli superficiali;
- TGC: regola l'amplificazione del segnale di ritorno per contrastare l'attenuazione dell'eco nei tessuti più profondi. È possibile variare il guadagno per diversi livelli di profondità in modo da individuare meglio le strutture di interesse.

4.3.1 Procedimento per muscoli fusiformi

Per calcolare la lunghezza a riposo delle fibre muscolari è necessario conoscere l'anatomia dei muscoli in esame e i punti di origine e inserzione dei tendini sull'osso. I muscoli fusiformi considerati sono il bicipite brachiale (suddiviso in capo lungo e capo breve), il brachiale e il brachioradiale, ovvero i muscoli flessori del braccio.

A partire da immagini ecografiche di studi precedenti, si posiziona il braccio del soggetto in modo da individuare le inserzioni dei muscoli del soggetto e si confronta l'immagine ottenuta sullo schermo con l'immagine di riferimento. Si tracciano i segni con pennarello sulla cute del soggetto in corrispondenza dell'origine e inserzione del muscolo, verificandone la corretta posizione andando a inserire un tratto di nastro adesivo sulla sonda in modo da generare un'ombra sull'immagine ecografica. Questo

espediente è stato utilizzato ogni volta che fosse necessario individuare i punti di riferimento dei muscoli sulla cute dei soggetti.

Il braccio del soggetto viene posto nella "posizione ottimale flessori" e tramite una rotella metrica si calcola la lunghezza totale del complesso muscolo-tendine (l_{mt}) dal punto di origine al punto di inserzione tracciato sulla cute del soggetto.

Per distinguere la lunghezza del muscolo e la lunghezza del tendine è necessario individuare le giunzioni muscolo-tendinee e tracciare un segno sulla cute del soggetto. Seguendo la direzione del muscolo con la sonda posta in posizione longitudinale al braccio, si visualizzano le strutture sul monitor e dalla distanza tra il segno distale e quello prossimale si ottiene la lunghezza delle fibre $l_{0,m}$. Sottraendo alla lunghezza totale del muscolo la lunghezza delle fibre si ricava la lunghezza del tendine (l_t) (Equazione 4.3), dalla quale si calcolerà la lunghezza a riposo del tendine $l_{0,t}$ (par. 4.4.6).

$$l_t = l_{mt} - l_{0,m} (4.3)$$

Infine, si posiziona la sonda sul ventre del muscolo in direzione trasversale rispetto all'asse longitudinale del braccio e si misura l'area trasversa (PCSA), tracciando il perimetro del muscolo con il software *Echo Wave II* grazie a immagini di riferimento.

4.3.2 Procedimento per muscoli pennati

Nel caso di muscoli pennati, in questo studio il tricipite brachiale, la misurazione dei parametri muscolari tramite ecografia dovrà comprendere anche la misura dell'angolo di pennazione delle fibre (α).

L'analisi parte dall'individuazione dei punti di origine e inserzione dei tre capi del muscolo, posizionando la sonda e il braccio del soggetto come da studi precedenti e tracciando un segno sulla cute. In questo modo si ottengono le lunghezze totali del complesso muscolo-tendine l_{mt} per i capi del tricipite.

Successivamente si posiziona la sonda in direzione longitudinale alle fibre del muscolo, nella parte posteriore del braccio, per la visualizzazione sull'ecografia dei

fasci muscolari e dell'angolo di pennazione. Il braccio del muscolo in questa fase è posto nella "posizione ottimale estensori".

La lunghezza delle fibre muscolari viene calcolata tramite le misure di distanza del software *Echo Wave II* e un metodo trigonometrico (Li, et al., 2007).

$$l_{0,m} = l_f + \frac{MT1}{\sin(\alpha)} + \frac{MT2}{\sin(\alpha)}$$
(4.4)

Dove:

- $l_{0,m}$ indica la lunghezza totale dei fascicoli muscolari;
- l_f indica la lunghezza dei fascicoli visibili nell'immagine ecografica;
- *MT*1 e *MT*2 rappresentano rispettivamente la distanza tra il punto distale della fibra e l'aponeurosi superficiale e la distanza tra il punto prossimale della fibra e l'osso;
- α è l'angolo di pennazione ottimale del muscolo.

La lunghezza del tendine sarà ricavata dalla lunghezza totale, sottraendone la componente lungo il tendine della lunghezza delle fibre $(l_{0,m}\cos(\alpha))$.

$$l_t = l_{mt} - l_{0,m} \cos(\alpha)$$
 (4.5)

Infine, si posiziona la sonda in direzione trasversale nella parte posteriore centrale del braccio per visualizzare le aree dei tre capi del tricipite.

4.4 Risultati

In questo paragrafo sono riportate le immagini ecografiche che mostrano l'individuazione dei punti di riferimento dei muscoli (origine, inserzioni, giunzioni muscolo-tendinee, ecc.) e il valore dei parametri misurati sui due soggetti per ogni muscolo.

4.4.1 Il muscolo bicipite brachiale

Di seguito vengono riportati i confronti tra l'immagine di riferimento e l'ecografia ottenuta dai soggetti per l'individuazione dei punti anatomici del muscolo bicipite.



Figura 4.5: Individuazione dell'inserzione del muscolo bicipite sulla tuberosità radiale. a) posizione della sonda sul soggetto; b) immagine di riferimento (Martinoli, 2010); c) immagine ottenuta dal soggetto M. Le frecce indicano il tendine distale del bicipite; l'asterisco la fossa coronoidea e il tessuto adiposo anteriore; Br il muscolo brachiale; HC il capitello dell'omero; RH la testa radiale; S il muscolo supinatore.



Figura 4.6: Individuazione del tendine prossimale del capo lungo del bicipite. a) posizione della sonda sul soggetto; b) immagine di riferimento (Martinoli, 2010); c) immagine ottenuta dal

soggetto F. La freccia indica la fossa inter-tubercolare su cui passa il tendine del capo lungo del bicipite; LT piccola tuberosità; GT grande tuberosità.

Una volta trovata la fossa inter-tubercolare sulla testa dell'omero, la sonda è stata ruotata in direzione longitudinale per seguire il corso del tendine e individuare l'origine sulla scapola.



Figura 4.7: Individuazione dell'origine del capo corto del bicipite sul processo coracoideo della scapola. a) posizione della sonda sul soggetto; b) immagine di riferimento (O'Neill, 2008); c) immagine ottenuta dl soggetto F. C indica il processo coracoideo; le frecce il tendine prossimale del capo breve del bicipite.



Figura 4.8: Individuazione della giunzione muscolo-tendinea distale. a) immagine di riferimento (Asakawa, et al., 2011); b) immagine ottenuta dal soggetto M: la freccia rossa indica la giunzione muscolo-tendinea.



Figura 4.9: Individuazione delle giunzioni muscolo-tendinee prossimali (capo lungo). a) immagine di riferimento (O'Neill, 2008); b) immagine ottenuta dal soggetto M: la freccia indica la giunzione.



Figura 4.10: Misura dell'area trasversa del bicipite. a) immagine di riferimento (Martinoli, 2010); b) immagine ottenuta dal soggetto M. BB indica il muscolo bicipite; Br il muscolo brachiale.

Il modello di arto superiore implementato presenta il capo lungo e il capo breve del bicipite. Dalle immagini ecografiche non è stato possibile individuare una separazione tra i due capi per quanto riguarda la sezione trasversale, infatti la PCSA calcolata è la somma dell'area trasversa dei due capi del bicipite.

Dagli studi su cadavere di W.M. Murray et al. (2000) si può dire che in media l'area trasversa totale del bicipite può essere suddivisa in 54,35% area del capo lungo e 45,65% area del capo breve.

La Tabella 4.2 riporta i valori dei parametri muscolari calcolati sui soggetti.

	Lunghezza totale <i>l_{mt}</i> (cm)	Lunghezza ottimale fibre l _{0,m} (cm)	Lunghezza tendine l _t (cm)	PCSA (cm ²)
М				
Capo lungo	43,80	15,50	28,30	3,55
Capo breve	35,50	17,30	18,20	2,98
F				
Capo lungo	41,00	13,80	27,20	2,38
Capo breve	33,00	14,90	18,10	2,00

Tabella 4.2: Parametri muscolari del bicipite brachiale ricavati tramite ecografo sui soggetti.

4.4.2 Il muscolo brachiale

Di seguito vengono riportati i confronti tra l'immagine di riferimento e l'ecografia ottenuta dai soggetti per l'individuazione dei punti anatomici del muscolo brachiale.



Figura 4.11: Individuazione dell'inserzione del muscolo brachiale sull'ulna. a) posizione della sonda sul soggetto; b) immagine di riferimento (Martinoli, 2010); c) immagine ottenuta dal

soggetto M. Le frecce indicano l'inserzione del tendine sull'osso; l'asterisco indica il processo coronoideo dell'ulna.

Seguendo il muscolo in direzione prossimale a partire dall'inserzione individuata, si ottiene l'immagine ecografica dell'origine sulla diafisi dell'omero (Figura 4.12).



Figura 4.12: Origine del muscolo brachiale sull'omero (soggetto F).



Figura 4.13: Misura dell'area trasversa del brachiale (soggetto M). Br indica il muscolo brachiale; BB il muscolo bicipite.

Dato che non si riesce a visualizzare l'intera sezione del muscolo senza premere sulla cute, e quindi senza deformarne l'area, si è dedotta la forma del muscolo nella zona d'ombra.

La Tabella 4.3 riporta i valori dei parametri muscolari calcolati sui soggetti.

Lunghezza totale <i>l_{mt}</i> (cm)	Lunghezza ottimale fibre l _{0,m} (cm)	Lunghezza tendine <i>l_t</i> (cm)	PCSA (cm²)	
---	---	---	---------------	--

Tabella 4.3: Parametri muscolari del brachiale ricavati tramite ecografo sui soggetti.

М	16,90	11,50	5,40	7,67
F	15,00	8,50	6,50	5,14

4.4.3 Il muscolo brachioradiale

Il muscolo brachioradiale è un muscolo superficiale che origina sul margine laterale della diafisi dell'omero e si inserisce nel processo stiloideo laterale del radio. Il punto di inserzione del muscolo è stato individuato tramite palpazione dell'estremità distale del radio, segnando la cute del soggetto con pennarello.



Figura 4.14: Individuazione della giunzione muscolo-tendine distale del brachioradiale (soggetto M).



Figura 4.15: Misura dell'area trasversa del brachioradiale (soggetto F). BRD indica il brachioradiale; ECRL e ECRB gli estensori radiali lungo e breve del carpo; R il radio.

La Tabella 4.4 riporta i valori dei parametri muscolari calcolati sui soggetti.

	Lunghezza totale <i>l_{mt}</i> (cm)	Lunghezza ottimale fibre l _{0,m} (cm)	Lunghezza tendine <i>l_t</i> (cm)	PCSA (cm²)
М	34,00	18,50	15,50	1,70
F	30,50	18,00	12,50	1,14

Tabella 4.4: Parametri muscolari del brachioradiale ricavati tramite ecografo sui soggetti.

4.4.4 Il muscolo tricipite brachiale

Di seguito vengono riportati i confronti tra l'immagine di riferimento e l'ecografia ottenuta dai soggetti per l'individuazione dei punti anatomici del muscolo tricipite.



Figura 4.16: Individuazione dell'inserzione comune ai tre capi del tricipite sull'olecrano dell'ulna. a) posizione della sonda sul soggetto; b) immagine di riferimento (Martinoli, 2010); c) immagine ottenuta dal soggetto F. Le frecce indicano il tendine distale del tricipite; TR il tricipite; le punta di freccia il recesso posteriore dell'olecrano; l'asterisco il grasso contenuto nel recesso.

A partire dall'inserzione comune del tricipite sull'olecrano dell'ulna, si seguono i tre capi del muscolo mantenendosi prima medialmente per i capi lungo e mediale e poi lateralmente per il capo laterale, fino ad individuare l'origine dei tre capi. I capi mediale e laterale originano rispettivamente dalla faccia posteriore mediale e laterale della diafisi dell'omero (Figura 4.17), mentre il capo lungo dalla tuberosità sottoglenoidea della scapola.



Figura 4.17: Individuazione dell'origine del capo laterale del tricipite sull'omero (soggetto M).

Per il calcolo della lunghezza delle fibre nei muscoli pennati si utilizza l'Equazione 4.4, prendendo come riferimento lo studio di L. Li (2007).



Figura 4.18: Misura della lunghezza delle fibre dei capi lungo e mediale del tricipite con metodo trigonometrico. a) - c) immagine di riferimento (Li & Tong, 2016); b) - d) immagine ottenuta dal soggetto F. LngHT e MHT indicano rispettivamente il capo lungo e mediale del tricipite; APO l'aponeurosi centrale; Lf la lunghezza delle fibre; MT2 la distanza della fibra dal tessuto circostante.



Figura 4.19: Misura della lunghezza delle fibre del capo laterale del tricipite con metodo trigonometrico. a) - c) immagine di riferimento (Li e Tong 2016); b) - d) immagine ottenuta dal soggetto F. LatHT indica il capo laterale; APO l'aponeurosi centrale; Lf la lunghezza della fibra; MT2 la distanza della fibra dal tessuto circostante.



Figura 4.20: a) - e) immagini di riferimento per la misura delle aree dei tre capi del tricipite (Martinoli, 2010).



Figura 4.21: a) -b) calcolo dell'area del tricipite del soggetto M (sonda in posizione b) e c) della figura di riferimento (Figura 4.20)).

L'area ottenuta con ecografo è la Cross-Sectional Area, mentre per il calcolo della massima forza isometrica è necessaria la PCSA (Physiological Cross-Sectional Area), ovvero la componente dell'area perpendicolare alle fibre del muscolo. Data la difficoltà nel posizionare la sonda perpendicolare alla direzione dei fascicoli sottostanti e nel distinguere i tre capi del tricipite, si è deciso di scalare i valori di PCSA da studi su cadavere (Murray, et al., 2000) in base all'area del braccio del soggetto in esame.

Nella Tabella 4.5 sono riportati i valori ottenuti per il muscolo tricipite.

	Lunghezza totale l _{mt} (cm)	Lunghezza ottimale fibre $l_{0,m}$ (cm)	Lunghezza tendine <i>l_t</i> (cm)	Angolo pennazione α (°)	PCSA (cm ²)
М					
Capo lungo	34,10	13,33	20,84	5,90	6,11
Capo mediale	22,50	10,50	12,11	8,40	7,45
Capo laterale	28,40	13,45	15,04	6,60	7,45
F					
Capo lungo	31,50	8,23	23,35	8,10	4,09
Capo mediale	20,50	11,05	9,53	6,70	4,99
Capo laterale	21,50	10,91	10,63	5,20	4,99

4.4.5 Calcolo della massima forza isometrica

La massima forza isometrica può essere ottenuta dal prodotto dell'area trasversa fisiologica (PCSA) con la tensione specifica (σ_m).

$$F_0 = PCSA * \sigma_m \tag{4.6}$$

La tensione specifica dei muscoli scheletrici umani varia ampiamente da valori di 10 N/cm² a 243 N/cm². Per quanto riguarda i muscoli flessori primari del gomito (bicipite, tricipite, brachiale e brachioradiale), in letteratura si riportano valori di σ_m compresi tra 94.5 e 116.2 N/cm² (Li, et al., 2007). Diversi studi (Edgerton, et al., 1990; Murray, et al., 1995; Buchanan, 1995) concordano nell'affermare che la tensione specifica è minore nei muscoli estensori del gomito rispetto ai muscoli flessori.

In questo elaborato si è scelto di moltiplicare l'area trasversa per una tensione specifica di 100 N/cm² per i muscoli flessori (brachiale, brachioradiale e capo lungo e breve del bicipite) e di 70 N/cm² per i muscoli estensori del gomito (capo lungo, laterale e mediale del tricipite).

Nella Tabella 4.6 sono riportati i valori ottenuti per la massima forza isometrica F_0 dei muscoli in esame.

	Massima forza isometrica F ₀ (N)
Μ	
BICIPITE	
Capo lungo	355,0
Capo breve	298,0
TRICIPITE	
Capo lungo	427,7
Capo mediale	521,5
Capo laterale	521,5
BRACHIALE	767,0
BRACHIORADIALE	170,0
F	
BICIPITE	
Capo lungo	238,0
Capo breve	200,0

Tabella 4.6: Massima forza isometrica dei muscoli dei soggetti.

Misurazione dei parametri muscolari tramite ecografo

TRICIPITE	
Capo lungo	286,3
Capo mediale	349,3
Capo laterale	349,3
BRACHIALE	514,0
BRACHIORADIALE	114,0

4.4.6 Calcolo della lunghezza a riposo del tendine

La forza generata dal tendine è proporzionale a quanto esso viene allungato oltre la sua lunghezza a riposo $l_{0,t}$. Questo parametro è difficile da misurare, perciò è stato utilizzato il metodo numerico sviluppato da Manal e Buchanan (2004), a partire dai parametri muscolari calcolati precedentemente dal soggetto.

Dato che la lunghezza delle fibre calcolata corrisponde alla lunghezza a riposo $l_{0,m}$, l'equazione (7) dello studio citato si riduce a:

$$l_{0,t} = \frac{l_t}{\left[1 + \left(\frac{\cos(\alpha) + 0.2375}{37.5}\right)\right]}$$
(4.7)

Nella Tabella 4.7 sono riportati i valori di lunghezza a riposo del tendine ottenuti per i muscoli considerati.

	Lunghezza a riposo tendine <i>l</i> _{0,t} (cm)
М	
BICIPITE	
Capo lungo	28,07
Capo breve	17,62
TRICIPITE	
Capo lungo	20,18
Capo mediale	11,73
Capo laterale	14,56
BRACHIALE	5,23
BRACHIORADIALE	15,00
F	
BICIPITE	
Capo lungo	26,33
Capo breve	17,52

Tabella 4.7: Lunghezza a riposo del tendine dei muscoli dei soggetti.
TRICIPITE		
Capo lungo	22,61	
Capo mediale	9,23	
Capo laterale	10,29	
BRACHIALE	6,29	
BRACHIORADIALE	12,10	

4.5 Confronto parametri dei soggetti con letteratura

Nella Tabella 4.8 sono riportati i valori dei parametri caratteristici, in termini di lunghezza delle fibre e dei tendini a riposo, presenti in letteratura, messi a confronto con quelli ottenuti dai soggetti tramite ecografo. Per ogni muscolo le prime due righe (evidenziate in azzurro) rappresentano le misurazioni effettuate sui soggetti maschile e femminile rispettivamente.

Gli studi contrassegnati da (*) riguardano le ricerche effettuate su cadavere, mentre quelli seguiti da (**) rappresentano gli studi effettuati in vivo sui soggetti.

	Lunghezza ottimale fibre $l_{0,m}$ (cm)	Lunghezza a riposo tendine $l_{0,t}$ (cm)
BICIPITE (lungo)	15,50 13,80	28,07 26,33
Holzbaur et al., 2005 (*) Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2007 (**) Murray, 2000 (*)	11,60 14,22 21,60 12,80	27,20 22,98 14,40 22,90
BICIPITE (breve)	17,30 14,90	17,62 17,52
Holzbaur et al., 2005 (*) Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2007 (**) Murray, 2000 (*)	13,20 14,22 21,60 14,50	19,20 22,98 10,30 18,30
TRICIPITE (lungo)	13,33 8,23	20,18 22,61
Holzbaur et al., 2005 (*) Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2016 (**) Murray, 2000 (*)	13,40 8,77 9,20 9,50 - 16,50	14,40 19,05 18,70 21,70
TRICIPITE (mediale)	10,50 11,05	11,73 9,23
Holzbaur et al., 2005 (*)	11,40	9,10

Tabella 4.8: Confronto tra i parametri misurati sui soggetti e quelli presenti in letteratura.

Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2016 (**) Murray, 2000 (*)	8,77 8,80 -	19,05 5,70
TRICIPITE (laterale)	13,45 10,91	14,56 10,29
Holzbaur et al., 2005 (*) Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2016 (**) Murray, 2000 (*)	11,40 8,77 11,00 6,60 - 13,90	9,80 19,05 11,40 18,70
BRACHIALE	11,50 8,50	5,23 6,29
Holzbaur et al., 2005 (*) Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2007 (**) Murray, 2000 (*)	8,60 10,28 10,40 9,90	5,40 1,75 3,80 11,60
BRACHIORADIALE	18,50 18,00	15,00 12,10
Holzbaur et al., 2005 (*) Garner & Pandy, 2003 (**) Li & Tong, 2007 (**) Murray, 2000 (*)	17,30 27,03 14,20 17,70	13,30 6,04 16,00 16,90

Dal confronto tra i parametri ricavati dai soggetti maschile e femminile in esame e i parametri riportati in letteratura si nota un'elevata variabilità dei risultati. Questo è dovuto sia ad un forte cambiamento delle lunghezze dei muscoli tra soggetti diversi sia al fatto che si considerano angoli al gomito differenti nei vari studi. Ad esempio, nello studio di Murray (2000) sono stati esaminati 10 cadaveri (5 maschili e 5 femminili), a cui sono stati fissati gli arti con gomito completamente disteso o flesso di 90° e si sono mediati i risultati, ottenendo una deviazione standard maggiore al 20% della media delle misurazioni. Al contrario, nelle ricerche di Li (2007; 2016), effettuate misurando i parametri con ultrasuoni, si considerano 5 adulti (3 maschi e 2 femmine) e una flessione del gomito pari a 20° per i muscoli flessori del gomito e 90° per gli estensori.

Mettendo a confronto gli stessi parametri misurati in questa fase sui soggetti maschile e femminile, si nota una variazione elevata: il capo lungo del muscolo tricipite presenta la deviazione standard maggiore per quanto riguarda la lunghezza delle fibre (3,6 cm), mentre i muscoli brachioradiale e tricipite capo mediale presentano una deviazione standard di 0,4 e 0,35 cm. Per quanto riguarda la lunghezza a riposo del tendine la deviazione standard maggiore si ha nel caso del capo laterale del tricipite (3,02 cm).

Data questa grande variabilità dei parametri muscolari tra soggetti differenti, si evidenzia l'importanza dell'implementazione nei modelli delle caratteristiche muscolari specifiche del soggetto in esame.

Capitolo 5

Prove sperimentali

Al fine di validare il modello muscolo-scheletrico di estremità superiore implementato (vedi par. 3.3), è stato chiesto ai soggetti di compiere dei movimenti di flessoestensione del gomito, durante i quali è stata acquisita l'attività muscolare tramite elettromiografo. Infatti, l'attivazione dei muscoli rilevata tramite EMG sarà messa a confronto con quella in uscita dal modello muscolo-scheletrico di OpenSim, imponendo la stessa cinematica di movimento.

Il modello muscolo-scheletrico 'Arm26_bilaterale' presenta i muscoli del braccio predisposti alla flessione del gomito: bicipite, brachiale, tricipite e brachioradiale (quest'ultimo sarà aggiunto successivamente). Di conseguenza sono stati sviluppati due task per accentuare l'attivazione dei suddetti muscoli: nel primo caso i soggetti sono posizionati in modo da flettere l'avambraccio sul braccio attivando i muscoli flessori, mentre nella seconda posizione si massimizza l'attivazione dei muscoli estensori.

In questo capitolo, dopo un'introduzione sul principio di funzionamento dell'elettromiografo, si elencheranno gli strumenti utilizzati per l'acquisizione dei segnali di cinematica e di attivazione muscolare e si illustreranno le modalità di esecuzione delle prove e i risultati ottenuti.

5.1 Introduzione sEMG

La cellula muscolare e il suo ambiente sono assimilabili a due soluzioni ricchissime di ioni, separate da una membrana semipermeabile. La non omogenea distribuzione degli ioni ai due lati della membrana genera un potenziale elettrico, con il lato interno negativo e quello esterno positivo ("potenziale di riposo" di circa -70/-90 mV). Quando il neurotrasmettitore acetilcolina arriva alle placche motrici dell'unità motoria, provoca una variazione di permeabilità della membrana agli ioni Na⁺ e K⁺, generando la depolarizzazione della membrana. Durante il potenziale d'azione entrano ioni Na⁺ e la cellula si depolarizza. Nella successiva ripolarizzazione, la pompa Na⁺/K⁺ ristabilisce il potenziale di riposo.



Figura 5.1: Potenziale d'azione delle cellule muscolari (in ascissa il tempo in ms, in ordinata il potenziale in mV).

Il segnale elettromiografico è la misura della depolarizzazione dei potenziali elettrici che attraversano le fibre muscolari. Quando la membrana post-sinaptica della fibra muscolare si depolarizza, tale depolarizzazione si propaga in entrambe le direzioni, generando un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari. Un elettrodo localizzato in tale campo rivelerà il potenziale. L'ampiezza del potenziale d'azione dipende dal diametro della fibra, dalla distanza tra le fibre e l'elettrodo e dalle proprietà filtranti del tessuto.

Il segnale risultante nel punto di rilevazione è la somma temporale dei singoli potenziali d'azione prodotti dalle fibre muscolari di una unità motoria, chiamato MUAP (Motor Unit Action Potential). Una singola fibra è in grado di formare un impulso bifasico. Gli impulsi delle numerose fibre che compongono una UM possono realizzare una sovrapposizione in rapporto alle differenti localizzazioni longitudinali delle placche motrici e ai differenti tempi di arrivo dello stimolo nervoso. Quindi l'interazione di tutti i MUAPT provenienti da tutte le UM attive localizzate nella zona di prelievo degli elettrodi genera un segnale elettromiografico superficiale detto tracciato di interferenza.



Figura 5.2: Reclutamento e frequenza di sparo delle UM.

L'insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato. L'EMG misura l'andamento nel tempo dell'attività contrattile del muscolo, visualizzando gli istanti di attività e di riposo. Durante i periodi di riposo è visibile la linea di base, la quale deve essere inferiore a $3-5 \mu V$.



Figura 5.3: Esempio di tracciato EMG.

L'elettromiografo è costituito da:

- Elettrodi di superficie o ad ago;
- Sistema elettronico di amplificatori, filtri e convertitore A/D;
- Sistema di visualizzazione.



Figura 5.4: schema a blocchi del funzionamento dell'elettromiografo.

Gli elettrodi di superficie comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl in gel, adesivi e usa e getta.

Si possono avere due tipologie di acquisizione del segnale:

- Monopolare: un singolo elettrodo di detezione del segnale e uno di riferimento;
- Bipolare: si usano due elettrodi di detezione sulla superficie di interesse e uno di riferimento.

5.2 Strumentazione utilizzata

Durante questa fase sperimentale si sono utilizzati un elettromiografo wireless per la misurazione dell'attività muscolare dei soggetti, un elettrogoniometro per la misura dell'angolo al gomito, dei pesi per braccia e un metronomo per regolare la velocità del movimento.

Le prove di flesso-estensione del gomito sono state effettuate per ogni soggetto opponendo inizialmente la sola gravità e successivamente applicando dei pesi per braccia nella mano destra. I pesi sono costituiti da un manubrio con dischi applicati.

5.2.1 Elettromiografo DuePro

L'elettromiografico fornito dal laboratorio LISiN del Politecnico e utilizzato in questa fase è il *DuePro*. È un sistema wireless modulare, distribuito dall'azienda *OT Bioelettronica*, per l'acquisizione massima di 14 segnali EMG bipolari e di altri segnali biomeccanici. È composto da sette sonde *Due*, una sonda *DueBio* e una stazione di ricarica chiamata *DueStation*. Il software utilizzato per la visualizzazione e acquisizione del segnale è *OT Biolab*.

La sonda *Due* (Figura 5.5) è un dispositivo progettato per l'acquisizione di due segnali EMG di superficie attraverso due coppie di elettrodi bipolari CDE di 24 mm di diametro (Figura 5.6). Ogni sonda ha due indicatori (rosso e verde), un tasto on/off e due connettori concentrici. La sonda pesa 12g, ha una frequenza di campionamento di 2048 Hz e una risoluzione del convertitore A/D di 16 bit.



Figura 5.5: Vista dall'alto, dal basso e frontale della sonda Due per l'acquisizione di due segnale sEMG.

Gli indicatori servono per lo stato della batteria (rosso) e per indicare se la sonda sta funzionando correttamente (verde).



Figura 5.6: Elettrodi di superficie bipolari CDE con connettore concentrico.

La sonda *DueBio* è utilizzata per l'acquisizione di segnali biomeccanici o cinetici attraverso due canali. Essa presenta esternamente le stesse caratteristiche della sonda *Due* ed è utilizzata in questo caso per l'acquisizione del segnale dell'elettrogoniometro.

La *DueStation* (Figura 5.7) è la base del sistema *DuePro*, costituita da 8 slot e serve per ricaricare la batteria di 7 sonde *Due* e 1 sonda *DueBio*; trasferire i dati in tempo reale al PC utilizzando il cavo USB; per la conversione A/D dei dati e sincronizzazione con il sistema di acquisizione esterno.



Figura 5.7: Vista superiore (con e senza cover) e laterale della DueStation.

5.2.2 Goniometro a doppio asse SG110

L'elettrogoniometro utilizzato per la misurazione dell'angolo di flesso-estensione del gomito è il goniometro a doppio asse *SG110* della *Biometrics Ltd* (Figura 5.8). Esso è in grado di misurare l'angolo in due piani di movimento attraverso due canali (uno con anello verde e l'altro senza).



Figura 5.8: Elettrogoniometri a doppio asse della serie SG con indicazione del modello SG110 per misure al gomito.

All'interno della molla che collega i due blocchi del goniometro è presente un cavo a cui sono avvolti una serie di estensimetri. Quando l'angolo tra le estremità cambia, la variazione nella deformazione lungo il cavo viene misurata ed è proporzionale alla variazione dell'angolo. La disposizione degli estensimetri è tale da misurare solo spostamenti angolari.

I due cavi dell'elettrogoniometro sono collegati a due cavi con connettori concentrici per poter essere inseriti nei due canali della sonda *DueBio*.

5.3 Modalità di esecuzione delle prove

La cute dei soggetti in corrispondenza dei punti di applicazione degli elettrodi sui muscoli bicipite, tricipite e brachioradiale, è stata opportunamente pulita con una pasta abrasiva, dopo l'eliminazione di eventuale peluria, fino al raggiungimento di un colorito rosso, in modo da diminuirne l'impedenza.

Successivamente è stato applicato l'elettrogoniometro sull'articolazione di gomito, fissando tramite foam adesivo il blocco distale del goniometro sull'avambraccio con l'asse del blocco coincidente con l'asse centrale dell'avambraccio, e il blocco prossimale sul braccio con asse coincidente con l'asse centrale del braccio. In questo modo la flesso-estensione del gomito viene misurata dal segnale acquisito dal cavo con anello verde.



Figura 5.9: Posizionamento dell'elettrogoniometro sul gomito del soggetto.

Gli elettrodi sono stati applicati sul ventre dei muscoli in esame, basando il posizionamento sulle raccomandazioni Europee del progetto SENIAM (Merletti, 2000) e sulla posizione dei muscoli dei soggetti investigata tramite ecografo precedentemente. In particolare, sono stati applicati gli elettrodi bipolari sui capi lungo e breve del bicipite, sui capi laterale e lungo del tricipite e sul muscolo brachioradiale. La distanza interelettrodica è stata scelta pari a 3 cm per i muscoli bicipite e tricipite e 4 cm per il brachioradiale, per evitare che gli elettrodi andassero in contatto durante la flesso-estensione del gomito.



Figura 5.10: Posizionamento degli elettrodi di superficie sul soggetto.

Le tre sonde *Due* utilizzate per i cinque segnali elettromiografici e la sonda *DueBio* collegata all'elettrogoniometro sono state sincronizzate tra loro utilizzando la *DueStation* del sistema *DuePro*. Infine, si sono collegate le sonde wireless agli elettrodi e all'elettrogoniometro e si sono fissate al braccio tramite nastro adesivo.

Dopo aver chiesto al soggetto di effettuare alcune prove a vuoto per verificare la corretta visualizzazione dei segnali, si è misurato l'angolo massimo e minimo di flessione del gomito tramite goniometro e si è acquisito il segnale dell'elettrogoniometro in statica, in modo da convertire l'output del segnale da mV ad una misura angolare.

Per verificare la corretta attivazione dei muscoli in esame, è stato necessario scegliere due tipologie di esercizi di flesso-estensione del gomito: per l'attivazione dei muscoli flessori del braccio (bicipite e brachioradiale) il soggetto viene fatto sedere su un lettino con il fianco destro appoggiato allo schienale e il braccio destro disteso oltre lo schienale in modo da poter essere flesso e disteso senza ostacoli, anche con i pesi (posizione 1); per l'attivazione dei muscoli estensori (tricipite), il soggetto è fatto coricare sul lettino in posizione supina con la spalla flessa di 90° e ruotata internamente (posizione 2).



Figura 5.11: A sinistra posizione del soggetto per attivazione muscoli flessori (posizione 1); a destra posizione del soggetto per attivazione muscoli estensori (posizione 2).

Si è scelto di eseguire le prove, per entrambe le posizioni, in due modalità: statica (isometrica) e dinamica. Nella modalità isometrica, il soggetto deve mantenere la

posizione angolare per 5 secondi, inizialmente senza carichi esterni e poi con due diversi pesi per braccia. Per la posizione 1 sono stati scelti tre angoli al gomito in cui mantenere la flessione, per la posizione 2 il soggetto effettua la prova per soli due angoli, data la minor ampiezza del movimento.

Al soggetto maschile è stato chiesto di eseguire le prove in assenza di peso, con un peso di 2 kg e con un peso di 4 kg. Per il soggetto femminile, invece, si è scelto come peso massimo 3 kg.

Le prove dinamiche sono state eseguite variando la velocità del movimento di flessoestensione, chiedendo al soggetto di seguire il ritmo imposto dal metronomo, per i tre casi di peso imposti (assenza di peso, peso minore, peso maggiore). Ad ogni battito del metronomo il soggetto si trova con braccio massimamente flesso o massimamente disteso. Le tre frequenze del ciclo di flesso-estensione scelte sono 0,5 Hz, 0,25 Hz e 0,125 Hz. Data la difficoltà nel mantenere la velocità più bassa nella posizione 2 con il peso maggiore, si è scelto di effettuare i movimenti in questa posizione con solo le prime due frequenze. Per ogni frequenza del movimento si sono acquisiti almeno 5 cicli di flesso-estensione del gomito.

Infine, per normalizzare le attivazioni muscolari e renderle confrontabili con l'output del software OpenSim, sono state effettuate delle prove di Massima Contrazione Isometrica Volontaria (MVIC). Per la MVIC dei muscoli flessori del braccio è stato utilizzato un braccio isometrico di forza con un angolo di 120° (Figura 5.12); per gli estensori del braccio si è scelta una modalità di esecuzione manuale della prova, in cui il soggetto è nella posizione 2 con flessione del gomito di 90° e avambraccio supino e estende il gomito generando la massima forza contro la mano dell'esaminatore, il quale mantiene la posizione isometrica a 90°. In entrambe le modalità, la prova è stata effettuata due volte, esortando il soggetto a generare la massima forza, e scegliendo il valore massimo di attivazione per ogni muscolo.



Figura 5.12: Posizione del braccio destro del soggetto sul braccio isometrico di forza per MVIC dei muscoli flessori.

Nella Tabella 5.1 è riportato il riassunto delle prove effettuate sui due soggetti.

	Posizione 1		Posizione 2	2
Isometriche	~45°	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg	~45°	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg
	~90°	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg	~90°	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg
	~110°	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg		
Dinamiche	0,5 Hz	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg	0,5 Hz	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg
	0,25 Hz	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg	0,25 Hz	0 kg 2 kg 4 kg/ 3 kg
	0,125 Hz	0 kg 2 kg		

Tabella 5.1: Riassunto modalità di esecuzione delle prove.

5.4 Risultati

I segnali acquisiti in questa fase rappresentano la somma dei potenziali d'azione delle unità motorie presenti al di sotto degli elettrodi di superficie, espressi in mV. Nei paragrafi seguenti sono riportati alcuni esempi dei risultati ottenuti durante le prove isometriche e dinamiche compiute dai due soggetti.

5.4.1 Prove isometriche

Durante le prove isometriche si è chiesto ai soggetti di mantenere la flessione del gomito pari a circa 45°, 90° e 110° per le prove nella posizione 1, circa 45° e 90° per le prove in posizione 2. L'angolo effettivo è stato ricavato successivamente alle prove tramite conversione del segnale dell'elettrogoniometro.

Nella Tabella 5.2 sono riportati gli angoli al gomito per i due soggetti.

	Posizione	1	Posizione	2
Μ	50°	0 kg	50°	0 kg
		2 kg		2 kg
		4 kg		4 kg
	76°	0 kg	80°	0 kg
		2 kg		2 kg
		4 kg		4 kg
	108°	0 kg		
		2 kg		
		4 kg		
F	38°	0 kg	28°	0 kg
		2 kg		2 kg
		3 kg		3 kg
	82°	0 kg	62°	0 kg
		2 kg		2 kg

Tabella 5.2: Valori effettivi degli angoli di flessione del gomito destro mantenuti durante le prove isometriche dai due soggetti.

	3 kg	3 kg
108°	0 kg 2 kg 3 kg	

Nei grafici in Figura 5.13 e Figura 5.14 sono riportati alcuni esempi di segnali elettromiografici acquisiti dai capi breve e lungo del bicipite, dai capi lungo e laterale del tricipite e dal muscolo brachioradiale per un intervallo di 1 secondo durante le prove isometriche.



Capitolo 5



Posizione 1 - 0 kg - 82° - F



Figura 5.13: Segnali elettromiografici acquisiti dal soggetto F nelle 3 prove isometriche in assenza di carichi esterni in posizione 1.

Posizione 2 - 4 kg - 50° - M



Posizione 2 - 4 kg - 80° - M



Figura 5.14: Segnali elettromiografici acquisiti dal soggetto M nelle 2 prove isometriche con peso di 4 kg in posizione 2.

5.4.2 Prove dinamiche

Le Figura 5.15–5.19 riportano alcuni esempi di segnali elettromiografici acquisiti dai soggetti durante le prove dinamiche per due cicli di flesso-estensione del gomito al variare della velocità di esecuzione del movimento, della presenza o meno di un peso sulla mano e della posizione di esecuzione delle prove.



Posizione 1 -2 kg - 0.5 Hz - F



Posizione 1 - 2 kg - 0.5 Hz - M

Figura 5.15: Segnali elettromiografici acquisiti dai soggetti F e M nelle prove dinamiche eseguite in posizione 1 ad una frequenza di 0,5 Hz con peso di 2 kg.



Posizione 1 - 2 kg - 0.25 Hz - F



Posizione 1 - 2 kg - 0.25 Hz - M

Figura 5.16 Segnali elettromiografici acquisiti dai soggetti F e M nelle prove dinamiche eseguite in posizione 1 ad una frequenza di 0,25 Hz con peso di 2 kg.



Posizione 1 - 2 kg - 0.125 Hz - F



Posizione 1 - 2 kg - 0.125 Hz - M

Figura 5.17: Segnali elettromiografici acquisiti dai soggetti F e M nelle prove dinamiche eseguite in posizione 1 ad una frequenza di 0,125 Hz con peso di 2 kg.



Posizione 2 - 0 kg - 0.5 Hz - F



Posizione 2 - 0 kg- 0.5 Hz - M

Figura 5.18: Segnali elettromiografici acquisiti dai soggetti F e M nelle prove dinamiche eseguite in posizione 2 ad una frequenza di 0,5 Hz in assenza di peso.



Posizione 2 - 0 kg - 0.25 Hz - F



Posizione 2 - 0 kg - 0.25 Hz - M

Figura 5.19: Segnali elettromiografici acquisiti dai soggetti F e M nelle prove dinamiche eseguite in posizione 2 ad una frequenza di 0,25 Hz in assenza di peso.

5.5 Discussioni

Sia nelle prove isometriche che nelle prove dinamiche si nota come la posizione 1 del soggetto massimizza l'attivazione dei muscoli flessori del braccio rispetto ai muscoli

estensori, mentre nella posizione 2 i muscoli che producono un segnale elettromiografico maggiore sono i muscoli estensori.

Nelle prove isometriche all'aumentare del carico sulla mano aumenta l'attività sia dei muscoli flessori che di quelli estensori. A seconda dell'angolo al gomito variano le attivazioni muscolari: in particolare per il soggetto femminile nelle prove isometriche senza carico nella posizione 1 a 38° i muscoli che producono segnale maggiore sono i due capi del bicipite (0,07 mV), seguiti dal brachioradiale (0,04 mV); per una flessione di 82° il segnale del capo lungo del bicipite si mantiene allo stesso livello (0,07 mV), mentre diminuisce il segnale del capo breve e si mantiene a 0,04 mV il segnale del brachioradiale; infine, a 108° aumenta il segnale del brachioradiale, uguagliando il segnale del bicipite lungo, mentre resta ad un livello minore il segnale del capo breve del bicipite. In tutti e tre i casi i segnali elettromiografici dei capi laterale e lungo del tricipite permangono a valori di 0,02 mV.

All'aumentare del carico sulla mano del soggetto femminile, aumentano i segnali dei muscoli flessori nella posizione 1: a 38° i capi lungo e breve del bicipite generano un segnale di 0,25 mV con un peso di 2 kg e di 0,50 mV con 3 kg, mentre il brachioradiale passa da 0,10 mV con 2 kg a 0,30 mV. Anche i segnali dei due capi del tricipite aumentano d'intensità, ma rimanendo ad un livello inferiore. Lo stesso aumento di intensità del segnale si coglie per le prove ad angoli di gomito pari a 82° e 108°: in particolare ad 82° con l'aumentare del carico aumenta il segnale del capo breve del bicipite sugli altri muscoli, mentre a 108° prevale il segnale del brachioradiale.

Nelle prove isometriche in posizione 2 compiute dal soggetto F i muscoli che generano segnale elettromiografico più ampio sono i capi del tricipite e il muscolo brachioradiale, seguiti dal capo lungo del bicipite, sia per le prove a 28° che per le prove a 62° . Nelle prove a 28° il capo lungo del tricipite risulta più attivo rispetto alle prove a 62° (rispettivamente 0,05 e 0,03 mV), mentre il brachioradiale e il bicipite lungo generano un segnale maggiore nelle prove a 62° (0,02 e 0,03 mV).

L'attivazione dei muscoli brachioradiale e del capo lungo del bicipite può essere dovuta alla necessità di mantenere l'avambraccio in posizione supina durante la prova. Per quanto riguarda il soggetto maschile, nelle prove isometriche in posizione 1 si nota una minor attivazione del muscolo brachioradiale rispetto al soggetto femminile. Probabilmente ciò è dovuto alla possibilità di generare una forza maggiore con il muscolo bicipite e quindi non dover richiedere l'intervento del muscolo brachioradiale. Infatti, si nota che all'aumentare del carico sulla mano il contributo del muscolo brachioradiale aumenta ma si mantiene sempre inferiore al segnale generato dal bicipite. Nelle prove in posizione 1 senza carico, i muscoli maggiormente attivi sono i due capi del bicipite, mentre il brachioradiale genera un segnale allo stesso livello dei capi del tricipite (inferiore a 0,05 mV). Nei tre casi di flessione del gomito (50°, 76° e 108°) il segnale del capo breve del bicipite è maggiore del capo lungo. In particolare, a 50° risultano pari a 0,10 mV e 0.,5 mV, a 76° 0,08 mV e 0,18 mV e a 108° 0,20 mV e 0,21 mV. All'aumentare del carico sulla mano aumentano i contributi del capo breve del bicipite e del brachioradiale. Ad esempio, a 76° un carico di 2 kg genera un segnale del capo breve di 0,25 mV e del brachioradiale di 0,10 mV (rispetto a 0,05 mV senza carico), mentre 4 kg portano a 0,40 mV per il capo breve del bicipite e 0,30 mV per il brachioradiale.

Le prove isometriche compiute dal soggetto M in posizione 2 sono state effettuate per una flessione del gomito pari a 50° e 80° circa. In assenza di carichi, si nota un segnale elettromiografico maggiore per i due capi del tricipite rispetto ai muscoli flessori del braccio (circa 0,10 mV in contrapposizione a 0,025 mV). All'aumentare del peso sulla mano, aumentano i segnali dei muscoli flessori, raggiungendo un'ampiezza pari ai muscoli estensori durante la prova a 50° con un peso di 4 kg. Infatti, in questo caso il capo lungo del bicipite genera un segnale elettromiografico di ampiezza pari al capo laterale del tricipite (0,30 mV). Mentre a 80° di flessione del gomito il muscolo bicipite è quasi inattivo anche all'aumentare del carico, mentre risulta maggiore l'attivazione del capo lungo del tricipite.

Dalle prove isometriche si evince come la forza richiesta al muscolo varia sia in funzione della posizione del braccio sia tra un soggetto e l'altro in base alle caratteristiche del muscolo.

Dai grafici delle prove dinamiche in posizione 1 risulta lo stesso pattern di attivazione muscolare tra i due soggetti per i muscoli bicipite e brachioradiale, mentre il soggetto M incomincia a contrarre il muscolo tricipite ad un angolo di flessione del gomito precedente rispetto dal soggetto F. Inoltre, le attivazioni muscolari del bicipite del soggetto femminile nelle prove in assenza di carico risultano minori rispetto al soggetto maschile. Questo può essere dovuto ad una minor capacità muscolare del bicipite femminile, ad un maggior tessuto adiposo nelle donne rispetto al sesso maschile, il quale attenua il segnale, o a una diversa disposizione degli elettrodi. Al contrario il segnale proveniente dal muscolo brachioradiale è più ampio nella ragazza rispetto al ragazzo.

Al diminuire della velocità di esecuzione delle prove in posizione 1, si nota una diminuzione dell'attività muscolare di tutti e 5 i muscoli in esame, mantenendo lo stesso pattern di attivazione, per entrambi i soggetti.

All'aumentare del carico sulla mano aumenta l'attività dei muscoli per entrambi i soggetti. Inoltre, con il peso di 4 kg sulla mano il pattern di attivazione del tricipite del soggetto M diventa più simile a quello del soggetto F. Per un carico pari a 2 kg il soggetto F attiva maggiormente i muscoli rispetto al soggetto M.

Per quanto riguarda le prove in posizione 2 il muscolo con segnale più ampio è il tricipite. I muscoli del soggetto F generano un segnale più ampio rispetto ai muscoli del soggetto M. Al diminuire della velocità di esecuzione del task i due capi del tricipite si attivano maggiormente, mentre i muscoli flessori mantengono lo stesso segnale. All'aumentare del carico sulla mano anche nella posizione 2 aumenta l'attività di tutti i muscoli, restando sempre maggiore quella dei capi del tricipite.

Entrambi i soggetti affermano di aver riscontrato maggiori difficoltà nell'eseguire le prove nella posizione 2 rispetto alla posizione 1. Di conseguenza, nella posizione 2 il range di flesso-estensione compiuto dai soggetti risulta minore e la capacità di seguire il ritmo dettato dal metronomo è inferiore. Ciò è dimostrato da una variazione più ampia della dinamica di attivazione del tricipite durante la flessione del gomito tra una modalità di esecuzione e le altre: i soggetti, infatti, spesso involontariamente variavano la flessione della spalla e la supinazione dell'avambraccio, generando segnali elettromiografici diversi dall'aspettativa.

Capitolo 6

Analisi prove sperimentali con modello Arm26_bilaterale

Il seguente capitolo è suddiviso in base ai passi eseguiti per il compimento di una simulazione dinamica di movimento in ambiente OpenSim.

Innanzitutto, il modello iniziale 'Arm26_bilaterale' è stato modificato al fine di rappresentare in modo ottimale i soggetti in esame: dal prototipo iniziale si sono implementati due modelli neuromuscolari, uno per soggetto, scalando le dimensioni antropometriche e impostando le caratteristiche muscolari ottenute dalle prove con ecografo. Successivamente, si sono inseriti nel modello i pesi sulla mano per simulare le prove con manubrio e dischi aggiuntivi.

Dal movimento acquisito con elettrogoniometro durante le prove sperimentali si sono creati i file di input per il calcolo dell'attivazione muscolare tramite Computed Muscle Control, riportando i risultati delle prove statiche e dinamiche come livello di attivazione compreso tra 0 e 1.

6.1 Impostazione del modello

Prima di effettuare le prove di flesso-estensione del gomito sul modello 'Arm26_bilaterale', è stato necessario effettuare delle modifiche in modo che il modello eguagliasse la posizione dei soggetti nelle prove sperimentali e possedesse le loro caratteristiche in termini di dimensione dei corpi e parametri muscolari. Innanzitutto, è stato aggiunto il muscolo brachioradiale, ricavando le coordinate dei punti di origine e inserzione sui corpi dal modello Stanford VA (vedi par. 1.1.1). Successivamente si sono ridistribuite le masse del complesso 'avambraccio-mano', che precedentemente erano state associate al corpo rappresentante l'ulna per verificare il modello (vedi par. 3.3 e 3.4), tra i corpi dell'ulna, del radio e della mano, cambiandone la posizione del COM e il valore del tensore dei momenti di inerzia.

Per rappresentare la posizione 2 delle prove di flesso-estensione (vedi par. 5.4), è stato necessario aggiungere al modello il grado di libertà di rotazione dell'omero lungo il suo asse longitudinale, in modo da bloccare la spalla in rotazione interna e con una flessione di 90°. Inoltre, essendo in questo caso il soggetto coricato sul lettino, si è provveduto a cambiare la direzione della gravità nel modello, imponendola pari a - 9.81 m/s² lungo l'asse X del sistema di riferimento globale.

6.1.1 Scalatura

Il primo step della simulazione su OpenSim è lo scaling del modello generico.

A questo scopo sono state ricavate le masse dei corpi degli arti superiori dei due soggetti basandosi sul loro peso totale: è stato preso come riferimento lo studio di Winter (2009), il quale calcola la massa dei corpi come frazione della massa del soggetto. Si è inserito nel pannello dello 'ScaleTool' di OpenSim il valore della massa totale dell'estremità superiore dei due soggetti, sommando la massa di tutti i corpi, e si è selezionata la modalità di scaling di preservazione della distribuzione delle masse in base al modello originale. Nella Tabella 6.1 sono riportate le masse totali del modello originale e dei due modelli di soggetto maschile e femminile.

	Massa totale (kg)	Massa arti superiori (kg)
Modello originale	70	6,97
Modello M	79,5	7,95
Modello F	55	4,84

Tabella 6.1: Massa inserita nello scalatura del modello.

Per scalare la dimensione dei corpi del modello si è utilizzato lo scaling manuale, andando a calcolare le dimensioni dei corpi dei soggetti e ottenendo i fattori di scala sulla base delle dimensioni del modello originale. Si sono calcolate le lunghezze del braccio, dell'avambraccio e della mano dei due soggetti e si sono rapportate con le lunghezze del modello originale, ottenendo i fattori di scala.

	Lunghezza braccio (cm)	Lunghezza avambraccio (cm)	Lunghezza mano (cm)
Modello originale	31,9	28,4	17,2
Soggetto M	35,0	29,0	17,5
Soggetto F	32,5	25,5	16,3

Tabella 6.2: Lunghezza dei corpi dei soggetti e del modello originale.

Tabella 6.3: Fattori di scala impostati nella scalatura manuale del modello.

	Omero	Ulna	Radio	Mano	
Soggetto M	1,0972	1,0211	1,0211	1,0174	
Soggetto F	1,0188	0,8979	0,8979	0,9477	

6.1.2 Parametri muscolari

Dopo aver scalato il modello, si sono inseriti per il modello M e il modello F i parametri muscolari ricavati dallo studio con ecografo per ogni muscolo presente (vedi cap. 4). In particolare, sono stati impostati i valori della lunghezza ottimale delle fibre, della lunghezza a riposo del tendine, dell'angolo di pennazione e della massima forza isometrica dei muscoli tricipite, bicipite, brachiale e brachioradiale dell'arto destro.

Successivamente sono state effettuate delle lievi modifiche ai punti di origine del muscolo brachiale e dei capi mediale e laterale del muscolo tricipite sulla base delle posizioni ottenute con ecografo sui soggetti.

Infine, si è verificato, tramite lo strumento 'Plot' di OpenSim, che l'angolo di flessione al gomito ottimale per i muscoli flessori ed estensori del braccio si avvicinasse all'angolo ottimale presunto durante le misurazioni (rispettivamente 20° e 90° di flessione del gomito).

6.1.3 Definizione carichi esterni

I modelli M e F generati a questo punto sono adatti per la simulazione dell'attivazione muscolare nelle prove in assenza di carico esterno. Per le prove con i pesi sulla mano è necessario inserire i corpi rappresentanti il manubrio e il manubrio con dischi in corrispondenza della mano del modello e associarvi massa e tensore d'inerzia. I valori dei momenti d'inerzia sono stati calcolati considerando la massa, il raggio e lo spessore del manubrio e dei dischi, assumendo una geometria cilindrica.

Nelle Figura 6.1 e Figura 6.2 sono riportati i modelli completi sviluppati per le prove di flesso-estensione del gomito nelle due posizioni.



Figura 6.1: Modelli 'Arm26_bilaterale' per le prove in posizione 1 senza carico, con manubrio e con manubrio e dischi.



Figura 6.2: Modelli 'Arm26_bilaterale' per le prove in posizione 2 senza carico, con manubrio e con manubrio e dischi.
6.2 Prove sul modello

Per il calcolo dell'attivazione muscolare è stato utilizzato lo strumento Computed Muscle Control di OpenSim, inserendo in input la cinematica di movimento del gomito misurata tramite elettrogoniometro e i file contenenti il grado di libertà da tracciare (flessione del gomito destro) e gli attuatori di riserva.

Per quanto riguarda la cinematica, è stato necessario creare i file .mot contenenti per ogni istante di tempo la posizione angolare del gomito destro del soggetto, acquisita durante le prove sperimentali (Figura 6.3).

Le prove effettuate sui due modelli rispecchiano i tasks sperimentali compiuti dai soggetti e riportati nella Tabella 5.1. Per le prove isometriche si è creato il file della cinematica in cui l'angolo di flessione al gomito veniva mantenuto per un tempo pari a 1 secondo, mentre per le prove dinamiche si è selezionato un ciclo di flessoestensione dai cicli compiuti dal soggetto per ogni task e si è filtrata passabasso la cinematica per eliminare gli artefatti della misurazione con elettrogoniometro.

```
Coordinates
versione=1
nRows=4097
nColumns=2
inDegrees=yes
Units are S.I. units (second, meters, Newtons, ...)
Angles are in degrees.
endheader
time r elbow flex
                        0.000000
                                                         27.744865
                                                         27.749415
                        0.000488
                                                         27.754230
                        0.000977
                        0.001465
                                                         27.759316
                        0.001953
                                                         27.764679
                        0.002441
                                                         27.770324
                        0.002930
                                                         27.776259
                        0.003418
                                                         27.782489
```

Figura 6.3: Esempio di file .mot per la cinematica di flesso-estensione del gomito.

6.3 Risultati

Lo strumento CMC per il calcolo dell'attivazione muscolare in OpenSim restituisce un valore di attivazione compreso tra il minimo concesso dal modello (per il modello di Thelen è 0,01) e un massimo pari a 1, per ogni muscolo presente.

6.3.1 Prove isometriche

Di seguito sono riportati alcuni grafici delle attivazioni muscolari calcolate per i 7 muscoli del modello, al variare dell'angolo al gomito e del peso sulla mano.





Figura 6.4: Attivazioni muscolari ottenute dal modello 'Arm26_bilaterale' scalato con i parametri del soggetto F in posizione 1 nelle 3 prove isometriche senza carico.



Figura 6.5: Attivazioni muscolari ottenute dal modello 'Arm26_bilaterale' scalato con i parametri del soggetto M in posizione 2 nelle 3 prove isometriche con peso di 4 kg.

6.3.2 Prove dinamiche

Nei grafici seguenti sono riportati alcuni esempi di attivazioni muscolari ottenute dal CMC inserendo in ingresso il ciclo di flesso-estensione del gomito al variare della velocità di esecuzione del movimento, della presenza o meno di un peso sulla mano e della posizione di esecuzione delle prove.



Figura 6.6: Attivazioni muscolari ottenute per una flesso-estensione del gomito con frequenza 0,5 Hz e peso di 2 kg nella posizione 1.



Figura 6.7: Attivazioni muscolari ottenute per una flesso-estensione del gomito con frequenza 0,25 Hz e peso di 2 kg nella posizione 1.



Figura 6.8: Attivazioni muscolari ottenute per una flesso-estensione del gomito con frequenza 0,125 Hz e peso di 2 kg nella posizione 1.



Figura 6.9: Attivazioni muscolari ottenute per una flesso-estensione del gomito con frequenza 0,5 Hz nella posizione 2.



Figura 6.10: Attivazioni muscolari ottenute per una flesso-estensione del gomito con frequenza 0,25 Hz nella posizione 2.

6.4 Discussioni

Durante le prove isometriche effettuate sul modello neuromuscolare in posizione 1, il software mantiene un grado di attivazione dei muscoli estensori del braccio pari a 0,02 e modifica il grado di attivazione dei soli muscoli flessori per tutte le prove effettuate al variare dell'angolo e del carico sulla mano.

Per quanto riguarda il soggetto F, le prove sono state effettuate ad una flessione del gomito pari a circa 38° , 82° e 108° . In assenza di peso sulla mano il muscolo con attivazione maggiore risulta il brachiale per una flessione di 38° e 108° (con attivazione di 0,09 e 0,08 rispettivamente), mentre a 82° il muscolo maggiormente attivo risulta il capo lungo del bicipite (0,09). Il muscolo brachioradiale aumenta l'attivazione all'aumentare della flessione del gomito, passando da 0,04 a 0,06. Il capo breve del bicipite è attivo maggiormente a 38° (0,07), mentre il capo lungo del bicipite mantiene lo stesso livello di attivazione per i tre angoli di flessione del gomito (0,08). Le stesse gerarchie di attivazione si ritrovano aumentando il carico sulla mano a 2 kg e infine a 3 kg, con un aumento del livello di attivazione di tutti i muscoli flessori. Ad esempio, a 38° il brachiale ha attivazione pari a circa 0,28 e 0,39 per carichi di 2 kg e 3 kg rispettivamente, il capo lungo del bicipite 0,27 e 0,37, il capo breve del bicipite 0,23 e 0,33, il brachioradiale 0,10 e 0,15.

Le prove in posizione 1 sul soggetto M sono state eseguite per flessioni di circa 50° , 76° e 108° . Nelle prove senza carico esterno i muscoli con livello di attivazione maggiore risultano essere il capo lungo del bicipite a 50° e 76° (attivazione di 0,095 e 0,085 rispettivamente) e il brachiale a 108° (0,095). A 50° il capo breve del bicipite e il muscolo brachiale presentano entrambi un'attivazione di circa 0.08, mentre il brachioradiale di 0,05. Anche in questo caso si mantengono le stesse dinamiche di attivazione all'aumentare del carico sulla mano.

Al contrario, la posizione 2 accentua l'attivazione dei muscoli estensori del braccio. Infatti, il livello di attivazione dei muscoli brachiale, brachioradiale e dei due capi del bicipite è mantenuta a 0,02 per tutti i casi di flessione, mentre variano le attivazioni dei tre capi del tricipite. Il modello muscolo-scheletrico del soggetto femminile è stato simulato con flessioni di 28° e 62° . Nelle prove senza carico il muscolo con grado di attivazione maggiore è il muscolo tricipite mediale (0,09), seguito dal tricipite laterale (0,09) e dal tricipite lungo (0,08). Passando da 28° a 62° si ha un aumento dell'attivazione muscolare per tutti e tre i capi del tricipite, in particolare l'attivazione del capo mediale e del laterale del tricipite risultano quasi uguali (circa 0,2), seguite dal capo lungo a 0,11. Lo stesso andamento si ritrova per le prove a 2 kg e 3 kg, con un aumento dell'attivazione di circa il 25% ad ogni chilogrammo.

Le prove in posizione 2 sul modello di ragazzo sono state effettuate per angoli di flessione di circa 50° e 80°. Come per il modello femminile, i muscoli maggiormente attivi sono i capi laterale e mediale del tricipite, seguiti dal capo lungo. Le attivazioni sono superiori per una flessione di 80° rispetto a 50°: in assenza di peso si ha un'attivazione dei capi mediale e laterale del tricipite di circa 0,12 a 50° e 0,14 a 80°, mentre il capo lungo passa da 0,10 a 0,11. All'aumentare del carico sulla mano si ha un incremento del livello di attivazione dei tre capi pari a circa il 55% dell'attivazione per ogni chilogrammo.

Nelle prove dinamiche di flesso-estensione del braccio eseguite sul modello muscoloscheletrico si notano pattern di attivazione simili tra i due modelli dei soggetti.

Nelle simulazioni effettuate con modello in posizione 1, si ipotizza che i muscoli maggiormente attivi siano i muscoli flessori del braccio. In realtà ciò è verificato all'aumentare del carico sulla mano e al diminuire della velocità del movimento. Infatti, nelle simulazioni in assenza di carico, nella fase di estensione del gomito i muscoli estensori si attivano allo stesso livello dei muscoli flessori. Al contrario, nella fase di flessione del gomito è sempre verificata una maggiore attivazione dei muscoli flessori. Al diminuire della frequenza di flesso-estensione del braccio, il livello di attivazione dei muscoli flessori diminuisce, mentre l'attivazione dei tricipite rimane pressoché invariata.

All'aumentare del carico sulla mano, aumenta il livello di attivazione sia dei muscoli flessori che dei muscoli estensori, proporzionalmente alla variazione di peso, mantenendo la stessa dinamica di attivazione. In tutte le prove eseguite in posizione 1 si ha una dinamica di attivazione simile per il muscolo brachiale e i due capi del bicipite, mentre il grafico del muscolo brachioradiale risulta con una forma diversa e con livello di attivazione sempre minore. Il capo lungo del bicipite ha sempre attivazione maggiore, seguito da brachiale e capo breve del bicipite.

Nelle simulazioni effettuate con modello in posizione 2, i muscoli estensori dovrebbero attivarsi maggiormente dei muscoli flessori. Questo è verificato nelle simulazioni al variare del carico e della frequenza per entrambi i soggetti.

Anche in questo caso, all'aumentare del carico e al diminuire della frequenza si nota un maggior distacco tra l'attivazione dei due tipi di muscolo. Durante la fase iniziale di flessione del gomito e la fase finale dell'estensione si riscontra un livello di attivazione piuttosto elevato dei muscoli flessori, i quali, al contrario, dovrebbero rimanere a livelli bassi di attivazione in questa posizione.

Per entrambe le posizioni del modello, all'aumentare del carico e della frequenza del movimento si notano maggiori discrepanze nelle dinamiche di attivazione dei muscoli tra i due soggetti.

I grafici delle attivazioni muscolari calcolate dal Computed Muscle Control di OpenSim presentano grandi oscillazioni del livello di attivazione, di conseguenza nella fase di confronto dei risultati si andranno a mediare le attivazioni ad intervallo di 5 gradi di flessione del gomito.

Capitolo 7

Confronto dei risultati e discussioni

Per effettuare un'analisi qualitativa tra le attivazioni muscolari ottenute dal modello e i segnali elettromiografici acquisiti, è stato necessario processare i dati provenienti dalle acquisizioni sperimentali.

A tal fine il segnale elettromiografico acquisito per ogni prova effettuata è stato filtrato passabanda nell'intervallo di frequenze del segnale EMG ed è stato calcolato il valor quadratico medio (RMS). Infine, è stato normalizzato l'RMS per il valor quadratico medio derivante dalle prove massimali, in modo da rendere il segnale compreso tra 0 e 1 come per le attivazioni del modello.

Per le prove isometriche e per le prove MVIC, acquisite in un intervallo di 5 secondi, si sono scelte epoche pari a 1 secondo per il calcolo dell'RMS e si è mediato il valore delle epoche ottenendo un unico valore per ogni prova.

Per le prove dinamiche si sono selezionati 4 cicli di flesso-estensione tra i cicli compiuti durante le prove sperimentali dai soggetti, verificando che i cicli avessero tra di loro una correlazione maggiore del 95%, e si sono scelte epoche di 100 ms, in modo da evitare grandi variazioni dell'angolo di flessione del gomito nell'intervallo selezionato.

Per quanto riguarda le attivazioni calcolate dal modello nelle prove isometriche si è deciso di calcolare la media per ogni muscolo in modo da confrontare il valore di attivazione del modello con l'RMS sperimentale normalizzato.

Come detto in precedenza, la verifica delle attivazioni muscolari avverrà soltanto per i muscoli superficiali del modello, quindi le attivazioni del capo mediale del tricipite e del muscolo brachiale non saranno confrontate con le prove sperimentali.

Di seguito sono riportati i valori RMS delle contrazioni isometriche massimali, con i quali sono stati normalizzati i segnali elettromiografici.

	TRIlong (V)	TRIlat (V)	BIClong (V)	BICshort (V)	BRD (V)	
M	0,018	0,019	0,022	0,072	0,041	
F	0,022	0,018	0,028	0,031	0,057	

Tabella 7.1: RMS delle prove MVIC per i due soggetti.

7.1 Prove isometriche

Negli istogrammi seguenti sono riportati i confronti tra i valori RMS normalizzati ottenuti dalle prove sperimentali e i livelli di attivazione calcolati dal modello al variare dell'angolo di flessione del gomito e del carico applicato sulla mano per i due soggetti.







Posizione 1 - 2 kg - F

Posizione 1 - 3 kg - F





Posizione 1 - 0 kg - M

Posizione 1 - 2 kg - M





Posizione 1 - 4 kg - M

Posizione 2 - 0 kg - F





156



Posizione 2 - 2 kg - M





Mettendo a confronto il livello di attivazione calcolato sperimentalmente sui due soggetti con l'attivazione ottenuta dai modelli di OpenSim, innanzitutto si nota che il livello di attivazione muscolare nei modelli in genere è superiore rispetto ai segnali ottenuti da sEMG e processati. In media l'attivazione del modello è maggiore del 20-30% rispetto all'attivazione dedotta dai segnali elettromiografici.

Nelle prove isometriche effettuate in posizione 1, sia il modello con le caratteristiche del soggetto maschile che quello del soggetto femminile mantengono il livello di attivazione dei muscoli estensori al 2 % al variare dell'angolo al gomito e del carico applicato, mentre nelle prove sperimentali il livello di attivazione aumenta con il carico e il capo laterale del tricipite mantiene un livello di attivazione maggiore del capo lungo. In ogni caso il livello di attivazione degli estensori permane sotto il 5 % anche nelle prove sperimentali. L'attivazione dei muscoli flessori varia sia nelle prove sperimentali che in quelle effettuate sui modelli. In ogni prova isometrica il muscolo maggiormente attivo tra i flessori del braccio è il capo lungo del bicipite, seguito dal capo breve del bicipite e dal brachioradiale, per entrambi i soggetti. Nelle prove sperimentali effettuate sul soggetto M il bicipite è maggiormente attivo per una flessione di 108°, mentre nelle prove sul modello l'attivazione massima è raggiunta a 50° di flessione del gomito. Sia le prove sperimentali che quelle sul modello concordano sul fatto che il brachioradiale è maggiormente attivo a 108°. Per quanto

riguarda il soggetto F, sia nelle prove sperimentali che nelle simulazioni i capi lungo e breve del bicipite hanno livello di attivazione maggiore a 38°, rispetto a 82° e 108°, mentre il brachioradiale è maggiormente attivo a 108° al variare del carico applicato.

Al contrario, in posizione 2, i muscoli attivati nel modello sono gli estensori del braccio, mentre i muscoli flessori mantengono l'attivazione al 2%. Ciò non è verificato dalle prove sperimentali, in cui il soggetto aumenta l'attivazione dei muscoli flessori all'aumentare del carico presente sulla mano: ad esempio l'attivazione dei muscoli del soggetto M a 50° di flessione e con il peso di 4 kg sulla mano arriva a circa il 23% per il capo lungo del bicipite, 6 % per il capo breve e 5% per il brachioradiale, mentre il soggetto F a 62° e con 3 kg attiva il capo lungo del bicipite del 19%, il capo breve a 7% e il brachioradiale a 15%.

Infine, dal confronto dei livelli di attivazione si può confermare che per il soggetto M i due capi del tricipite sono maggiormente attivi a 80° rispetto a 50° di flessione per i tre casi di peso applicato in posizione 2, e il capo laterale risulta più attivo del capo lungo. Mentre, i muscoli estensori del soggetto F sono più attivi a 62° rispetto a 28° sia nel modello che nelle prove sperimentali e anche in questo caso il capo laterale del tricipite ha livello di attivazione sempre superiore al capo lungo.

7.2 Prove dinamiche

Al fine di smussare le oscillazioni delle attivazioni calcolate dal Computed Muscle Control di OpenSim e mediare i valori RMS normalizzati dei 4 cicli di flessoestensione sperimentali, si è deciso di rappresentare graficamente la media dei risultati delle attivazioni ogni 5° di variazione dell'angolo al gomito in funzione della percentuale del ciclo di flesso-estensione. Si è considerato il ciclo a partire dal braccio destro completamente disteso (0% del ciclo) fino al ritorno del braccio nella posizione di partenza con flessione nulla (100 %) passando per la massima flessione (50 %).

Il confronto tra i grafici delle attivazioni muscolari è un confronto qualitativo che si basa sulla dinamica di attivazione/spegnimento del muscolo e sulla forma del segnale. Infatti, ci sono molti limiti nella fase di acquisizione e processamento dei segnali che possono portare ad un diverso livello di attivazione. Nei grafici seguenti si riporta il confronto tra le attivazioni del modello e le attivazioni sperimentali per i due soggetti. In particolare, si è deciso di evidenziare i casi in cui il confronto risulta migliore e peggiore, basando la scelta sul coefficiente di correlazione tra i livelli di attivazione, considerando migliori le prove in posizione 1 con una più alta correlazione per i muscoli flessori, mentre per le prove in posizione 2 si è data più importanza ai muscoli estensori. I restanti grafici sono riportati in Appendice C.



Posizione 1 - 3 kg - 0.5 Hz - F





Posizione 1 - 3 kg - 0.125 Hz - F

Figura 7.1: Miglior corrispondenza in posizione 1 per il soggetto F tra RMS normalizzato e attivazione del modello con peso di 3 kg, al variare della frequenza del ciclo di flesso-estensione.

I coefficienti di correlazione tra i segnali elettromiografici processati e le attivazioni muscolari del modello per le prove del soggetto femminile in posizione 1 con un carico di 3 kg risultano pari a 85,6% per il capo lungo del bicipite, 87,7% per il capo breve e 87,0% per il brachioradiale alla frequenza di 0,5 Hz; 83,2% per il capo lungo del bicipite, 76,3% per il capo breve e 81,3% per il brachioradiale alla frequenza di 0,25

Hz; 72,7% per il capo lungo del bicipite, 62,3% per il capo breve e 90,0% per il brachioradiale alla frequenza di 0,125 Hz.



163



Posizione 1 - 2 kg - 0.25 Hz - M



Posizione 1 - 2 kg - 0.125 Hz - M

Figura 7.2: Miglior corrispondenza in posizione 1 per il soggetto M tra RMS normalizzato e attivazione del modello con peso di 2 kg, al variare della frequenza del ciclo di flesso-estensione.

I coefficienti di correlazione tra i segnali elettromiografici processati e le attivazioni muscolari del modello per le prove del soggetto maschile in posizione 1 con un carico di 2 kg risultano pari a 22,1% per il capo lungo del bicipite, 60,2% per il capo breve e 78,3% per il brachioradiale alla frequenza di 0,5 Hz; 18,5% per il capo lungo del

bicipite, 82,8% per il capo breve e 48,1% per il brachioradiale alla frequenza di 0,25 Hz; 59,2% per il capo lungo del bicipite, 62,4% per il capo breve e 39,2% per il brachioradiale alla frequenza di 0,125 Hz.



Figura 7.3: Peggior corrispondenza in posizione 1 per il soggetto M tra RMS normalizzato e attivazione del modello nella prova con carico di 4 kg a frequenza intermedia.

La correlazione peggiore nelle prove in posizione 1 si ha in corrispondenza del task effettuato a velocità intermedia dal soggetto maschile con peso di 4 kg: infatti si ottengono valori di correlazione dei muscoli flessori inferiori al 15%.







Figura 7.4: Migliore corrispondenza in posizione 2 per il soggetto F tra RMS normalizzato e attivazione del modello nelle prove a frequenza maggiore con carico di 2 e 3 kg.

Le prove in posizione 2 che presentano una correlazione maggiore per il soggetto femminile sono in corrispondenza dei tasks a velocità maggiore con carichi di 2 e 3 kg sulla mano: con il peso di 2 kg le attivazioni dei due capi del tricipite hanno una



correlazione dell'80% il capo laterale e 86,5% il capo lungo, mentre con 3 kg scendono a 69% e 77% rispettivamente.



Posizione 2 - 4 kg - 0.25 Hz - M

Figura 7.5: Migliore corrispondenza in posizione 2 per il soggetto M tra RMS normalizzato e attivazione del modello nelle prove con peso di 4 kg.

Il confronto in posizione 2 risulta migliore per il soggetto maschile con il peso di 4 kg, nonostante bassi livelli di correlazione delle curve (inferiori al 40% per i muscoli estensori).



Posizione 2 - 2 kg - 0.25 Hz - M

Figura 7.6: Peggior corrispondenza in posizione 2 per il soggetto M tra RMS normalizzato e attivazione del modello nella prova con peso di 2 kg a frequenza minore.

Per quanto riguarda la prova a bassa frequenza in posizione 2 effettuata dal soggetto maschile con il carico di 2 kg, le curve dei muscoli estensori provenienti dai dati elettromiografici presentano un andamento opposto rispetto all'attivazione del modello, con correlazioni negative.

In conclusione, nella posizione 1, i muscoli flessori del braccio sia nel modello che nelle acquisizioni elettromiografiche risultano attivi nella prima metà del ciclo di flesso-estensione del gomito, ovvero durante la fase di flessione dall'avambraccio disteso a flesso. Nelle prove sperimentali i muscoli estensori non variano il livello di attivazione durante il movimento, mentre nel modello si ha un aumento del livello di attivazione durante l'estensione del braccio, arrivando ad un'attivazione pari all'attivazione del bicipite nella stessa fase. Al diminuire della frequenza di flessoestensione del braccio il livello di attivazione di tutti i muscoli diminuisce, mantenendo la stessa dinamica di attivazione. Al diminuire della velocità di esecuzione del movimento e all'aumentare del carico sulla mano i grafici delle prove sperimentali si avvicinano di più alle attivazioni del modello.

Per il soggetto femminile il confronto migliore si ha nelle prove con carico maggiore e ad una velocità di movimento minore. Mentre nelle prove senza carico ad una frequenza maggiore i muscoli estensori del braccio risultano eccessivamente attivi nella fase di estensione del braccio. L'attivazione dei muscoli del soggetto maschile risulta più vicina al rispettivo modello nelle prove con carico di 2 kg e una frequenza minore. Al contrario, le prove peggiori si hanno con il peso di 4 kg e la frequenza intermedia.

Nella posizione 2 i muscoli più attivi sono i muscoli estensori, i quali hanno un livello di attivazione maggiore nella seconda metà del ciclo. Anche in questo caso si nota un livello di attivazione troppo alto nel modello rispetto alle prove EMG per i muscoli antagonisti: infatti, il livello dei muscoli flessori del braccio durante la fase di flessione non rispetta i risultati delle prove sperimentali.

Al diminuire della velocità del movimento i risultati diventano più simili in quanto le attivazioni dei muscoli flessori si abbassano. All'aumentare del peso i livelli di attivazione sono più confrontabili in quanto anche nelle prove sperimentali i muscoli flessori sono più attivi.

Il confronto migliore tra il modello e le prove sperimentali per il soggetto femminile è in presenza di un carico sulla mano e alla velocità maggiore di esecuzione del movimento. Per il soggetto maschile il confronto migliore si ha con il peso di 4 kg
sulla mano, mentre la dinamica di attivazione del tricipite nelle prove senza carico e con peso di 2 kg a frequenza più bassa non rispecchia l'attivazione del modello.

7.3 Conclusioni

Dal confronto tra le prove sperimentali compiute dai soggetti e quelle effettuate sui modelli neuromuscolari si può affermare che esiste una discreta correlazione dei risultati, nonostante alcuni limiti.

In particolare, nelle prove isometriche il livello di attivazione minore dei segnali elettromiografici può essere dovuto a errori nella normalizzazione del segnale elettromiografico di superficie con la massima contrazione isometrica volontaria. Tanto è vero che le prove MVIC sono state effettuate ad un solo angolo di flessione del gomito, chiedendo ai soggetti di contrarre i muscoli massimamente, e di conseguenza possono esserci errori dovuti ad una scelta non corretta dell'angolo a cui effettuare le prove, variazioni di lunghezza dei muscoli durante la prova a causa di un cambiamento nell'angolo al gomito, poca volontà del soggetto nel generare la massima forza.

Inoltre, la maggiore attivazione dei muscoli del modello può essere dovuta ad una sottostima della massima forza isometrica a partire dall'area fisiologica dei muscoli durante la fase di misurazione tramite ecografo. Infatti, il livello di attivazione calcolato dal software dipende dalla forza che i muscoli devono generare per equilibrare le altre forze ed è una frazione della massima forza isometrica che sono in grado di sviluppare.

Altre fonti di errori sono ritrovabili nella conversione dell'angolo al gomito dai segnali dell'elettrogoniometro, nel cross-talk dei segnali elettromiografici causato dalla scelta di una distanza interelettrodica elevata per evitare il contatto degli elettrodi durante il movimento di flesso-estensione del braccio e nell'impedenza dei tessuti interposti che causa una diminuzione del segnale elettromiografico acquisito.

Dalle prove dinamiche si evince che il muscolo con una miglior correlazione delle attivazioni è il muscolo brachioradiale, sia nelle prove in posizione 1 che in quelle in posizione 2. Questo può essere il risultato di una miglior modellizzazione del muscolo dovuta alla facilità nell'individuazione dei punti di inserzione del muscolo e delle giunzioni muscolo-tendinee nei soggetti durante le misurazioni con ecografo. Infatti, le maggiori difficoltà durante le misure dei parametri muscolari nei soggetti si sono riscontrate per i due capi del muscolo bicipite e per i tre capi del tricipite.

I grafici delle prove dinamiche, inoltre, riflettono le problematiche riportate dai soggetti nell'esecuzione delle prove: entrambi affermano di aver eseguito con più facilità le prove in posizione 1 rispetto alla posizione 2 e di aver trovato più complicato seguire il ritmo dettato dal metronomo durante le prove in posizione 2 con velocità minore.

Nonostante i limiti dettati dalle diverse fonti di errore, si può affermare che il modello approssima bene il comportamento dei muscoli del braccio nelle prove di flessoestensione del gomito in posizione 1, mentre nella posizione 2 sono evidenziate tutte le problematiche nel mantenimento della posizione corretta per il movimento durante le prove sperimentali, portando ad una correlazione minore con il modello.

Sviluppi futuri di questo lavoro potranno essere l'analisi di più soggetti in modo da comprendere al meglio la funzionalità del modello; l'inserimento di altri muscoli del braccio e dell'avambraccio nel modello e l'aggiunta dei gradi di libertà mancanti in modo da permettere la simulazione di movimenti più complessi che comportano l'attivazione di più muscoli.

Bibliografia

Asakawa, D., Pappas, G., Drace, J. & Delp, S., 2011. Aponeurosis length and fascicle insertion angles of the biceps brachii. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*.

Bemben, M., 2002. Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. *J Strength Cond Res,* pp. 16(1):103-8.

Buchanan, T., 1995. Evidence that maximum muscle stress is not a constant: differences in specific tension in elbow flexors and extensors. *Med Eng Phys*, pp. 17(7):529-36.

Delp, S., Anderson, F., Arnold, A. & al., 2007. OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *Biomedical Engineering*, p. 54(11): 1940:1950.

Delp, S., Anderson, F., Arnold, A. & al., 2012. OpenSim Developer's Guide, s.l.: s.n.

Delp, S., Anderson, F., Arnold, A. & al., 2012. OpenSim User's Guide, s.l.: s.n.

Edgerton, V., Apor, P. & Roy, R., 1990. Specific tension of human elbow flexor muscles. *Acta Physiol Hung*, pp. 75(3):205-16.

Garner, B. & Pandy, M., 2003. Estimation of Musculotendon Properties in the Human Upper Limb. *Ann Biomed Eng*, pp. 31(2):207-20.

Giat, Y., Mizrahi, J., Levinei, W. & al., 1994. Simulation of distal tendon transfer of the biceps brachii and the brachialis muscles. *J Biomech.*, pp. 27(8):1005-14.

Holzbaur, K., Murray, W. & Delp, S., 2005. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann Biomed Eng*, pp. 33(6):829-40.

Kapandji, I., 2007. *Physiology of the Joints: Upper Limba, Volume 1.* s.l.:Churchill Livingstone.

Kulig, K., Andrews, J. & Hay, J., 1984. Human strength curves. *Exerc Sport Sci Rev*, pp. 12:417-66.

Li, L. & Tong, K., 2005. Musculotendon parameters estimation by ultrasound measurement and geometric modeling : application on brachialis muscle. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pp. 5:4974-7.

Li, L. & Tong, K., 2016. Combined Ultrasound Imaging and Biomechanical Modeling to Estimate Triceps Brachii Musculotendon Changes in Stroke Survivors. *BioMed Research International*.

Li, L., Tong, K., Hu, X. & al., 2008. Clinical Biomechanics Incorporating ultrasoundmeasured musculotendon parameters to subject-specific EMG-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke. *Clinical biomechanics*, pp. 24(1):101-9.

Li, L., Tong, K., Song, R. & al., 2007. Is maximum isometric muscle stress the same among prime elbow flexors?. *Clinical Biomechanics*, pp. 22(8):874-83.

Manal, K. & Buchanan, T., 2004. Subject-Specific Estimates of Tendon Slack Length: A Numerical Method. *Journal of Applied Biomechanics*, pp. 20:195-203.

Martinoli, C., 2010. Musculoskeletal ultrasound: technical guidelines. *Insights Imaging*, pp. 1(3):99-141.

McConville, J. et al., 1980. Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia. Wright-Patterson AFB, Ohio: Air Force Aerospace Medical Research Laboratory.

Merletti, R., 2000. Raccomandazioni europee per l'elettromiografia di superficie: I risultati del Progetto SENIAM.. Torino: CLUT.

Millard, M. & Delp, S. L., 2012. *A Computationally Efficient Muscle Model*. Fajardo, Puerto Rico, USA, s.n.

Millard, M., Uchida, T., Seth, A. & al., 2013. Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. *Journal of Biomechanical Engineering*, p. 135(2): 021005.

Murray, W., Buchanan, T. & Delp, S., 2000. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *J Biomech*, pp. 33(8):943-52.

Murray, W., Delp, S. & Buchanan, T., 1995. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech*, pp. 28(5):513-25.

Murray, W., Saul, K., Hu, X. & al., 2015. Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 18-13.

O'Neill, J., 2008. Musculoskeletal Ultrasound - Anatomy and Technique. s.l.:Springer.

Palastanga, N., Field, D. & Soames, R., 2007. *Anatomia del movimento umano. Struttura e funzione*. s.l.:Elsevier.

Ricketts, D. & Felstead, A. J., 2017. Biomechanics of the shoulder and elbow. *Orthopaedics and Trauma*, pp. 31(5): 300-305.

SimTK,s.d.SimTK.[Online]Available at: https://simtk.org/

SimTK,s.d.SimTK.[Online]Available at: https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/

Stanfield, C. L., 2012. Fisiologia - quarta edizione. s.l.:EdiSES.

Thelen, D., 2003. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, pp. 125(1): 70-77.

Winter, D. A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement - Fourth Edition.* s.l.:Hoboken : Wiley . Zajac, F., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, pp. 17(4): 359-411.

Ringraziamenti

Arrivata al termine del mio percorso di studi e della stesura di questa Tesi, desidero ringraziare tutti coloro che mi hanno aiutata a giungere a questo traguardo, con suggerimenti, conforti e incoraggiamenti.

Innanzitutto, ringrazio la mia Relatrice, la Professoressa Laura Gastaldi, per la sua disponibilità, per aver risposto a tutti i miei interrogativi e avermi spronata nelle varie fasi della tesi, soprattutto quando non pensavo di riuscire nei compiti che mi venivano affidati.

Rivolgo i miei ringraziamenti a tutto il personale del dipartimento LISiN del Politecnico in cui ho svolto la parte sperimentale di questa Tesi, e in particolare ai miei Co-relatori Prof. Alberto Botter e Taian Martins per tutti i consigli, per la pazienza dimostrata e per avermi guidata e aiutata durante le prove.

Desidero esprimere la mia gratitudine alla Dottoranda Elisa Panero per la sua gentilezza e il suo sostegno in tutte le fasi di questa Tesi. È stato di grande conforto avere qualcuno così disponibile e su cui fare affidamento nei momenti di incertezza.

Ringrazio i miei genitori che mi hanno permesso, anche con il loro sostegno economico, di completare gli studi e hanno sempre creduto in me.

Un ringraziamento speciale va al mio ragazzo, Michele, e a mia sorella, Giulia, che si sono sottoposti alla parte sperimentale di questa tesi, fungendo da cavie per il mio lavoro. Grazie per la pazienza e il tempo che mi avete dedicato!

Infine, ringrazio tutti gli amici e colleghi che mi sono stati acconto in questi anni di studi e con i quali ho vissuto questa esperienza universitaria.

Dicembre, 2018 Alessandra