



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTÀ DI INGEGNERIA
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
(DM 509/99)

TESI DI LAUREA IN BIOINGEGNERIA

**MODELLAZIONE DEL MOVIMENTO DI
FLESSO-ESTENSIONE ISOCINETICO DEL GINOCCHIO
CON CODICE OPENSIM 1.9.1
E CONFRONTO CON ANALISI SPERIMENTALE**

Relatore: Prof. Nicola Petrone
Correlatori: Ing. Fausto Panizzolo
Dott. Giuseppe Marcolin

Laureando: DANIELE TREGNAGHI

ANNO ACCADEMICO 2009 – 2010

INDICE

INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 1 – Anatomia e fisiologia del muscolo	3
1.1 IL MUSCOLO SCHELETRICO.....	5
1.1.1 Architettura del muscolo scheletrico.....	6
1.1.2 L’ultrastruttura della fibra muscolare.....	8
1.2. L’UNITÀ MOTORIA DEL MUSCOLO.....	10
1.2.1 Il meccanismo di reclutamento.....	10
1.2.2 Il meccanismo di contrazione.....	12
1.2.2.1 Il potenziale d’azione.....	13
1.2.2.2 Il segnale EMG.....	14
1.2.3 Scorrimento dei filamenti nel sarcomero.....	15
1.2.3.1 Lunghezza istantanea dei sarcomeri.....	16
1.3 ELEMENTI DI MODELLAZIONE MECCANICA MUSCOLARE.....	16
1.3.1 Relazione tensione-lunghezza.....	17
1.3.2 Relazione tensione-velocità di accorciamento.....	18
CAPITOLO 2 – L’articolazione del ginocchio	21
2.1 ORGANIZZAZIONE DEL CORPO UMANO.....	23
2.1.1 Assi e piani anatomici.....	23
2.1.2 Direzioni di movimento.....	24
2.1.3 Direzioni nello spazio.....	25
2.2 RICHIAMI DI ANATOMIA DELL’ARTO INFERIORE.....	25
2.2.1 Il femore.....	25
2.2.2 La tibia e il perone.....	27
2.2.3 La rotula.....	28
2.3 DESCRIZIONE GENERALE DEL GINOCCHIO.....	29
2.3.1 Le superfici articolari.....	29
2.3.2 Le strutture legamentose.....	32

2.3.3 La capsula articolare.....	32
2.4 I MOVIMENTI DI FLESSO-ESTENSIONE DEL GINOCCHIO.....	33
2.4.1 Muscoli interessati nella flessione-estensione del ginocchio.....	35
2.4.2 I muscoli estensori del ginocchio.....	35
2.4.3 I muscoli flessori del ginocchio.....	36
CAPITOLO 3 – Il software OpenSim®.....	39
3.1 IL SOFTWARE OPENSIM®.....	41
3.1 Potenzialità di OpenSim.....	42
3.2 Come lavora OpenSim.....	42
3.2 SCALATURA DEL MODELLO.....	43
3.2.1 Input e output.....	45
3.3 .CINEMATICA INVERSA.....	47
3.3.1 Input e output.....	48
3.3.2 Calcolo della cinematica del movimento.....	48
3.4 DINAMICA DIRETTA E INVERSA.....	49
3.4.1 Problema di dinamica inversa.....	50
3.5 ALGORITMO DI RIDUZIONE DEL RESIDUO - RRA.....	51
3.6 CALCOLO DELLE ATTIVAZIONI MUSCOLARI - CMC.....	52
CAPITOLO 4 – Strumentazione utilizzata per le prove sperimentali.....	59
4.1 MACCHINA ISOCINETICA REV7000.....	61
4.2 SISTEMA DI VISIONE SMART BTS.....	62
4.2.1 Caratteristiche e posizionamento delle telecamere.....	64
4.2.2 Volume di calibrazione.....	64
4.2.2.1 Calibrazione statica.....	64
4.2.2.2 Calibrazione dinamica.....	64
4.2.3 Rilevazione dei marcatori.....	65
4.2.4 Errori ed artefatti.....	66
4.3 ELETROMIOGRAFO BTS POCKET EMG.....	66
4.3.1 Gli elettrodi utilizzati.....	68
4.4 I SOFTWARE UTILIZZATI.....	69

CAPITOLO 5 – Esecuzione delle prove sperimentali	71
5.1 PREPARAZIONE DELL’AMBIENTE DI PROVA E VESTIZIONE DEI TESTER.....	73
5.1.1 Vestizione dei tester.....	73
5.2 PROVA PILOTA.....	76
5.3 PREPARAZIONE DELLE PROVE SPERIMENTALI.....	79
5.4 ESECUZIONE DELLE PROVE SPERIMENTALI.....	80
CAPITOLO 6 – Elaborazione dei dati	83
6.1 PREPARAZIONE DEI DATI DI CINEMATICA.....	85
6.1.1 Traiettorie dei marker.....	85
6.1.2 Forze di reazione.....	86
6.1.3 Angolo flessione-estensione.....	89
6.1.4 Punto di applicazione della forza di reazione.....	91
6.2 PROTOCOLLO PER L’ANALISI DEL SEGNALE EMG.....	92
6.2.1 Calcolo della Massima Contrazione Volontaria – MVC.....	93
6.2.2 Elaborazione dei segnali EMG relativi alle prove sperimentali.....	94
6.3 IL MODELLO UTILIZZATO IN OPENSIM.....	96
6.3.1 Coordinate di laboratorio.....	98
6.3.2 Formati dei File.....	98
6.3.2.1 File Marker (.trc).....	98
6.3.2.2 File Motion (.mot).....	99
6.3.2.3 Rappresentazione delle forze di reazione, momenti e centri di pressione.....	100
6.3.3 Scalatura del modello.....	100
6.3.4 Calcolo della cinematica inversa.....	101
6.3.5 Calcolo delle attivazioni muscolari – CMC.....	102
CAPITOLO 7 – Analisi dei dati	107
7.1 CONSIDERAZIONI SULLA COPPIA MECCANICA DI OUTPUT.....	109
7.2 RELAZIONE TRA EMG E COPPIA MECCANICA.....	111
7.3 VALORI DI EMG MASSIMALI MISURATI NELLE PROVE.....	113

CAPITOLO 8 – Confronto tra i dati sperimentali e quelli numerici.....	117
8.1 CONFRONTO GRAFICO DELLE ATTIVAZIONI MUSCOLARI.....	119
8.2 CRITERI UTILIZZATI PER IL CONFRONTO QUANTITATIVO DEI RISULTATI.....	122
8.2.1 Soggetto 1 - PT.....	124
8.2.2 Soggetto 2 - FZ.....	132
CAPITOLO 9 – Conclusioni e sviluppi futuri.....	141
9.1 SINTESI DEL LAVORO SVOLTO.....	143
9.2 CONSIDERAZIONI CONCLUSIVE SUI RISULTATI.....	144
9.3 INTERPRETAZIONE DELLE PRINCIPALI CRITICITÀ.....	145
9.4 PROSPETTIVE E SVILUPPI FUTURI.....	146
APPENDICE A – Codici utilizzati.....	149
APPENDICE B –Tabelle dei parametri di confronto.....	157
APPENDICE C –Modello utilizzato in Anybody.....	167
APPENDICE D – Grafici.....	177
RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI.....	187
RINGRAZIAMENTI.....	189

INTRODUZIONE

La struttura muscolo scheletrica del corpo umano è rappresentata da un complesso sistema di ossa, muscoli, tendini e legamenti che permettono di eseguire movimenti di varia natura, dalla semplice camminata fino al compimento di gesti motori molto complessi che prevedono l'azione coordinata di un elevato numero di muscoli i quali producono a loro volta coppie articolari che originano il movimento.

La scienza che si prefigge l'obiettivo di studiare in maniera quantitativa il movimento del corpo umano è la biomeccanica. Prerogative della biomeccanica sono quelle di studiare la meccanica dei movimenti del corpo umano, di quantificarne nella maniera più esatta possibile il movimento ricavandone la cinematica articolare e di valutare le forze scambiate a livello articolare. Nel campo della biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico sono stati svolti molti studi per tentare di descrivere al meglio i movimenti del corpo umano.

È difficile ottenere una descrizione dettagliata del sistema muscolo-scheletrico solamente con uno studio biomeccanico a partire da misurazioni sperimentali e stabilire una base scientifica per la correzione di eventuali movimenti anomali delle articolazioni in quanto l'utilizzo di esperimenti ha due limiti fondamentali. In primo luogo, alcune delle variabili di principale interesse, come ad esempio le forze generate dai muscoli, non sono generalmente misurabili; in secondo luogo, è difficile stabilire le relazioni di causa-effetto in sistemi dinamici complessi a partire solo da dati sperimentali. Per esempio, l'elettromiografia (EMG) può indicare quando un muscolo è attivo, ma non permette di stabilire quali movimenti del corpo derivano dall'attivazione di quel particolare muscolo. È difficile determinare come i singoli muscoli contribuiscano ad una particolare attività motoria perché un muscolo può permettere il movimento di articolazioni a cui esso non è direttamente accoppiato.

Una simulazione dinamica del movimento fornisce una relazione tra i modelli descrittivi l'anatomia e la fisiologia del sistema muscolo-scheletrico e la meccanica del movimento articolare. Con l'accesso a software in grado di produrre tali simulazioni, i ricercatori di biomeccanica sono in grado di stabilire le relazioni di causa-effetto tra i modelli di eccitazione neuromuscolare, le forze muscolari, la reazione alle forze esterne ed i movimenti del corpo che si osservano in laboratorio. Assieme alle misure sperimentali, le simulazioni aiutano a chiarire come e quali elementi del sistema muscolo-scheletrico

interagiscono tra loro per produrre il movimento. L'accuratezza di una simulazione dipende dalla fedeltà del modello matematico che descrive il modello muscolo-scheletrico, quindi dai parametri che tengono conto delle misurazioni sperimentali fatte sul paziente circa la geometria del sistema, delle sue proprietà meccaniche e di deficit già presenti nel soggetto a livello del sistema scheletrico e muscolare.

Nel contesto appena descritto, si articola il seguente Elaborato. In esso, si propone uno studio con il quale si cercherà di validare un modello muscolo-scheletrico a seguito di una simulazione effettuata con l'utilizzo del software multi-body OpenSim 1.9.1; nel caso specifico, con tale simulazione si vuole riprodurre il movimento di flesso-estensione del ginocchio destro. Inoltre, sarà fatto un confronto tra quanto ottenuto in OpenSim con i dati derivati da una simulazione biomeccanica dello stesso gesto motorio effettuata con il software Anybody in uso presso il Dipartimento di Ingegneria Meccanica di Padova, a partire da un modello muscolo-scheletrico già implementato per altri precedenti Lavori. Il gesto motorio di flesso-estensione del ginocchio in regime isocinetico, scelto per l'elaborazione di questa Tesi, è un movimento molto studiato ed è un ottimo strumento per quanto riguarda la riabilitazione ortopedica e la valutazione funzionale del ginocchio. I risultati che si otterranno a seguito della simulazione saranno le attivazioni muscolari dei principali muscoli estensori e flessori del ginocchio. Tali dati, confrontati con le attivazioni muscolari misurate in fase sperimentale attraverso elettromiografia, stabiliranno se il modello utilizzato e quindi il software adottato, è un buono strumento di simulazione e se, quindi, possa essere adottato sia in ambito di ricerca che in ambito clinico come valido ausilio in campo riabilitativo e di valutazione funzionale.

1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL MUSCOLO

Il corpo e le sue parti possono compiere movimenti variabile grazie ai muscoli che sono le vere e proprie unità motorie del corpo umano. In uno studio biomeccanico del sistema muscolo-scheletrico, perciò, essi assumono un ruolo di fondamentale importanza. In questo primo Capitolo ci si propone di descrivere come essi siano strutturati e quali siano i meccanismi che permettono la loro contrazione e di conseguenza il generarsi del movimento.

1.1 Il muscolo scheletrico

In base alla struttura e alle funzioni si distinguono tre tipi di tessuto muscolare: il tessuto muscolare scheletrico, il tessuto muscolare liscio, e il tessuto muscolare cardiaco.

- Il tessuto muscolare scheletrico costituisce le muscolatura scheletrica e si differenzia principalmente dagli altri per essere striato ad essere controllato dalla volontà;
- il tessuto muscolare liscio funziona al di fuori del controllo volontario e rappresenta buona parte della struttura muscolare dell'apparato digerente; è costituito da cellule fusiformi lunghe da 40 a 200 μm e larghe 4-20 μm con un nucleo centrale e le miofibrille non presentano alcuna striatura;
- il tessuto muscolare cardiaco costituisce il cuore ed ha la caratteristica di essere striato ma, a differenza dei muscoli striati scheletrici, ha la caratteristica di essere involontario.

Il tessuto muscolare di maggiore interesse e più strettamente interessato col lavoro di Tesi svolto è certamente quello scheletrico. Il muscolo scheletrico, innanzitutto, è così denominato perché si inserisce sulle ossa dello scheletro tramite strutture chiamate tendini; esso sostiene con la sua attività la postura e il movimento dell'individuo e, considerando che in un corpo umano sono circa 660 i muscoli scheletrici, ne rappresenta il 40%-45% del peso totale. Il muscolo scheletrico, o striato, ha un'organizzazione strutturata dal livello microscopico al livello macroscopico. Il muscolo scheletrico è avvolto e tenuto unito da uno strato di tessuto connettivo chiamato epimisio che è una sottile membrana fibrosa che riveste il muscolo e lo separa dai muscoli adiacenti. È costituito da fasci di fibre muscolari legate tra loro da un tessuto connettivo detto perimisio dal quale si staccano setti di tessuto che inguainano ciascuna fibra muscolare costituendo l'endomisio.

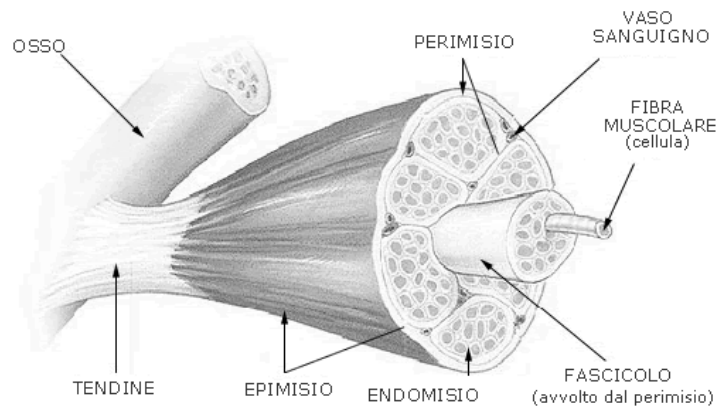


Figura 1.1 Struttura macroscopica di un muscolo.

1.1.1 Architettura del muscolo scheletrico

I muscoli, a seconda di come le fibre muscolari decorrono rispetto ai tendini, si distinguono in fusiformi e pennati. L'orientazione delle fibre rispetto all'asse di azione dei tendini è descritta dall'angolo di pennazione (γ) e la loro disposizione serve a determinare la funzione del muscolo. Se le fibre sono parallele all'asse, il muscolo presenta una piena capacità di accorciamento e, considerato che il massimo accorciamento di un muscolo è proporzionale alla lunghezza delle fibre che lo compongono, i muscoli con questo tipo di struttura si trovano sulle giunture con grandi possibilità di movimento. Può capitare che più ventri si attacchino allo stesso tendine; in questo caso il muscolo prenderà il nome di bicipite, tricipite o quadricipite. Se i muscoli presentano un'orientazione obliqua delle fibre rispetto all'asse del tendine, questi prendono il nome di muscoli penniformi. Esistono muscoli unipennati, con fibre muscolari solo da un lato dell'asse tendineo e muscoli bipennati. Considerata la forma e la struttura dei muscoli fusiformi e pennati, si nota che generalmente i primi hanno fibre muscolari più lunghe, e considerato il fatto che la lunghezza delle fibre muscolari determina il grado di movimento di un muscolo, il tipo fusiforme produce un movimento più ampio rispetto ad un muscolo pennato. L'architettura del muscolo scheletrico è descritta dall'indice di architettura i_a dato dal rapporto tra la lunghezza L_f della fibra muscolare e la lunghezza L_m del ventre muscolare a una definita lunghezza ottimale del muscolo

$$i_a = \frac{L_f}{L_m}. \quad (1.1)$$

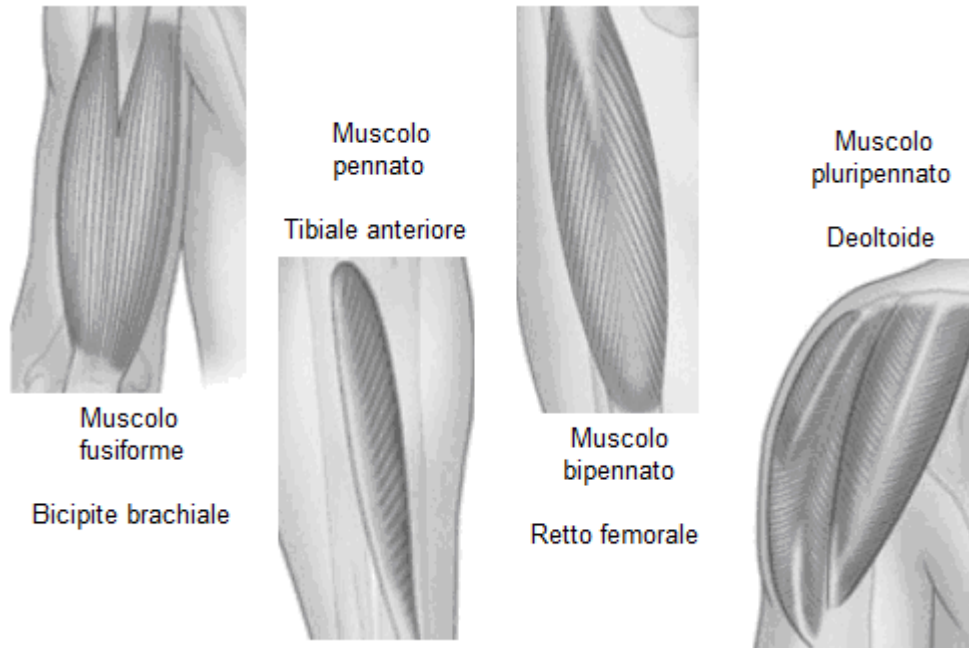


Figura 1.2. Illustrazione delle diverse forme e delle varie strutture delle fibre muscolari.

La PCSA (area fisiologica di sezione trasversa) viene definita come la somma delle aree trasverse delle singole fibre muscolari, misurate perpendicolarmente alla loro direzione longitudinale. Nel caso delle fibre muscolari disposte parallelamente la PCSA corrisponde all'area anatomica di sezione trasversa. Invece nei muscoli disposti obliquamente dipende dall'angolo di pennazione ed è fondamentale considerare la perpendicolarità della sezione trasversa rispetto alla direzione longitudinale delle fibre. La PCSA è un parametro che evidenzia l'importanza funzionale dell'architettura muscolare. Infatti, la forza sviluppata da ogni tipo di muscolo è direttamente proporzionale al numero delle fibre muscolari disposte in parallelo ed è direttamente proporzionale alla PCSA.

È possibile definire i seguenti parametri:

$$CSA = \frac{Vol}{L_m} \quad (1.2)$$

definito come l'area trasversale del muscolo e

$$PCSA = \frac{Vol}{L_f} \quad (1.3)$$

definito come l'area trasversale effettiva perpendicolare alle fibre.

Considerato il fatto che nei muscoli fusiformi $L_m = L_f$, tali parametri sono coincidenti, mentre per i muscoli pennati vale la relazione $PCSA = CSA / i_a$ e $L_m^P = L_m^F \cdot \cos \gamma$

La forza che il muscolo può sviluppare dipende da questi parametri e in generale valgono le seguenti formulazioni:

$$F_m^F = \sigma_0 \cdot PCSA^F \quad (1.4)$$

$$F_m^P = \sigma_0 \cdot PCSA^P \cdot \cos \gamma \quad (1.5)$$

dove F_m^F e F_m^P sono rispettivamente la forza del muscolo fusiforme e del muscolo pennato.

Il parametro σ_0 indica la massima tensione sviluppabile isometricamente lungo la direzione delle fibre per un'attivazione massimale e una lunghezza ottimale dei sarcomeri. Analizzando le due formulazioni è possibile notare che per i muscoli pennati, la PCSA è più alta; inoltre l'aumento della stessa è maggiore rispetto l'effetto negativo che dà il $\cos \gamma$ e la forza sviluppabile dai muscoli pennati risulta perciò superiore.

1.1.2 L'ultrastruttura della fibra muscolare

Le cellule del muscolo sono multinucleate e di forma pressoché cilindrica e vengono chiamate fibre muscolari. Esse possono raggiungere 10-100 μm di larghezza e raggiungere anche i 15 cm di lunghezza. Ogni fibra contiene, come detto, più nuclei, situati alla periferia della fibra stessa e orientati con l'asse maggiore della fibra. Ogni fibra muscolare è formata da più filamenti chiamati miofibrille. La striatura, caratteristica del muscolo (muscolo striato), è dovuta alla regolare alternanza, nelle miofibrille, di dischi scuri anisotropi e di dischi chiari isotropi. Il segmento di miofibrilla, comprendente una banda scura e due mezze bande chiare della lunghezza di circa 2,5 μm , è detto sarcomero, rappresenta l'unità contrattile del muscolo scheletrico ed è composto a sua volta da miofilamenti sia sottili che più spessi. A causa della precisa disposizione delle miofibrille, si possono identificare varie zone confinanti. Quelle che caratterizzano la fibra muscolare scheletrica sono le linee Z e le bande A, I ed H (figure 1.3, 1.4). Le linee Z sono formate dall'interconnessione dei sottili miofilamenti che formano sarcomeri adiacenti. Due linee Z adiacenti definiscono quindi un sarcomero. Le bande nere A del sarcomero sono formate dai miofilamenti più spessi, chiamati filamenti di miosina, intrecciati con i miofilamenti

sottili, chiamati actina. La banda H è la parte chiara della banda A che contiene solamente filamenti di miosina. Adiacente alla banda A c'è la banda I più chiara, che è quella parte del sarcomero che contiene solamente filamenti di actina. Oltre all'actina e alla miosina, la quale miosina rappresenta circa l'85% del complesso miofibrillare, sono presenti nelle miofibrille altre proteine quali la tropo miosina, la troponina, l' α -actinina, la β -actinina, la proteina M e la proteina C che possono avere funzione strutturale o entrare nel processo di interazione molecolare da cui risulta la contrazione muscolare. Essendo la più piccola unità contrattile del muscolo, il sarcomero cambia geometria durante la contrazione. In questa fase, i filamenti di actina scivolano sui filamenti di miosina, e ciò è visibile dalla diminuzione della larghezza delle bande H ed I e dalla distanza tra le linee Z (figura 1.3). La contrazione di tutti i sarcomeri di una fibra muscolare dà come risultato l'accorciamento del muscolo ma il meccanismo di contrazione verrà successivamente spiegato in dettaglio.

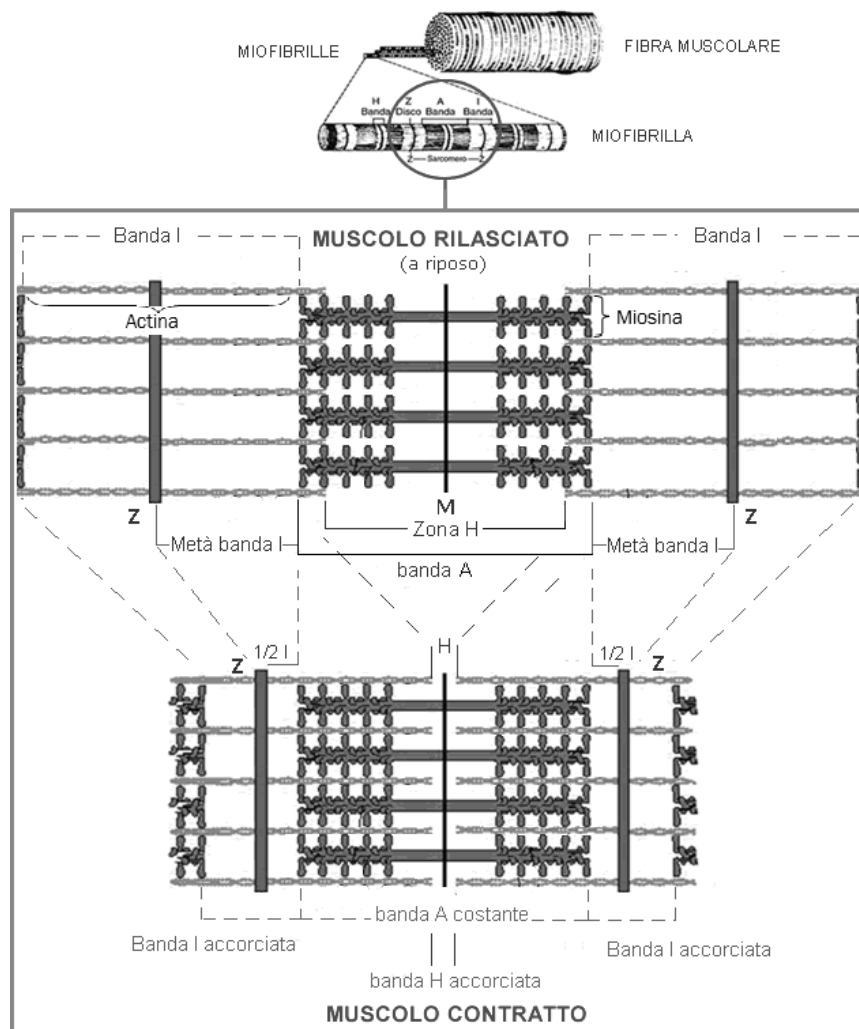


Figura 1.3. Struttura microscopica del sarcomero durante le fasi di rilassamento e contrazione del muscolo.

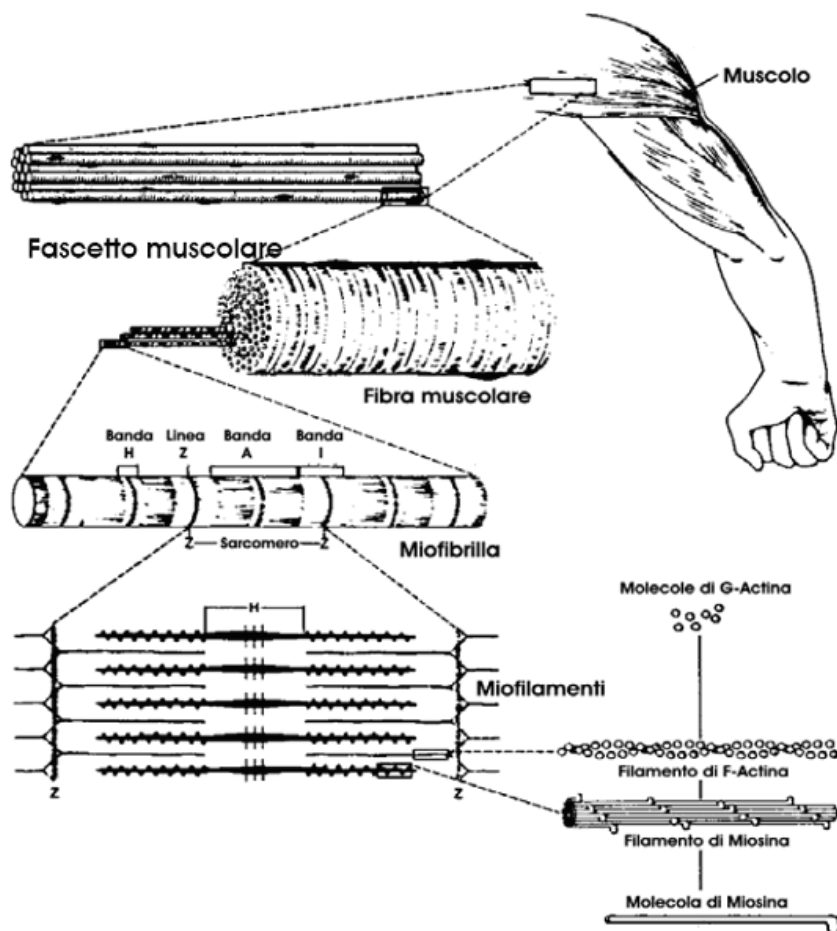


Figura 1.4. Diagramma dell'organizzazione di un muscolo scheletrico.

1.2 L'unità motoria del muscolo

L'unità motoria è definita come la più piccola unità funzionale del sistema neuromuscolare, composta da un motoneurone α , il suo assone e da tutte le fibre muscolari innervate da questo assone. Ogni fibra muscolare è innervata da una e una sola fibra nervosa mentre un assone può innervare più fibre. Il numero di fibre muscolari innervate da un motoneurone è chiamato rapporto di innervazione e cambia da muscolo a muscolo a seconda del tipo della funzionalità che gli stessi hanno.

1.2.1 Meccanismo di reclutamento

I piccoli muscoli che eseguono movimenti precisi tendono ad avere una bassa percentuale di innervazione, mentre muscoli più grandi, adatti per attività che richiedono forza maggiore hanno un'alta percentuale di innervazione. Ad ogni scarica di un motoneurone α

tutte le fibre da esso innervate si contraggono. Le unità motorie non sono mai attive tutte nello stesso momento ma hanno un'attività asincrona che permette uno sviluppo di forza costante nel tempo e previene l'insorgenza di fenomeni di fatica nelle unità attivate.

Le unità motorie vengono suddivise in tre classi:

- tipo S (Slow): producono forze relativamente basse, hanno tempi di contrazione elevati e mantengono il massimo livello di forza per lunghi periodi;
- tipo FR (Fast Resistant): si collocano in posizione intermedia tra i tipi S e FF;
- tipo FF (Fast Fatigable): producono forze maggiore alle Slow, hanno tempi di contrazione molto bassi e sono poco resistenti alla fatica.

Le fibre muscolari invece si distinguono nelle seguenti categorie:

- Tipo I = fibre muscolari rosse a contrazione lenta e grande resistenza alla fatica; sono innervate da piccoli motoneuroni;
- Tipo IIa = fibre muscolari a contrazione rapida, dotate di una maggiore resistenza all'affaticamento rispetto a quelle di tipo IIx.
- Tipo IIx = fibre muscolari bianche a contrazione rapida e poco resistenti alla fatica; sono innervate da grossi motoneuroni e caratterizzate da una attività intensa ma per un tempo breve;

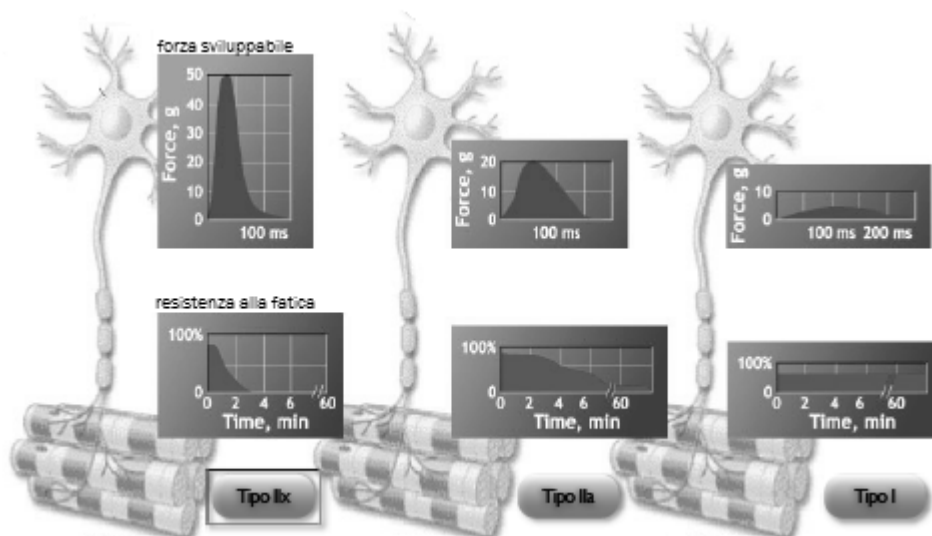


Figura 1.5. Rappresentazione dei tre diversi tipi di fibre e relativi diagrammi di resistenza a fatica e forza sviluppabile delle fibre stesse.

Le unità motorie di tipo S sono costituite da fibre di tipo I e da motoneuroni di diametro piccolo, quelle di tipo FR sono costituite da fibre di tipo IIa e innervate da motoneuroni di medio diametro e infine, le fibre di tipo FF sono costituite da fibre di tipo IIx e innervate da motoneurone di diametro grande. In particolare, il reclutamento delle diverse unità motorie varia nel seguente modo; per prime vengono reclutate le unità motorie più piccole per dimensioni che sono quelle più lente e resistenti alla fatica; successivamente saranno reclutate le unità motorie più grandi dei muscoli che si attivano solo per sforzi molto intensi e che sono metabolicamente più dispendiose.

1.2.2 *Meccanismo della contrazione*

Prima di analizzare nel dettaglio come venga generata una contrazione muscolare a livello cellulare, si considerino i diversi tipi di contrazione che un muscolo può avere. La contrazione muscolare può essere studiata in diverse condizioni:

- contrazione isometrica: è una contrazione in cui la lunghezza del muscolo intesa come la distanza tra le due inserzioni non cambia; ma sebbene gli estremi del muscolo non si avvicinino, al suo interno la materia contrattile si accorcia producendo lavoro interno positivo contrariamente a quanto avviene all'esterno vista la mancanza di spostamento;
- contrazione isotonica: avviene a tensione costante e si può verificare solamente in vitro; essa prevede due fasi: un aumento graduale di tensione fino a superare la resistenza opposta dal carico e un successivo accorciamento del muscolo;
- contrazione isocinetica: si ha quando il muscolo sviluppa il massimo sforzo per tutta l'ampiezza del movimento, accorciandosi a velocità costante e tensione variabile; si ottiene solo con particolari macchine, definite isocinetiche.

La contrazione muscolare prevede una sequenza di interventi: dal cervello partono gli impulsi nervosi (fino a circa 50 al secondo ad una velocità da 12 a 120 metri al secondo) diretti alle corna anteriori del midollo spinale (motoneuroni α). Questi proseguono poi fino alla placca motrice che è posta a contatto delle fibre muscolari interessate. Lo stimolo nervoso che porta alla contrazione del muscolo arriva al motoneurone o da un segnale volontario o da un sistema di segnali involontari riflessi a livello del midollo spinale. Il

punto di innesto o terminazione della fibra nervosa motrice è detto placca motrice o sinapsi neuromuscolare. La placca motrice ha come compito quello di assicurare che ad ogni potenziale d'azione dell' α -motoneurone corrisponda la nascita di un potenziale d'azione nella fibra muscolare.

1.2.2.1 Il potenziale d'azione

La cellula e il suo ambiente sono assimilabili a due soluzioni ricchissime di ioni, separate da una membrana semipermeabile. Per effetto di un equilibrio tra flussi ionici, la membrana cellulare presenta un potenziale a riposo all'interno di -90mV . Per effetto di uno stimolo nervoso, viene rilasciato un neurotrasmettitore chiamato acetilcolina nello spazio sinaptico provocando l'apertura di canali nella membrana che consentono agli ioni sodio di entrare rapidamente nella fibra muscolare. All'interno della cellula gli ioni più abbondanti sono gli ioni potassio K^+ , e gli anioni proteici, accompagnati da piccole quantità di ioni sodio Na^+ e calcio Ca^+ . Nell'ambiente extracellulare vi è un'elevata quantità di Na^+ e Ca^+ e piccole quantità di K^+ . Esistono due metodi fondamentali mediante i quali i potenziali di membrana prendono origine:

- la "pompa sodio - potassio" ATP dipendente (meccanismo di trasporto attivo di ioni contro il gradiente elettrico e quello di concentrazione, sostenuta dall'acido adenosin- trifosfato o ATP) provoca uno sbilanciamento tra cariche negative e positive presenti ai due lati della membrana: gli ioni sodio vengono portati dall'interno verso l'esterno e quelli potassio dall'esterno all'interno;
- la diffusione di ioni attraverso la membrana, conseguente ad una differenza di concentrazione tra i due lati della membrana stessa.

Le variazioni del potenziale di membrana vengono chiamate potenziali d'azione. Il potenziale di membrana, nella zona della placca motrice, aumenta rapidamente di millivolts determinando il potenziale di placca. In una normale fibra muscolare, prima ancora che il potenziale di placca abbia esaurito il suo corso, l'intenso flusso di corrente locale fa partire un potenziale d'azione che si propaga in entrambe le direzioni, lungo la membrana, della fibra muscolare. Il voltaggio soglia per l'eccitazione è di circa -50 mV ; essendo il potenziale a riposo della membrana muscolare pari a circa -90 mV , basta un

potenziale di placca di +40 mV per evocare un potenziale d'azione nella fibra muscolare. La durata di quest'ultimo è compresa tra 1 e 5 ms e la velocità di conduzione è di 3-5 m/s.

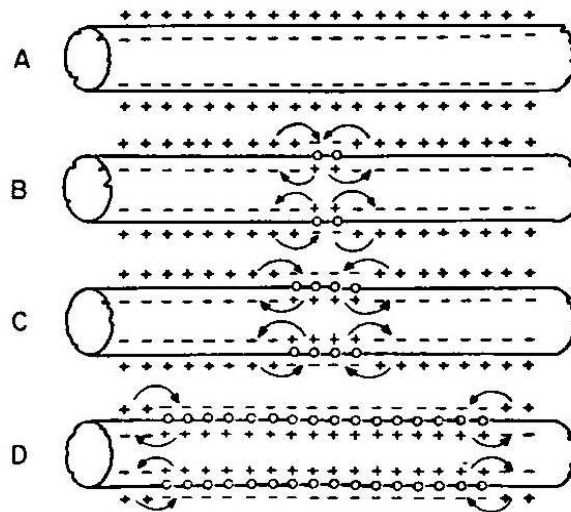


Figura 1.6. Rappresentazione di come si propaga il potenziale d'azione lungo una fibra muscolare.

1.2.2.2 Il segnale EMG

Il potenziale d'azione può essere visto come un dipolo che percorre la membrana a 3-5 m/s e passa in prossimità degli elettrodi, posizionati sul muscolo per monitorarne l'attività.

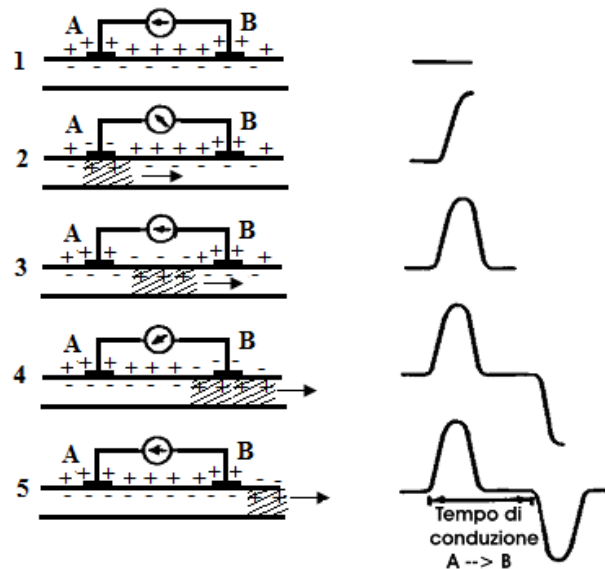


Figura 1.7. Schematizzazione di come si origina il segnale EMG.

Per effetto del passaggio, il segnale differenziale sentito dagli elettrodi EMG diventa un segnale bipolare, più o meno smorzato a seconda della profondità della fibra e con segno

dipendente dalla posizione relativa della placca rispetto agli elettrodi. Il segnale EMG è la sovrapposizione dei potenziale d'azione asincroni delle diverse fibre dagli elettrodi.

1.2.3 Scorrimento dei filamenti nel sarcomero

Il sarcomero, come precedentemente visto, rappresenta l'unità contrattile fondamentale della fibra muscolare; la contrazione del muscolo perciò deriva dalla contrazione di tutti i sarcomeri presenti in serie lungo le fibre muscolari che lo compongono. Una volta avvenuto lo stimolo di contrazione, la depolarizzazione della membrana e quindi l'originarsi di un potenziale d'azione si propaga lungo la fibra. La depolarizzazione della membrana, oltre al passaggio di ioni Na^+ , consente il passaggio di ioni calcio Ca^{++} situati a livello del reticolo sarcoplasmatico. In presenza di Ca^{++} , all'interno della cellula muscolare, una molecola di ATP si idrolizza fornendo l'energia necessaria all'intero processo di contrazione; l'ATP energizzato lascia un gruppo fosfato e si ha un cambiamento conformazionale; questo cambiamento spinge il filamento sottile di actina verso la linea M del sarcomero, accorciandolo e sviluppando forza.

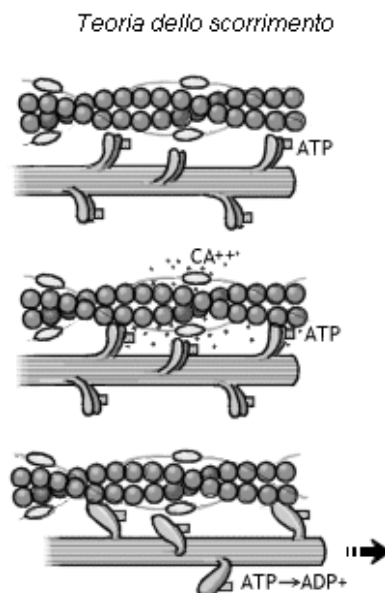


Figura 1.8. Rappresentazione del meccanismo di scivolamento dei filamenti di actina (scuro) sui filamenti di miosina (chiaro).

Circa il 50% delle teste di miosina interagiscono con l'actina e lo fanno in modo asincrono; con il movimento della testa di miosina verso il centro del sarcomero, essa trascina con sé l'actina provocando lo scivolamento del filamento sottile verso il centro mentre il filamento

spesso resta immobile. Una volta formata la relazione actina-miosina occorre energia per poter rompere il legame e consentire il rilascio della contrazione, entra quindi in gioco l'ATP che legandosi sulla testa di miosina fornisce l'energia necessaria per scindere il legame actina-miosina con il conseguente spostamento della testa della miosina verso la linea Z, ma l'ATP durante questo movimento viene idrolizzata e liberando energia che viene immagazzinata nella testa della miosina.

1.2.3.1 Lunghezza istantanea dei sarcomeri

La lunghezza del sarcomero intesa come la distanza in μm tra le due linee Z varia durante la fase di contrazione durante la quale c'è uno scorrimento di actina sulla miosina. In particolare, essa diminuirà durante la fase di contrazione mentre, in condizioni di rilassamento, la fibra comportandosi come un corpo elastico, e di conseguenza i sarcomeri, torna alla condizione di riposo (figura 1.3).

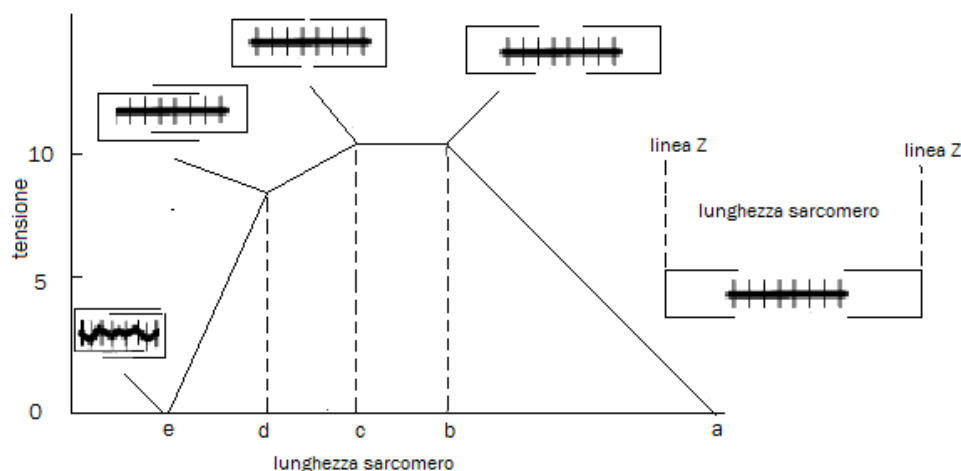


Figura 1.9. Relazione lunghezza e contrazione in un sarcomero.

1.3 Elementi di modellazione meccanica muscolare

Il modello di Hill vuole rappresentare il muscolo attraverso una struttura macroscopica che ne possa contenere le caratteristiche principali. I suoi studi risalgono al 1927 e da allora il modello è stato preso come riferimento per quasi ogni studio di modellistica muscolare.

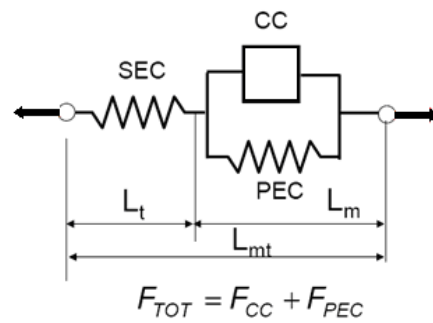


Figura 1.10. Modello meccanico del muscolo a tre elementi di Hill.

Tale modello è costituito da tre elementi:

- una componente contrattile CC che rappresenta la fibra muscolare che soggetta a contrazione e rilassamento;
- una componente elastica in serie SEC rappresentante i filamenti in serie dei tendini che hanno proprietà elastiche;
- una componente elastica in parallelo PEC che simula il comportamento delle membrane e del tessuto connettivo presente attorno alla fibra muscolare.

Tale modello non trova un'esatta corrispondenza anatomica ma riesce simularne il comportamento macroscopico.

1.3.1 Relazione tensione-lunghezza

La meccanica del muscolo dipende dalla tensione generata nella contrazione. Ci sono due componenti base per stabilire la relazione tra tensione e lunghezza:

- • la componente attiva ossia la tensione muscolare prodotta dal processo contrattile,
- • la componente passiva ovvero la tensione prodotta dal tessuto connettivo che circonda le fibre muscolari.

La somma delle tensioni attiva e passiva è uguale alla tensione totale generata dalla contrazione del muscolo. La lunghezza del muscolo ha un effetto su entrambe le tensioni. La tensione passiva prodotta (figura 1.11 curva 1) si incrementa rispetto alla lunghezza a riposo. La tensione attiva (figura 1.110 curva 2) è massima a riposo e decresce sia con l'allungamento sia con l'accorciamento. La curva 3 è la somma di queste componenti.

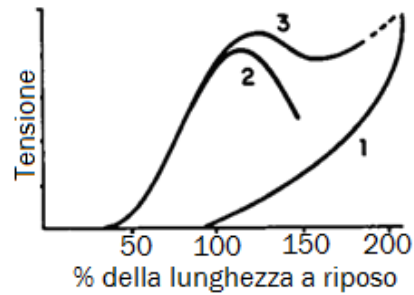


Figura 1.11. Relazione tra lunghezza e tensione di un muscolo.

La massima tensione muscolare ottenibile in un range di movimento fisiologico è di circa 125% rispetto alla lunghezza a riposo. In particolare la relazione forza-lunghezza per una fibra è espressa da:

$$\frac{F(l)}{F_0} = -6.25 \left(\frac{L}{L_0} \right)^2 + 12.5 \left(\frac{L}{L_0} \right) - 5.25 \quad (1.6)$$

1.3.2 Relazione tensione-velocità di accorciamento

La velocità di contrazione di un muscolo produce effetti sulla tensione prodotta. Il muscolo risponde diversamente nel caso si stia allungando o accorciando. Nelle contrazioni di accorciamento, dette concentriche, all'aumento della velocità di accorciamento corrisponde un decremento di tensione massima che il muscolo può produrre.

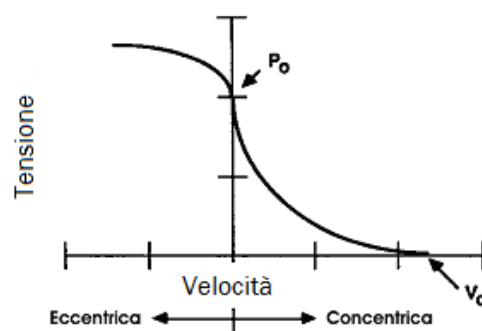


Figura 1.12 Relazione tra velocità e tensione attiva per il muscolo

Al punto P_0 in figura, la velocità di accorciamento è zero, e la contrazione è isometrica. In contrazioni di allungamento, chiamate eccentriche, all'aumentare della velocità di allungamento corrisponde un aumento della tensione massima che il muscolo può produrre. La formula per la dipendenza tra forza e velocità di accorciamento è:

$$F(v) = \frac{F_0 \cdot b - a \cdot v}{b + v} \quad (1.7)$$

dove F_0 è la forza isometrica alla lunghezza ottimale l_0 , v è la velocità di contrazione, positiva se in accorciamento e a e b sono costanti che hanno rispettivamente le dimensioni di una velocità e una forza e dipendono dal tipo di muscolo e di fibre. In movimenti dinamici, gli effetti della lunghezza e della velocità si combinano per ottenere una grande tensione muscolare.

Riassumendo le diverse relazioni che influenzano la forza in base a velocità e lunghezza muscolare si ha la configurazione riportata in figura 1.13. Il grafico mostra le interazioni di lunghezza, velocità e tensione per contrazioni di accorciamento.

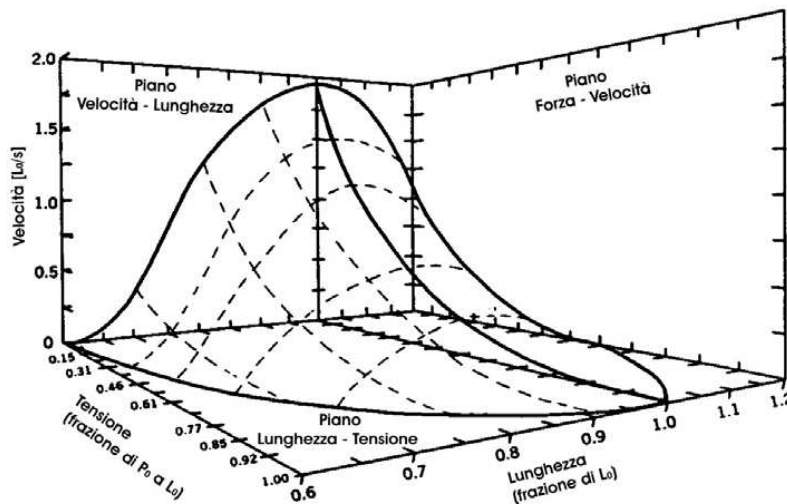


Figura 1.13. Curva descrivente la completa relazione forza-lunghezza-velocità di contrazione di una fibra muscolare.

In generale perciò, considerando tutte le relazioni e le dipendenze della forza muscolare dalle diverse variabili vale:

$$F(v, l) = F_0 \cdot 6.25 \left(\frac{L}{L_0} \right)^2 + 12.5 \left(\frac{L}{L_0} \right) - 5.25 \cdot \frac{F_0 \cdot b - a \cdot v}{b + v} \quad (1.8)$$

ossia la forza muscolare dipende sia dalla lunghezza della fibra che dalla velocità di accorciamento della stessa. Questo si rifletterà in maniera diretta sul calcolo numerico delle attivazioni muscolari con i software di simulazione.

2. L'ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO

Le finalità di questa Tesi sono quelle di stabilire se le simulazioni biomeccaniche possono essere uno strumento valido per lo studio del sistema muscolo-scheletrico in determinati gesti motori. Nel caso di studio, il movimento analizzato è quello di una leg extension-flexion isocinetica del ginocchio. In tale merito, in questo Capitolo, viene proposta una descrizione dettagliata del tipo di movimento fatto in fase sperimentale, dell'articolazione del ginocchio nel suo complesso e dei muscoli interessati nelle varie prove.

2.1 Organizzazione del corpo umano

Nel descrivere la forma e la struttura dei vari segmenti corporei di interesse, esaminati dal punto di vista anatomico, si fa uso di termini che definiscono l'orientamento spaziale della parte in esame e, nel caso di movimenti o gesti motori, ne indicano gli spostamenti assoluti e relativi. Vengono perciò proposte, qui di seguito, alcune nozioni riguardanti gli assi anatomici del corpo umano e la terminologia usata in medicina e adottata in tutta la Tesi.

2.1.1 Assi e piani anatomici

La posizione di qualsiasi parte del corpo umano può essere definita facendo riferimento a tre piani fra loro perpendicolari. Questi sono:

- il piano sagittale mediano,
- il piano frontale o coronale,
- il piano trasversale.

Il piano sagittale, al quale si fa più frequentemente riferimento tenendo conto della simmetria bilaterale del corpo umano, è il piano che decorre in senso anteroposteriore, verticalmente, dividendo il corpo in due metà simmetriche.

Il piano frontale è anch'esso verticale, perpendicolare al precedente e parallelo alla fronte; si estende da sinistra a destra dividendo così il corpo in una porzione anteriore e posteriore.

Il piano orizzontale o trasversale è perpendicolare ai due precedenti piani verticali e parallelo alla superficie di appoggio del corpo in stazione eretta; divide il corpo in una porzione superiore ed una inferiore.

La direzione dei movimenti è indicata dall'asse intorno al quale essi hanno luogo. Gli assi di movimento sono individuati dall'intersezione dei piani precedentemente considerati:

- l'asse trasversale Z ,
- l'asse sagittale X ,
- l'asse longitudinale o verticale Y .

L'asse trasversale è situato all'intersezione dei piani frontale e trasversale. I movimenti che si svolgono sull'asse trasversale sono detti di flessione e di estensione.

L'asse sagittale o anteroposteriore è definito dall'intersezione dei piani sagittale e trasversale. I movimenti che hanno luogo su quest'asse sono detti d'inclinazione laterale se riferiti a movimenti della testa e del tronco, di abduzione e di adduzione nel caso degli arti.

L'asse verticale si forma per l'incontro dei piani frontale e sagittale. I movimenti sull'asse verticale vengono denominati di torsione in riferimento alla testa ed al tronco, di rotazione quando si svolgono negli arti. Il movimento di rotazione dei due segmenti più distali dell'arto superiore (avambraccio e mano) prende il nome di pronosupinazione.

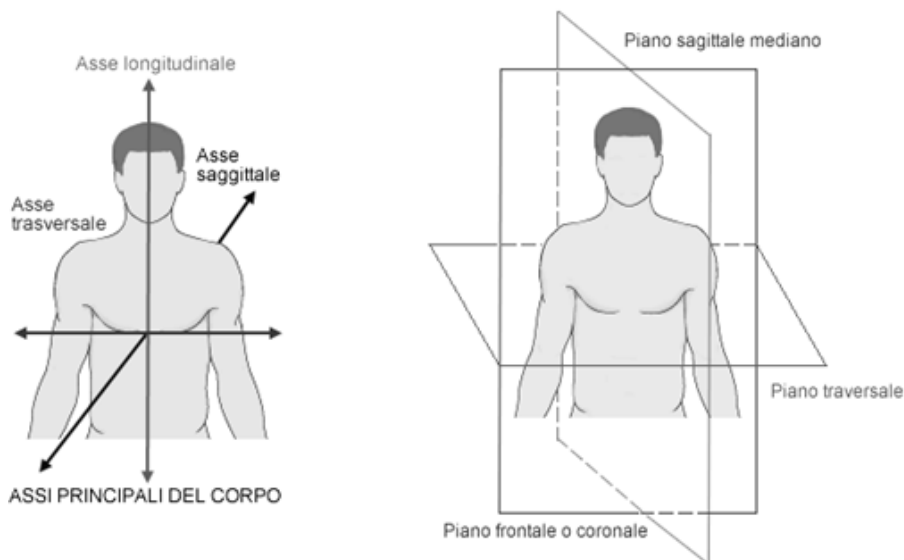


Figura 2.1. Rappresentazione degli assi e dei piani anatomici

2.1.2 Direzioni di movimento

I termini di movimento, vengono meglio caratterizzati nella loro direzione facendo riferimento ai piani di posizione. Nella flessione, la parte in movimento si allontana dal

piano frontale mentre, nell'estensione, si avvicina ad esso. Nell'inclinazione laterale e nell'abduzione la parte mobile si allontana dal piano sagittale mentre nell'adduzione essa si avvicina a quest'ultimo. Per la direzione dei movimenti di rotazione si fa riferimento ai due piani che individuano l'asse verticale e cioè i piani frontale e sagittale. Quando il movimento rotatorio è diretto verso il piano frontale si parla di rotazione esterna o extrarotazione, quando il movimento è diretto verso il piano sagittale si parla di rotazione interna o intrarotazione.

2.1.3 Direzioni nello spazio

In anatomia, le direzioni delle varie parti del corpo umano, vengono indicate con una precisa terminologia. Considerata una particolare parte del corpo umano, la sua porzione interna viene detta mediale mentre la parte esterna è detta laterale; con il termine prossimale, parlando di un segmento osseo si indica un punto vicino al centro di rotazione del corpo mentre per distale si intende un punto lontano dal centro di rotazione del segmento.

2.2 Richiami di anatomia dell'arto inferiore

L'arto inferiore può essere grossolanamente diviso in due parti: la coscia e la gamba. La prima è il segmento compreso tra l'articolazione dell'anca e quella del ginocchio e coincide con il femore mentre la seconda è compresa tra l'articolazione del ginocchio e la caviglia ed è rappresentata da due segmenti ossei: la tibia e il perone (o fibula).

2.2.1 Il femore

Il femore è l'osso più lungo del corpo e si suddivide in un corpo, un collo e le due estremità, una prossimale e una distale. A livello anatomico presenta una diafisi molto lunga e di sezione pressoché costante formata da tessuto osseo compatto, all'interno del quale è presente un canale midollare mentre le epifisi sono costituite da una lamina superficiale compatta che avvolge un trabecolato spugnoso. Il corpo è prismatico e si possono considerare tre facce e tre margini.

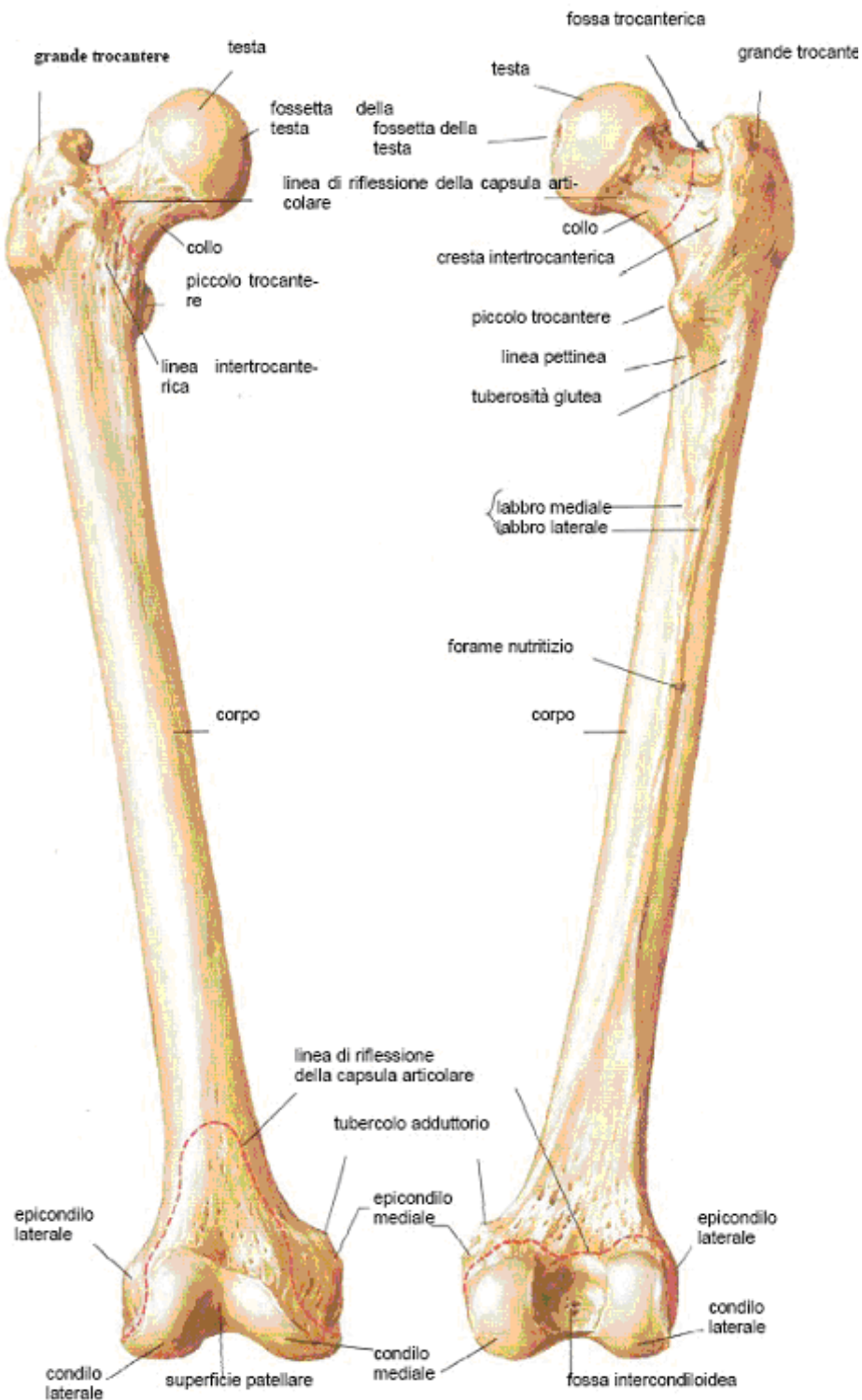


Figura 2.2. Vista anteriore (sinistra) e posteriore (destra) del femore.

Sull'estremità superiore si riscontrano dei rilievi, denominati trocanteri, ed una testa sferica, diretta in alto, in avanti e medialmente, destinata ad articolarsi con l'acetabolo dell'anca. Il complesso collo-testa del femore presenta un asse inclinato di circa 125°

rispetto all'asse diafisario, inclinato a sua volta di circa 8° rispetto all'asse meccanico dell'arto inferiore. Alla base del collo anatomico del femore originano due robuste eminenze: il grande e il piccolo trocantere, uniti da una cresta intertrocanterica. Immediatamente al di sotto del piccolo trocantere, si trova il collo chirurgico, che segna la fine tra diafisi ed epifisi, che sono rispettivamente la parte centrale del segmento osseo e una delle due estremità, e, medialmente al grande trocantere, è evidente la fossa trocanterica. L'estremità distale del femore è parte integrante dell'articolazione del ginocchio e presenta una vasta superficie articolare per la tibia e la rotula (o patella). È strutturata con due masse ossee laterali: i condili, separati da un'incisura denominata intercondiloidea, diretta continuazione della troclea. Per una precisa descrizione anatomica del femore si rimanda alla Figura 2.2.

2.2.2 La tibia e il perone

La tibia è l'osso più robusto del corpo che da solo costituisce la connessione tra femore e scheletro del piede. Essa ha un corpo a sezione triangolare, un'estremità prossimale ed una distale. La faccia mediale è leggermente convessa, quella laterale è concava superiormente, per offrire inserzione al muscolo tibiale anteriore. La faccia posteriore è liscia e convessa in tutta la sua lunghezza, pur essendo attraversata, nella sua porzione superiore, da una cresta rugosa, punto d'inserzione del soleo. Al di sotto di questa linea si apre il foro nutritizio. L'estremità superiore è assai sviluppata, e si espande in due masse ossee, i condili tibiali e, la faccia superiore di entrambi, presenta una lieve fossa glenoidea per l'articolazione con i condili femorali. Tra le due cavità sorge un rilievo: l'eminanza intercondiloidea, formata da due tubercoli. Davanti e dietro ai tubercoli si estendono due aree rugose di forma triangolare, sono le aree intercondiloidee anteriore e posteriore. L'estremità inferiore, meno sviluppata, presenta una superficie articolare concava alla sua base e si espande medialmente nel malleolo mediale.

Il perone è un osso lungo, laterale rispetto alla tibia, più sottile di quest'ultima e che presenta un corpo e due estremità. Il corpo è rettilineo, con forma prismatica triangolare. La sola faccia liscia, è quella laterale. L'estremità superiore presenta una faccetta articolare piana, diretta in alto e medialmente, in rapporto con la faccetta articolare della tibia mentre lateralmente presenta il processo stiloideo della fibula, punto d'inserzione del bicipite femorale. L'estremità inferiore si rigonfia originando il malleolo laterale.

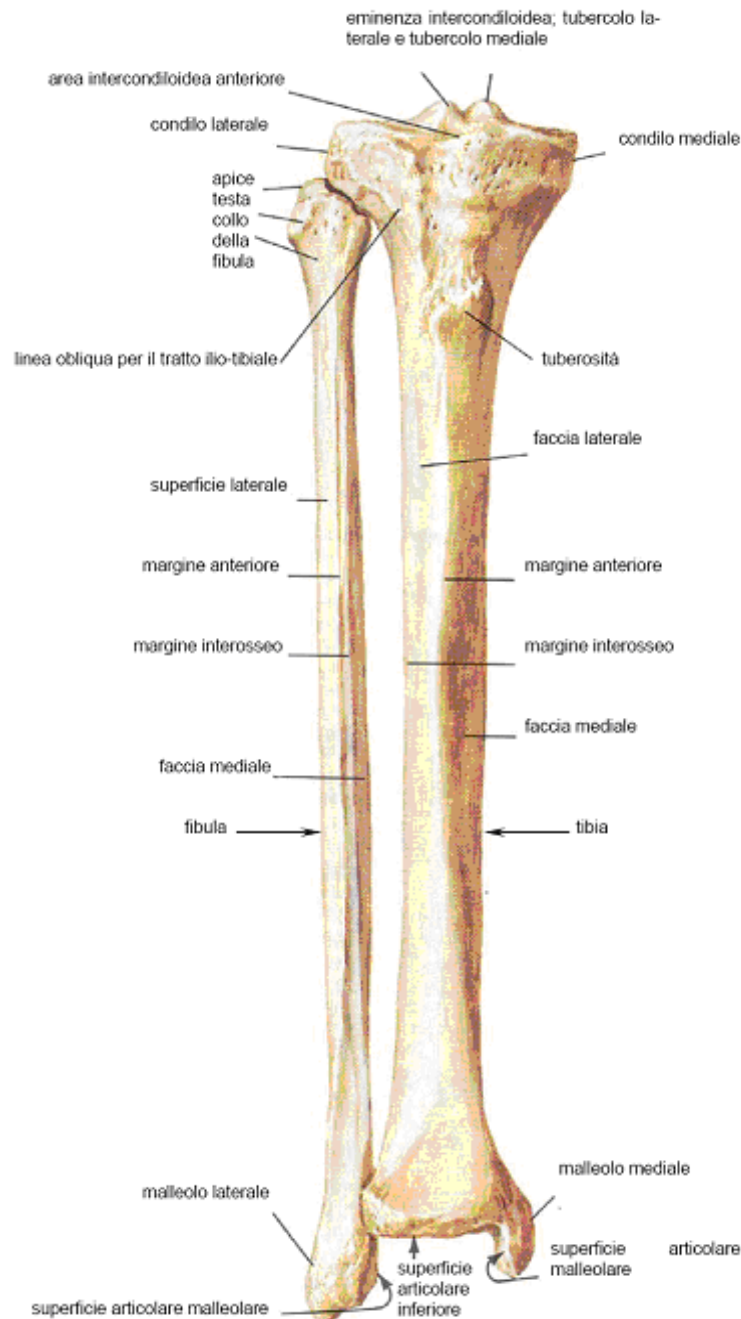


Figura 2.3. Vista anteriore della tibia e del perone.

2.2.3 La rotula

La rotula o patella è un osso piatto a forma sesamoidale, triangolare in basso e curvo in alto, con due facce, anteriore e posteriore e si può considerare compreso nello spessore del tendine d'inserzione del muscolo quadricipite presente in corrispondenza del ginocchio. La rotula ha un ruolo fondamentale nel movimento di flesso-estensione del ginocchio. Essa ha

il principale compito di fornire un braccio di leva al muscolo quadricipite durante le flessioni del ginocchio.

2.3 Descrizione generale del ginocchio

L'articolazione del ginocchio è la più grande del corpo umano e sicuramente una delle più complesse, sia dal punto di vista anatomico che funzionale. Essa, pur disponendo di un'elevata mobilità, ha un'ottima stabilità dovuta alla presenza di una complessa struttura legamentosa. L'articolazione è composta da una struttura ossea e da un complesso apparato capsulo-legamentoso. La struttura ossea è formata dall'epifisi distale del femore, dall'epifisi prossimale della tibia e dalla rotula; mentre l'apparato capsulo legamentoso è costituito dalla capsula articolare, da due menischi, da due legamenti collaterali e da due legamenti crociati. La struttura formata dai capi ossei del femore e della tibia forma un'articolazione a cerniera in grado di permettere la flessione-estensione del ginocchio; inoltre, grazie all'apparato capsulo-legamentoso, sono possibili anche movimenti di rotazione interna, rotazione esterna, adduzione ed abduzione.

2.3.1 Le superfici articolari

Le superfici articolari del ginocchio sono rappresentate dai condili femorali e dalle glenoidi tibiali, due superfici a curvatura molto complessa che permettono un movimento contemporaneo di rotolamento e strisciamento grazie anche alla presenza della patella. I condili femorali, appoggiando sulle due cavità glenoidee della tibia, completate da due menischi fibro-cartilaginei, e mettendosi in rapporto in avanti per mezzo della troclea con la faccia posteriore della rotula, formano una diartrosi a ginglino angolare. I condili femorali appaiono come spessi ovoidi divergenti inferiormente e posteriormente; la superficie del condilo mediale è più ampia e leggermente cava mentre quella del condilo laterale è approssimativamente circolare e concava. La superficie di accoppiamento dei condili sulla tibia prende il nome di piatto tibiale. Le superfici dei condili tibiali sono molto diverse tra loro: il condilo mediale presenta una superficie più ampia di quello laterale e, mentre il primo è concavo sia rispetto una sezione trasversale che antero-posteriore, il secondo si presenta concavo trasversalmente ma convesso antero-posteriormente. Queste diversità fanno sì che ci siano incongruenze di forma nell'accoppiamento femore tibia e,

proprio per rendere il più congruente possibile le due superfici articolari, sono presenti sui piatti tibiali, due cuscinetti ammortizzatori: i menischi (figura 2.5). Questi, sono formazioni di fibrocartilagine e si distinguono in menisco laterale a forma ovalare e menisco mediale a forma semilunare e meno spesso del primo; entrambi facilitando i movimenti e proteggono la cartilagine articolare dei capi ossei attuando le sollecitazioni e riducendo il carico su singoli punti dell'articolazione stessa. La patella, presente nell'articolazione del ginocchio, è importante durante la flessione-estensione del ginocchio durante la quale si muove, sotto l'azione del muscolo quadricipite attraverso il legamento patellare, scorrendo lungo la troclea del femore.

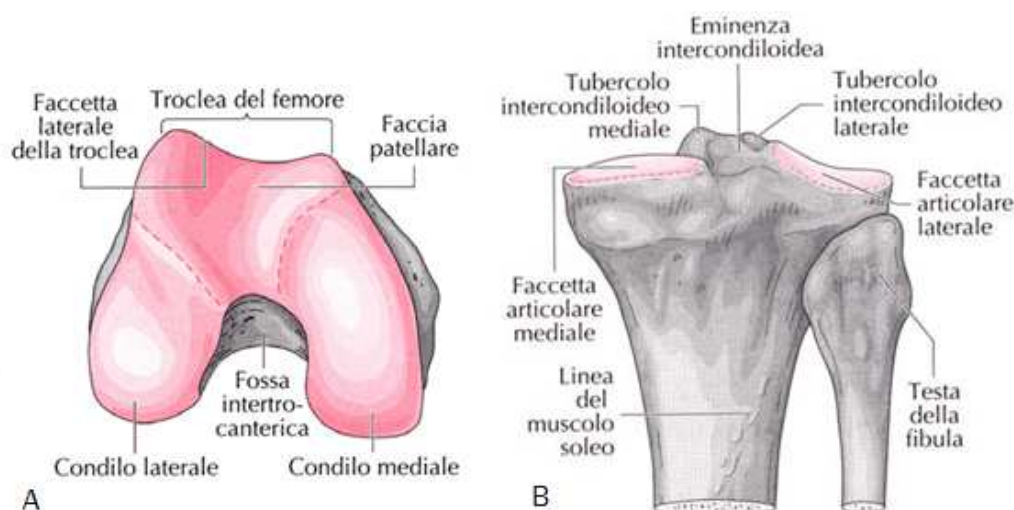


Figura 2.4. Epifisi distale del femore, vista da sotto (A), epifisi prossimale della tibia, gamba sinistra vista anteriore (B).

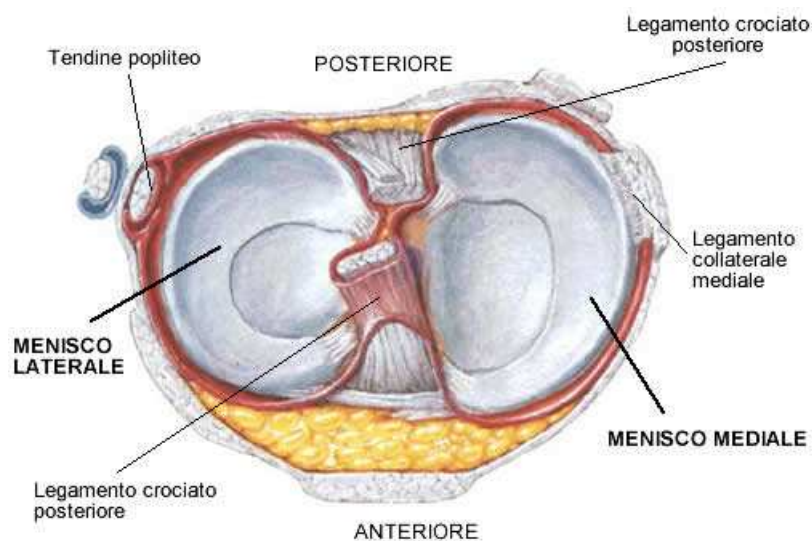


Figura 2.5. Interno dell'articolazione del ginocchio destro visto dall'alto con in evidenza i due menischi.

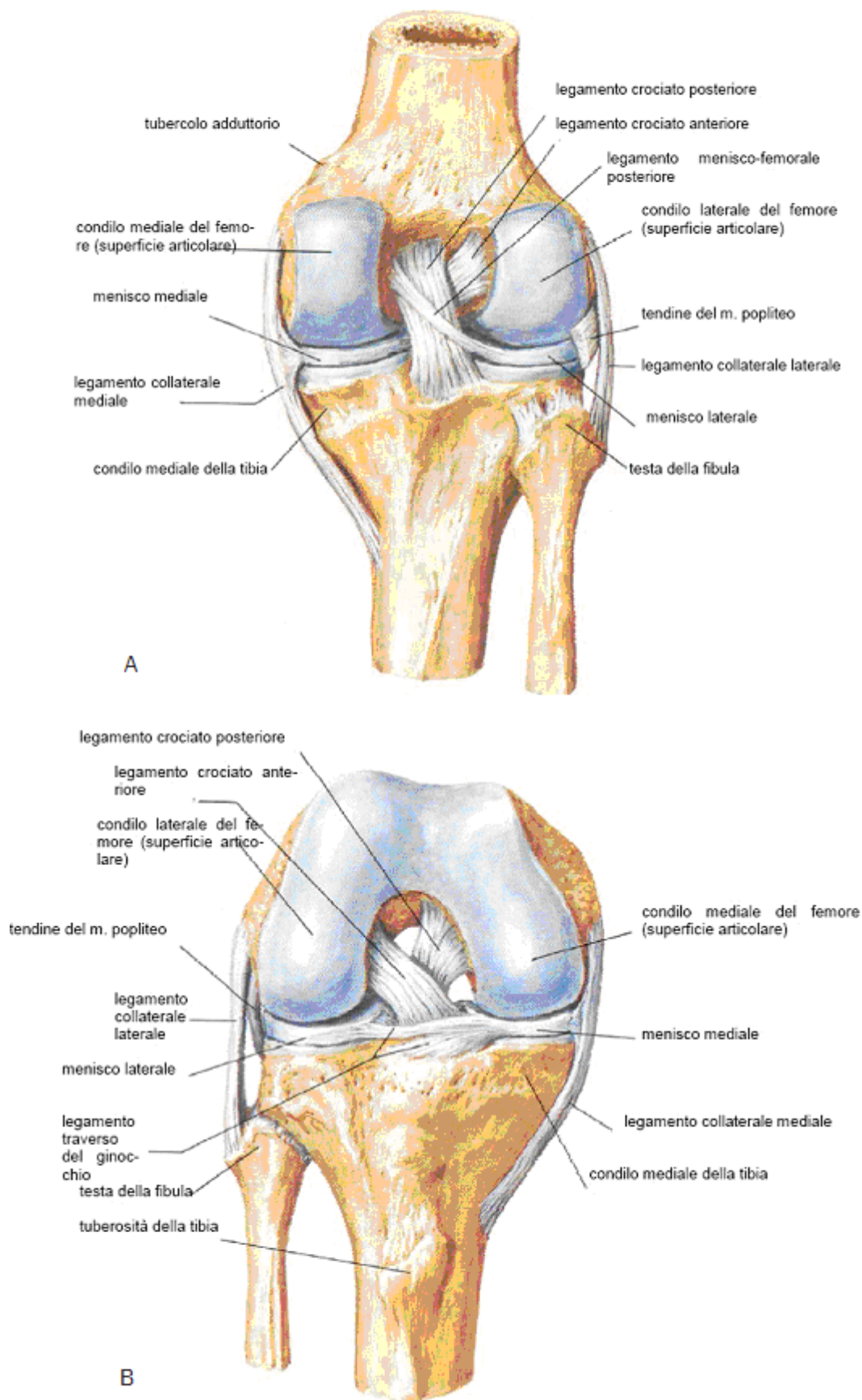


Figura 2.6. Vista anteriore (A) e posteriore (B) dell'articolazione del ginocchio.

2.3.2 *Le strutture legamentose*

Tutte le superfici articolari del ginocchio sono rivestite di cartilagine, e di mezzi di unione che le mantengono in rapporto di contiguità rappresentati da quattro robusti legamenti: due interni detti crociato anteriore e legamento crociato posteriore e due laterali chiamati rispettivamente collaterale mediale e collaterale laterale. Il legamento crociato anteriore, LCA, va dall'area intercondiloidea anteriore della tibia alla faccia interna del condilo laterale del femore. Ha un ruolo fondamentale nel mantenere salda e stabile l'articolazione, limita la rotazione interna e l'iperestensione, inoltre durante la flessione riduce lo spostamento in avanti della tibia rispetto ai condili femorali. Il legamento crociato posteriore, LCP, origina nella rientranza intercondiloidea tibiale e si inserisce sul condilo mediale del femore nella parte interna, è ben irrorato ed è molto più robusto del LCA. Esso è fondamentale nel controllo della rotazione e durante l'estensione riduce lo spostamento posteriore della tibia rispetto ai condili femorali. I legamenti crociati sono a forma di "X", incrociati su tutte le tre dimensioni dello spazio. Esternamente al ginocchio ci sono due legamenti collaterali che assicurano la stabilità laterale al ginocchio durante l'estensione. Il legamento collaterale laterale, LCL, origina dall'epicondilo laterale del femore e si inserisce nella parte esterna della testa fibulare, ha una forma simile a una corda ed è separato dalla capsula articolare del ginocchio. Il legamento collaterale mediale, CLM, invece origina dalla faccia esterna del condilo mediale e si inserisce sull'area laterale della tibia; esso è più sottile del laterale LCL, ha la forma di una banda elastica, si trova all'interno della capsula ed è collegato al menisco mediale, è più lungo del collaterale laterale. I collaterali sono importanti perché bloccano i movimenti di inclinazione laterale della tibia sul ginocchio, infatti le estremità dei due legamenti raggiungono la massima tensione a ginocchio esteso, mentre durante la flessione si allentano.

2.3.3 *La capsula articolare*

La capsula articolare unisce le tre ossa costituenti l'articolazione: femore, patella e tibia inserendosi leggermente oltre le superfici articolari. La sua linea di inserzione si trova: a livello femorale ad una distanza di diversi millimetri dai bordi della cartilagine; a livello tibiale si fissa al margine inferiore dell'articolazione e continua posteriormente con i legamenti crociati; a livello della rotula si fissa ai margini dell'osso. La capsula articolare è

un breve e robusto manicotto fibroso, meno solido anteriormente al fine di permettere una maggior ampiezza nel movimento di flessione. La capsula articolare è difficilmente distinguibile a livello del ginocchio sia per tutti i tendini che vi si inseriscono sia per il potente apparato legamentoso che collega i diversi capi articolari. La capsula articolare internamente è rivestita dalla membrana sinoviale; quest'ultima produce il liquido sinoviale che nutre e lubrifica l'articolazione. Il prolungamento della membrana sinoviale forma anteriormente, al di sotto del muscolo quadricipite femorale, la borsa sinoviale sovrapatellare; posteriormente una canale che accoglie i legamenti crociati; lateralmente riveste la superficie interna della capsula fibrosa. La membrana sinoviale, infine, si ripiega sulle superfici ossee intrarticolari per poi interrompersi a livello dei menischi a causa della loro forte aderenza con la capsula fibrosa. I numerosi ispessimenti che fungono da rinforzo per la capsula fibrosa formano i legamenti: crociati (anteriore e posteriore) e collaterali (mediale e laterale).

2.4 I movimenti di flesso-estensione del ginocchio

Tenendo presente i rapporti che intercorrono tra i menischi e le altre formazioni costituenti l'articolazione del ginocchio si evince infatti che la flessione del ginocchio non è un semplice movimento di rotolamento della tibia rispetto al femore bensì un rotolamento seguito da uno scivolamento. Questo permette un ampio movimento di flesso-estensione durante il quale il ginocchio può raggiungere una flessione massima di circa 160° , valore di molto superiore a quello che si potrebbe ottenere con un rotolamento puro, a parità di spostamento del punto di contatto sulle superfici. Un ruolo molto importante in questo moto di rotolamento e strisciamento all'interno dell'articolazione ce l'hanno i menischi. In estensione i menischi avanzano in quanto spinti in avanti dai condili femorali e, nel contempo, tirati dai legamenti menisco-rotulei (mettono in comunicazione i corni anteriori di ambedue i menischi con la patella); in flessione invece essi scivolano posteriormente poiché spinti indietro dai condili femorali e tirati dalle inserzioni dei muscoli flessori del ginocchio. Definiti gli aspetti anatomici che portano alla flesso-estensione del ginocchio è possibile analizzare come avvenga il movimento ed entro quali range viene effettuato questo movimento dell'arto inferiore. Gli assi dell'articolazione del ginocchio sono rappresentati in Figura 2.7; l'asse trasversale XX' è quello attorno al quale si svolgono i movimenti di flesso-estensione nel piano sagittale; quest'asse è posto nel piano frontale.

L'asse YY' è l'asse longitudinale attorno al quale la gamba ruota. La conformazione del ginocchio rende questo movimento impossibile quando la gamba è completamente estesa. Infine l'asse ZZ' rappresenta l'asse sagittale attorno al quale, però, si ha una labilità estremamente contenuta del ginocchio consentita peraltro solamente quando il ginocchio è flesso.

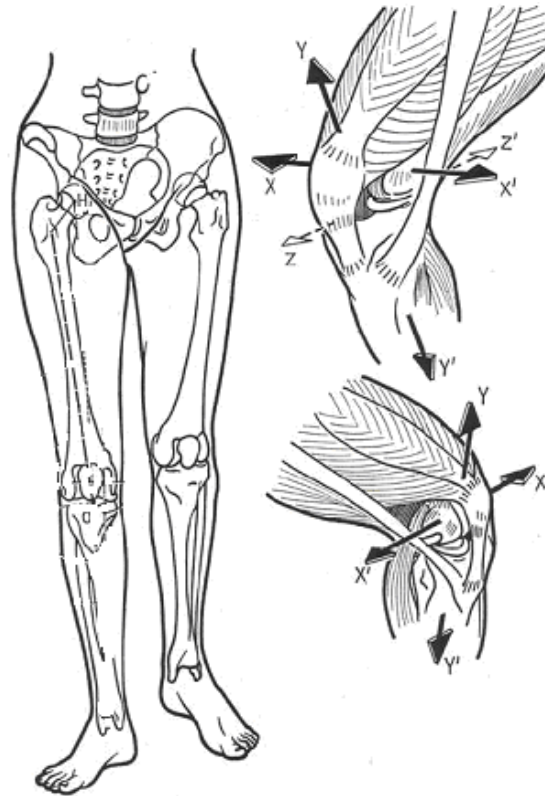


Figura 2.7. Assi di moto dell'articolazione del ginocchio.

Fatta questa premessa, possiamo definire i due principali movimenti del ginocchio: l'estensione e la flessione. L'estensione può essere definita come il movimento che allontana la superficie posteriore della gamba alla superficie posteriore della coscia; la flessione invece è il movimento che ravvicina la faccia posteriore della gamba alla faccia superiore della coscia. La flessione può essere di due tipi: attiva e passiva. La flessione attiva arriva a 140° se l'anca è stata precedentemente flessa e a 120° se l'anca è estesa. La flessione passiva del ginocchio invece ha ampiezza di 160° e permette al tallone di giungere a contatto con la natica. Le ampiezze in gradi riportate sono riferite all'angolo compreso tra il prolungamento del segmento coscia rispetto al segmento gamba. In questa Tesi, verrà sempre utilizzata questa convenzione per lo studio dell'angolo al ginocchio.

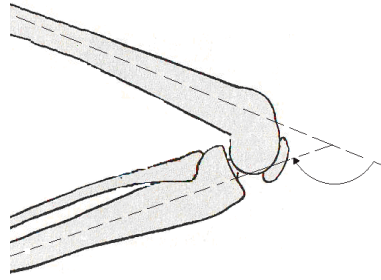


Figura 2.8. Convenzione per lo studio dell'angolo di flessione-estensione del ginocchio.

2.4.1 *Muscoli interessati nella flessione-estensione del ginocchio*

Per l'estensione del ginocchio è responsabile quasi esclusivamente il muscolo quadricipite femorale mentre collabora, solamente in maniera trascurabile, il muscolo tensore della fascia lata. Nella flessione invece collaborano più muscoli: il bicipite femorale, il semimembranoso, il semitendinoso, il gracile, il sartorio, il popliteo e il gastrocnemio. In questa Tesi, sono stati valutati solo i muscoli che hanno un'importante attività durante il movimento di flessione-estensione del ginocchio e la cui attività è più facilmente misurabile.

I muscoli estensori considerati sono i muscoli del quadricipite femorale:

- m. retto femorale,
- m. vasto laterale,
- m. vasto mediale.

I muscoli flessori considerati sono:

- m. bicipite femorale capo lungo,
- m. semimembranoso
- m. gastrocnemio mediale.

2.4.2 *I muscoli estensori del ginocchio*

Il principale muscolo estensore del ginocchio è il quadricipite. Questo muscolo è così definito perché è costituito da quattro capi i cui fasci carnossi convergono in un unico punto d'inserzione. Il tendine comune del quadricipite è il tendine patellare o rotuleo che supera

la rotula e va ad inserirsi sulla tuberosità tibiale ed ha il compito di trasmettere la forza muscolare al ginocchio. Il quadricipite, è costituito da quattro muscoli: il retto femorale, il vasto mediale, il vasto laterale e il vasto intermedio. Il retto femorale (figura 2.9.A) è un muscolo biarticolare che origina dalla spina iliaca anteriore-inferiore con il capo diretto e dal margine superiore dell'acetabolo con il capo riflesso; ecco costituisce la parte centrale e superficiale del quadricipite e assume una potente rilevanza nell'azione flettente dell'articolazione. Il vasto laterale, (figura 2.9.B), che ha origine dalla faccia laterale del gran trocantere, dalla linea intratrocanterica e dal labbro laterale della spina aspra, costituisce il profilo esterno della coscia ed è più corto del vasto mediale, (figura 2.9.C), che, originandosi dal labbro mediale della linea aspra, giunge quasi fin al di sopra della rotula e definisce il margine interno della coscia. Completamente coperto dal retto femorale si trova il vasto intermedio che proprio per questo motivo, vista la difficoltà nell'acquisire il segnale EMG, nello svolgimento della Tesi non è stato considerato.

2.4.3 I muscoli flessori del ginocchio

I muscoli che svolgono la funzione di flessori del ginocchio si trovano sulla parte posteriore della coscia e della gamba. Nel primo caso tali muscoli fungono anche da estensori dell'anca e sono detti nel loro complesso muscoli ischiocrurali. Nella coscia si trova il bicipite femorale che consiste di un capo lungo e un capo corto. Il capo lungo, (figura 2.9.E), ha origine dalla tuberosità ischiatica con un capo comune al muscolo semitendinoso. Il capo breve, (figura 2.9.F), invece ha origine dal terzo medio del labbro laterale della linea aspra e dal setto intermuscolare laterale. I due capi si uniscono in un unico ventre (figura 2.9.D) che si inserisce sulla testa del perone. Nello studio affrontato si è scelto di monitorare l'attività del bicipite femorale capo lungo perché l'individuazione del muscolo, risulta più facile. L'altro muscolo flessore del ginocchio analizzato è il semimembranoso, (figura 2.9.G). Questo muscolo ha origine dalla tuberosità ischiatica ed è in stretta correlazione con il semitendinoso (altro flessore del ginocchio). Nella gamba, un altro muscolo con funzione di flessore del ginocchio è il gastrocnemio che fa parte del tricipite della sura assieme al soleo. Il gastrocnemio ha due ventri assai carnosì che nascono dalla faccia posteriore dei condili femorali e che si riuniscono in un unico muscolo. Tali ventri sono anche comunemente detti gemelli. I due capi del muscolo

gastrocnemio sono il capo mediale (figura 2.9.H) e il capo laterale. Nel lavoro sviluppato è stato studiata l'attività del capo mediale.

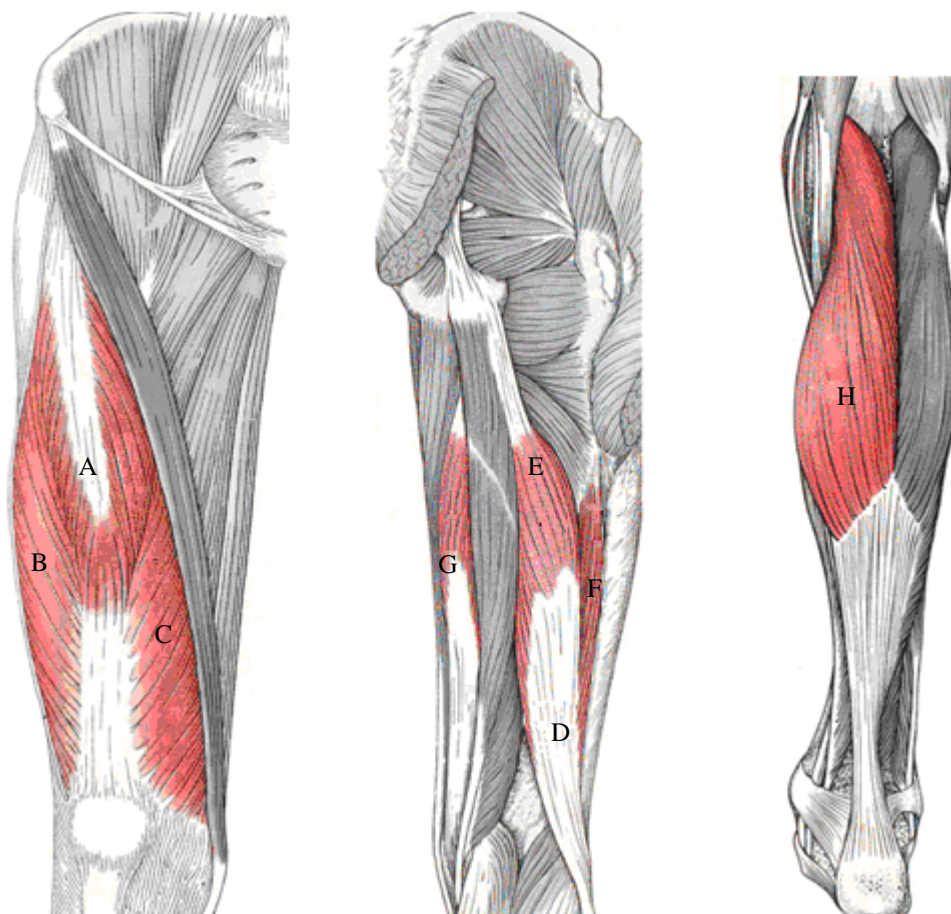


Figura 2.9. Rappresentazione dei muscoli della coscia estensori del ginocchio (A retto femorale, B vasto laterale, C vasto mediale) e dei muscoli della gamba flessori del ginocchio (E bicipite femorale capo lungo, F, G semimembranoso, H gastrocnemio). I muscoli colorati sono quelli analizzati nel lavoro di Tesi.

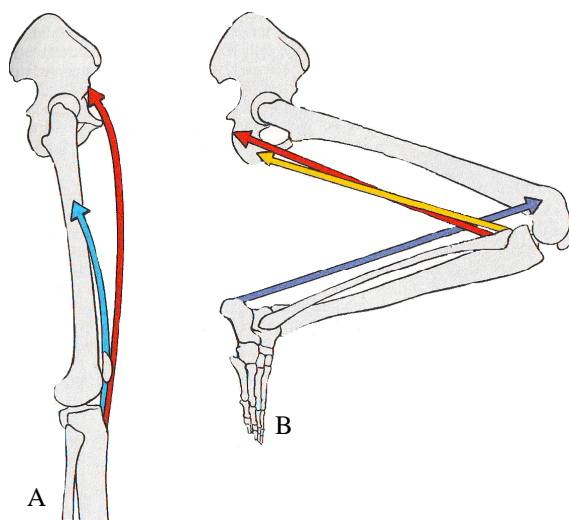


Figura 2.10. Funzione dei muscoli estensori (A) e flessori (B) sul movimento di flesso-estensione del ginocchio.

3. IL SOFTWARE OPENSIM 1.9.1

Nei primi anni 1990, Delp and Loan hanno introdotto un software di modellazione del muscolo-scheletrico, denominato SIMM (Software for Interactive Musculoskeletal Modeling), che consente agli utenti di creare, modificare, e di valutare i modelli di diverse strutture del sistema muscolo-scheletrico. Utilizzando SIMM, sono stati sviluppati modelli di arti inferiori e superiori con i quali si è potuto, ad esempio, esaminare le conseguenze biomeccaniche di interventi chirurgici quali osteotomie e innesto di protesi articolari, stimare la lunghezza del complesso muscolo-tendine, i bracci dei momenti dei singoli muscoli rispetto un'articolazione, la velocità e le accelerazioni indotte durante un semplice movimento e calcolare le forze presenti sul ginocchio durante la corsa. Esso tuttavia non fornisce la possibilità di calcolare le eccitazioni muscolari che producono la coordinazione dei movimenti e ha un numero limitato di strumenti che permettono l'analisi dei risultati delle simulazioni dinamiche. Negli ultimi dieci anni, è stato possibile, grazie ad un rapido sviluppo dell'ingegneria del software, creare un ambiente di simulazione open-source, chiamato OpenSim, che permette la condivisione e l'integrazione da parte dei ricercatori di molteplici e differenti simulazioni dinamiche in modo tale da riuscire a riprodurre i risultati ottenuti in diversi laboratori e migliorare il codice per soddisfare le proprie esigenze. La moderna tecnologia plug-in adottata da OpenSim consente infatti agli utenti di estendere le funzionalità del software e permette la facile condivisione di nuovi strumenti.

3.1 Il software: OpenSim 1.9.1 ®

OpenSim è una piattaforma open-source gestita su Simtk.org da un gruppo sempre più numeroso di ricercatori utilizzata per la modellazione, simulazione e analisi del sistema neuromuscoloscheletrico. Tale software è costituito da strumenti a basso livello computazionale che vengono richiamati da una applicazione. Il software è scritto in ANSI C++ e l'interfaccia grafica è scritta in Java; ciò permette l'utilizzo di OpenSim su tutti i comuni sistemi operativi. L'architettura plug-in di OpenSim incoraggia gli utenti ad estendere le funzionalità del software grazie allo sviluppo personale di modelli di muscoli e di analisi dei dati ottenute dalle simulazioni fornendo così uno strumento di rapida diffusione per tutta la comunità biomeccanica. Sebbene queste analisi dei dati siano sviluppate e ottenute per particolari modelli in diversi ambiti di studio, esse hanno portata generale e possono essere utilizzate con qualsiasi modello creato con OpenSim.

3.1.1 Potenzialità di OpenSim

OpenSim include una grande varietà di applicazioni e la possibilità di effettuare le seguenti operazioni:

- scalare il modello,
- risolvere un problema di cinematica inversa,
- risolvere un problema di dinamica inversa,
- risolvere un problema di dinamica diretta,
- generare le simulazioni sfruttando un procedimento di dinamica diretta,
- analizzare i dati ottenuti,
- graficare i risultati ottenuti,
- creare video o scattare foto istantanee del movimento del modello.

Tutte le funzionalità del software sopra citate possono essere sfruttate dall'utente per creare simulazioni biomeccaniche del sistema muscolo-scheletrico durante gesti motori, quindi farne un'analisi dettagliata tramite confronti con dati sperimentali in modo tale da poter procedere ad una validazione, o meno, del modello.

3.1.2 Come lavora OpenSim

Per creare la simulazione di un movimento, si deve prima formulare un modello dinamico del sistema muscolo-scheletrico e le sue interazioni con l'ambiente. Gli elementi del sistema muscolo-scheletrico sono modellati da equazioni differenziali che descrivono la dinamica della contrazione muscolare, la geometria del muscolo-scheletrico e la dinamica dei segmenti corporei. Queste equazioni caratterizzano il comportamento tempo-dipendente del sistema muscolo-scheletrico in risposta ad un'eccitazione neuromuscolare. Una volta che è stato formulato il modello dinamico del sistema muscolo-scheletrico, il passo successivo è quello di trovare un modello di eccitazioni muscolari che producono il particolare movimento dello studio. Le simulazioni sono generalmente valutate in base a quanto realmente esse siano concordi con la cinematica misurata sperimentalmente. Una volta che una simulazione è stata creata, può essere analizzata per valutare come il muscolo contribuisce al movimento dei vari segmenti corporei e quindi derivarne le

eccitazioni muscolari. Il software OpenSim guida gli utenti alla creazione di una simulazione dinamica attraverso quattro principali passaggi.

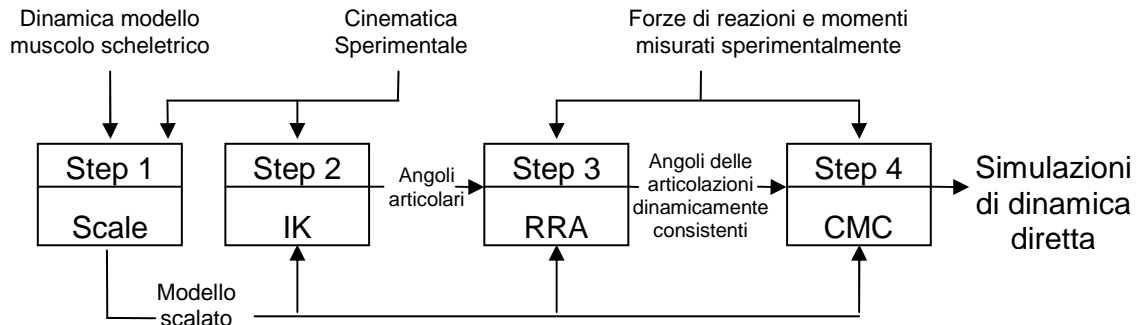


Figura 3.1 Schema a blocchi dei principali passi che compie OpenSim per condurre l'utente ad una corretta simulazione.

Come prima cosa è necessario un modello dinamico del sistema muscolo-scheletrico e dati di cinematica e forze di reazione misurati sperimentalmente.

1. Il primo step consiste nel dimensionare il modello dinamico muscolo-scheletrico in base all'antropometria di un individuo;
2. nella fase successiva, viene risolto un problema di cinematica inversa (Inverse Kinematics IK) per determinare i valori delle coordinate (angoli e posizioni dei marker virtuali sullo spazio) del modello che meglio riproducono il movimento registrato con motion capture;
3. nel terzo step, viene utilizzato l'algoritmo di riduzione del residuo (RRA) per rendere le coordinate generalizzate più coerenti con le forze di reazione a terra e con i momenti misurati attraverso la risoluzione di un problema di dinamica inversa;
4. nel quarto step, viene utilizzato il controllo muscolare computerizzato (CMC) per generare una serie di eccitazioni muscolari che producono una risposta coordinata sul movimento del soggetto. Questo controllo si basa su un complesso algoritmo che risolve un problema di dinamica inversa e diretta.

3.2 Scalatura del modello

La prima operazione da seguire per fare una corretta simulazione è quella di scalatura del modello muscolo-scheletrico adottato che verrà fatta in base all' antropometria del soggetto

preso in esame. Per fare una precisa scalatura del modello è necessaria un'acquisizione sperimentale in statica dell'individuo al quale vengono fissati dei marcatori su particolari punti di repere anatomici (marker sperimentali), allo stesso modo, nel modello si provvederà a collocare dei marcatori virtuali sugli stessi punti in modo da avere una diretta correlazione tra individuo e modello.

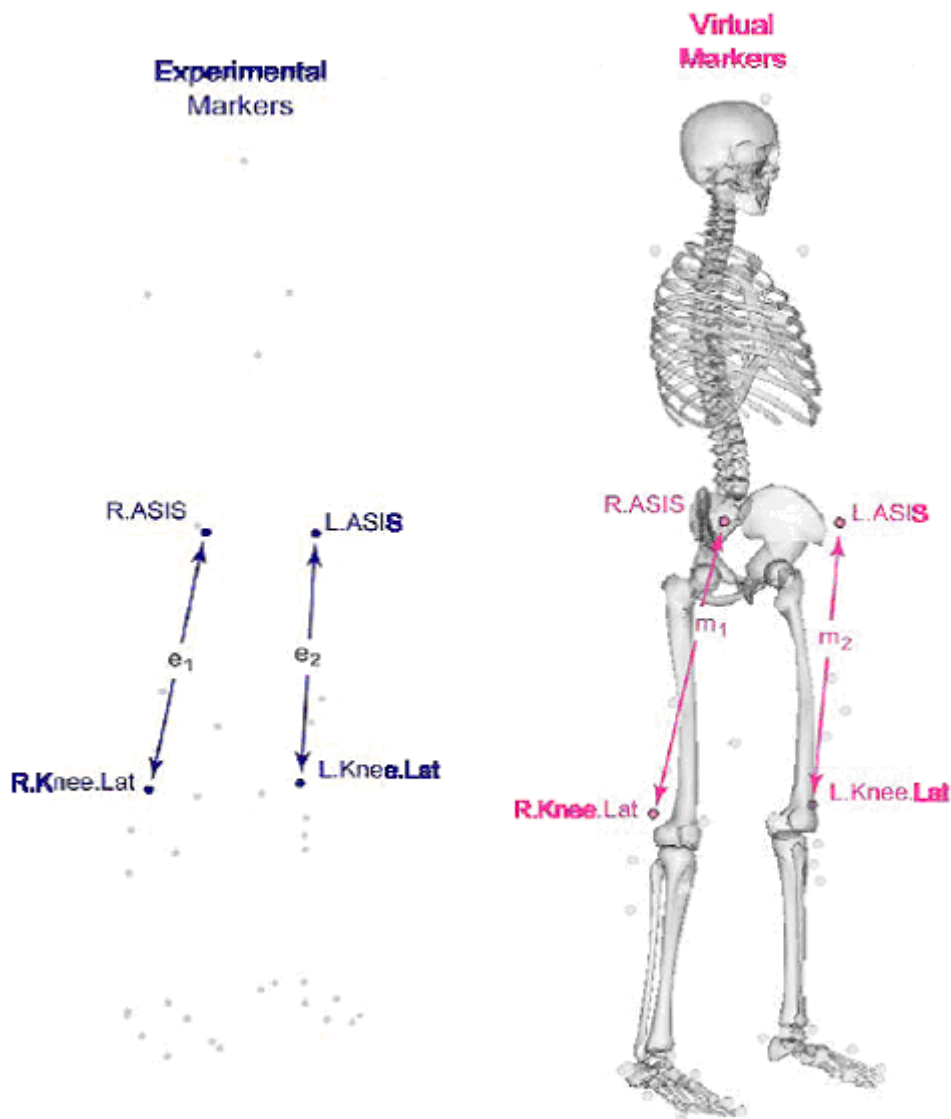


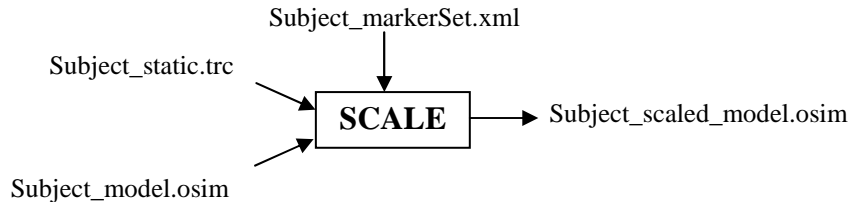
Figura 3.2. Le posizioni dei marker sperimentali sono misurate con un sistema di motion capture (marker blu). I marker virtuali sono posizionati corrispondentemente sul modello anatomico (marker rosa). Le distanze tra i marcatori sperimentali (e_i) e le distanze tra i marcatori virtuali (m_i) sono usate per calcolare i fattori di scala.

Le dimensioni di ciascun segmento corporeo nel modello si basano sulle distanze relative tra le coppie di marcatori ottenuti da un sistema di motion capture (Figura 3.2) che vengono fatte corrispondere alle coppie di marcatori virtuali. È possibile tuttavia, in modo

alternativo, scalare i segmenti corporei con dei fattori di scala ottenuti attraverso altre analisi di tipo antropometrico (Figura 3.3, 3.4). Una volta che l'operazione di scalatura è stata effettuata è possibile spostare i marker virtuali in modo da farli coincidere esattamente con quelli sperimentali in modo tale che la successiva analisi dei dati sia il più veritiera possibile e simile alla realtà. Con questa operazione, non si aggiustano solamente la lunghezza dei segmenti corporei, ma si vogliono modificare anche le masse degli stessi tenendo conto del principio per cui la somma totale delle masse dei segmenti, seppure ridistribuite, dovrà essere pari alla intera massa del soggetto; inoltre, la lunghezza delle fibre muscolari e dei tendini sono scalati in modo tale che resti mantenuta la rispettiva percentuale rispetto all'intera lunghezza che in realtà presenta l'intero attuatore.

3.2.1 Input e output

L'operazione di scalatura in OpenSim viene effettuata attraverso lo strumento Scale Tool. Gli input richiesti e gli output sono i seguenti:



Settings:

Subject_markerSet contiene un set di coordinate di posizione dei marker (x-y-z) virtuali da applicare sul modello rappresentanti esattamente i marker che sono applicati sul soggetto durante la prova sperimentale;

Input:

Subject_static.trc contiene le traiettorie dei marker sperimentali ottenute a seguito di una prova statica, ossia una prova in cui è richiesto al soggetto di restare fermo per qualche secondo in una posizione statica nota;

Subject_model.osim è il modello muscolo-scheletrico che sarà usato sulla simulazione e che può essere caricato direttamente da OpenSim.

Output:

Subject_scaled_model è il modello utilizzato come input, ma scalato in relazione al soggetto cui si vuole simulare il particolare gesto motorio.

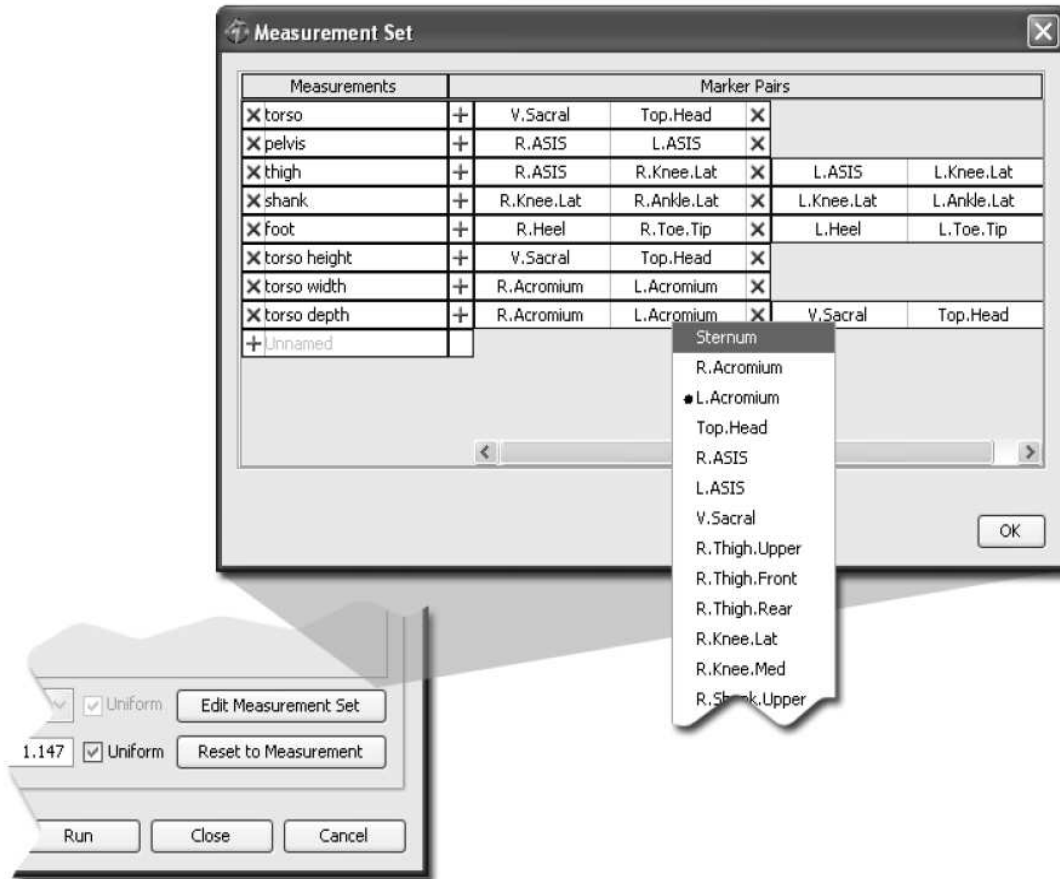


Figura 3.3. Cliccando il pulsante Edit Measurement Set nel pannello Scale Factors compare un editor che permette di impostare e modificare i fattori di scala per la scalatura dei diversi segmenti corporei a partire dalla distanza dei marcatori sperimentali tra loro per ogni segmento.

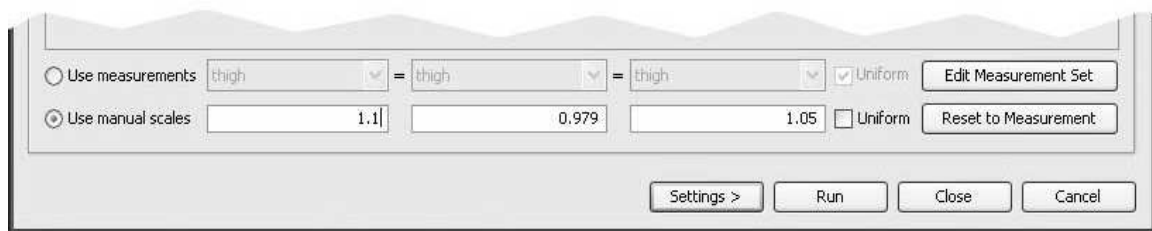


Figura 3.4. Per specificare manualmente i fattori di scala di ogni singolo segmento corporeo, cliccare su Use manual scales e specificare i fattori di scala rispetto ai tre assi. Questi valori possono essere uniformi o differenti tra loro.

3.3 Cinematica inversa

Con il termine cinematica si intende lo studio del movimento di un soggetto o oggetto senza considerare le forze e i momenti che sono prodotti durante l'intero movimento. La cinematica inversa è il processo di determinazione dei parametri di un soggetto o di un oggetto articolato e flessibile, che soddisfino il raggiungimento di una posa desiderata. Nel caso di simulazioni biomeccaniche tale procedimento viene applicato per far compiere al modello muscolo-scheletrico un particolare movimento. Lo scopo della cinematica inversa, nel caso di studio, è trovare un set di coordinate generalizzate quali sono gli angoli articolari e le posizioni dei segmenti corporei per il modello muscolo-scheletrico che meglio riproduce la cinematica del movimento di un soggetto.

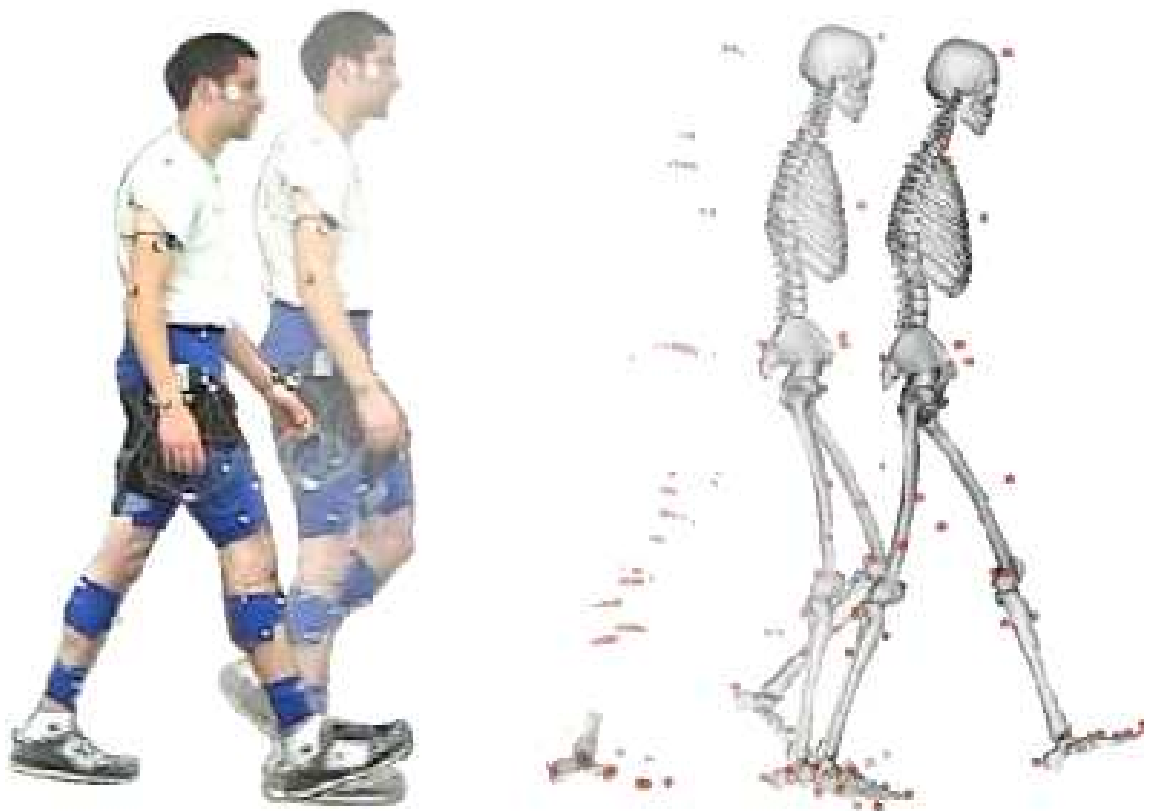


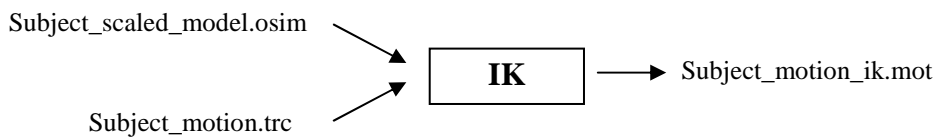
Figura 3.5. I marker virtuali riproducono le traiettorie dei marker sperimentali durante tutto il movimento e al variare degli angoli articolari.

Ricostruire la cinematica del gesto per tutta l'intera sua durata significa provvedere, una volta eseguita la scalatura del modello, alla ricostruzione del movimento (dinamico) compiuto dal soggetto e registrato dalle telecamere attraverso motion capture a partire da dati salvati in un file *.trc* il cui formato verrà successivamente descritto.

3.3.1 Input e output

Il calcolo della cinematica inversa, in OpenSim, avviene tramite lo strumento InverseKinematics Tool.

Gli input richiesti e gli output ottenibili sono i seguenti:



Input:

Subject_scaled_model.osim: è il modello muscolo-scheletrico ottenuto a seguito di scalatura

Subject_motion.trc: contiene le traiettorie dei marker sperimentali relative all'intero gesto motorio che si vuole studiare.

Output:

Subject_motion_ik.mot: contiene tutti i dati di cinematica (coordinate dei marker sperimentali sullo spazio nel tempo)

3.3.2 Calcolo della cinematica del movimento

Il calcolo della cinematica inversa è effettuato attraverso l'analisi di ogni singolo frame del movimento per il quale vengono calcolati i valori delle coordinate generalizzate che meglio riproducono le posizioni dei marker sperimentali. Matematicamente, alla "miglior posizione" si arriva risolvendo un problema ai minimi quadrati pesati la cui soluzione mira a minimizzare le differenze tra le posizioni misurate dei marker durante la prova sperimentale e le posizioni dei marker virtuali posizionati nel modello e le differenze tra gli angoli relativi alle articolazioni \bar{q} . Pertanto, per ogni fotogramma ottenuto da motion capture il problema è quello di ridurre al minimo l'errore al quadrato ponderato:

$$errore = \sum_{i=1}^{marker} w_i (x_i^{exp} - x_i^{mod})^2 + \sum_{j=1}^{angoliArticolazioni} \omega_j (\bar{q}_j^{exp} - \bar{q}_j^{mod})^2 \quad (3.1)$$

dove $x_i^{exp} - x_i^{mod}$ rappresentano le posizioni tridimensionali (x-y-z) dell' i -esimo marcatore per il soggetto e per il modello, e $\bar{q}_j^{exp} - \bar{q}_j^{mod}$ sono i valori dell' j -esimo angolo d'articolazione del soggetto e del modello, e w_i e ω_j sono i pesi dati ai differenti marcatori e agli angoli che verranno ponderati in modo diverso. I valori \bar{q}_j^{exp} sono predette dall' algoritmo a partire dalla posizione dei marcatori prossimi all' articolazione. Il problema ai minimi quadrati da risolvere è perciò il seguente:

$$\min_{q, \theta} \left[\sum_{i \in marker} w_i \|x_i^{exp} - x_i^{mod}(\theta)\|^2 + \sum_j \omega_j (\bar{q}_j^{exp} - \bar{q}_j^{mod})^2 \right] \quad (3.2)$$

Il risultato che si ottiene da questa minimizzazione è un set di coordinate, che nel tempo descrivono la posizione dei marker virtuali e gli angoli articolari del modello in modo da inseguire il movimento reale compiuto da un soggetto. L' output ottenuto verrà salvato su un file *.mot* che sarà utile successivamente nel proseguo dell' analisi della simulazione.

3.4 Dinamica inversa e diretta

La dinamica è lo studio del movimento e in particolare, delle forze e i momenti che sono prodotti durante il gesto motorio. Quando si vuole studiare un problema di dinamica, si deve innanzitutto determinare se operare attraverso un problema di dinamica diretta oppure di dinamica inversa. In generale, si procede con un' analisi di dinamica di tipo diretto quando sono note le caratteristiche geometriche e inerziali del sistema studiato, le forze agenti su di esso e le condizioni iniziali mentre sono incognite le leggi orarie del moto. Un problema di dinamica inversa invece si presenta quando sono note le caratteristiche geometriche e inerziali del sistema di studio, posizione, velocità ed accelerazioni delle coordinate libere ad un certo istante \bar{t} , ed alcune forza esterne mentre sono incognite le forze che equilibrano il sistema. In OpenSim, è possibile calcolare entrambi i problemi di dinamica attraverso due diversi strumenti, Inverse Kinematics Tool e Forward Dynamics

Tool. Inoltre, tali problemi vengono anche risolti, in fasi diverse, durante l'algoritmo che calcolerà le attivazioni muscolari.

3.4.1 Problema di dinamica inversa

Per determinare le forze e i momenti agenti su un sistema conoscendo le leggi orarie del moto è necessario risolvere delle equazioni di moto del sistema che derivano direttamente da una descrizione cinematica dettagliata e dalle proprietà inerziali del modello muscolo-scheletrico. Tali equazioni saranno risolte in modo tale che, nota la cinematica e le forze esterni agenti sul corpo, siano soddisfatte le condizioni di equilibrio dinamico e le condizioni al contorno. Nella risoluzione del problema di dinamica inversa sono usati sia i dati cinematici che i dati relativi alle forze di reazione creando così un problema indeterminato. In altre parole, il problema ha più equazioni che incognite (gradi di libertà). Lo schema sotto riportato mostra come sono collegati tra loro i problemi di cinematica inversa e dinamica inversa e come questi siano necessari a per il calcolo successivo delle forze e attivazioni muscolari.

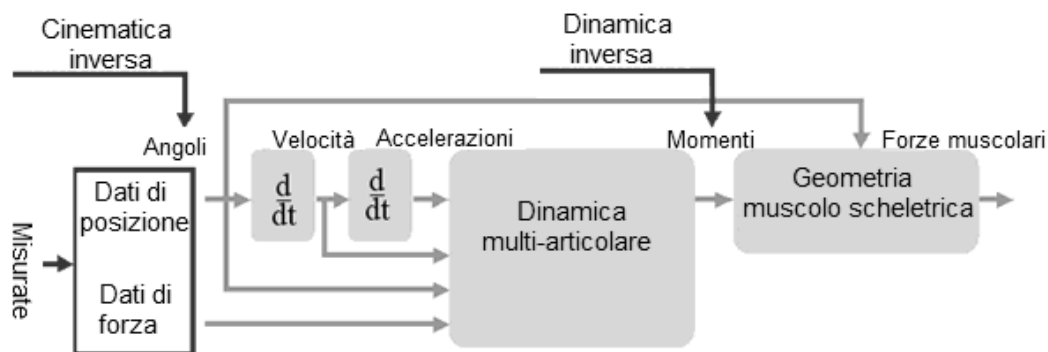


Figura 3.6. Schema che descrive le diverse fasi che portano al calcolo delle forze e momenti agenti sulle articolazioni a partire da dati sperimentali di posizione e forza.

Le equazioni classiche del movimento, per ogni segmento corporeo, possono essere scritte nella seguente forma:

$$\begin{aligned}
 \sum F_x &= m\ddot{x} & \sum M_x &= I_x\ddot{q}_x \\
 \sum F_y &= m\ddot{y} & \sum M_y &= I_y\ddot{q}_y \\
 \sum F_z &= m\ddot{z} & \sum M_z &= I_z\ddot{q}_z
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

I termini $\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}, \ddot{q}$ derivano dal calcolo della cinematica inversa, m è la massa del soggetto, I è il momento di inerzia della massa rispetto ad un particolare asse. Tramite queste equazioni di equilibrio sarà possibile determinare e dare un valore ai momenti articolari e alle forze articolari incognite.

3.5 Algoritmo di riduzione del residuo - RRA

L'algoritmo in seguito descritto viene effettuato per compensare alcune incongruenze che si riscontrano nelle equazioni di equilibrio riportate in (3.3). Tale procedura tuttavia è destinata esclusivamente per uno studio della camminata dove si ha un continuo spostamento del centro di massa e quindi un continuo sbilanciamento delle forze e momenti. Una volta effettuata la dinamica inversa, infatti, può succedere che, considerati i possibili errori derivanti delle prove sperimentali e dall'inaccuratezza del modello muscolo-scheletrico usato, la seconda legge di Newton sia violata, ossia $F_{exp} \neq m \cdot a$.

Dalla seconda legge di Newton

$$F_{esterna} = \sum_{i=1}^{segmenti} m_i a_i - F_{residua} \quad (3.4)$$

dove $F_{esterna}$ è la forza di reazione misurata sperimentalmente al netto del peso corporeo, a è l'accelerazione traslazionale del centro di massa dell' i -esimo segmento corporeo calcolata attraverso la cinematica inversa, m è la massa del i -esimo segmento corporeo, ed $F_{residua}$ rappresenta una forza residua. Un'analogia equazione riguarda l'equilibrio dei momenti. In mancanza di errore tra i dati sperimentali e i dati del modello, la forza residua deve essere pari a zero. Nella pratica però ciò non è mai verificato. Perciò, attraverso l'algoritmo di riduzione del residuo, RRA, è possibile evitare la che venga violata la legge di Newton sopra riportata. Si può spiegare in cosa consiste l'RRA con un esempio. Si consideri un modello di scheletro umano senza gli arti superiori (modello *gait23*) costituito da dieci segmenti rigidi (ossa); 17 delle 23 coordinate generalizzate del modello rappresentano gli angoli alle articolazioni. Ciascuno di questi 17 gradi di libertà è azionato da una coppia. Le restanti sei coordinate generalizzate rappresentano i sei gradi di libertà (tre traslazionali e tre di rotazione) del bacino rispetto al terreno. Per simulare una camminata si

rappresentano i sei gradi di libertà del bacino come un giunto a sei gradi di libertà azionato con altrettanti attuatori. Ciascuna di queste 6 coppie viene chiamata attuatore residuo. Ora ha 23 gradi di libertà e 23 attuatori, cioè, esattamente un attuatore per grado di libertà. I tre attuatori residui che azionano i tre gradi di libertà traslazionali fra il bacino e il terreno sono le forze residue indicate con F_x , F_y e F_z . I tre gradi di libertà di rotazione sono azionati da coppie residue (o momenti) indicate con M_x , M_y , e M_z . F_x è la forza applicata lungo l'asse X (in avanti), F_y è la forza applicata lungo l'asse Y (verticale), F_z lungo l'asse Z (trasversale), M_x è la coppia applicata all'asse X , e così via. Ci sono altre ragioni per cui si necessita di attuatori tra il suolo e il modello. In genere, le ipotesi di modellazione e gli errori numerici derivanti da dati di motion capture portano ad avere una dinamica inconsistente e quindi le forze e il moto misurato per un soggetto non soddisfano la seconda legge di Newton, $F = ma$. In parole povere, i sei attuatori residui equivarrebbero ad aggiungere un nuovo termine che soddisfa la seconda legge di Newton: $F + F_{residua} = ma$. Per ridurre le forze residue e momenti, i residui vengono calcolati e mediati su tutta la durata del movimento. Sulla base di queste medie, l'algoritmo apporta dei cambiamenti nei parametri di massa del modello, quali possono essere la posizione del centro di massa del tronco, che riducono la media dei residui per tutta la durata del movimento. Effettuati questi aggiustamenti il modello può essere attuato.

3.6 Calcolo delle attivazioni muscolari - CMC

Lo scopo del controllo muscolare computerizzato, CMC, è quello di calcolare una serie di eccitazioni muscolari che guidano il modello dinamico muscolo-scheletrico verso una particolare cinematica desiderata. Il metodo CMC fa questo utilizzando un controllo proporzionale-derivativo ed un'ottimizzazione statica. Prima di iniziare l'algoritmo, vengono calcolati gli stati iniziali del modello, ossia i valori iniziali delle coordinate generalizzate q (angoli alle articolazioni), le velocità generalizzate, più eventuali stati iniziali come ad esempio, i livelli di attivazione muscolare e la lunghezza della fibra all'inizio del movimento. Mentre i valori iniziali delle coordinate generalizzate e delle velocità possono essere presi dalla cinematica, i valori iniziali gli stati muscolari sono in genere sconosciuti. Il primo passo dell'algoritmo CMC è quello di calcolare una serie di accelerazioni desiderate, \ddot{q}_d , a partire dalle coordinate generalizzate sperimentali q_{esp} . Le accelerazioni desiderate sono calcolate usando la seguente legge PD:

$$\ddot{q}_d(t+T) = \ddot{q}_{esp}(t+T) + k_v \cdot [\dot{q}_{esp}(t) - \dot{q}(t)] + k_p \cdot [q_{esp}(t) - q(t)] \quad (3.5)$$

dove \ddot{q}_{esp} e \dot{q}_{esp} sono rispettivamente le accelerazioni e le velocità dei marcatori sperimentali calcolate come derivate nel tempo delle coordinate di posizione degli stessi e k_p e k_v sono i coefficienti di guadagno rispettivamente per le coordinate di posizione e di velocità. Poiché le forze che i muscoli esercitano sui segmenti corporei non possono cambiare istantaneamente, le accelerazioni desiderate vengono calcolate per un certo tempo T piccolo. Per i modelli muscolo-scheletrici, T è in generale scelto circa pari a 0,010 secondi; questo intervallo di tempo è abbastanza breve per permettere un adeguato controllo, ma abbastanza lungo per consentire alle forze muscolari di cambiare. Una volta che le accelerazioni desiderate sono state raggiunte, gli errori tra le coordinate del modello e quelle sperimentali andranno a zero. Per portare questi errori a zero in modo criticamente smorzato, i coefficienti possono essere scelti utilizzando la seguente relazione:

$$k_v = 2 \cdot \sqrt{k_p} \quad (3.6)$$

Per i modelli muscolo-scheletrici, i coefficienti sono generalmente scelti $k_v = 20$ e $k_p = 100$. La fase successiva, definita ottimizzazione statica, utilizza la geometria muscoloscheletrica e le assunzioni circa la distribuzione delle forze esterne per stimare le singole forze muscolari per ogni istante di tempo ($t+T$), che consentono il raggiungimento delle accelerazioni desiderate da parte dei segmenti corporei connessi a quei particolari muscoli. In questa fase si cerca di distribuire il carico nei attuatori sinergici (muscoli). Viene definita "statica" perché il criterio di ottimizzazione delle prestazioni si limita alle quantità che possono essere calcolate in qualsiasi istante di tempo nel corso di una simulazione. L'ottimizzazione statica prevede la risoluzione di un problema di dinamica inversa, i momenti articolari M_j dovuti alle forze esterne calcolati saranno uguali ai momenti netti dovuti alle forze muscolari per il braccio di ciascun muscolo:

$$M_j = \sum M_{muscolo} = \sum F_{muscolo} \cdot braccio. \quad (3.7)$$

Dalla precedente equazione si ottiene un sistema indeterminato, in quanto, considerati i sei gradi di libertà, si hanno tre equazioni per i momenti ma con un numero maggiore di incognite $F_{muscolo}$.

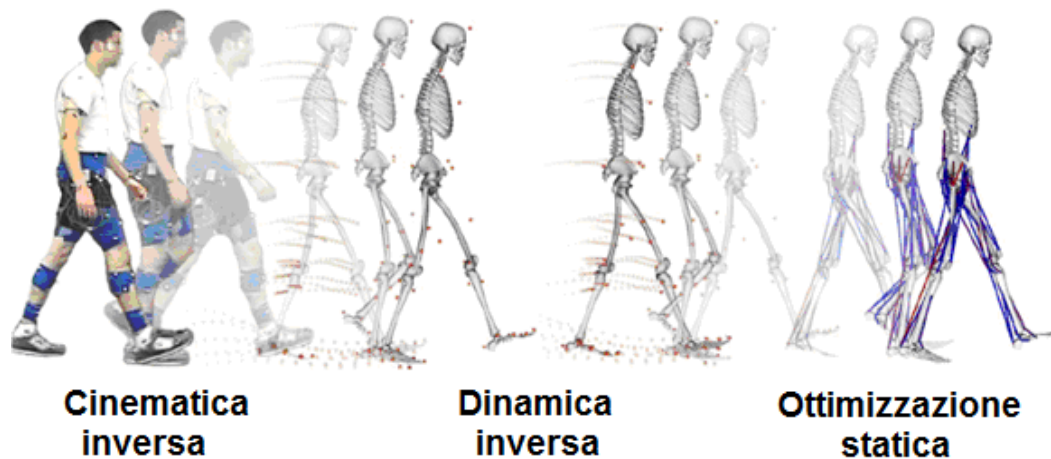
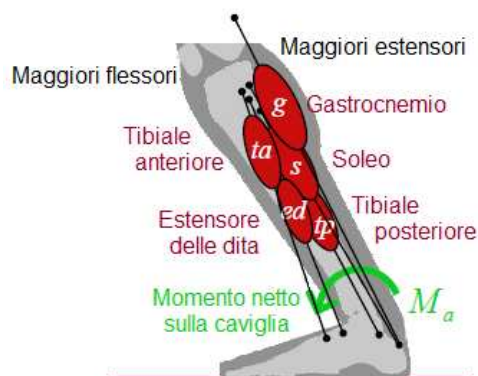


Figura 3.7. Rappresentazione in sequenza delle fasi necessarie al calcolo delle attivazioni muscolari.

Esempio 1. – momento sulla caviglia



$$M_{caviglia} = (F_{ta}r_{ta} + F_{ed}r_{ed}) - (F_g r_g + F_s r_s + F_{tp} r_{tp})$$

Figura 3.8. Il sistema raffigurato rappresenta un problema indeterminato con 1 equazione e 5 incognite.

Per risalire alle singole forze muscolari è necessario selezionare un criterio da massimizzare o minimizzare soggetto a dei vincoli precisi; in particolare quello che si vorrà minimizzare è una funzione di tutte le forze muscolari, ma quale funzione? Possono essere considerate le seguenti tre diverse funzioni da minimizzare:

$$\begin{aligned}
 f(F_m) &= \sum_{m=1}^{nm} F_m \\
 f(F_m) &= \sum_{m=1}^{nm} \left(\frac{F_m}{PCSA_m} \right)^3 \\
 f(F_m) &= \sum_{m=1}^{nm} \left(k \frac{F_m}{PCSA_m} \right)^2 \approx \sum_{m=1}^{nm} (a_m)^2
 \end{aligned}
 \tag{3.8}$$

dove F_m rappresenta la forza di ogni singolo muscolo, $PCSA$ la sua sezione trasversale vista in § 1.1.1 e a_m rappresenta l'attivazione muscolare di ciascun muscolo. La prima formulazione è una minimizzazione delle forze muscolari agenti; con la seconda si vuole minimizzare l'energia metabolica del sistema e la terza può essere vista come una minimizzazione dell'attivazione muscolare. In OpenSim, sono attualmente disponibili due formulazioni del problema di ottimizzazione statica simili all'ultima forma sopra riportata in (3.8). La prima formulazione, chiamata "slow target", consiste in un criterio di performance J che è la somma pesata del controllo degli attuatori più la somma degli errori delle accelerazioni desiderate.

$$J = \sum_{m=1}^{nm} a_m^2 + \sum_{j=1}^{nm} w_j (\ddot{q}_{d,j} - \ddot{q}_j^*)^2 \quad (3.9)$$

La prima somma minimizza e distribuisce i carichi lungo i muscoli e la seconda guida le accelerazioni del modello, calcolate per quella particolare attivazione muscolare in (3.5) a seguire le accelerazioni desiderate. La seconda formulazione, chiamata anche "fast target" è la somma del quadrato delle attivazioni muscolari.

$$J = \sum_{m=1}^{nm} a_m^2 \text{ soggetta al vincolo } C_j = \ddot{q}_{d,j} - \ddot{q}_j^* \quad (3.10)$$

La seconda forma è più veloce e produce in genere un monitoraggio più efficace. Tuttavia, se i vincoli non possono essere soddisfatti, non porta ad alcuna soluzione e fallisce. Per evitare ciò è possibile aggiungere al modello ulteriori attuatori in grado di compensare le carenze di forza nei muscoli. Le attivazioni muscolari a_m^* , calcolate tramite minimizzazione del problema, daranno origine a delle forze muscolari f_m^* secondo la seguente relazione che lega forza-lunghezza-velocità del muscolo

$$f_m^* = \{a_m^* \cdot f_{lv}(l_m^*, \dot{l}_m^*) + f_{passive}(l_m^*)\} \cdot \cos(\gamma_m^*) \quad (3.11)$$

le quali originano delle accelerazioni del segmento corporeo interessato

$$\ddot{q}^* = A^{-1}(q) \cdot \{G(q) + C(q) \cdot \dot{q}^2 + R(q) \cdot f_m^* + E(q, \dot{q})\} \quad (3.12)$$

dove q e \dot{q} sono le coordinate di posizione e velocità angolari, A è la matrice inversa delle masse corporee, G è il vettore delle forze di Coriolis e centripete, R è la matrice dei bracci dei momenti dei muscoli, f_m è il vettore delle forze muscolari e E è il vettore delle forze di reazione. Considerando il vincolo imposto in (3.9) e (3.10) per cui si vuole $\ddot{q}_{d,j} - \ddot{q}_j^* = 0$ l'algoritmo cercherà di calcolare delle forze muscolari ottimali, per le quali si origina un'accelerazione simile a quella desiderata (3.5). Una volta calcolate le forze muscolari f_m^* , il terzo step è stimare l'eccitazione muscolare che guida le attivazioni muscolari a_m , a inseguire quelle predette dall'ottimizzazione statica a_m^* , questo avviene secondo:

$$u = a_m^* + k_u (a_m^* - a_m) \quad (3.13)$$

dove k_u è il coefficiente di guadagno, a_m^* rappresenta le attivazioni muscolari in uscita dall'ottimizzazione statica e a_m le attivazioni in uscita dalla dinamica diretta. Il passo finale dell'algoritmo di CMC è quello di utilizzare l'eccitazione muscolare u per risolvere un problema di dinamica diretta in modo da risalire alle cinematica del movimento al tempo $(t+T)$ e quindi, attraverso un algoritmo iterativo, ripetere a monte le operazioni di stima delle attivazioni e forze muscolari all'istante successivo per tutto la durata dell'esercizio. La dinamica di attivazione può essere modellata come:

$$\dot{a} = \begin{cases} (u - a) \cdot \left[\frac{u}{\tau_{act}} + \frac{(1-u)}{\tau_{deact}} \right], & u \geq a \\ \frac{(u - a)}{\tau_{deact}}, & u < a \end{cases} \quad (3.14)$$

dove τ_{act} e τ_{deact} sono le costanti di tempo per l'attivazione e la disattivazione del muscolo.

La dinamica di contrazione del muscolo-tendine è descritta da un modello a parametri concentrati che tiene conto delle relazioni forza-lunghezza-velocità del muscolo e le proprietà elastiche del tendine. In particolare la variazione di lunghezza del muscolo \dot{l}_m è legata alla lunghezza del muscolo e all'attivazione muscolare tramite:

$$\dot{l}_m = f_v^{-1}(l_m, l_{mt}, a) \quad (3.15)$$

dove f_v è la funzione che lega forza e velocità del muscolo. La dinamica diretta permette di calcolare e derivare la cinematica tramite la seguente equazione:

$$\ddot{q} = A^{-1}(q) \cdot \{G(q) + C(q, \dot{q}) + R(q) \cdot f_m + E(q, \dot{q})\} \tag{3.16}$$

e quindi ripetere l'intera operazione per l'intera durata dell'esercizio motorio ottenendo la sequenza temporale di attivazioni e forze muscolari. Una volta che il CMC termina l'esecuzione, in genere si desidera confrontare le eccitazioni muscolari ottenute con un prototipo o con delle misurazioni elettromiografiche.

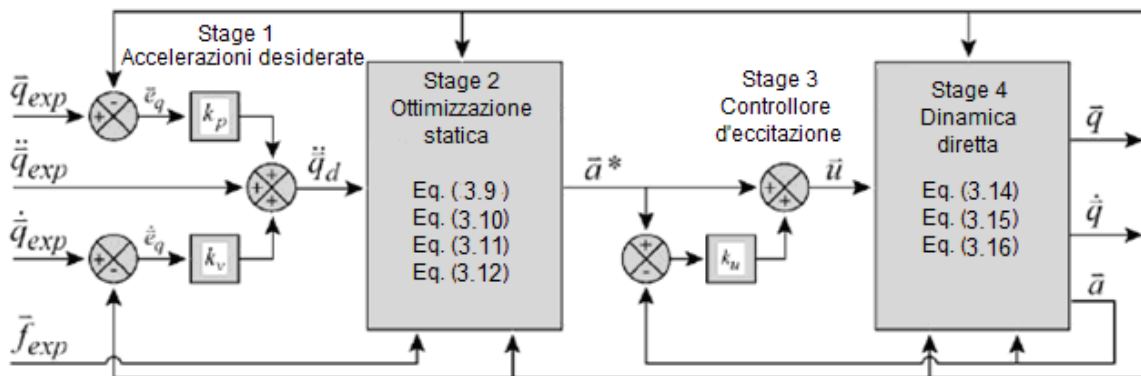
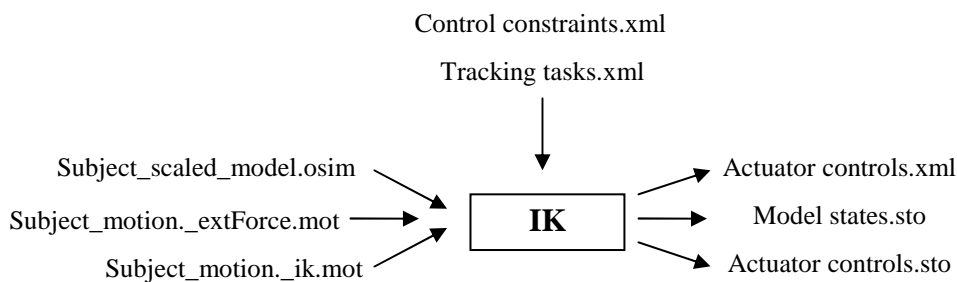


Figura 3.9. Schematizzazione dell'algorithm CMC. L'algorithm è applicato a ciascun istante di tempo.

3.6.1 Input e output

Il calcolo delle attivazioni muscolari avviene tramite lo strumento Computed Muscle Control Tool. Gli input e gli output richiesti sono i seguenti:



Settings:

Tracking tasks.xml: specifica le coordinate che devono essere

Control constraints.xml: permette di vincolare i valori consentiti per ogni attuatore.

Input:

Subject_model.osim: è il modello muscolo-scheletrico;

Subject_motion_ik.mot: contiene tutti i dati di cinematica del movimento calcolati a seguito della cinematica inversa;

Subject_motion_extForce.mot [.sto]: specifica i carichi esterni applicati al modello.

Output:

Actuator controls.xml: contiene le attivazioni muscolari;

Model states.sto: contiene la storia temporale degli stati del modello ottenuti con la CMC;

Actuator controls.sto: contiene tutte le informazioni relative ai muscoli quelli la forza sviluppata dai muscoli, la potenza e la velocità di contrazione degli stessi.

4. STRUMENTAZIONE UTILIZZATA PER LE PROVE SPERIMENTALI

4.1 Macchina isocinetica REV7000

Il principale supporto sperimentale per le prove effettuate in questo studio è la macchina per esercizi isocinetici REV7000 presente presso gli ambulatori del centro CEMES - Gruppo Data Medica di Padova.

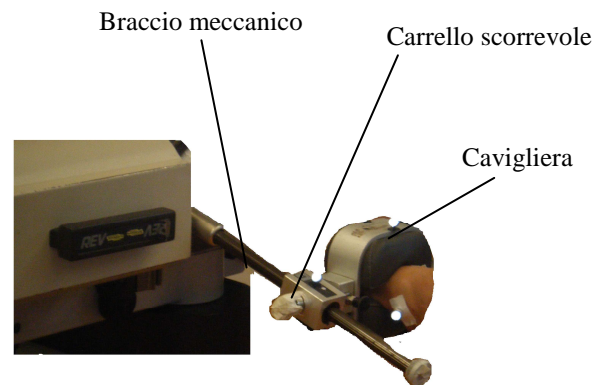


Figura 4.1. Macchina isocinetica REV7000 presente al centro CEMES- Gruppo Data Medica di Padova e particolare del braccio meccanico variabile.

Questa macchina isocinetica è monoarticolare, ossia viene utilizzata dagli specialisti del centro per analisi diagnostiche solamente dell'arto inferiore durante un movimento di flessione-estensione, lo stesso studiato in questo Elaborato. Le apparecchiature isocinetiche sono strumenti che consentono di effettuare esercizi muscolari a velocità costante lungo l'intero arco di movimento. Il funzionamento della macchina si basa su un meccanismo di retroazione che consente di impostare la velocità angolare desiderata, convenzionalmente espressa in $^{\circ}/\text{sec}$. Quando il paziente esegue il movimento, dopo una fase di accelerazione, una volta raggiunta una data velocità angolare, l'apparecchio isocinetico rende impossibile il superamento di tale velocità poiché la forza muscolare che consentirebbe di aumentare la velocità della leva, viene assorbita dall'apparecchio che modula la sua resistenza. La macchina sviluppa infatti, tramite il suo braccio meccanico, una coppia resistente che si oppone all'azione muscolare dell'individuo, la quale fa in modo che la velocità del

movimento, dopo un breve transitorio iniziale sia mantenuta costante ed uguale a quella impostata. Quindi, poiché la massima forza varia secondo l'angolo articolare, anche la resistenza meccanica incontrata dal muscolo varierà col variare dell'angolo articolare, in modo che alle estremità dell'arco di movimento sia bassa ed aumenti proporzionalmente man mano che aumenta il vantaggio meccanico della leva. Il braccio meccanico, una volta regolato in base al paziente, non è costante nel tempo ma varia al variare dell'angolo articolare. Sul braccio meccanico infatti, è presente un carrello scorrevole, a cui è unita la cavigliera che ferma la gamba del paziente, che scorre sul braccio a seconda dell'angolatura di flesso-estensione che si sta compiendo. Queste caratteristiche dell'apparecchiatura isocinetica ne fanno uno strumento molto versatile che si presta ad un impiego in valutazione funzionale, in riabilitazione e in allenamento. Il test isocinetico serve a mettere in evidenza le caratteristiche e i valori di forza e resistenza del soggetto ed è uno dei pochi test esistenti in riabilitazione che consentono di avere dei dati certi circa lo stato di salute di un paziente. L'apparecchio isocinetico, impiegato come strumento di valutazione della performance muscolare, rappresenta un importante ausilio per determinare oggettivamente le condizioni del paziente e monitorarne i miglioramenti durante il trattamento riabilitativo. Il test isocinetico fornisce un'ampia serie di parametri per esplorare la funzionalità muscolare e una serie di curve che meglio consentono di studiare la contrazione muscolare lungo l'intero arco di movimento. Il parametro più rilevante è il picco di momento di forza, cioè la forza massima che il paziente riesce ad esprimere durante l'esercizio.

4.2 Sistema di visione SMART BTS

Il movimento eseguito dai tester e oggetto di studio viene registrato con un sistema di visione optoelettronico, definito anche stereofotogrammetrico, a raggi infrarossi supportato da più telecamere attraverso le quali si cerca di riconoscere e ricostruire la traiettoria tridimensionale di marker passivi posizionati su particolari punti di repere anatomici, previsti dal protocollo che si decide di usare per il proprio studio. Il sistema optoelettronico utilizzato per le prove sperimentali è il sistema SMART BTS; esso è costituito da sei telecamere, con illuminatore, dotate di un sensore CCD sensibile alla radiazione luminosa infrarossa che acquisiscono le immagini ad una frequenza di 60 Hz. In particolare, le telecamere rilevano i riflessi di marcatori posizionati sul soggetto e rivestiti di materiale

riflettente in polvere di alluminio; il loro riflesso, opportunamente elaborato, fornisce le coordinate tridimensionali di ogni singolo punto di interesse. Combinando queste informazioni con la posizione nello spazio delle telecamere, si ottiene tramite elaborazione stereoscopica, la posizione tridimensionale del marker. Registrando la posizione 3D ad ogni istante, si ottengono le traiettorie e, per derivazione, le informazioni cinematiche di velocità ed accelerazione.



Figura 4.2. Disposizione delle telecamere attorno alla macchina isocinetica e particolare di una telecamera a raggi infrarossi.

Perché l'acquisizione del movimento sotto analisi sia fatta in modo accurato è importante considerare vari aspetti tra cui le modalità con cui le telecamere raccolgono i dati, i metodi utilizzati per processarli in modo da ricostruire la cinematica e infine i metodi per analizzare i dati ottenuti. Tutto ciò può riassunto nei seguenti punti che devono sempre essere considerati quando si effettuano analisi del movimento:

- caratteristiche e posizionamento delle telecamere
- volume di calibrazione
- rilevazione dei marcatori
- errori ed artefatti

4.2.1 Caratteristiche e posizionamento delle telecamere

Un sistema di visione motion capture consiste nel “filmare” un’attività usando delle telecamere. Il numero e il posizionamento delle telecamere è dettato dal tipo di movimento che si vuole studiare e dall’ambiente in cui l’esercizio da analizzare viene svolto. Per uno studio tridimensionale sono necessarie al minimo tre telecamere, ma di norma vale il concetto che più sono le telecamere a disposizione dell’utilizzatore, e più accurata sarà l’acquisizione. Uno scorretto numero e posizionamento delle telecamere porterà ad una scorretta acquisizione in quanto è possibile che i marker non vengano identificati oppure la ricostruzione della loro traiettoria nel tempo sia errata.

4.2.2 Volume di calibrazione

Il processo dal quale, a partire da immagini bidimensionali, vengono estrapolate le coordinate tridimensionali dei marcatori richiede informazioni legate alle proprietà intrinseche ed estrinseche delle telecamere. I parametri intrinseci sono riferiti alle informazioni legate alla lunghezza focale e al diaframma della telecamera mentre quelli estrinseci riguardano il posizionamento e l’orientazione delle telecamere e la posizione ed il sistema globale di riferimento sul quale verranno calcolate le coordinate dei vari marker. Questi parametri sono acquisiti durante una calibrazione iniziale attraverso due particolari tecniche: una calibrazione statica ed una dinamica.

4.2.2.1 Calibrazione statica

Il volume di calibrazione, inteso come quello spazio nel quale verrà eseguito il movimento da studiare, deve essere calibrato per permettere il calcolo delle posizioni nel tempo delle coordinate dei marcatori rispetto un sistema di riferimento la cui posizione verrà calcolata dal sistema di visione e memorizzata.

4.2.2.2 Calibrazione dinamica

In aggiunta all’acquisizione statica, si opera una calibrazione dinamica che vada a delineare il volume di calibrazione; questa operazione viene svolta con l’utilizzo di una

“wand” (“letteralmente bacchetta magica”) la quale viene mossa dinamicamente nel volume di acquisizione creando un grande numero di coordinate bidimensionali per ogni frame acquisito le quali, attraverso una procedura nota come “bundle adjustment” vanno a determinare la posizione tridimensionale e la direzione delle telecamere rispetto la terna di riferimento globale calibrata nel passo precedente.

4.2.3 Rilevazione dei marcatori

Come accennato in precedenza, è possibile che durante l’acquisizione i marker non vengano riconosciuti o vengano visti come marcatori riflessi esterni. Per limitare questi fenomeni, il sistema stereofotogrammetrico utilizza alcuni metodi per il riconoscimento dei marcatori. Una di queste è la BlobAnalysis che permette l’estrazione delle immagini caratteristiche di interesse eliminando le false misure attraverso una verifica sulle dimensioni e forma del blob (problema dei riflessi)

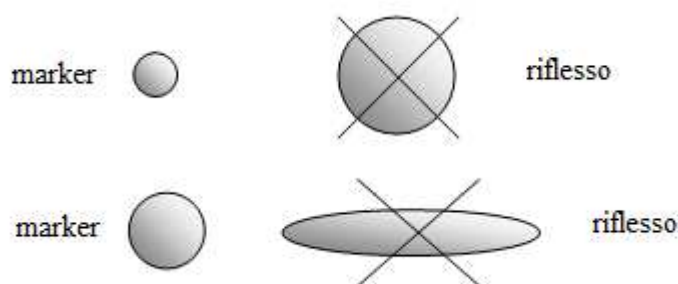


Figura 4.3. Esempio di riconoscimento di un falso riflesso.

Un’altra tecnica è quella denominata Cross-Correlazione attraverso la quale viene creata una maschera (kernel) di dimensioni e forma pari alla forma e dimensioni attese del marker e comparata con le immagini ottenute per eliminare quei riflessi che vi differiscono.

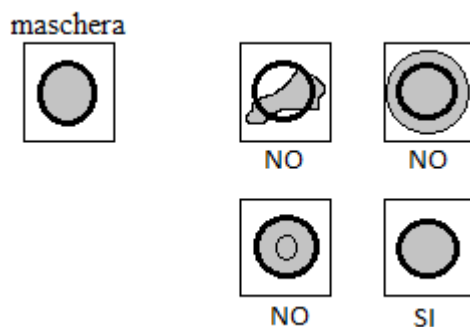


Figura 4.4. Esempio di riconoscimento di un falso riflesso.

4.2.4 Errori ed artefatti

Durante il movimento si possono registrare dei movimenti spuri dei marker: movimenti apparenti dovuti ad errori strumentali, movimenti reali dei marcatori rispetto il segmento corporeo dove sono stati applicati dovuti al tessuto molle della pelle e al grasso sotto cute, o ancora, errori derivanti da un errata determinazione dei vari punti di repere anatomici. Gli errori strumentali possono essere sistematici dovuti ad una calibrazione inaccurata, a problemi relativi all'ottica delle telecamere o ancora, ad una frequenza di acquisizione troppo bassa oppure possono essere casuali dovuti alla presenza di rumore elettronico all'interno dell'ambiente dove si effettuano le acquisizioni oppure ad una frequenza di acquisizione troppo alta; elementi questi che portano ad avere un basso rapporto di segnale-rumore (SNR). Le soluzioni ai due tipi di errore sono una ricalibrazione e l'utilizzo di tecniche appropriate di filtraggio. Gli errori da artefatto da tessuto molle invece sono dovuti al movimento dei marker rispetto al segmento osseo di cui vogliono mimare la cinematica a causa di tessuti molli intermedi. Per ovviare a tale problema si è soliti perciò applicare i marcatori su particolari punti di repere anatomici, palpabili e quindi ben distinguibili, in modo da rendere più solidale possibile il movimento dei marker con quello dei vari segmenti ossei. Talvolta però è possibile che l'individuazione di questi repere sia errata incorrendo perciò ad ulteriori errori. Questa operazione perciò dovrà essere fatta in modo molto accurato al fine di ottenere una corretta ricostruzione dell'intera cinematica dei segmenti corporei interessati al movimento di studio.

4.3 Elettromiografo BTS Pocket EMG

Durante le fasi sperimentali, per la misurazione dell'attivazione muscolare sul tester si è utilizzato l'elettromiografo BTS Pocket EMG, uno strumento innovativo progettato per medici, fisioterapisti e ricercatori che desiderano disporre di un sistema elettromiografico compatto, potente e facile da usare, in grado di garantire acquisizioni accurate ed un segnale di alta qualità. Le prestazioni, la versatilità e la configurabilità sono state progettate per rispondere alle necessità degli utilizzatori che operano nell'ambito delle applicazioni cliniche, della terapia riabilitativa e della medicina sportiva. Il BTS Pocket EMG racchiude in meno di 300 grammi l'eccellenza tecnologica unita alla ricerca della massima funzionalità e semplicità d'uso. Tale strumento è dotato di un supporto a 16 canali

elettromiografici, ognuno dei quali acquisisce i dati con una frequenza di campionamento di 10KHz e gestito attraverso un palmare con un'interfaccia grafica touch-screen.



Figura 4.5. Elettromiografo utilizzato durante le prove sperimentali.

Il BTS Pocket EMG può acquisire i dati elettromiografici e trasferirli direttamente in remoto ad un computer attraverso una connessione wireless Wi-Fi oppure può funzionare in locale memorizzando i dati delle attivazioni muscolari in una memoria interna con una massima capacità di 16MB. Il Pocket, come detto, è dotato di 16 canali, suddivisi quattro per ognuno dei quattro ingressi presenti sul dispositivo; ad ogni ingresso è possibile collegare una sonda a uno, due, quattro canali a seconda di quanti muscoli si vogliono analizzare porte.

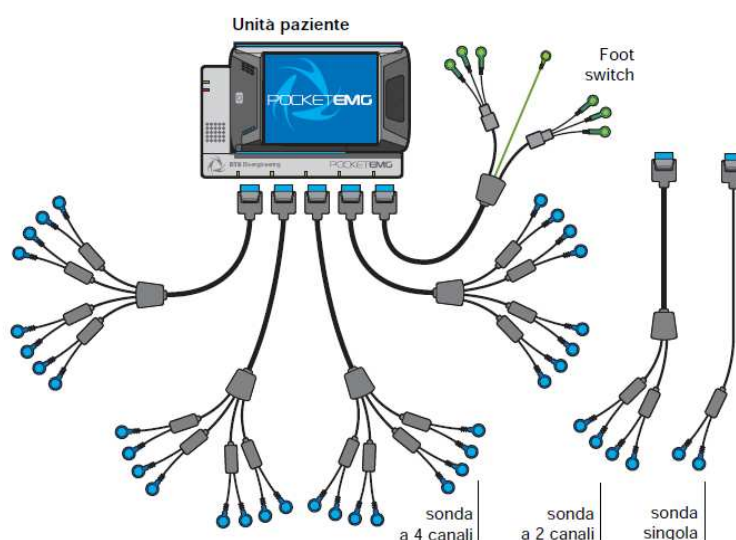


Figura 4.6. Schematizzazione del Pocket con le sonde e gli elettrodi usato per acquisire il segnale EMG.

Sul quinto ingresso presente sullo strumento, andrà collegata la sonda necessaria come “riferimento a terra”. Le varie sonde vengono connesse agli elettrodi che sono applicati sulla pelle del tester sopra il ventre muscolare del muscolo di cui si vuole misurare l’attivazione.

4.3.1 Gli elettrodi utilizzati

Il ruolo fondamentale svolto dagli elettrodi è quello di trasduttore. In particolare esso deve trasformare la corrente ionica tipica dei tessuti in corrente elettrica che quindi può essere misurata e elaborata più facilmente. Tra tutti i tipi di elettrodi disponibili quelli che hanno maggiori applicazioni per l’EMG sono sicuramente gli elettrodi di superficie e gli elettrodi fine wire. Nelle prove fatte sono stati utilizzati elettrodi di superficie in quanto hanno il vantaggio di essere già pronti all’uso, di facile applicazione e soprattutto non sono invasivi. Il segnale che riescono ad estrarre è di carattere generale, visto che hanno il problema di scarsa selettività dell’area da misurare, e scarsa precisione quando il muscolo da monitorare è di piccole dimensioni o molto in profondità nella pelle. Nell’uso di questi elettrodi un problema che si presenta è il cosiddetto “cross-talk”, cioè il disturbo (rumore) creato dall’attività degli altri muscoli sul segnale del muscolo in esame. Per ovviare a questo problema, viene utilizzata una configurazione degli elettrodi bipolare. Nella configurazione bipolare vengono posizionati due elettrodi nella zona da analizzare, mentre un terzo elettrodo di massa viene posizionato in un ambiente elettricamente neutro. Questa configurazione degli elettrodi è originata dal fatto che l’amplificazione del segnale avviene tramite un amplificatore differenziale, il quale in linea di principio, amplifica le differenze di segnale e taglia la componente di segnale comune ai due elettrodi. Questa caratteristica è molto utile in quanto migliora notevolmente il SNR della misura e permette l’acquisizione di segnali EMG molto deboli in ambiente rumoroso. Nel caso di studio sono stati applicati perciò due elettrodi per ogni muscolo da analizzare approssimativamente sopra il ventre muscolare tenendo presente la direzione in cui si sviluppano le fibre del muscolo e il loro angolo di pennazione più un elettrodo a livello della vertebra C7, punto di reperi elettricamente neutro. Per una corretta effettuazione delle prove è necessario che la zona in cui vengono applicati gli elettrodi sia depilata e opportunamente pulita con alcool o altro detergente al fine di ridurre la resistenza data dalla pelle considerata la piccola entità del segnale elettrico da rilevare.

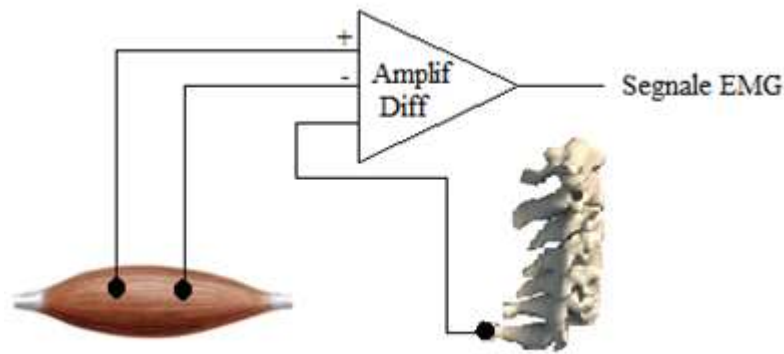


Figura 4.7. Schematizzazione del funzionamento degli elettrodi applicati, a coppie, sui muscoli.

4.4 I software utilizzati

Per acquisire i dati relativi alla cinematica del movimento e alle attivazioni muscolari è stato utilizzato un pacchetto di software forniti BTS Bioengineering comprendente i seguenti software:

- Smart Capture: consente di registrare il movimento consentendo la sincronia e la correlazione dei dati di cinematica derivanti dal movimento dei marcatori sullo spazio con le attivazioni muscolari,
- Smart Tracker: permette, a partire dal protocollo scelto per la disposizione dei marker sul tester, di ricostruire, da pc, i segmenti ossei del soggetto attraverso l'unione dei singoli marker con dei segmenti dopo avere assegnato ciascun marker al repere che rappresenta ottenendo così il segmento coscia, ad esempio, il segmento gamba e così via,
- Smart Analyzer: permette la gestione di tutti i tipi di dati di interesse biomeccanico quali possono essere ad esempio distanze, angoli, velocità, accelerazioni (lineari e angolari), forze, momenti, potenze e la possibilità di generare sistemi di riferimento diversi da quello di laboratorio e anche la creazione di marker virtuali permettendo così all'utente di analizzare e presentare i dati in diversi sistemi di coordinate. Inoltre, permette l'analisi temporale di segnali acquisiti durante le prove, nel caso di studio, segnali di elettromiografia, consentendo all'utente di elaborarli ottenendo gli output desiderati.

5. ESECUZIONE DELLE PROVE SPERIMENTALI

Lo scopo di questa Tesi, come detto, è quello di valutare la bontà di simulazioni di movimento effettuate attraverso l'utilizzo di modelli muscolo scheletrici che tentano di riprodurre il gesto motorio di leg-extension eseguito sperimentalmente. A tal proposito verranno qui descritte le fasi in cui sono state strutturate ed eseguite le prove sperimentali.

5.1 Preparazione dell'ambiente di prova e vestizione dei tester

Nella stanza dedicata alla sessione di prove sono state allestite sei telecamere ad infrarossi con una disposizione ad ombrello in modo da riuscire a registrare il movimento in modo accurato e preciso. Una volta posizionate e cablate le telecamere, si è proseguito con la calibrazione del volume di acquisizione (vedi § 5.1.2).

5.1.1 Vestizione dei tester

Un'operazione centrale nello svolgimento delle prove è la vestizione dei tester. Qui di seguito si riportano tutte le modalità con cui sono stati preparati i soggetti prima delle prove. Sia nella prova pilota che nelle prove definitive si è proceduto alla vestizione seguendo le stesse generalità. Si riportano perciò le sequenze adottate in questa unica sede. Il lavoro di vestizione dei tester ha un'importanza fondamentale nell'ottenimento di dati buoni di cinematica e di attivazioni muscolari. Per questo si è cercato di fare tale operazione con la massima accuratezza. I tester sono stati preparati con elettrodi per EMG superficiali grazie ai quali si andrà a registrare l'attività muscolare dei seguenti muscoli:

- estensori del ginocchio:
 - retto femorale,
 - vasto mediale,
 - vasto laterale;

- flessori del ginocchio:
 - bicipite femorale capo lungo,
 - semimembranoso,
 - gastrocnemio mediale.

Inoltre sono stati applicati altri due elettrodi per la rilevazione dell'attività muscolare del muscolo tibiale anteriore e un altro elettrodo posizionato in corrispondenza della vertebra C7 per avere un riferimento elettricamente neutro. Prima di posizionare gli elettrodi sui muscoli sono state accuratamente depilate le zone di applicazione e si è provveduto ad una pulizia della zona interessata con alcol e cotone in modo tale da rendere minima l'impedenza dovuta alla pelle e al sudore. Gli elettrodi, sono stati quindi fissati con del nastro da taping per assicurarsi della perfetta adesione con la pelle evitando il loro distacco durante le fasi di prova. Si è cercato di collocare gli elettrodi sempre sul ventre del muscolo perché questa è la zona in cui si rileva una maggiore attività muscolare. Inoltre, come si può vedere dalle immagini, essi sono stati applicati sempre a coppie rispondendo così alla necessità di eliminare il fenomeno di cross-talk amplificando il segnale rilevato (§ 4.3.1). La scelta dei muscoli sui quali applicare gli elettrodi deriva dal fatto che questi, sono i muscoli che maggiormente si attivano durante il movimento di flesso-estensione del ginocchio e che più facilmente si riescono a monitorare con una elettromiografia di tipo non invasivo.

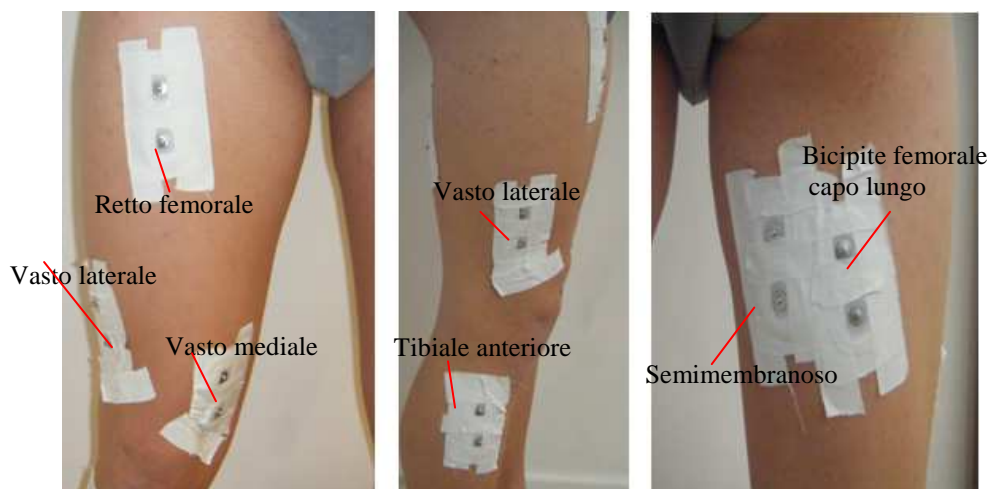


Figura 5.1. Posizionamento degli elettrodi

Una volta fissati tutti gli elettrodi di superficie, si è eseguito il cablaggio per collegarli al PocketEMG. I segnali EMG sono stati registrati grazie a tre diverse sonde: una prima, a quattro canali, ha registrato l'attività muscolare dei muscoli bicipite femorale, semimembranoso, vasto laterale e retto femorale; un'altra sonda a due canali ha registrato l'attivazione del vasto mediale e tibiale anteriore; l'ultima sonda ha registrato l'EMG del gastrocnemio. Infine si è collegata la sonda della massa all'elettrodo sulla vertebra C7. A

questo punto, per accertarsi che tutti gli elettrodi siano stati fissati correttamente e rilevino accuratamente l'attività muscolare, sono stati eseguiti dei controlli preliminari sulla correttezza dei segnali EMG facendo contrarre ai tester alternativamente i muscoli flessori ed estensori interessati e controllando l'entità del segnale direttamente sul Pocket.

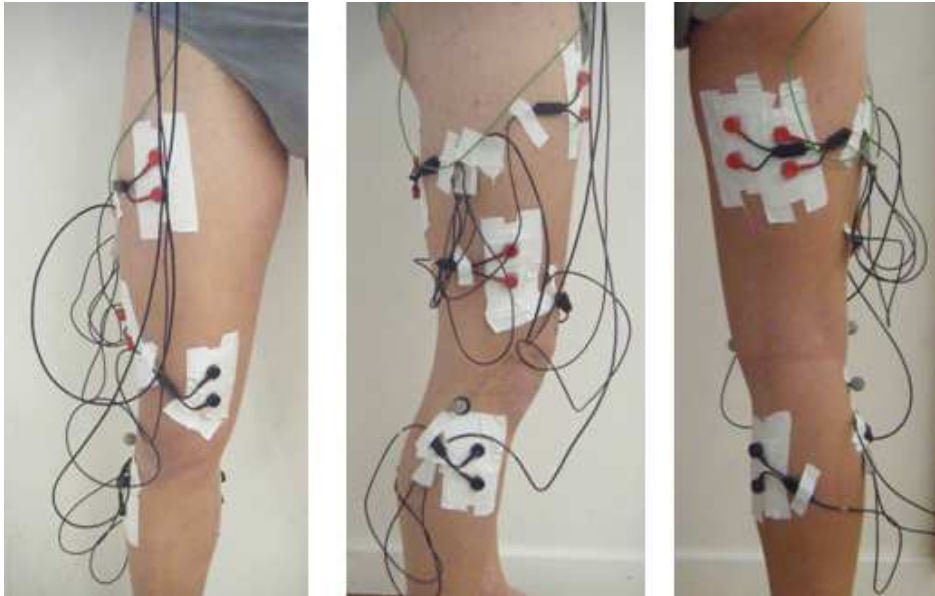


Figura 5.2. Cablaggio degli elettrodi EMG.

Oltre gli elettrodi per EMG, sui tester sono stati applicati anche una serie di marcatori in corrispondenza di alcuni punti di repere anatomico; essi assumono un ruolo di principale importanza in quanto, la loro posizione nello spazio viene sfruttata, in fase di creazione della simulazione, per la scalatura del modello e per fornire al software la cinematica precisa del movimento svolto durante le prove. Sono stati utilizzati 14 marker e sono stati posizionati sui tester secondo il seguente protocollo:

- spina iliaca anteriore destra,
- spina iliaca anteriore sinistra,
- spina iliaca posteriore destra,
- spina iliaca posteriore sinistra,
- gran trocantere destro,
- gran trocantere sinistro,
- epicondilo femorale mediale destro,
- epicondilo femorale laterale destro,

- testa del perone destro,
- faccia laterale della tibia,
- malleolo mediale destro,
- malleolo laterale destro,
- primo metatarso del piede destro,
- quinto metatarso del piede destro.

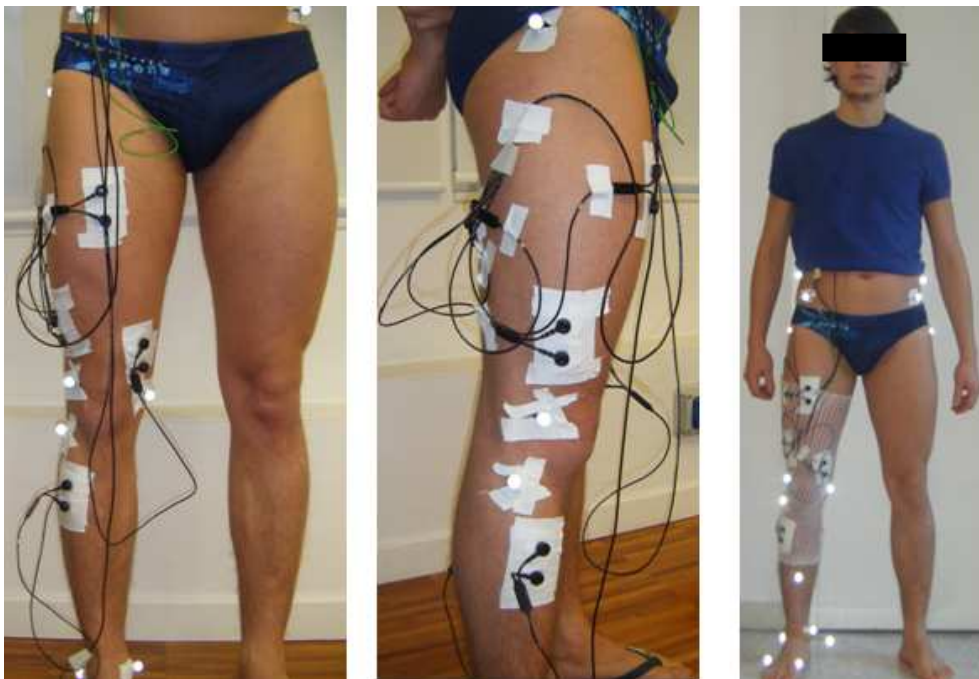


Figura 5.3. Vestizione completa di un tester: cablaggio degli elettrodi e posizionamento dei marker su di esso.

Come per gli elettrodi, anche i marcatori applicati sui tester nelle zone di interesse sono stati fissati con pezzi di nastro da taping in modo da garantire il loro fissaggio durante il prosieguo di tutte le prove. Oltre ai marcatori posizionati sui tester, sono stati collocati anche quattro marker direttamente sulla macchina isocinetica. Tali marcatori sono importanti per la derivazione dell'angolo di flesso-estensione e del punto di applicazione della forza di reazione che si svilupperà sotto la cavigliera a contatto con la tibia.

5.2 Prova pilota

La prima prova effettuata, con la funzione di prova pilota, si è svolta presso il servizio di Biomeccanica dell'Ospedale dell'Angelo di Mestre. La macchina isocinetica utilizzata

quella prova è stata il Cybex350. La differenza di questa macchina rispetto a quella utilizzata per le prove sperimentali (REV7000) è che la cavigliera non è mobile lungo il braccio meccanico ma è fissa e quindi il braccio di leva durante il movimento risulta costante. Inoltre essa ha maggiori dimensioni ed è risultata ingombrante per l'acquisizioni con le telecamere. Nella prova pilota sono state effettuate le prove su due tester. Dopo avere provveduto alla preparazione dell'ambiente di prova con il posizionamento delle telecamere a raggi infrarossi, il loro cablaggio e la calibrazione del volume di acquisizione, si è proceduto alla vestizione dei soggetti con le stesse modalità descritte in precedenza con elettrodi e marcatori fluorescenti.

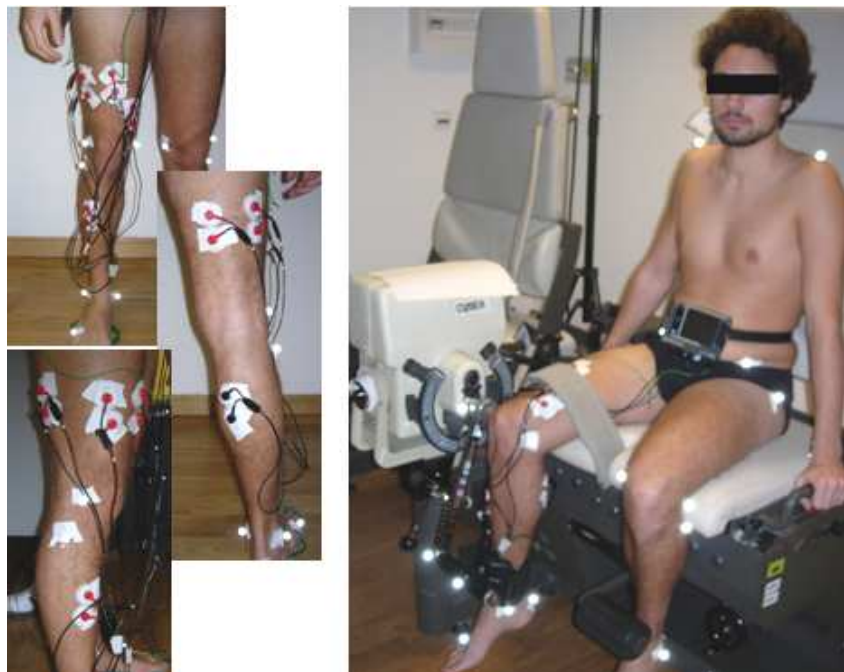


Figura 5.4. Vestizione del soggetto GM durante la prova pilota.

Quindi prima di effettuare le prove isocinetiche sono state eseguite delle acquisizioni statiche dei soggetti per avere precise informazioni sulla loro antropometria. Per quanto riguarda i marcatori da fissare sulla macchina isocinetica, ne sono stati collocati uno sulla cerniera, uno sulla superficie della cavigliera, e un terzo all'estremità del braccio meccanico nel punto di giunzione con la cavigliera. Questi marcatori avevano la funzione di registrare l'angolo di esercizio della macchina e il punto di applicazione della forza di reazione a livello della cavigliera. Una volta eseguita tale operazione, i tester sono stati fatti sedere sulla macchina isocinetica cercando di evitare bruschi movimenti, una volta seduti, per evitare il distacco degli elettrodi e marker compromettendo così le prove.

Una volta sistemato il tester sul Cybex350, si è provveduto a misurare con un metro la lunghezza del braccio meccanico della macchina utile per risalire alla forza di reazione che si sviluppa. Per entrambi i tester il braccio meccanico di leva misurava 34 cm. Inoltre si è provveduto alla misurazione della distanza (intesa come segmento perpendicolare), pari a 11,5 cm, tra la superficie della cavigliera, dove è stato posto un marker, e la tibia; tale informazione è utile per risalire alla posizione del punto di applicazione della forza. Per tutte le prove sono state acquisiti i dati di cinematica e i dati di elettromiografia. A fine sessione di prove, sono stati acquisiti, inoltre, i segnali di elettromiografia massimali, ottenuti tramite prove in isometria, utili per la normalizzazione del segnale in fase di elaborazione dei dati.

Tabella 5.1. *Dati relativi alle prove isocinetiche effettuate dai tester durante la prova pilota.*

	Isocinetica	Tempo [s]	N° cicli
Tester: FB	60°/sec	20.65	4
	120°/sec	14.03	5
	180°/sec	7.17	4
	240°/sec	14.58	10
Tester: GM	60°/sec	17	4
	120°/sec	11.05	5
	180°/sec	10.63	6
	240°/sec	15.32	12

Durante questa sessione, tuttavia, ci si è accorti, solamente in un secondo momento durante l'elaborazione dei dati, che i dati di cinematica ottenuti con la motion capture non erano soddisfacenti. Questa problematica è derivata dal fatto che l'ambiente di acquisizione si è rivelato non ottimale in quanto di piccole dimensioni e con la presenza di macchinari ingombranti originanti molti riflessi che le telecamere hanno registrato come falsi marcatori. Oltretutto le dimensioni della macchina isocinetica Cybex350, in aggiunta alle cinghie di sicurezza e la cavigliera hanno oscurato gran parte delle traiettorie dei marcatori. Perciò per la prova pilota è stato possibile solamente effettuare l'analisi dei dati di elettromiografia e non si è avuta la possibilità di testare la funzionalità del software OpenSim 1.9.1 per la ricostruzione dell'intero movimento con il modello muscolo-scheletrico.

5.3 Preparazione delle prove sperimentali

Le prove sperimentali analizzate per la creazione della simulazione biomeccanica con OpenSim 1.9.1 sono state svolte presso il centro CEMES - Gruppo Data Medica di Padova dove è presente la macchina isocinetica REV7000. Le prove di flesso-estensione del ginocchio sono state effettuate, anche in questa occasione, su due tester. Come per la prova pilota, l'ambiente dedito alle prove è stato allestito con sei telecamere a raggi infrarossi posizionate a raggiera. I tester sono stati vestiti come visto in precedenza con 14 marcatori, seguendo il protocollo definito in § 6.1.1 e con gli elettrodi per EMG sui muscoli sopra elencati. A differenza della prova pilota, durante queste prove, sono stati posizionati sulla macchina isocinetica quattro marcatori. Il primo marcatore è stato posizionato sulla cerniera del braccio meccanico della macchina; il secondo sulla superficie del carrello scorrevole e gli altri due sulla superficie della cavigliera. Questi marcatori sono utili per risalire, grazie al software Smart Analyzer, all'angolo di flesso-estensione del braccio meccanico, alla lunghezza variabile del braccio di leva e al punto 3D di applicazione della forza di reazione che si sviluppa a livello della cavigliera durante il movimento. Una volta vestiti i tester, essi sono stati fatti sedere con attenzione sulla macchina cercando di minimizzare lo strofinio degli elettrodi col sedile; inoltre, con l'utilizzo di una retina elastica si è proceduto a raccogliere i cavi delle sonde EMG per evitare che il movimento di flesso-estensione del ginocchio sia disturbato durante l'intero arco di moto. Il pocket EMG al quale sono collegate le diverse sonde, è stato fissato sul girovita dei tester attraverso delle cinghiette. Inoltre si è provveduto a fissare la coscia con una cinghia per cercare di ridurre al minimo i movimenti della stessa. La parte distale della tibia, poco sopra al livello della caviglia, invece è stata fermata con una cavigliera che ha il compito di frenare la gamba in fase di estensione e in fase di flessione. È proprio a livello della cavigliera che la forza impressa dal tester durante il moto viene restituita sotto forma di resistenza meccanica. La scarsa rigidità del sistema di fissaggio ha tuttavia portato a delle oscillazioni della coscia rilevabili dalla cinematica del movimento e dall'analisi numerica della coppia misurata. terminate queste operazioni, si è provveduto a misurare con un metro lo spessore della cavigliera per stimare il punto di applicazione della forza di reazione in cui applicare la forza nella simulazione numerica; è stato poi misurato lo spessore della cerniera del braccio meccanico e lo spessore del carrello scorrevole per risalire all'angolo di flessione della macchina isocinetica nel tempo e alla lunghezza

variabile del braccio di leva [m] utile per determinare il valore, della forza di reazione [N] che si sviluppa a partire dalla conoscenza della coppia resistente misurata [Nm].

Tabella 5.2. *Caratteristiche geometriche della macchina isocinetica REV7000.*

Dati macchina isocinetica REV7000	
Spessore cerniera	45 mm
Spessore carrello scorrevole	50 mm
Spessore cavigliera	55 mm

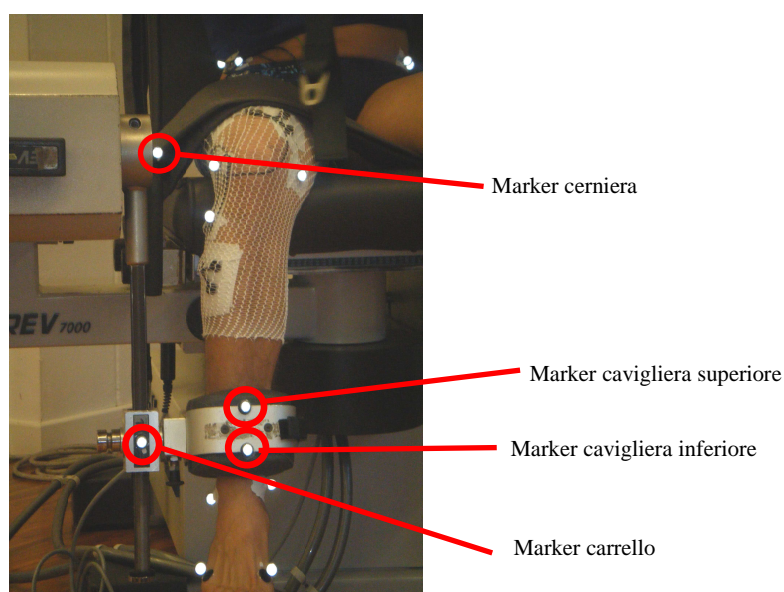


Figura 5.5. Posizionamento dei marcatori sulla macchina isocinetica.

5.4 Esecuzione delle prove sperimentali

Le prove sperimentali sono iniziate con delle acquisizioni in statica del soggetto, già vestito di marcatori ed elettrodi, che permettono di risalire alle informazioni sulla sua antropometria in fase di elaborazione dati (riguardanti le tre dimensioni dell'arto inferiore destro). Successivamente si è passati allo svolgimento delle prove di flesso-estensione del ginocchio che si sono svolte alle seguenti velocità di conduzione della macchina:

- 60 °/sec
- 120°/sec
- 180°/sec
- 240°/sec

Per ogni prova, ad una data velocità angolare, sono stati fatti eseguire ai tester quattro cicli di flessione-estensione del ginocchio destro. Le misurazioni relative alle prove sono state raccolte, come già affermato, da tre diversi dispositivi, due dei quali sincronizzati tra loro:

- il software della REV7000 restituisce per la sequenza dei cicli il valore della coppia misurata,
- i software in dotazione con il sistema di stereofotogrammetria memorizzano la cinematica del movimento e consentono di risalire alla posizione angolare del braccio meccanico della REV7000,
- il software del Pocket BTS, sincronizzato con il software che cattura le traiettorie dei marcatori, che nei diversi canali rileva l'attivazione elettromiografica dei vari muscoli.

Le generalità dei due soggetti che si sono prestati alle prove sperimentali sono riportate in Tabella.

Tabella 5.3. *Generalità dei tester.*

Tester	Sesso	Età	Altezza [cm]	Peso [Kg]
PT	M	18	172	70
FZ	M	24	177	70

La modalità delle prove per i due tester sono riportate in Tabella.

Tabella 5.4. *Modalità delle prove isocinetiche svolte dai tester.*

	Isocinetica	Tempo [s]	N° cicli
Tester: PT	60°/sec	12.07	4
	120°/sec	7	4
	180°/sec	5.33	4
	240°/sec	4.55	4
Tester: FZ	60°/sec	12.45	4
	120°/sec	7.10	4
	180°/sec	5.34	4
	240°/sec	4.70	4

Alla fine di tali prove sono state fatte eseguire ai tester delle prove in isometrica durante le quali è stato chiesto al soggetto di sviluppare la massima forza in flessione ed estensione

sulla cavigliera che era tenuta ferma dalla macchina isocinetica a diverse angolature (0° , 15° , 30° , 45° , 60° , 75° , 90° , 105°). Oltre a queste prove, sono stati eseguiti delle prove “manuali” dei massimali dei muscoli monitorati. Tutto ciò perché in fase di elaborazione del segnale elettromiografico, questo verrà normalizzato rispetto ai diversi massimali misurati secondo le modalità descritte successivamente nel prossimo Capitolo.



Figura 5.6. Varie fasi di una prova isocinetica e prove in isometria sulla macchina e manuali effettuate su FZ.



Figura 5.7. Alcune fasi di prova isocinetica su PT.

6. ELABORAZIONE DEI DATI

Il seguente Capitolo è diviso in tre sezioni, in ciascuna delle quali sono riportate le procedure seguite per portare a termine la simulazione biomeccanica. La prima riguarda elaborazioni fatte sulle traiettorie dei marker, l'altra riguarda l'elaborazione del segnale elettromiografico i vari protocolli utilizzati per l'analisi degli stessi e un'ultima parte in cui vengono descritti i passaggi seguiti in OpenSim per portare a termine la simulazione biomeccanica. Verranno qui riportati solamente alcuni risultati.

6.1 Preparazione dei dati di cinematica

Generalmente, per generare simulazioni in OpenSim sono necessari i seguenti tipi di dati:

- le traiettorie dei marker sperimentali;
- le forze di reazione, i momenti e il punto di applicazione degli stessi agenti sui segmenti corporei.

6.1.1 *Traiettorie dei marker*

Il primo tipo di dati necessari per fare simulazioni sono le traiettorie dei marker nello spazio. Si dispone di questi dati direttamente dall'acquisizione con motion capture del movimento di flessione-estensione del ginocchio destro. I dati descrittivi le traiettorie dei marcatori sono stati ottenuti attraverso una elaborazione tramite il software Smart Tracker. Se si proietta a video, infatti, ciò che le telecamere hanno memorizzato, si osserva solamente un continuo movimento di pallini bianchi (rappresentanti i marker) nello spazio ma non è possibile risalire alla cinematica dell'esercizio perché è necessario assegnare ad ogni marcatore riflesso, e per ogni frame, quale punto di repere anatomico rappresenta. Per fare ciò, grazie al Tracker è stato creato un protocollo che permette di assegnare un'etichetta ad ogni marker garantendo una facile individuazione degli stessi sia visivamente che in fase di esportazione dei dati. Il protocollo implementato è riportato in Figura 6.1. Una volta effettuate le assegnazioni dei marcatori ai pallini luminosi memorizzati, e quindi dopo aver ricostruito anche visivamente la cinematica del movimento, sono state esportate, tramite il software Smart Analyzer, tutte le traiettorie sullo spazio previa interpolazione. Se qualche marcatore, infatti, non viene identificato in

fase di acquisizione, grazie all'interpolazione è possibile ricostruirne le coordinate nel tempo.

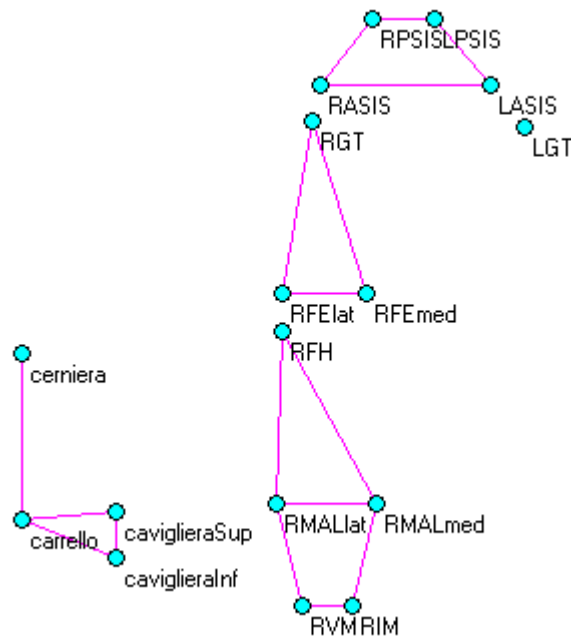


Figura 6.1. Protocollo utilizzato nello Smart Tracker.

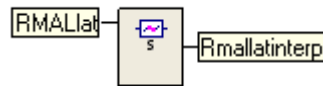


Figura 6.2. Operatore utilizzato in Analyzer per interpolare le tracce dei marcatori nel tempo.

6.1 2 Forze di reazione

Le forze di reazione e i momenti non derivano dalla stereofotogrammetria, ma sono ottenibili direttamente dalla macchina isocinetica impiegata nelle prove. La macchina, come detto in § 4.1, memorizza i dati di coppia meccanica che si sviluppano a livello della cerniera del braccio meccanico. Ricordando che vale $M = F \cdot b$ dove b rappresenta il braccio di leva, la forza di reazione F sarà ottenibile direttamente come rapporto tra la coppia M registrata e il braccio; tale braccio è calcolabile attraverso Analyzer. Il braccio meccanico della macchina, rappresentante il braccio di leva, non è costante nel tempo ma varia col variare dell'angolo di flessione. Per determinare l'effettiva lunghezza del braccio si è fatto uno studio sulle traiettorie del marcatore posto a livello della cerniera della macchina e su quelle del marcatore collocato sulla superficie del carrello scorrevole. Con

Analyzer si è creato un marcatore virtuale spostandosi, dal marker sulla cerniera, lungo l'asse Z del laboratorio, trasversale alla macchina, di una quantità pari a mezzo spessore della cerniera stessa che si ricorda pari a 22,5 mm. Questo marcatore virtuale rappresenta il movimento centrale della cerniera e assieme al marker posto sul carrello forma il segmento cerniera-carrello. Il braccio di leva viene calcolato in Matlab, con il teorema di Pitagora, considerandolo come l'ipotenusa di un triangolo rettangolo i cui cateti sono il segmento cerniera-carrello e la metà dello spessore del carrello prismatico.

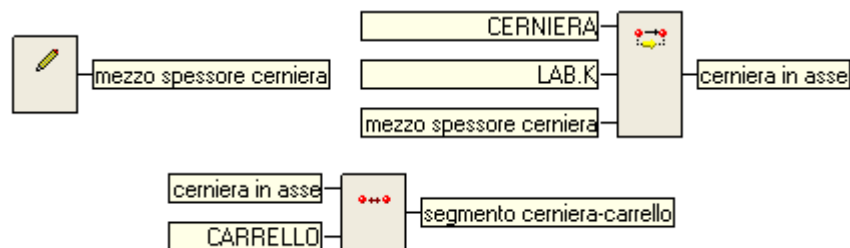


Figura 6.3. Operatori usati con Analyzer per la definizione del braccio di leva.

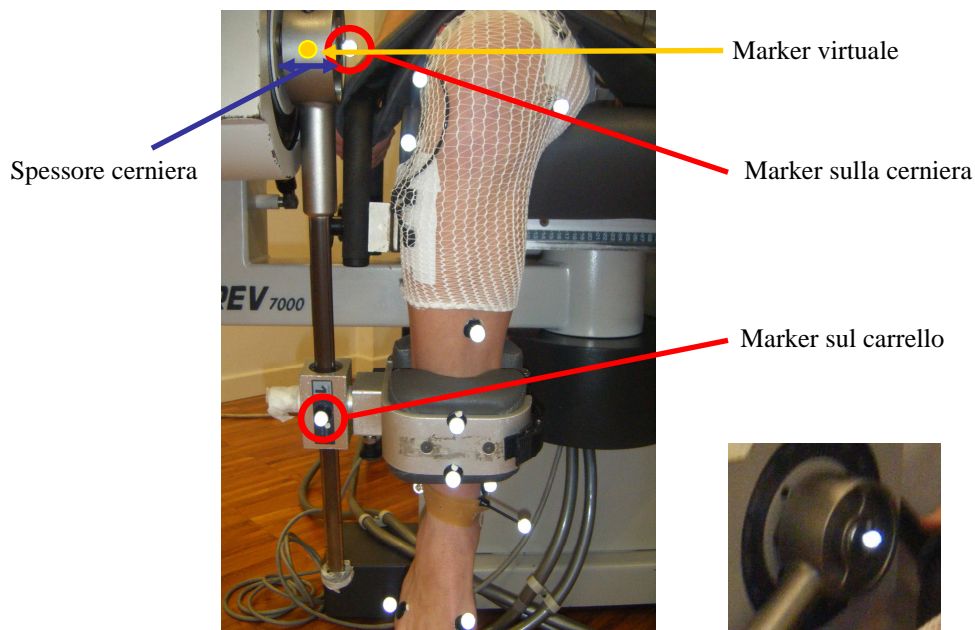


Figura 6.4. Rappresentazione dei marker sperimentali e virtuali utilizzati per il calcolo del braccio di leva.

Considerata la ripetibilità del gesto di flesso-estensione del ginocchio, la lunghezza del braccio varierà allo stesso modo durante i quattro cicli.

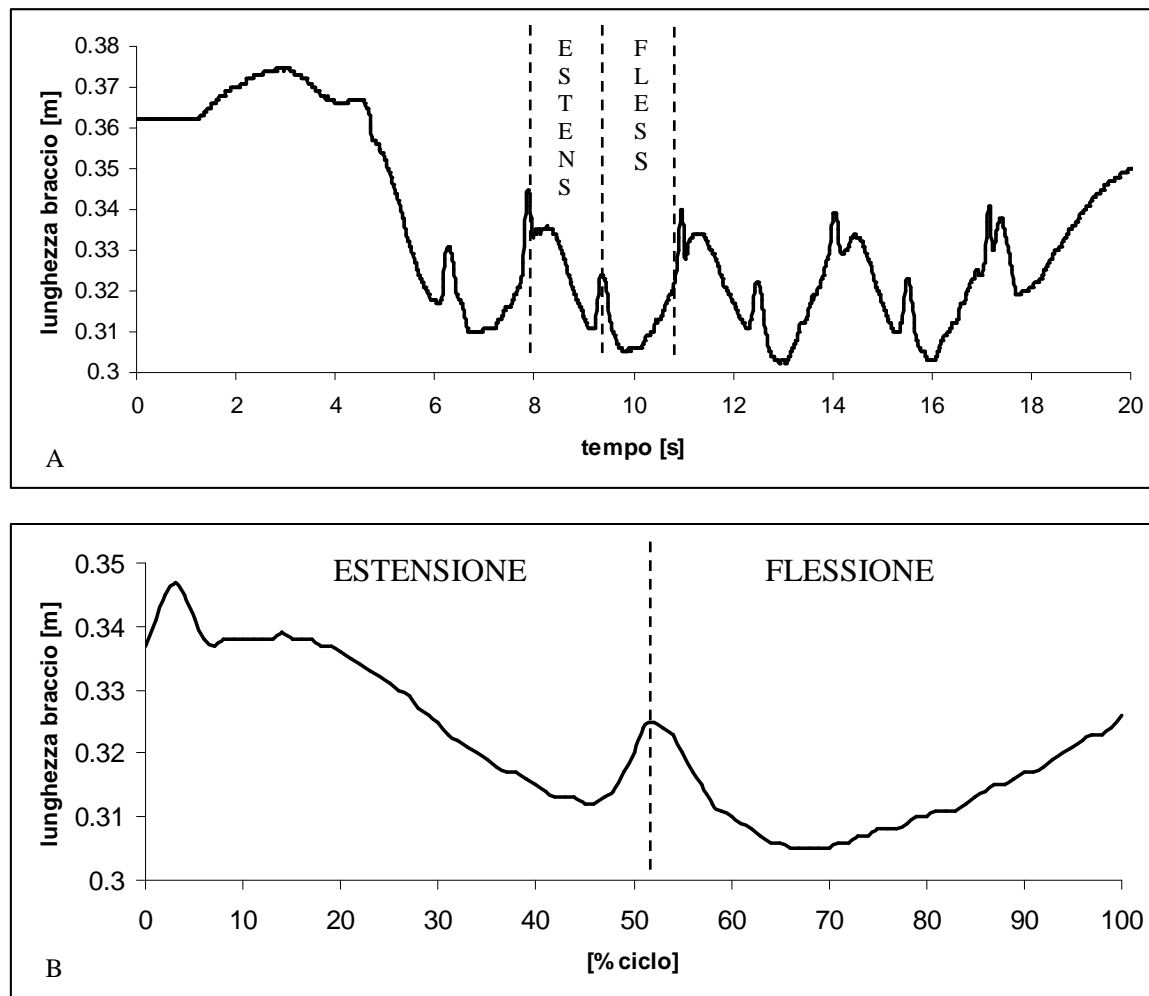


Figura 6.5. Variazione di lunghezza del braccio di leva nei quattro cicli di flesso-estensione (A) e media della stessa (B) durante un esercizio isocinetico alla velocità di 60°/sec sul tester FZ.

Una volta risaliti al braccio di leva, variabile durante l'intero arco di moto, il modulo della forza di reazione agente sui tester, a livello della cavigliera viene ricavato come rapporto tra la coppia meccanica e il braccio stesso. Tale rapporto è stato calcolato tramite un foglio Excel. La forza calcolata verrà scomposta successivamente nelle sue tre componenti per rispondere ai requisiti di input del software OpenSim. In Appendice vengono riportati, come esempio, i valori del modulo della forza di reazione, e delle sue componenti lungo X e Y, per un singolo ciclo di prova durante un esercizio a 240°/sec in relazione al valore di coppia misurata al variare dell'angolo di flesso-estensione del braccio meccanico e alla lunghezza dello stesso. Si noti che le componenti di forza sono state moltiplicate per un fattore -1 per uniformare la convenzione degli angoli usata in OpenSim con quella calcolata tramite l'Analyzer.

6.1.3 Angolo di flesso-estensione

Per la generazione delle simulazione, OpenSim richiede le componenti di forza rispetto ai tre assi di riferimento x - y - z . A questo requisito, si è trovata soluzione facendo ricorso alla trigonometria sfruttando la conoscenza dell'angolo di flesso-estensione. Tale angolo è stato elaborato, con Analyzer sempre a partire dalle traiettorie dei marker.



Figura 6.6. Operatori utilizzati con Analyzer per il calcolo dell'angolo di flesso-estensione

L'angolo studiato è quello che il segmento braccio, che va dal marker virtuale sulla cerniera (cerniera in asse) fino al marker sul carrello (carrello), forma con l'asse x della terna fissa di laboratorio rappresentante l'asse sagittale.

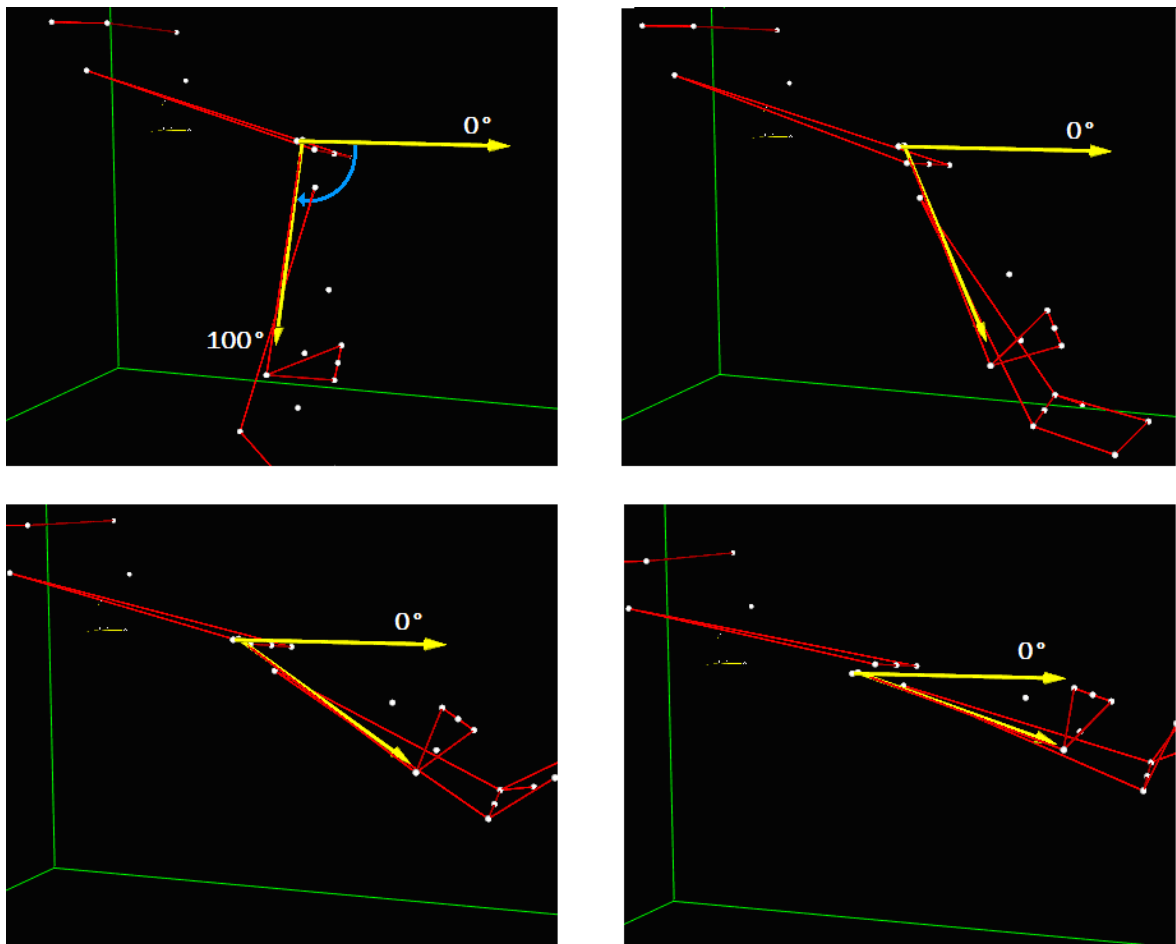


Figura 6.7. Rappresentazione grafica della variazione dell'angolo di flesso-estensione durante il movimento.

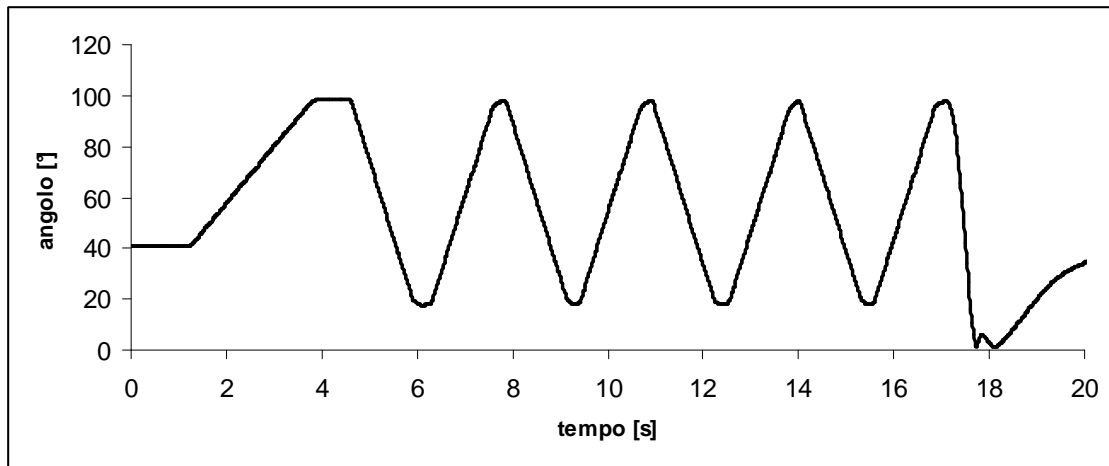


Figura 6.8. Variazione dell'angolo di flessione-estensione durante l'esercizio isocinetico a 60°/sec eseguito dal tester FZ.

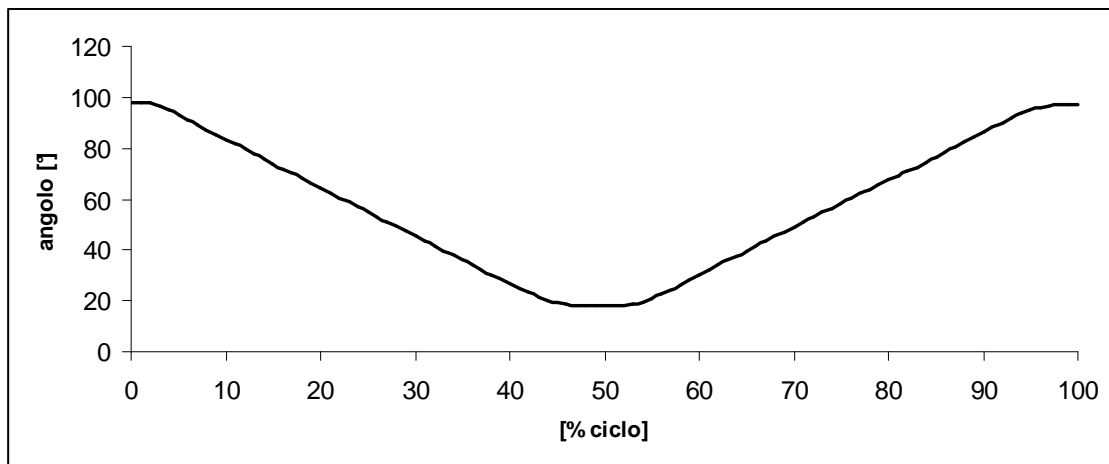


Figura 6.9. Media della variazione dell'angolo di flessione-estensione durante i quattro cicli isocinetici a 60°/sec sul tester FZ.

Le componenti di forza sono state trovate nel seguente modo:

$$F_x = F \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right)$$

$$F_y = F \sin\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right)$$

(6.1)

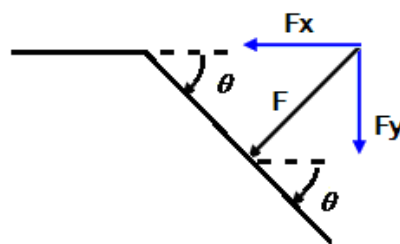
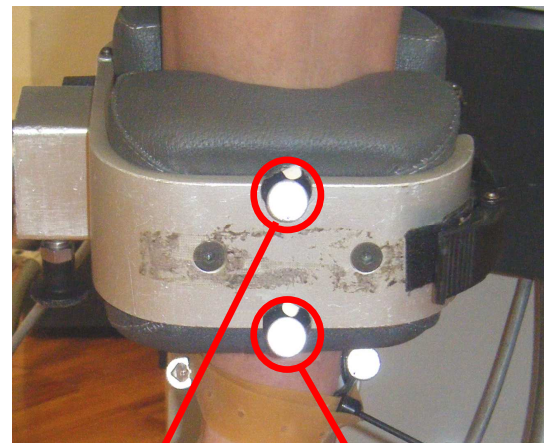


Figura 6.10. Componenti della forza di reazione sulla tibia lungo l'asse x e l'asse y.

6.1.4 Punto di applicazione della forza di reazione

Ultimo elemento da elaborare con Analyzer, è il punto di applicazione della forza di reazione che OpenSim richiede come dato di input. A tal proposito, in fase sperimentale si è provveduto a collocare due marcatori direttamente sulla cavigliera che tiene ferma la parte distale della tibia in modo tale da riuscire a risalire al punto desiderato.



Marker caviglieraSup

Marker caviglieraInf

Figura 6.11. Posizionamento dei marcatori su PT seduto sulla macchina e particolare del posizionamento dei marker sulla cavigliera per la derivazione dell'esatto punto di applicazione della forza di reazione.

Con Analyzer è stato creato il vettore passante per i due marcatori della cavigliera (caviglieraSup e caviglieraInf) ed è stato definito il punto medio sul segmento congiungente i due marker. Una volta definiti il vettore e il punto medio, si è proseguito identificando il vettore ortogonale al precedente e al versore definito dall'asse z della terna fissa, definita in fase di acquisizione con le telecamere, e ortogonale al vettore cavigliera tramite un prodotto vettoriale. È stato così creato un punto virtuale, denominato applicazione forza, posto lungo la direzione di tale vettore, e traslato a partire dal punto medio della cavigliera di un offset pari allo spessore della stessa di misura 55 mm.

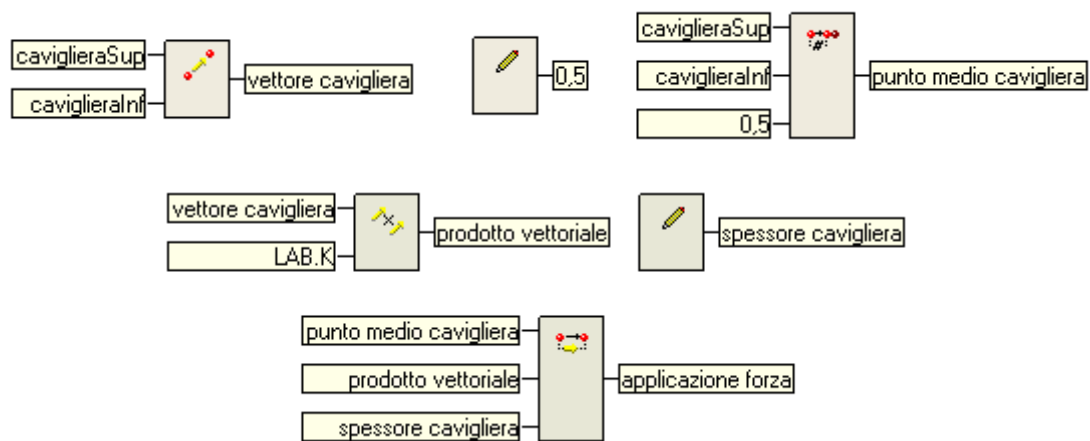


Figura 6.12. Operatori utilizzati con Analyzer per la determinazione del punto di applicazione della forza di reazione.

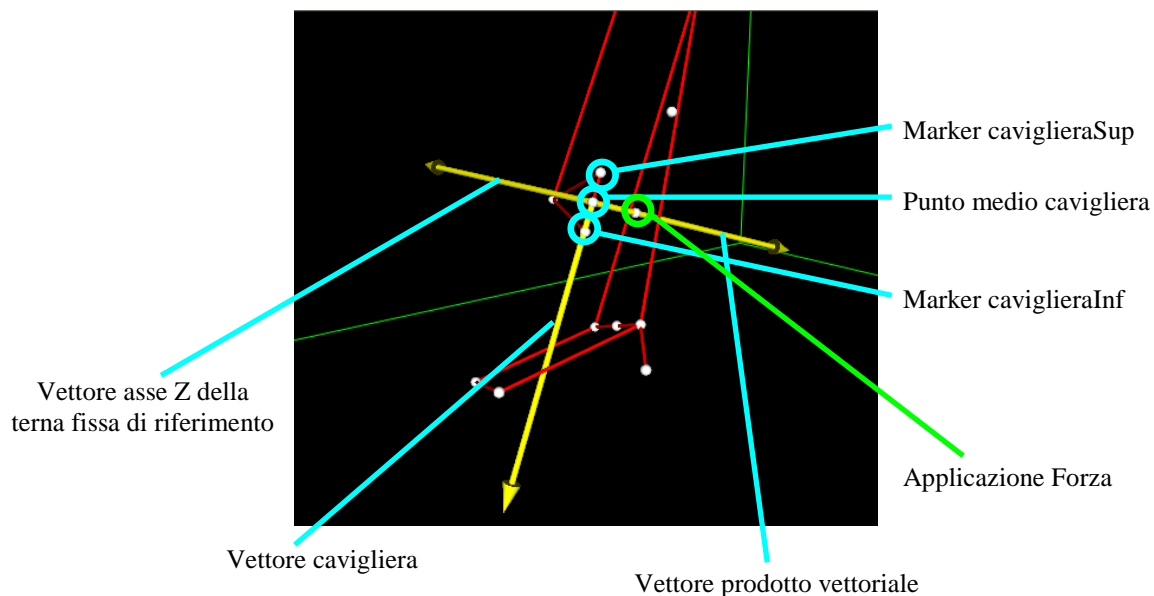


Figura 6.13. Rappresentazione della procedura di determinazione del punto di applicazione della forza di reazione con il software Smart Analyzer.

6.2 Protocollo per l'analisi del segnale EMG

Per analizzare i segnali di elettromiografia raccolti durante le prove stato creato un unico protocollo che ha consentito di calcolare l'attivazione di ogni singolo muscolo e di trovare la percentuale di attivazione degli stessi a partire dalla conoscenza dei massimali muscolari. Il software utilizzato per la creazione di tale protocollo è stato Smart Analyzer descritto in § 4.4. Il protocollo è in pratica diviso in due parti: nella prima viene calcolato il

valore di eccitazione massima, espressa in millivolt mV, dai segnali EMG ottenuti in condizioni di isometria, mentre nella seconda si deriva l'attivazione normalizzata di ogni muscolo durante il movimento di flessione-estensione.

6.2.1 Calcolo della Massima Contrazione Volontaria - MVC

L'inizio dell'analisi si concentra sui segnali EMG massimali acquisiti al termine delle prove di flessione-estensione sulla macchina isocinetica. Il massimo valore elettromiografico che può effettivamente sviluppare un muscolo, denominato MCV, è stato calcolato attraverso le seguenti procedure:

- rettifica del segnale,
- integrazione del segnale rettificato con una finestra mobile,
- filtraggio del segnale ottenuto,
- individuazione del valore massimo.

Per effettuare queste elaborazioni sul segnale è stato sviluppato un protocollo, con lo Smart Analyzer che consente l'individuazione del valore massimale a partire dal segnale grezzo; il protocollo è stato implementato attraverso l'utilizzo di particolari operatori selezionabili dal software.

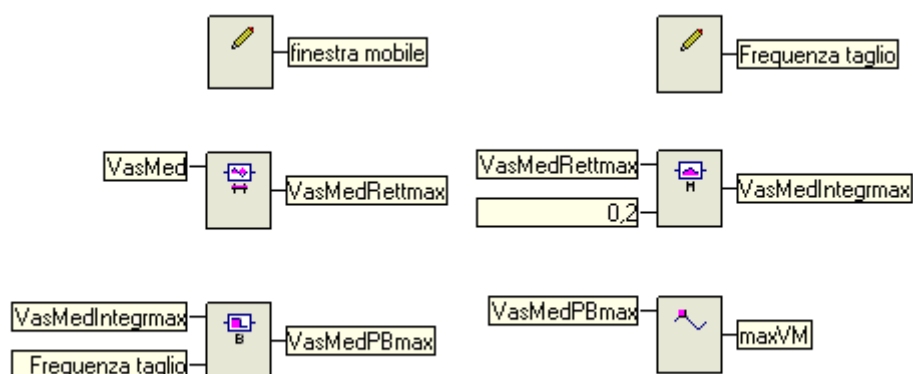


Figura 6.14. Operatori utilizzati con Analyzer per il calcolo dei massimali di ogni muscolo per la successiva normalizzazione dei segnali.

Inizialmente il segnale viene rettificato attorno allo zero; ossia ne viene calcolato il modulo. Successivamente viene fatta un'integrazione di questo segnale in una finestra

mobile di 0,15 sec; con questa operazione viene praticamente ottenuto l'involuppo del segnale e tale calcolo viene fatto in una finestra temporale mobile che permette di tener conto dell' EMG agli istanti precedenti dando origine ad un segnale più regolare. Il segnale così ottenuto è stato poi filtrato con un filtro passa-basso alla frequenza di taglio di 5 Hz in modo da eliminare disturbi derivanti ad esempio da movimenti superficiali della cute e metterne in evidenza le componenti d'interesse. Sono state adottate due diverse linee guida nel protocollo; una prima prevede di trovare il massimale per ciascun muscolo derivante dalle prove isometriche effettuate manualmente, mentre la seconda vuole ottenere il massimo valore di attivazione per ogni muscolo ottenuto come massimo tra i massimali relativi misurati per ogni angolo di prova isometrica effettuata. Il calcolo di questi valori verrà utilizzato in fase di normalizzazione del segnale EMG registrato in regime isocinetico.

6.2.2 Elaborazione dei segnali EMG relativi alle prove sperimentali

Una volta determinati i valori di MVC, questi sono stati utilizzati per normalizzare il segnale EMG registrato durante le prove isocinetiche. Il protocollo che prevede tale operazione elabora i segnali alla stessa maniera di quanto visto per il protocollo utilizzato per il calcolo della MVC. Si procede perciò alla rettifica, all'integrazione e al filtraggio del segnale. A questo punto, il protocollo, rispetto a quello precedentemente descritto, è stato aggiornato con alcune modifiche che hanno permesso di ottenere un segnale normalizzato rispetto al valore massimo MCV calcolato per ogni muscolo. Il segnale che vi si ottiene è ora da intendersi come una percentuale di attivazione di quel muscolo rispetto al massimo che quel muscolo può sviluppare.

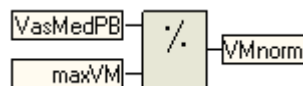


Figura 6.15. Operatori utilizzati con Analyzer per la normalizzazione dei segnali EMG di ogni muscolo.

Come esempio chiarificatore vengono riportati di seguito i grafici dei vari segnali rielaborati di un muscolo monitorato durante una delle prove sperimentali. Si noti che sono stati graficati i segnali EMG solamente di un ciclo di flessione-estensione. Il muscolo in esame è il vasto laterale misurato durante una prova a 60°/sec su PT.

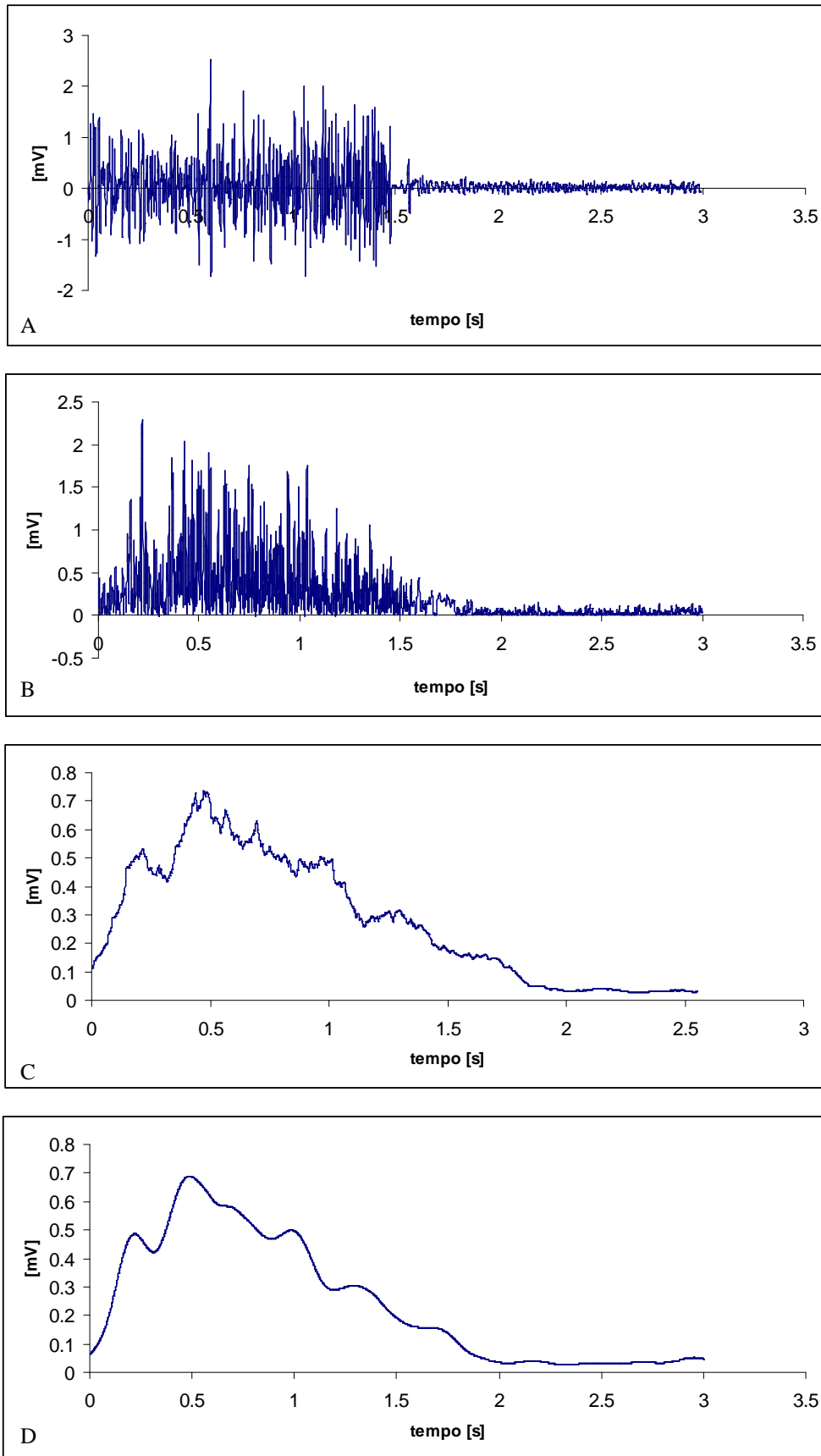


Figura 6.16. Esempio di segnale grezzo EMG (A), rettifica del segnale (B), integrazione del segnale (C) e filtraggio del segnale (D).

Per completezza, si è eseguita anche una media del segnale sui quattro cicli e il calcolo della deviazione standard per avere informazioni sulla continuità di attivazione muscolare tra diversi cicli di flessione ed estensione della gamba. Per fare ciò è stato necessario individuare prima di tutto i singoli cicli. La selezione dei cicli viene effettuata segnalando gli eventi di inizio/fine ciclo con riferimento al valore massimo dell'angolo di flessione-estensione del braccio meccanico della macchina isocinetica. Il valore massimo di tale angolo è quello in cui il tester è nella situazione di massima flessione. La selezione dei cicli è possibile con l'Analyzer tramite un'interfaccia che visualizza l'andamento temporale della angolo di flessione-estensione lungo tutto il tempo in cui si svolge l'esercizio motorio. Il protocollo richiede all'utente di individuare e selezionare i punti di massimo della funzione che, considerato il tipo di esercizio, è una funzione sinusoidale; in questo modo vengono definiti i singoli cicli per i quali viene estratto il segnale elettromiografico e sarà possibile anche calcolare un segnale EMG medio con la sua deviazione standard.



Figura 6.17. Operatori utilizzati con Analyzer per la determinazione dei diversi cicli che permettono il calcolo di media e varianza del segnale EMG in tutti i quattro cicli di prova.

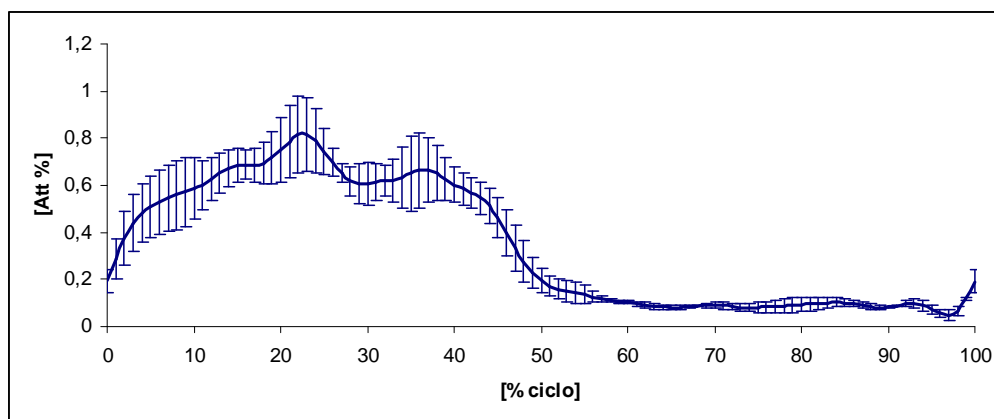


Figura 6.18. Esempio di media e varianza del segnale EMG del vasto laterale in una prova a 60°/sec su PT.

6.3 Il modello utilizzato in OpenSim

Il software OpenSim offre vari modelli muscolo scheletrici, ma solo due sono quelli che descrivono in modo completo e dettagliato il corpo umano e la scelta di quale modello

utilizzare va fatta in base a quello che l'utente vuole studiare nel proprio progetto. In questo contesto, il modello scelto da utilizzare è stato quello denominato *3DGait2392*.

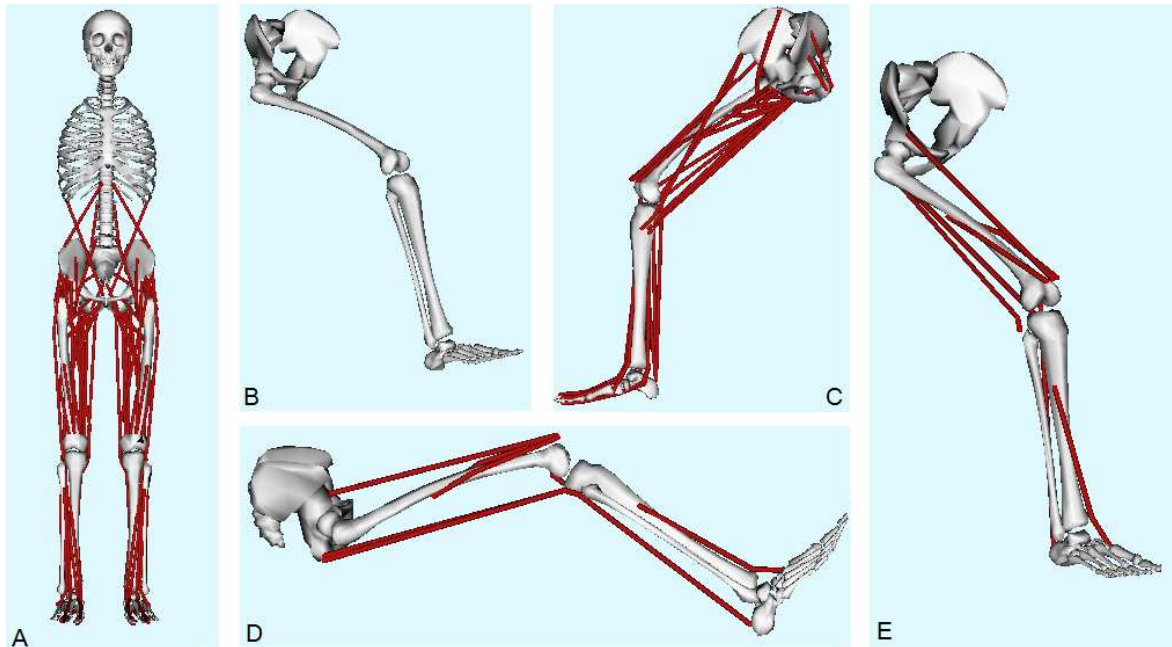


Figura 6.19. Modello muscolo-scheletrico utilizzato per la simulazione (A) e particolari dell'arto inferiore destro senza muscolatura (B), con muscolatura completa (C) e con i soli muscoli esaminati (D-E).

Il modello utilizzato nella prova modella tutto il corpo umano eccetto gli arti superiori; esso garantisce ventitre gradi di libertà e prevede la possibilità di modellare novantadue muscoli; da qui il nome del modello *3DGait2392*. I muscoli modellati in questo modello sono essenzialmente tutti i muscoli degli arti inferiori e i muscoli del bacino; non è perciò descritta la muscolatura delle braccia, delle spalle, del collo e del tronco. Si nota (Figura 6.19) che il modello non prevede la modellizzazione della rotula. I muscoli, assieme con i tendini, vengono rappresentati da dei sottili filamenti rossi eccetto per quanto riguarda i tre principali estensori del ginocchio per i quali la rappresentazione del complesso muscolo-tendine si interrompe alla fine del femore proprio perché è assente la rotula; l'azione di estensori del ginocchio comunque rimane valida. Una volta individuato il modello da utilizzare per creare la simulazione, il passo successivo è quello di far muovere il modello secondo una cinematica e dinamica ben precisa. Dovranno perciò essere caricati in OpenSim i dati descrittivi l'intera cinematica e dinamica del movimento da analizzare ottenuti tramite sistema di visione. Le traiettorie dei marker devono essere specificate in un file *.trc*, e le forze di reazione, momenti e punti di applicazione devono essere memorizzate in un file di estensione *.sto* oppure *.mot*. Tali formati sono descritti successivamente.

6.3.1 Coordinate di laboratorio

Ciascun set di coordinate (x - y - z) ottenute da un sistema di motion capture sono riferite ad un sistema di riferimento proprio chiamato sistema di riferimento assoluto di laboratorio. Prima di caricare in OpenSim la coordinate sperimentali, è necessario assicurarsi che tutte le coordinate siano trasformate dal sistema di coordinate del laboratorio al sistema di coordinate del modello usato dal software. OpenSim assume le seguenti convenzioni per quanto riguarda il sistema di riferimento assoluto del modello: l'asse x rappresenta l'asse sagittale, l'asse y quello verticale e l'asse z quello trasversale. Se tutte le posizioni sono convertite allo stessa unità di misura (metri o millimetri), allora tutte le coordinate possono essere trasformate da coordinate di laboratorio a coordinate di modello attraverso una trasformazione ortonormale rappresentata da una matrice di rotazione 3×3 (${}^{\text{model}}_{\text{lab}}R$) indicante l'orientazione del sistema di riferimento del laboratorio rispetto al sistema di riferimento adottato da OpenSim per il modello:

$${}^{\text{model}}P = {}^{\text{model}}_{\text{lab}}R * {}^{\text{lab}}P. \quad (6.2)$$

In questo studio si è pensato di semplificare questa fase calibrando l'ambiente di acquisizione direttamente secondo una terna fissa di laboratorio solidale con quella utilizzata in OpenSim: ovvero asse x rappresentante l'asse sagittale, asse y quello verticale e asse z posto nel piano trasversale.

6.3.2 Formati dei File

In OpenSim vengono utilizzati diversi formati di file. A partire perciò, dai dati di output forniti da Analyzer, sono stati creati i file nei formati richiesti dal software di simulazione.

6.3.2.1 File Marker (.trc)

Il formato di file *.trc* è stato creato da Motion Analysis Corporation per specificare la posizione dei marker posizionati sul soggetto in tutti i diversi istanti di tempo durante l'esecuzione di un movimento acquisito tramite stereofotogrammetria.

Un esempio di come deve essere creato un file *.trc* è il seguente. Le prime tre righe di un file *.trc* è un header, un'“intestazione”, seguita da due righe contenenti i nomi dei marker che dovranno essere gli stessi di quelli virtuali posizionati sul modello, da una riga bianca e successivamente dalle righe contenenti tutti i dati relativi all'acquisizione. Ciascuna riga di dati conterrà il numero del frame di quel dato, l'istante di tempo e le coordinate di posizione (*x-y-z*) di ciascun marker. Per quanto riguarda l'header, DataRate indica la frequenza in Hertz a cui sono stati acquisiti i dati; NumFrames indica il numero di frame di dati, NumMarker il numero di marker acquisiti e OrigDataStartFrame indica il numero del primo frame. Il tempo t al frame f memorizzato sarà $t=(f-OrigDataStartFrame)/DataRate$. Se il file *.trc* creato non segue il suddetto formato i dati non vengono letti correttamente e OpenSim non funziona.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	PathFileType	4 (X/Y/Z)	Paolo60.trc								
2	DataRate	CameraRate	NumFrames	NumMarker	Units	OrigDataRate	OrigDataStartFrame	OrigNumFrames			
3	19	19	101	12	m	19	1	101			
4	Frame#	Time	RGT		RFH			RVM			
5			X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3
6											
7	1	0	0.07	0.12	0.4	0.46	-0.05	0.44	0.44	-0.51	0.44
8	2	0.12	0.06	0.12	0.41	0.46	-0.05	0.45	0.51	-0.51	0.45
9	3	0.24	0.06	0.12	0.41	0.46	-0.06	0.45	0.6	-0.5	0.46
10	4	0.37	0.05	0.12	0.41	0.46	-0.06	0.44	0.67	-0.47	0.46
11	5	0.49	0.05	0.12	0.41	0.47	-0.06	0.44	0.74	-0.43	0.47

Figura 6.20. Prime righe di un file *.trc*

Per la realizzazione di questo Elaborato, sono stati creati in questo formato, i file contenenti le traiettorie dei marker durante l'acquisizione statica dei soggetti e quelle descrittive la cinematica del movimento. I primi saranno utili in fase di scalatura del modello mentre gli altri guideranno il modello durante il calcolo della cinematica inversa.

6.3.2.2 File Motion (.mot)

Il formato *.mot* è stato creato dagli sviluppatori di SIMM. Il formato *.mot* è compatibile sia con SIMM che con OpenSim ed è composto di due parti: un header e i dati. La prima riga deve iniziare con name seguito da uno spazio e il nome del file *.mot*. Le righe successive contengono datacolumns, uno spazio, e il numero totale di colonne di dati, e datarows, spazio e il numero totale di righe. La riga successiva riporta range, spazio, e gli estremi dell'intervallo di tempo in cui si estendono i dati del file. La differenza tra un file *.mot* e un

file *.sto* è semplicemente che nel file *.sto* il tempo non deve essere necessariamente equispaziato come invece avviene per un file *.mot*.

	A	B	C	D	E	F	G
1	name External Loads.mot						
2	Datacolumns 19						
3	Datarows 101						
4	range 0.000000 12.15						
5	endheader						
6	time	ground_force_vx	ground_force_vy	ground_force_vz	ground_force_px	ground_force_py	ground_force_pz
7	0	-17.84	2.2	0	0.43	-0.31	0.4
8	0.12	-163.87	4.79	0	0.47	-0.31	0.4
9	0.24	-333.83	-34.53	0	0.51	-0.31	0.4
10	0.37	-441.63	-105	0	0.55	-0.3	0.4
11	0.49	-533.1	-202.95	0	0.59	-0.28	0.4

Figura 6.21. Prime righe di un file *.mot*

6.3.2.3 Rappresentazione delle forze di reazione, momenti e centri di pressione

Per importare le forze di reazione, i momenti e i centri di pressione è necessario creare un file *.mot*. La prima riga sotto l'header dovrà contenere le seguenti etichette:

```
time, ground_force_vx,          ground_force_vy,          ground_force_vz,
ground_force_px,              ground_force_py,          ground_force_pz,
ground_force_vx,              ground_force_vy,          ground_force_vz,
ground_force_px,              ground_force_py,          ground_force_pz,
ground_torque_x,              ground_torque_y,          ground_torque_z,
ground_torque_x,              ground_torque_y,          ground_torque_z.
```

Tutte le righe conterranno il corrispondente dato, riferito al sistema di riferimento del modello, per ogni istante di tempo in cui il movimento è stato campionato. I file creati con questo formato sono quelli contenenti le forze di reazione (nelle tre componenti x - y - z) ricavate analiticamente secondo il metodo visto in precedenza, il loro punto di applicazione (sempre in x - y - z) e i momenti torcenti; tutte espresse nel tempo. Si noti che le coordinate esprimenti il punto di applicazione delle forze rispetto al sistema di riferimento del modello devono essere espresse in metri.

6.3.3 Scalatura del modello

Definite le modalità con le quali devono essere caricati i file in OpenSim, vengono ora descritte le operazioni eseguite per effettuare la simulazione. Come prima cosa il modello

deve essere scalato. A tal proposito, si ricorda, era stata eseguita un'acquisizione statica per avere informazioni sull'antropometria dei soggetti. Direttamente dal software si procede con il collocare i marker virtuali sul modello negli stessi punti in cui erano stati posizionati sui soggetti. OpenSim permette tale operazione direttamente tramite l'interfaccia grafica oppure caricando un file contenente le posizioni 3D dei marker ciascuno con la propria etichetta che andranno a collocarsi automaticamente sul modello in uso. In questo Elaborato è stato creato appositamente un file, il cui codice è riportato in Appendice, contenente tali informazioni e caricato nel software. In questo studio, si è proceduto alla scalatura del solo arto inferiore destro e della pelvi considerato il fatto che alcuni dei muscoli di cui si vorrà studiare l'attivazione a fine simulazione, hanno origine proprio in questa zona. Per questo motivo sul modello sono stati bloccati tutti i gradi di libertà del modello inerenti l'arto inferiore sinistro e il tronco. Poi, attraverso le operazioni descritte in § 3.2 e riportate in Figura 3.3 sono stati scalati i segmenti ossei del modello e quindi le caratteristiche geometriche dei muscoli che vi originano e prendono inserzione.

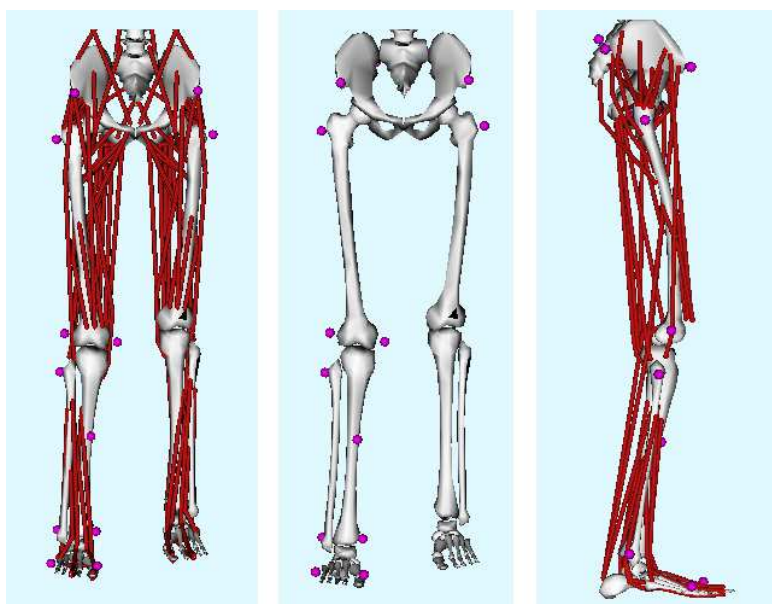


Figura 6.22. Tre diverse rappresentazioni della scalatura dell'arto inferiore destro. Si nota la differenza da quello sinistro non scalato e la presenza dei marcatori virtuali (rosa) grazie ai quali essa è possibile.

6.3.4 Cinematica Inversa

Una volta scalato il modello, si procede col caricare nel software i dati di cinematica ottenuti da motion capture col formato *.trc* richiesto. Oltre ai dati di cinematica vengono caricate tutte le reazioni misurate durante il movimento. Nel file *.mot* contenente i dati di

forza OpenSim prevede due carichi esterni; il file perciò è stato creato tenendo conto delle reazioni a livello della cavigliera agenti sul segmento tibia mentre è stata imposta una forza nulla e momenti nulli sull'altra tibia. Per quanto riguarda le componenti delle forze esterne agenti a livello della cavigliera poco sopra ai malleoli, sono state fatte alcune semplificazioni: sono state caricate solamente le componenti di forza lungo gli assi x e y ipotizzando F_z nulla in quanto la forza di reazione della macchina isocinetica è considerata perpendicolare alla tibia durante l'intero esercizio isocinetico. Per questo motivo sono stati imposti nulli anche i momenti torcenti agenti nel punto di applicazione della forza.

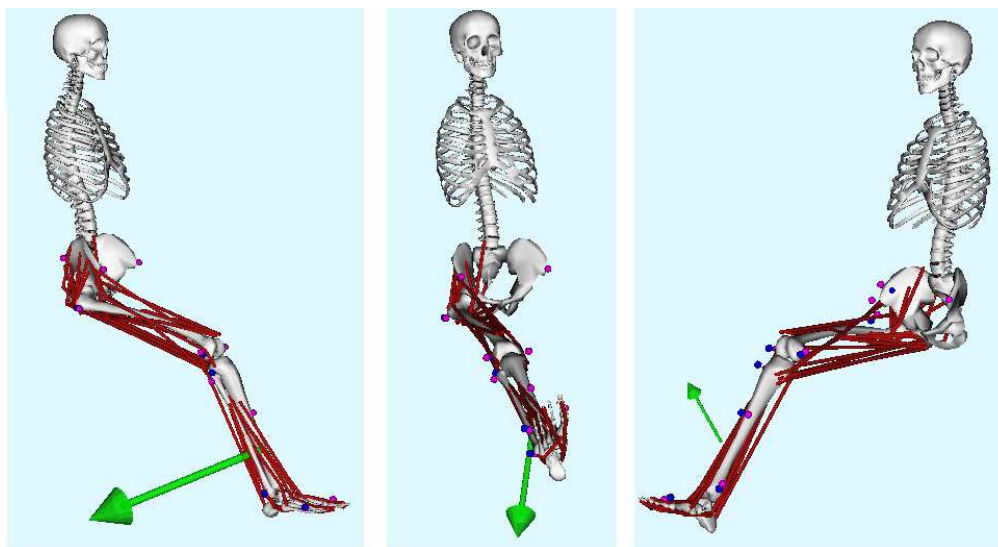


Figura 6.23. Rappresentazione del risultato di cinematica inversa calcolato da OpenSim. Si notino i marker virtuali (rosa) che inseguono quelli sperimentali (blu) e la forza di reazione esterna alla tibia (verde)

6.3.5 Calcolo delle attivazioni muscolari – CMC

Una volta risaliti alla cinematica del movimento è stato possibile effettuare il calcolo delle attivazioni muscolari. Lo strumento che permette tale operazione è il cosiddetto Control Muscle Compute Tool. Esso si basa su un complesso algoritmo descritto in § 3.6 e comporta dei costi computazionali abbastanza elevati; basti pensare che una simulazione di circa sette secondi viene svolta nell'arco di quattro ore. Per effettuare la CMC è necessario caricare i dati di cinematica ottenuti a seguito del calcolo della cinematica inversa e i dati relativi alle forze esterne agenti sul modello selezionando i segmenti corporei ai quali tali carichi esterni vengono applicati (Figura 6.24). Per quanto riguarda i carichi esterni da applicare è necessario aprire una parentesi. Infatti nel modello sono stati applicati solo i carichi agenti sulla tibia ma se si riflette sulla posizione seduta che deve assumere il

modello sarebbe necessario caricare anche le forze che si trasmettono a livello del sedile e dello schienale della poltrona della macchina isocinetica. Per la misurazione di tali carichi sarebbe stata necessaria una sedia strumentata. In mancanza di questa però si è pensato semplicemente di vincolare l'anca eliminando il grado di rotazione attorno all'asse trasversale ipotizzando così che il modello non potesse flettere od estendere la stessa (soggetto seduto). In mancanza di questa ipotesi il modello risultava in piedi con anca attivamente flessa condizionando le attivazioni iniziali del retto femorale mentre in così facendo si è impostato che la posizione ad anca flessa (soggetto seduto) fosse la posizione iniziale a riposo. Fatti questi accorgimenti, sono stati caricati due file di setup, implementati in formato *.xml* già presente nella cartella di lavoro di OpenSim (*Gait2392_CMC_Tasks* e *Gait232_CMC_ControlConstraints*).

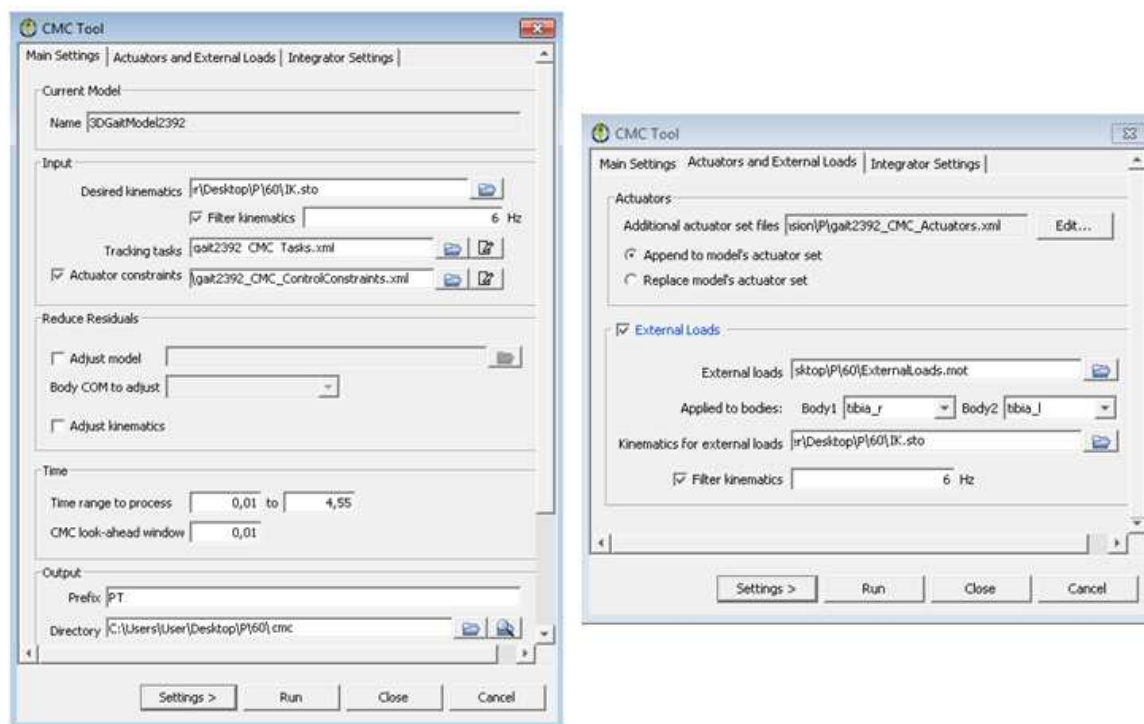


Figura 6.24. Pannello grafico dello strumento CMC.

Dal pannello grafico dello strumento CMC è possibile definire la finestra temporale entro la quale calcolare le attivazioni muscolari che corrisponderà alla durata della prova di flesso-estensione e il passo di integrazione dell'algoritmo scelto pari a 0.01 s. Per quanto riguarda invece i parametri di tolleranza d'errore e il numero di step massimi e minimi perché l'algoritmo giunga a convergenza sono stati lasciati quelli che il software dà di default. In fase di descrizione del calcolo delle attivazioni muscolari può essere aperta una

parentesi riguardante i parametri muscolari rappresentanti una parte fondamentale di tale calcolo. I muscoli sono descritti da molteplici parametri quali ad esempio la lunghezza ottimale della fibra e dei tendini, l'angolo di pennazione, le costanti di attivazione e deattivazione. Un parametro molto importante è quello definito *Max_Isometric_Force* rappresentante la σ_0 descritta in § 1.1.1 ovvero la massima forza sviluppabile dal muscolo in condizioni di lunghezza ottimale della fibra. Tale parametro entrerà direttamente nell'algoritmo di calcolo delle attivazioni muscolari. In OpenSim i valori numerici della *Max_Isometric_Force* derivano da prove sperimentali su cadavere e pubblicati da Delp et al., 1990, e corretti successivamente di alcuni fattori di scala perché mediamente, sono stati dimostrati essere troppo deboli. La discussione sulla veridicità di questi valori è ancora aperta in quanto alcuni studiosi affermano la necessità di raddoppiarli nelle simulazioni su soggetti allenati e senza deficit muscolari (Yamaguchi et al.). In questo Lavoro si è scelto tuttavia di utilizzare i valori di *Max_Isometric_Force* di default presenti nel software.

Tabella 6.1 Valori numerici della *Max_Isometric_Force* per i muscoli studiati nell'Elaborato.

Muscolo	Max_Isometric_Force Delp [N] (1990)	Fattore di scala	Max_Isometric_Force Gait3D2392 [N]
Retto femorale	780	1.50	1169
Vasto mediale	1295	1.00	1294
Vasto laterale	1870	1.00	1871
Bicipite femorale	720	1.24	896
Semimembranoso	1030	1.25	1288
Gastrocnemio mediale	1115	1.40	1558
Tibiale anteriore	600	1.51	905

Definiti i parametri richiesti nel pannello dello strumento CMC è stato possibile iniziare l'algoritmo di calcolo. Durante le fasi computazionali, è possibile vedere dall'interfaccia grafica come cambino di colore e lunghezza i vari muscoli al variare dell'angolo di esercizio dipendentemente dal fatto che il modello stia riproducendo una fase di estensione del ginocchio o una fase di flessione dello stesso. In Figura 6.26 sono riportate le due fasi di estensione (A-B) e di flessione (C-D) durante il calcolo delle attivazioni muscolari. Si nota come, in fase di estensione del ginocchio, siano attivi i muscoli retto femorale, vasto mediale e vasto laterale rispetto ai principali muscoli flessori. La colorazione rossa dei muscoli indica la piena attivazione degli stessi; quando i muscoli sono di color viola significa che sono in una fase intermedia di attivazione; la colorazione blu indica la mancanza di attivazione muscolare. In fase di flessione del ginocchio succede il netto contrario: vengono attivati i muscoli flessori oltre che al tibiale anteriore. Una volta

terminato il calcolo computazionale delle attivazioni muscolari, i risultati sono stati graficati e confrontati con i dati elettromiografici sperimentali. Inoltre, in questo lavoro di Tesi, si è scelto di analizzare anche le forze muscolari stimate durante la simulazione alla cui conoscenza è impossibile giungere in via sperimentale.

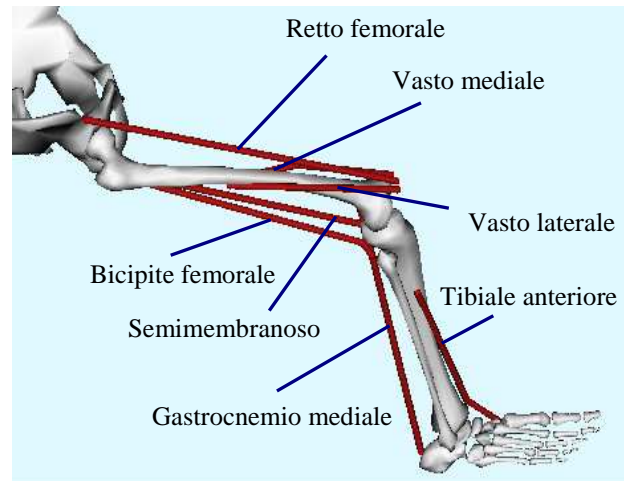


Figura 6.25. Rappresentazione dei muscoli studiati sul modello utilizzato.

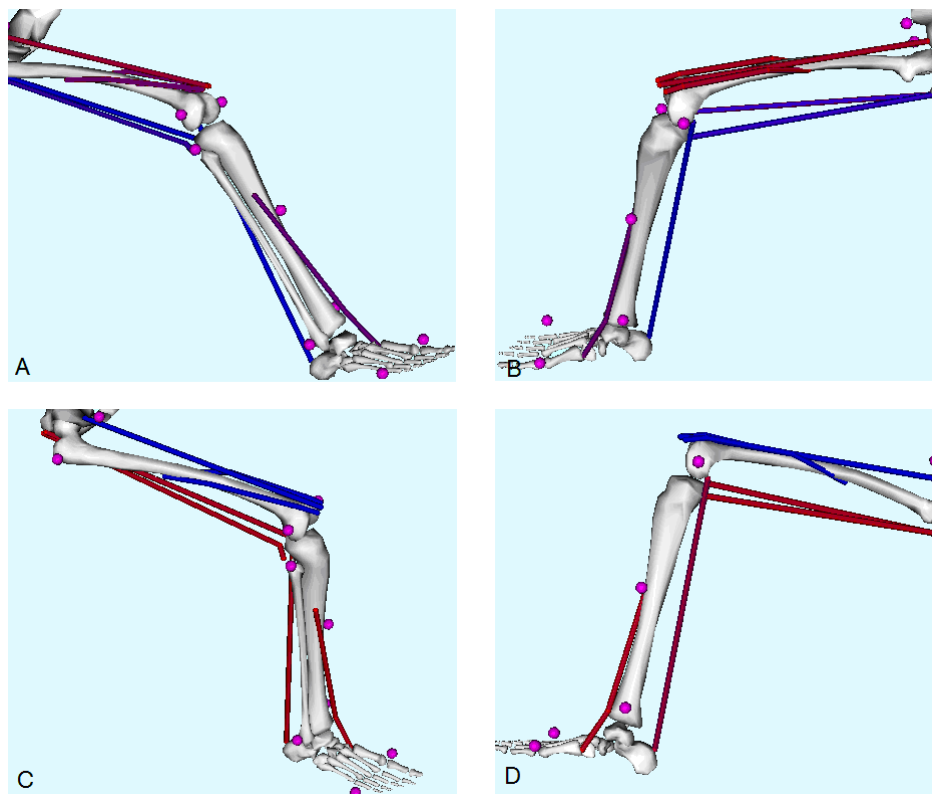


Figura 6.26. Varie fasi di attivazione muscolare durante un ciclo di flesso-estensione del ginocchio. Si noti il cambiamento di colorazione dei muscoli in relazione all'azione che essi hanno sul movimento dell'arto inferiore.

7. ANALISI DEI DATI SPERIMENTALI

In questo Capitolo si riporta una sintesi dei risultati sperimentali ottenuti durante le prove e viene fatto un confronto tra i dati sperimentali e quelli numerici ottenuti tramite simulazione. L'attenzione è centrata sugli aspetti riguardanti gli output forniti dalla macchina isocinetica e sui segnali elettromiografici ottenuti nelle diverse prove. Si è cercato, in particolare, di evidenziare le relazioni che intercorrono tra coppia misurata dalla REV7000, angolatura di flesso-estensione, velocità di conduzione e attivazione muscolare.

7.1 Considerazioni sulla coppia meccanica di output

Durante le prove sperimentali sono state effettuate prove sia in regime isometrico che in regime isocinetico dalle quali è stato possibile risalire ad importanti parametri utili allo studio. Delle varie prove, si riportano, di seguito, i valori massimi di coppia misurata; per gli esercizi isocinetici inoltre si dispone del valore massimo di lavoro e potenza sviluppato. Si cercherà da questi di stabilire se esiste una relazione tra la coppia misurata e gli angoli di esercizio e velocità di conduzione della macchina.

Tabella 7.1 Parametri in uscita dalla macchina isocinetica relativi alle prove isocinetiche su PT.

Isocinetica	Coppia massima [Nm]		Lavoro [J]		Potenza [W]	
	Estensione	Flessione	Estensione	Flessione	Estensione	Flessione
60 °/sec	220	99	228	126	150	80
120 °/sec	190	95	217	114	227	128
180 °/sec	142	83	161	82	222	122
240 °/sec	123	88	138	95	256	172

Tabella 7.2 Parametri in uscita dalla macchina isocinetica relativi alle prove isometriche su PT
In neretto sono evidenziati i valori massimi di coppia.

Isometrica	Coppia massima [Nm]	
	Estensione	Flessione
5°	39.52	81.30
15°	51.56	85.06
30°	70.00	116.30
45°	144.15	77.16
60°	205.87	100.87
75°	254.05	89.95
90°	228.46	91.46
105°	202.49	60.37

Tabella 7.3 Parametri in uscita dalla macchina isocinetica relativi alle prove isocinetiche su FZ.

Isocinetica	Coppia massima		Lavoro		Potenza	
	Estensione	Flessione	Estensione	Flessione	Estensione	Flessione
60 °/sec	195	94	206	114	133	72
120 °/sec	132	79	173	106	200	121
180 °/sec	122	82	147	92	222	139
240 °/sec	160	83	137	86	233	140

Tabella 7.4 Parametri in uscita dalla macchina isocinetica relativi alle prove isometriche su FZ.
In neretto sono evidenziati i valori massimi di coppia.

Isometrica	Coppia massima [Nm]	
	Estensione	Flessione
5°	31.62	45.16
15°	47.80	70.38
30°	88.07	54.95
45°	116.67	44.41
60°	149.42	55.33
75°	181.41	71.51
90°	199.10	53.07
105°	154.31	31.24

Dalle Tabella 7.2 e 7.4 si nota che, nel caso di estensione, la relazione coppia e angolo d'esercizio può essere approssimata con una regressione polinomiale del terzo ordine; tale relazione, crescente è largamente attesa in quanto ad un angolo piccolo di flessione (gamba quasi estesa) i muscoli estensori hanno minor braccio d'azione e quindi sviluppano meno forza. Con l'aumentare del grado di flessione, i muscoli aumentano il loro braccio sviluppando così maggior forza e in definitiva una maggior coppia sviluppata. Per la fase di flessione invece tale relazione non sussiste.

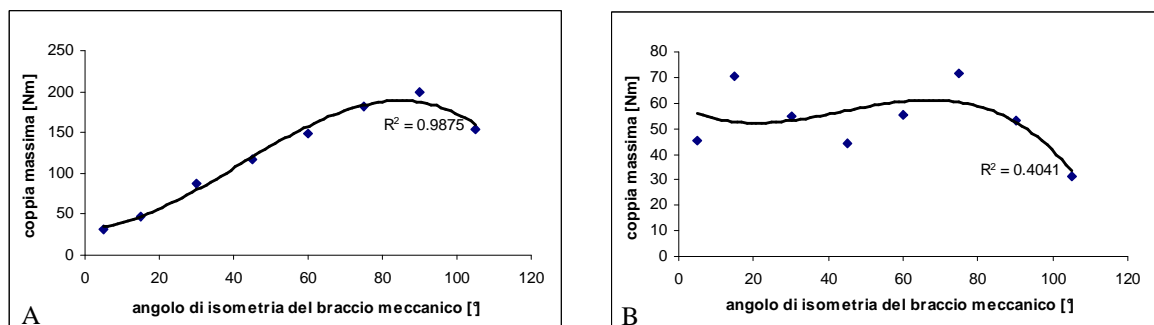


Figura 7.1. Relazione tra angolo di esercizio e coppia meccanica misurata in fase di estensione (A) e flessione (B) durante le prove in isometrica nelle varie angolature sul soggetto per FZ.

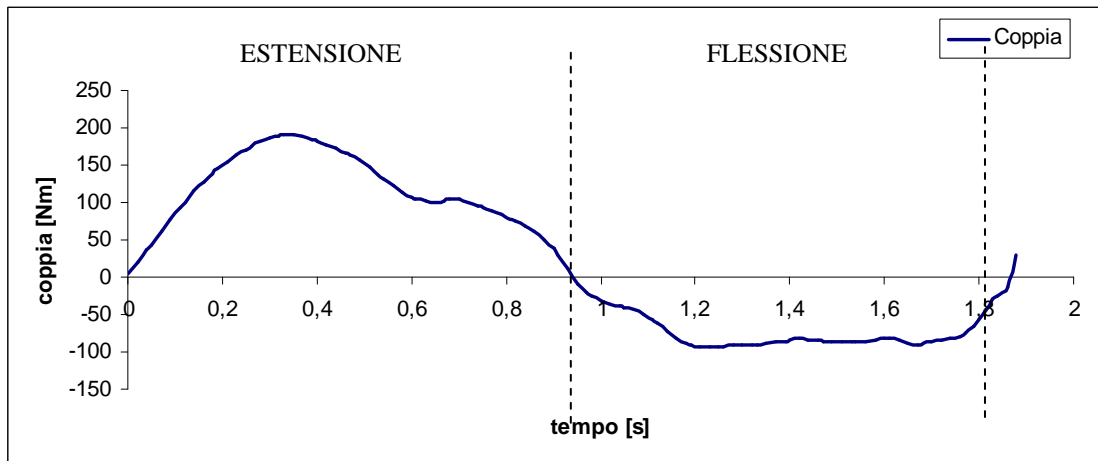


Figura 7.2. Particolare della coppia misurata in un ciclo isocinetico a 120°/sec eseguiti da PT.

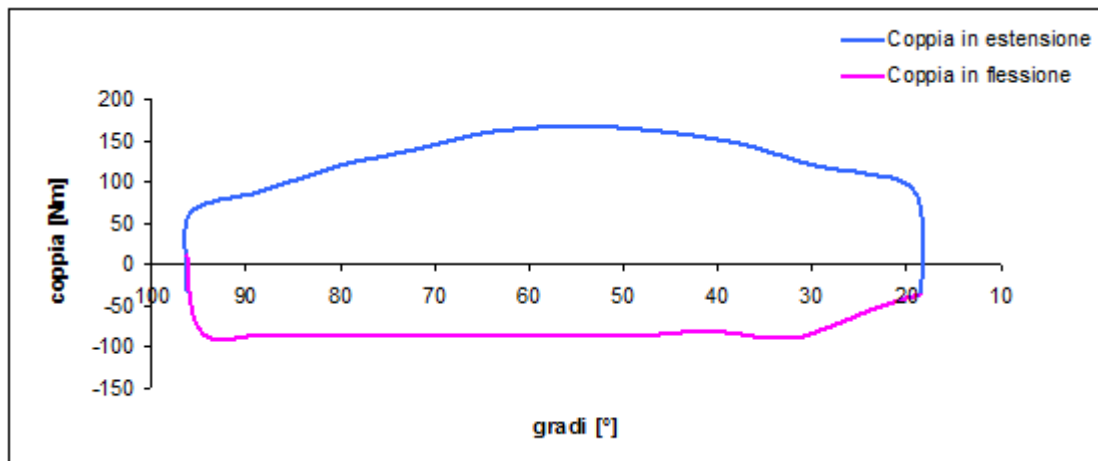


Figura 7.3. Andamento ciclico della coppia al variare dell'angolo di flessione per una prova a 120°/sec su PT.

7.2 Relazione tra EMG e coppia meccanica

Nei grafici sotto riportati, il segnale EMG riportato è stato ottenuto a seguito di una rettifica, integrazione e filtraggio passa-basso; è da intendersi perciò come segnale elettromiografico puro e non ancora come attivazione muscolare. In questa discussione si portano gli esempi di segnale EMG distinto tra i muscoli estensori e i muscoli flessori. In questa sezione, per semplicità, i muscoli saranno nominati con le seguenti sigle:

Bicipite femorale, capo lungo: *BF*;

Semimembranoso: *SM*;

Vasto laterale: *VL*;

Retto femorale: *RF*;

Vasto mediale: *VM*;

Gastrocnemio mediale: *GM*;

I vari cicli sono stati divisi a partire dall'angolo di flessione del braccio meccanico; cominciano con l'inizio della fase di estensione e terminano con la fine della flessione. È possibile notare come la coppia sviluppata sia, collegata all'attivazione dei vari muscoli.

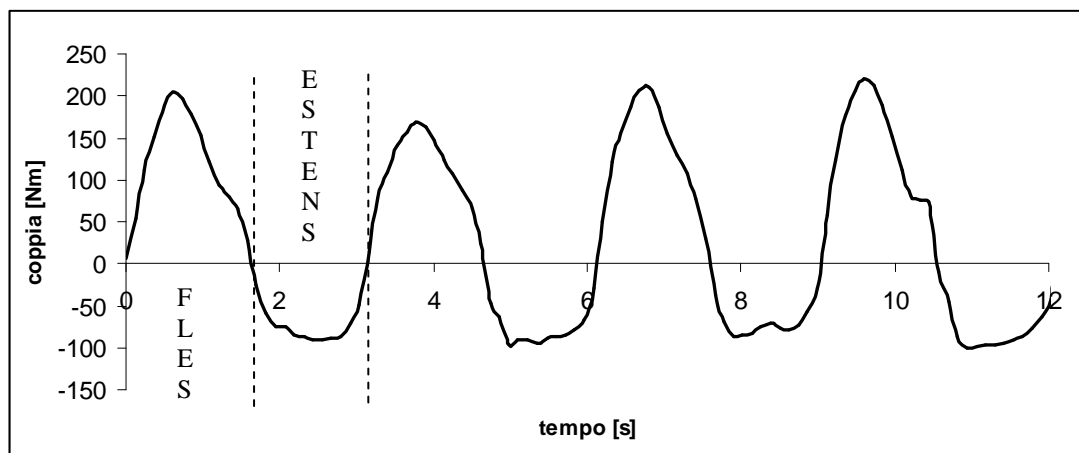


Figura 7.4. Andamento della coppia nel tempo per il secondo ciclo di prova alla velocità di $120^\circ/\text{sec}$ su PT.

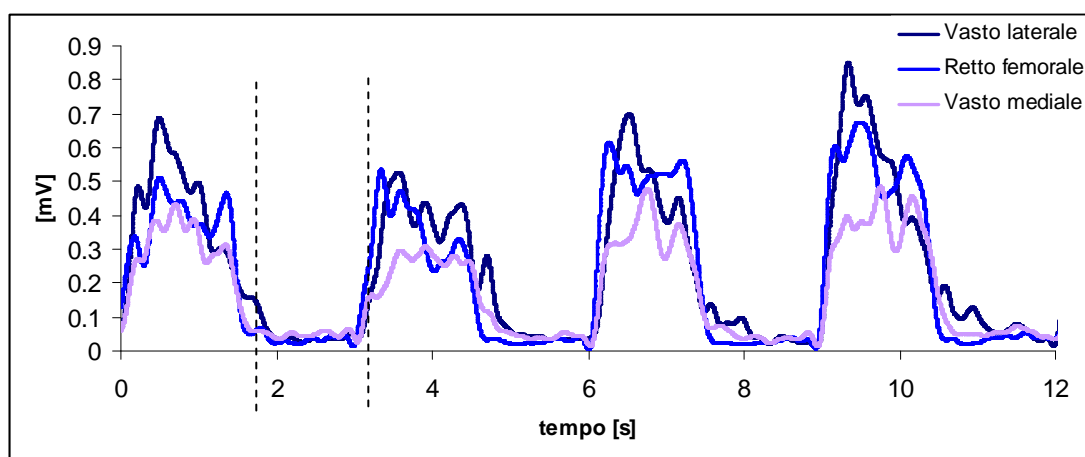


Figura 7.5. Attivazione dei principali muscoli estensori del ginocchio nel tempo durante il secondo ciclo di prova alla velocità di $120^\circ/\text{sec}$ su PT.

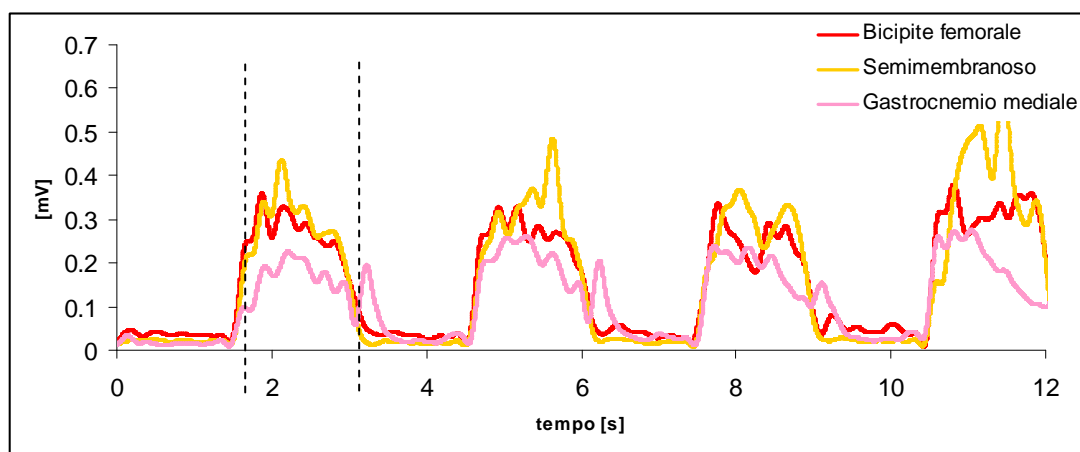


Figura 7.6. Attivazione dei principali muscoli flessori del ginocchio nel tempo durante il secondo ciclo di prova alla velocità di $120^\circ/\text{sec}$ su PT.

Si riportano inoltre i grafici che evidenziano come varia l'attività elettromiografica dei muscoli al variare dell'angolo di flessione.

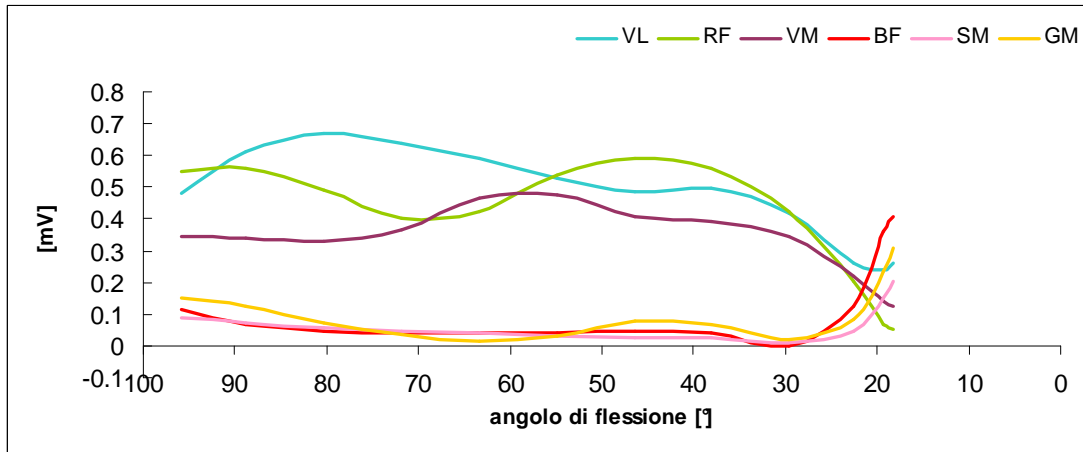


Figura 7.7. Attivazioni muscolari in fase di estensione del ginocchio in un ciclo di prova a 60°/sec su PT.

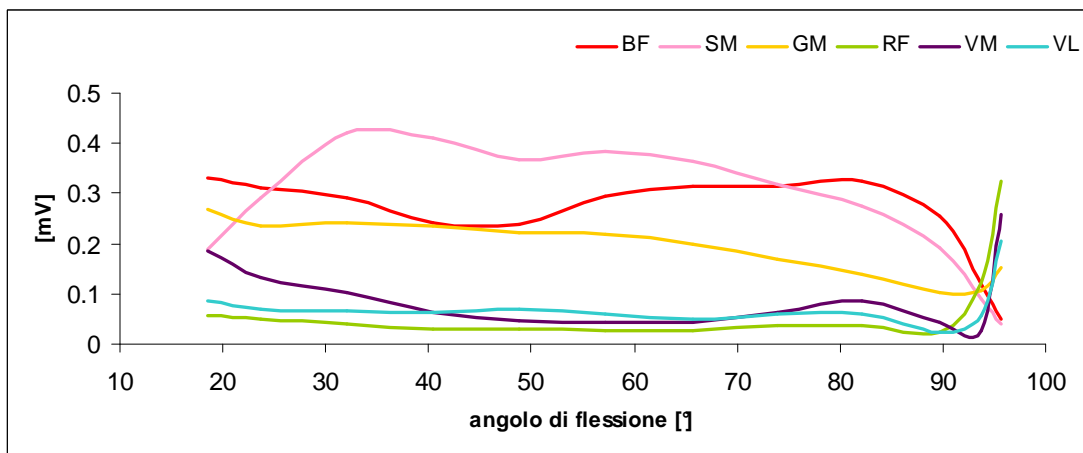


Figura 7.8. Attivazioni muscolari in fase di flessione del ginocchio in un ciclo di prova a 60°/sec su PT.

7.3 Valori di EMG massimali misurati nelle prove

In questa sezione vengono riportati i valori massimali di segnale elettromiografico misurato durante le prove isometriche e isocinetiche utili per la normalizzazione del segnale dell'EMG sperimentale. Se si considera l'azione dei muscoli estensori si nota che la loro attivazione cresce con l'aumentare del grado di flessione a cui viene effettuata la prova. Per quanto riguarda i muscoli flessori invece non esiste una diretta relazione.

Soggetto: PT

Tabella 7.5 Massimali di EMG misurati durante le prove in isometria eseguita manualmente su PT.

Isometrica [°]	RF [mv]	VM [mv]	VL [mv]	BF [mv]	SM [mv]	GM [mv]	TA [mv]
90°	0.92	0.51	0.57	0.35	0.36	0.30	0.43

Tabella 7.6 Massimali di EMG misurati in isometria alle diverse angolature per il tester PT.

Isometrica [°]	RF [mv]	VM [mv]	VL [mv]	BF [mv]	SM [mv]	GM [mv]	TA [mv]
5°	0.42	0.31	0.37	0.24	0.27	0.17	0.11
15°	0.4	0.28	0.33	0.28	0.21	0.17	0.07
30°	0.4	0.28	0.37	0.27	0.22	0.12	0.07
45°	0.41	0.41	0.63	0.26	0.26	0.18	0.09
60°	0.49	0.3	0.54	0.35	0.42	0.15	0.13
75°	0.6	0.4	0.61	0.34	0.39	0.17	0.16
90°	0.61	0.37	0.74	0.31	0.43	0.12	0.15
105°	0.73	0.38	0.71	0.24	0.29	0.16	0.21

Tabella 7.7 Massimali di EMG misurati durante le prove isocinetiche sul tester PT.

Isocinetica	RF [mV]	VM [mV]	VL [mV]	BF [mV]	SM [mV]	GM [mV]	TA [mV]
60 °/sec	0.68	0.48	0.85	0.38	0.52	0.27	0.29
120 °/sec	0.68	0.49	0.83	0.42	0.5	0.31	0.30
180 °/sec	0.55	0.47	0.62	0.41	0.53	0.34	0.36
240 °/sec	0.74	0.46	0.76	0.46	0.45	0.27	0.32

Soggetto: FZ

Tabella 7.8. Massimali di EMG misurati durante le prove in isometria eseguita manualmente su FZ.

Isometrica [°]	RF [mv]	VM [mv]	VL [mv]	BF [mv]	SM [mv]	GM [mv]	TA [mv]
90°	0.28	0.49	0.65	0.81	0.73	0.44	0.44

Tabella 7.9 Massimali di EMG misurati in isometria al variare dell'angolo di flessione per il tester FZ.

Isometrica [°]	RF [mv]	VM [mv]	VL [mv]	BF [mv]	SM [mv]	GM [mv]	TA [mv]
5°	0.19	0.32	0.4	0.09	0.1	0.04	0.09
15°	0.18	0.42	0.62	0.13	0.16	0.12	0.11
30°	0.13	0.37	0.47	0.13	0.12	0.11	0.11
45°	0.15	0.23	0.28	0.12	0.09	0.11	0.09
60°	0.14	0.24	0.32	0.32	0.15	0.16	0.17
75°	0.16	0.29	0.46	0.37	0.32	0.19	0.21
90°	0.22	0.4	0.64	0.19	0.16	0.12	0.23
105°	0.18	0.34	0.54	0.16	0.23	0.18	0.2

Tabella 7.10 Massimali di EMG dei muscoli estensori misurati durante le prove isocinetiche sul tester FZ.

Isocinetica	RF [mV]	VM [mV]	VL [mV]	BF [mV]	SM [mV]	GM [mV]	TA [mV]
60 °/sec	0.30	0.49	0.73	0.66	0.97	0.30	0.35
120 °/sec	0.28	0.47	0.65	0.66	0.93	0.37	0.36
180 °/sec	0.27	0.42	0.67	0.79	0.71	0.38	0.36
240 °/sec	0.25	0.42	0.67	0.71	0.72	0.47	0.33

Considerati i valori di massimale che sono stati registrati nelle diverse prove, si è visto che in generale i picchi di attivazione sono stati raggiunti durante le prove effettuate in regime di isometria eseguite “a mano”. Per questo motivo, si è scelto di utilizzare tali valori di massimale per la normalizzazione del segnale elettromiografico.

8. CONFRONTO TRA DATI SPERIMENTALI E ANALISI NUMERICHE

Effettuate le simulazioni con OpenSim è possibile effettuare un confronto sia qualitativo che quantitativo dei risultati ottenuti con i dati sperimentali. Il confronto delle attivazioni muscolari durante la flessione-estensione del ginocchio è stato arricchito con dati ottenuti dalla simulazione dello stesso gesto motorio con un modello implementato per lo svolgimento di un altro Elaborato svolto in parallelo a questo con il software Anybody presente nel Dipartimento di Ingegneria Meccanica dell'Università di Padova e descritto in Appendice.

8.1 Confronto grafico delle attivazioni muscolari

Inizialmente è stato possibile effettuare un'analisi qualitativa dei risultati ottenuti con le simulazioni direttamente dallo studio dei grafici delle curve ottenute. Il segnale di riferimento è naturalmente il segnale di attivazione muscolare ottenuto in via sperimentale. Questo segnale è da intendersi come attivazione percentuale rispetto al valore massimale di ciascun muscolo, ottenuto tramite le prove in isometria effettuate manualmente. Nel confronto degli andamenti su base temporale si possono apprezzare l'andamento qualitativo delle tre curve (quella sperimentale e le due numeriche ottenute con OpenSim ed Anybody) e si individuano facilmente le fasi di flessione e di estensione. A livello di tali fasi si nota già una prima differenza tra la curva di attivazione sperimentale e quelle numeriche. Per la prima infatti, in fase di flessione i muscoli estensori non presentano una totale deattivazione (e il contrario per i muscoli flessori in fase di estensione) e questo è dovuto al fatto che tali muscoli possono essere coattivati e a alla presenza di eventuali fenomeni di cross talk nel segnale. A differenza di questo invece le simulazioni numeriche impongono che, in fase di estensione i muscoli flessori non lavorino e in fase di flessione siano gli estensori a non attivarsi. Questo fatto fa sì che si generino delle differenze nelle diverse forme d'onda valutabili anche attraverso il confronto numerico svolto successivamente. Tra le due simulazioni numeriche invece è possibile affermare che Anybody è più regolare nella forma e nei quattro diversi cicli della stessa prova riproduce un segnale molto simile mentre OpenSim sembra essere più sensibile alle variazioni di andamento che presenta il segnale sperimentale ma di contro presenta dei picchi spuri in alcuni muscoli particolari quali sono il semimembranoso e soprattutto il retto femorale. Andando sullo specifico dei vari muscoli, si nota che i vasti, mediale e laterale, principali muscoli estensori, sono quelli meglio simulati dai software, in particolare da OpenSim, e

questo si ritrova in tutte le varie prove. La forma d'onda tuttavia è leggermente migliore per OpenSim in quanto presenta dei picchi secondari simili a quelli presenti nello sperimentale e simula meglio le ampiezze del segnale di riferimento. La bontà di questi risultati è inoltre dimostrata successivamente in fase di confronto quantitativo. La simulazione dell'attivazione muscolare del muscolo semimembranoso con il software OpenSim non produce buoni risultati; in particolare per questo muscolo, pur rispecchiando gli istanti di attivazione e deattivazione e gli andamenti del segnale di riferimento, non presenta la stessa ampiezza che risulta molto maggiore per tutte le simulazioni. Questo può derivare dal fatto che tale muscolo, nel modello sia troppo debole. Analogo discorso va fatto per il muscolo gastrocnemio mediale. Le caratteristiche appena descritte si riscontrano in tutte le varie velocità d'esercizio. Particolare attenzione deve essere fatta per i cicli a 60°/sec per i quali, su entrambi i soggetti, è stato riscontrato che OpenSim non genera buone simulazioni e questo deriva probabilmente dal fatto che il modello utilizzato presenta una muscolatura troppo debole per supportare i carichi esterni applicati a livello della tibia particolarmente elevati per questa velocità d'esercizio. I muscoli, infatti, in fase di simulazione "tremano" originando un segnale poco regolare e molto rumoroso. Tuttavia tale simulazione è riportata ugualmente insieme alla simulazione ottenuta con Anybody. Un esempio della simulazione a 60 °/sec è riportata in Figura 8.1.

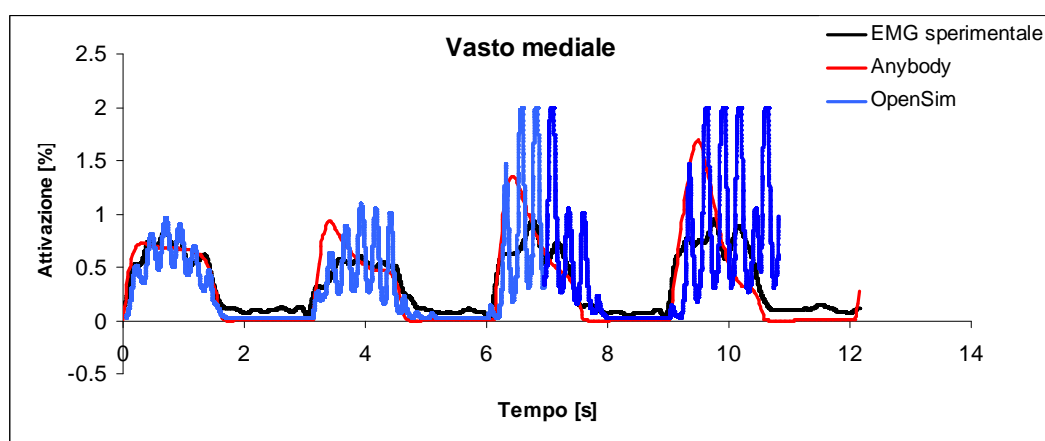
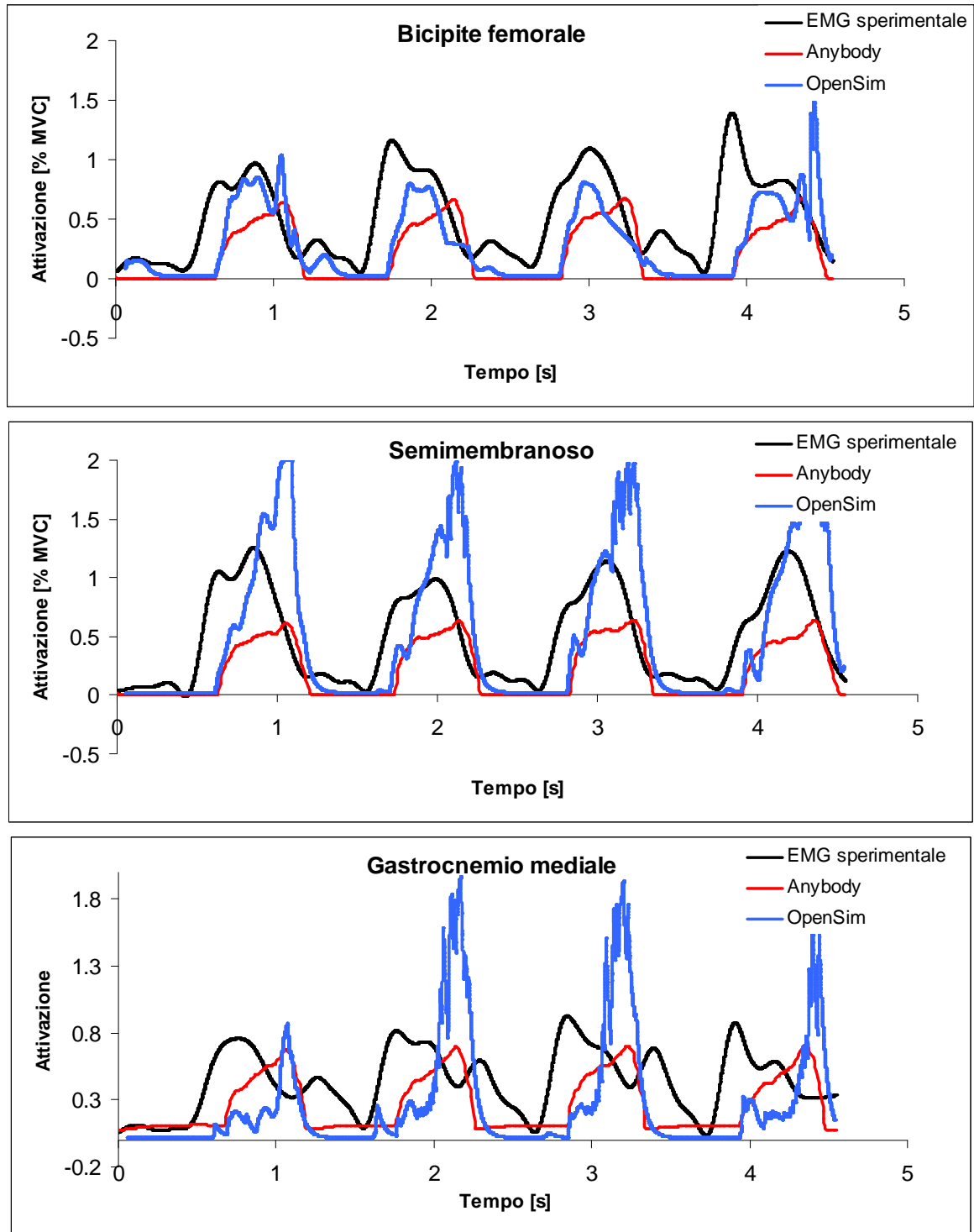
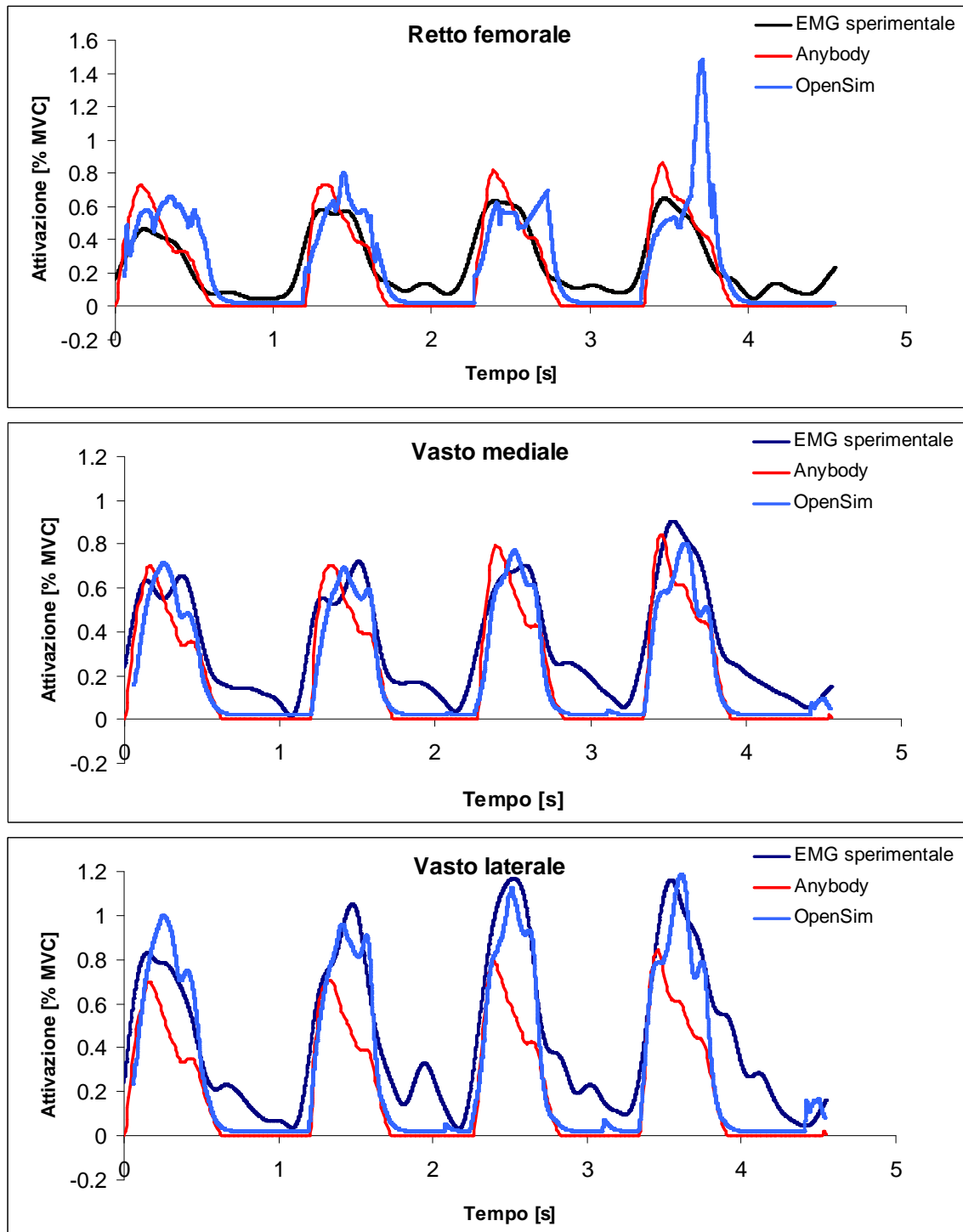


Figura 8.1. Esempio di simulazione a 60°/sec. Si nota che OpenSim non riesce a simulare bene il movimento perciò nel confronto dati , per OpenSim questa velocità non verrà considerata.

Qui di seguito, come esempio di risultati delle simulazioni, vengono riportati i grafici delle attivazioni muscolari durante una prova isocinetica a 240°/sec su PT. Tutti gli altri grafici relativi alle diverse prove nei due soggetti sono riportati in Appendice. Gli andamenti e la

qualità dei risultati, per ogni muscolo, tuttavia hanno caratteristiche simili alle curve riportate per l'isocinetica a 240°/sec.





8.2 Criteri utilizzati per il confronto quantitativo dei risultati

In fase di confronto, è stato scelto di analizzare sia i dati sperimentali che quelli numerici in funzione del tempo e di confrontare tra loro tutti i quattro singoli cicli. La suddivisione dei diversi cicli è stata fatta a partire dall'angolo di flessione del braccio meccanico della

macchina isocinetica considerando come istanti di inizio e fine ciclo, il momento in cui inizia la fase di estensione del ginocchio. Per ogni muscolo, e in ogni ciclo, sono stati calcolati numericamente i valori di attivazione massima e, considerati i quattro cicli di flessione-estensione, ne è stata calcolata la media e la deviazione standard. A partire dai valori di picco inoltre sono stati memorizzati gli istanti di tempo in cui, durante il ciclo, viene raggiunta la massima attivazione da parte del muscolo. Infine, si è calcolata l'area sottesa dal segnale di attivazione muscolare per ogni ciclo, la media e la deviazione standard. Una volta ottenuti numericamente tutti i parametri precedentemente descritti, relativi alle quattro diverse prove isocinetiche per i due tester, è stato possibile effettuare un confronto diretto tra i risultati sperimentali e quelli ottenuti numericamente con l'utilizzo dei software. Il confronto è stato fatto a partire dai dati ottenuti in precedenza, quali erano i valori di massima attivazione e il tempo al quale si verificavano e l'area sottesa dalla curva del segnale. Si è cercato così di valutare la qualità delle simulazioni dell'approssimazione andando a calcolare dapprima, l'errore di picco inteso come la differenza tra i massimi dell'attivazione sperimentale e di quella numerica, normalizzato rispetto il valore massimo sperimentale ottenendo così un termine di errore in percentuale rispetto al riferimento:

$$errorePicco\% = 100 \cdot \left(\frac{picco_sperimentale - picco_numerico}{picco_sperimentale} \right). \quad (8.1)$$

Nel caso in cui tale differenza risultasse positiva significa che il picco sperimentale è maggiore rispetto al numerico e viceversa. Oltre all'errore relativo all'ampiezza dei picchi, è stato calcolato lo sfasamento temporale dei picchi come percentuale della durata del ciclo (8.2). Il segnale numerico risulta anticipato se lo sfasamento risulta positivo mentre il picco numerico è posticipato se il segno è negativo

$$Sfasamento\% = 100 \cdot \left(\frac{T_{picco_sperimentale} - T_{picco_numerico}}{durata_ciclo} \right). \quad (8.2)$$

Infine è stata calcolata la differenza delle aree sottese dalle curve di segnale sperimentale e numerico per ogni ciclo relativamente ad ogni muscolo; questo approccio è utile per vedere se l'attivazione totale, nella sua totalità e per ogni ciclo, è maggiore o minore e quindi se quell'esercizio simulato ha maggior dispendio muscolare o meno rispetto alla realtà.

Considerate le problematiche relative all'attivazione sperimentale di muscoli flessori/estensori nelle fasi di estensione/flessione è stato deciso di calcolare l'area dei cicli non solo considerando l'intero ciclo di flesso-estensione ma anche separando le due fasi calcolando perciò le rispettive aree in cui i diversi muscoli estensori e flessori lavorano in regime concentrico. La selezione dei vari cicli di flessione ed estensione per il calcolo delle aree è stato fatto a partire dall'angolo di flesso-estensione del braccio meccanico della macchina isocinetica misurato con le telecamere. Qui di seguito si riportano le medie dell'errore di picco, dello sfasamento e la differenza delle aree calcolati per i due tester alle varie velocità di prova. Per quanto riguarda le prove isocinetiche a 60°/sec sono riportati solamente i confronti tra i dati sperimentali ed Anybody in quanto un confronto con OpenSim, con il quale si sono avuti problemi di simulazione per questa velocità isocinetica, non è significativo e sensato. I risultati sono stati suddivisi per i due soggetti: Ogni tabella contiene le medie e le deviazioni standard dei vari parametri analizzati per ogni muscolo suddivisi nelle quattro diverse velocità di esercizio isocinetico. Di seguito all'altra si riportano i confronti tra dati sperimentali con OpenSim e dati sperimentali con Anybody.

8.2.1 Soggetto 1 – PT

Tabella 8.1 Confronto EMG sperimentale–Anybody 60°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	22.59	3.41	-1.37	-21.77	-26.48	51.25
SD	46.25	18.57	12.6	32.24	46.65	20
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	18.73	5.78	7.79	11.56	14.43	-2.8
SD	10.8	17.51	80.92	85.75	79.42	28.46
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	39.51	38.18	31.65	10.77	-11.29	73.67
SD	21.97	10.68	32.77	42.86	40.39	7.02
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	36.78	31.27	40.19	19.12	-0.7	74.58
SD	26.3	14.94	30.25	37.68	39	4.26

Tabella 8.2 Confronto EMG sperimentale–OpenSim 120°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-65.58	0.13	-143.2	2.79	-3.34	-49.02
SD	19.43	23.36	154.39	25.35	5.16	11.19
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-21.62	-33	-15.53	-12.88	-22.39	-41.16
SD	10.32	18.52	17.58	14.55	12.52	11.42
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-36.42	32.88	-71.93	31.34	22.1	53.96
SD	26.15	11.74	78.49	13.27	4.18	20.55
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-62.86	15.46	-82.2	16.55	8.74	40.29
SD	32.32	21.62	60.48	19.38	9.59	26.81

Tabella 8.3 Confronto EMG sperimentale–Anybody 120°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	10.41	11.69	-52.72	-9.48	26.01	11.58
SD	19.82	8.26	19.92	34.45	5.75	18.45
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-22.28	-32.61	-0.97	-7.7	-16.58	-41.3
SD	13.38	17.88	36.97	26.77	29.61	10.32
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	25.46	39.09	-38.15	9.06	30.39	47.11
SD	11.43	9.6	25.13	19.93	8.95	11.59
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	9.95	16.38	-60.05	-14.02	16.96	24.51
SD	16.16	16.11	13.67	25.03	4.1	13.09

Tabella 8.4 Confronto EMG sperimentale–OpenSim 180°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-66.81	15.92	-182.44	1.74	-20.64	40.98
SD	23.96	26.85	90.23	47.31	40.81	39.08
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-21.01	-16.85	-14.07	7.21	-6.34	-23.43
SD	1.6	22.5	15.68	12.28	3.4	12.68
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-20.13	37.38	-84.18	26.85	17.28	75.82
SD	6.52	10.53	14.98	4.58	6.92	9.78
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-37.91	26.21	-98.47	14.44	2.43	71.43
SD	12.93	15.38	12.42	6.85	7.53	53.9

Tabella 8.5 Confronto EMG sperimentale–Anybody 180°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	52.88	46.51	-42.17	6.49	23.38	51.34
SD	10.3	16.11	15.32	12.04	18.75	18.35
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-19.08	-22.56	10.54	22.92	12.84	-26.36
SD	3.22	21.35	26.39	9.15	25.83	10.42
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	60.77	-7.22	33.01	48.17	66.4	-32.01
SD	4.43	6.89	9.18	3.97	5.61	9.43
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	49.73	49.73	49.96	18.65	37.14	54.07
SD	7.23	10.78	7.18	3.94	7.73	80.34

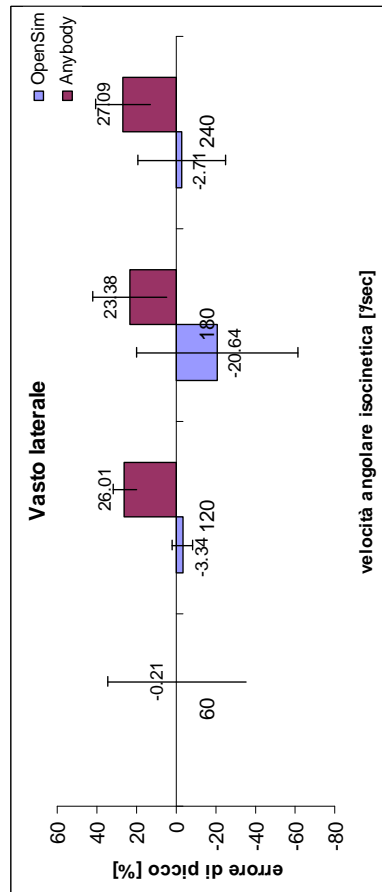
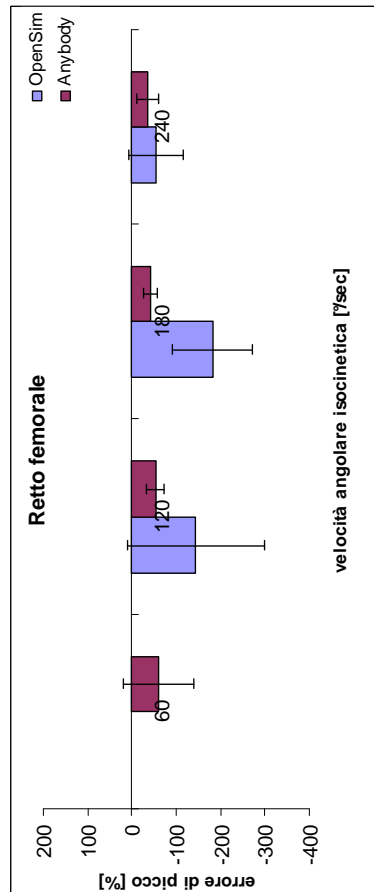
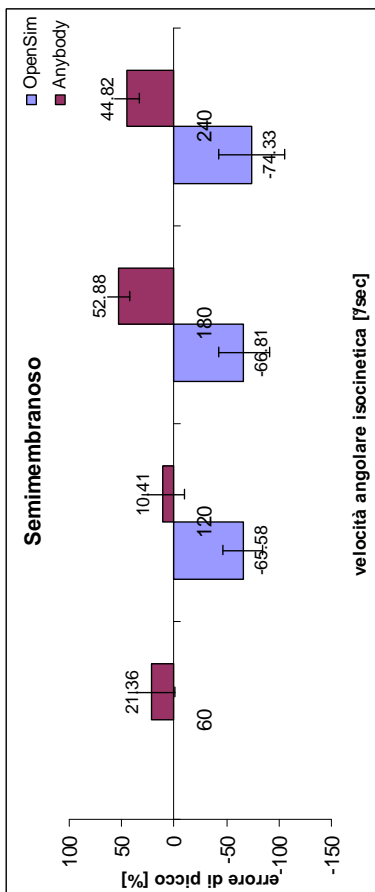
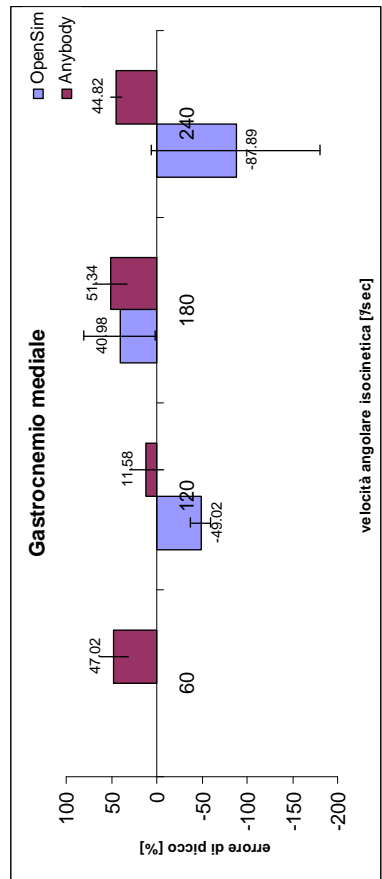
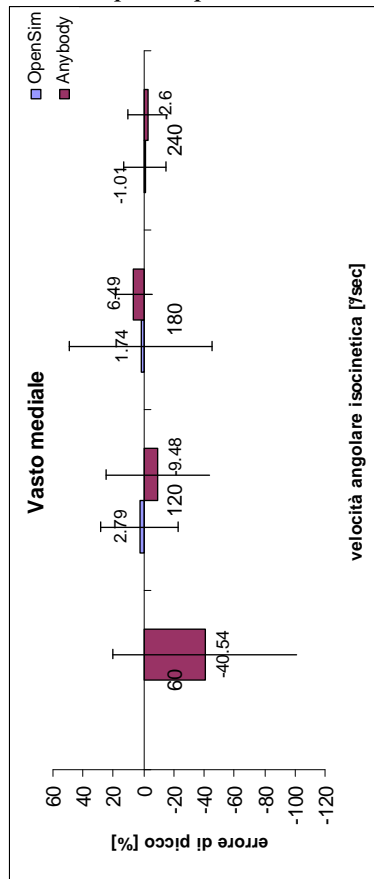
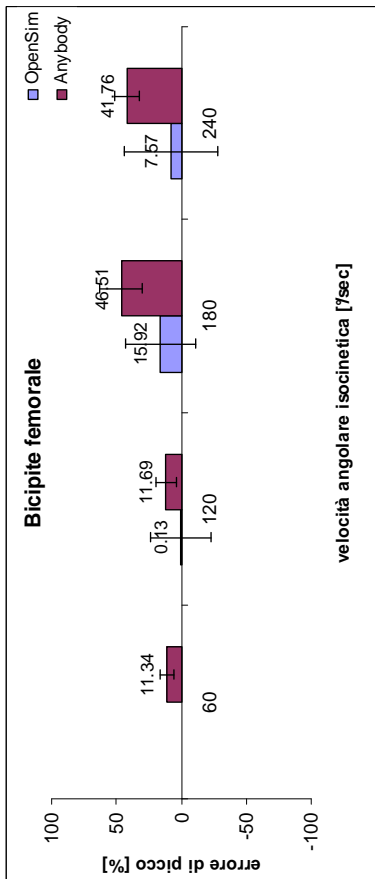
Tabella 8.6 Confronto EMG sperimentale–OpenSim.240°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-74.33	7.57	-54.84	-1.01	-2.71	-87.89
SD	31.07	36.06	61.25	14.12	22.13	93.28
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-16.24	-17.1	-20.2	3.95	-2.2	-35.64
SD	5.34	25.22	15.26	9.37	11.06	9.3
Differenza delle aree sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-8.91	42.42	-3.51	33.74	27.58	40.46
SD	9.29	17.47	31	3.02	11.38	30.33
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-30.97	25.24	-26.09	19.25	13.17	12.87
SD	12.99	18.26	34.43	6.58	14.24	50.92

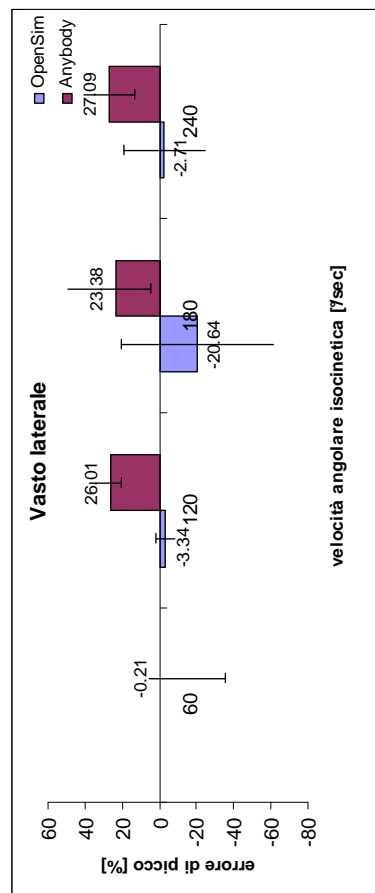
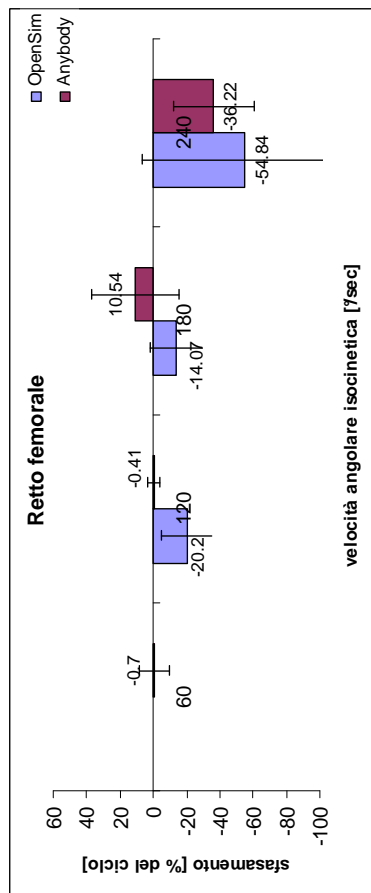
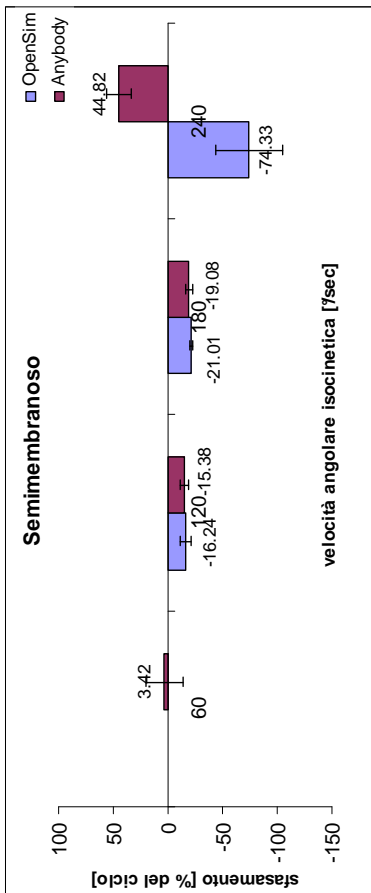
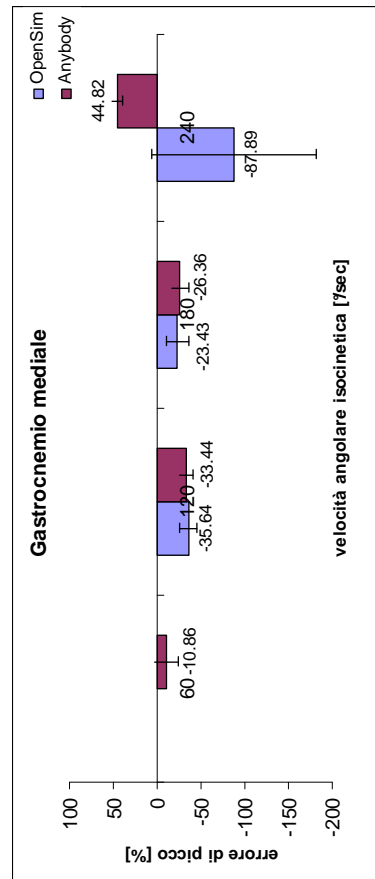
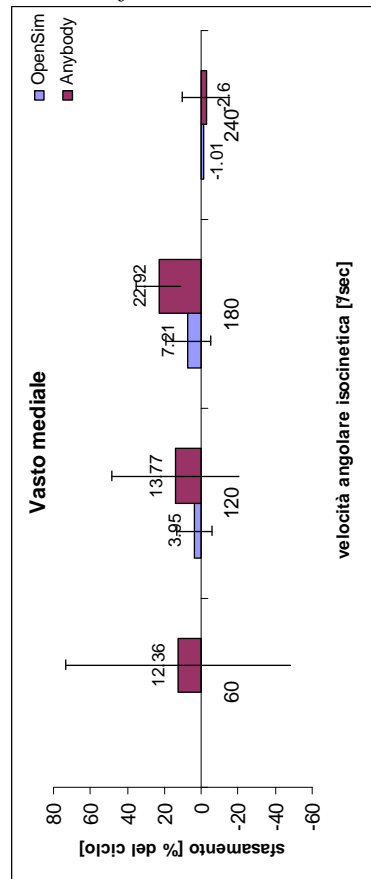
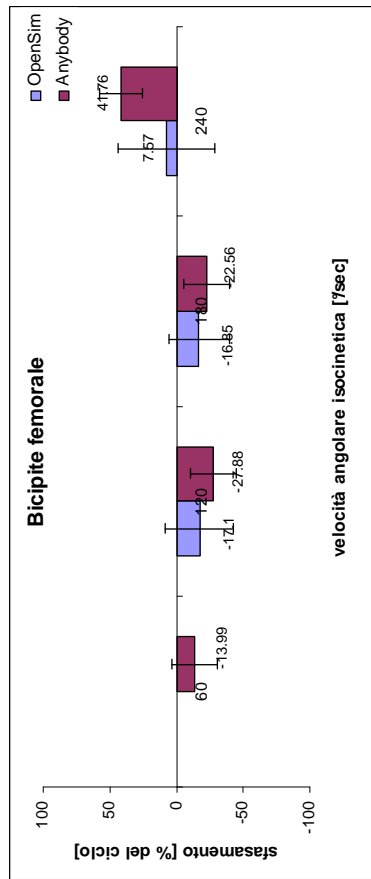
Tabella 8.7 Confronto EMG sperimentale–Anybody 240°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	44.82	41.76	-36.22	-2.6	27.09	44.82
SD	11.37	9.81	24.39	12.87	13.85	6.17
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-15.38	-27.88	-0.41	13.77	7.62	-33.44
SD	3.56	16.52	3.41	6.51	11.42	7.99
Differenza delle aree sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	55.78	57.71	14.25	36.65	52.03	66.28
SD	6.47	6.15	20.01	2.14	7.41	6.77
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	44.63	40.53	-11.11	18.64	39.85	48.59
SD	10.54	2.08	22.5	5.12	8.92	6.91

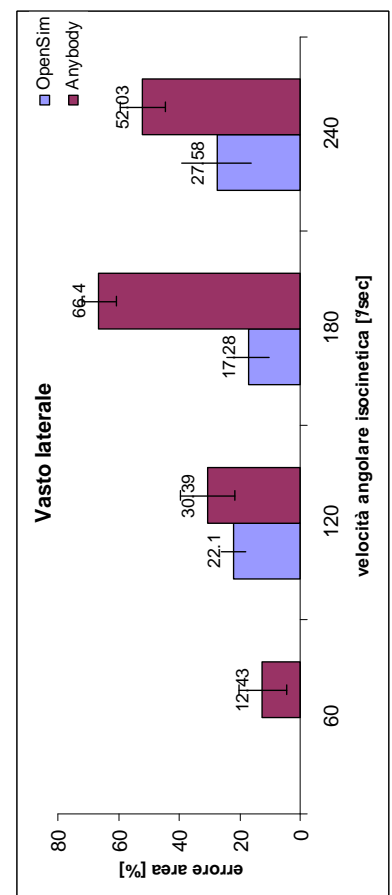
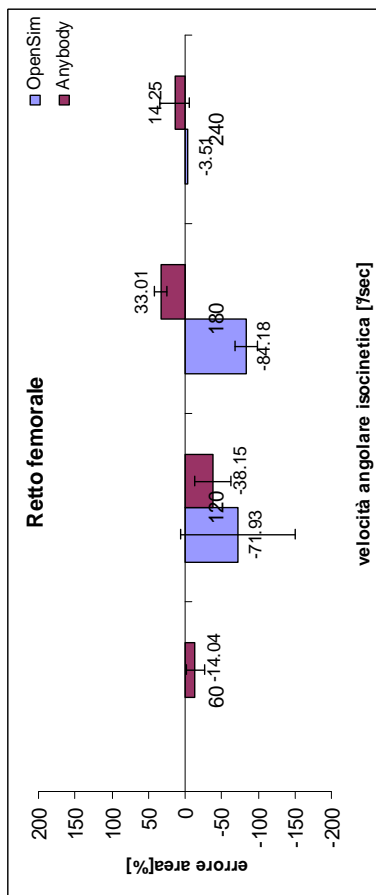
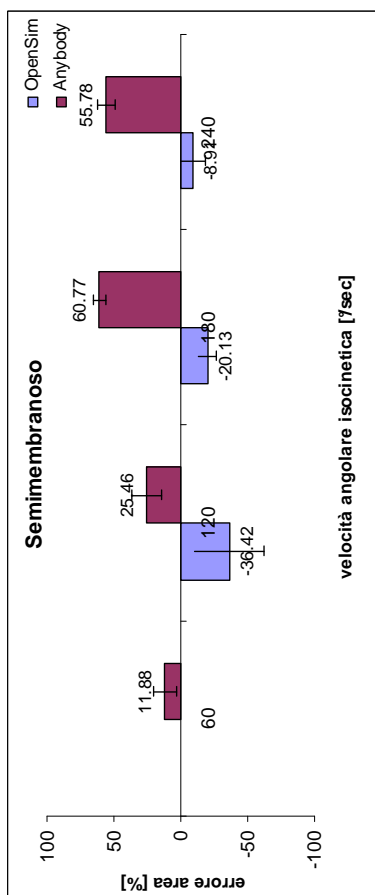
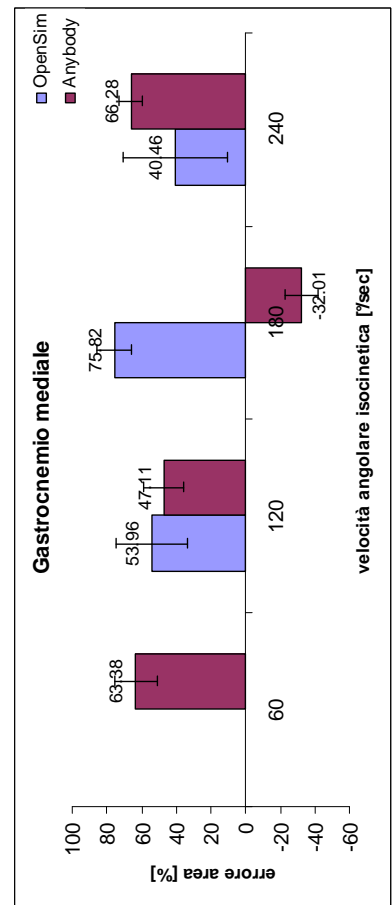
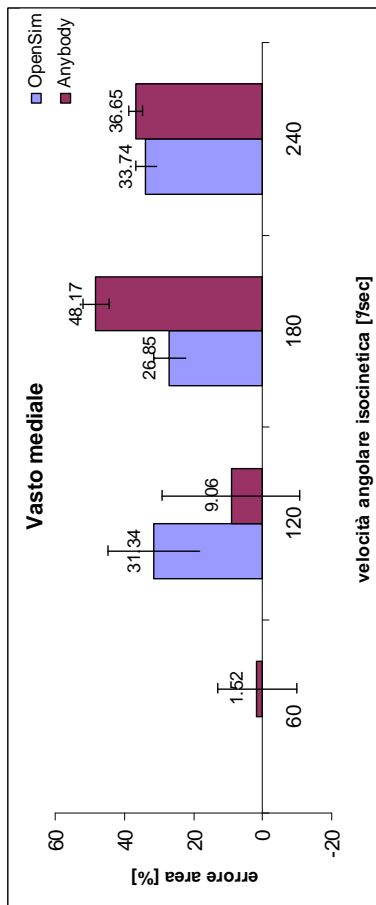
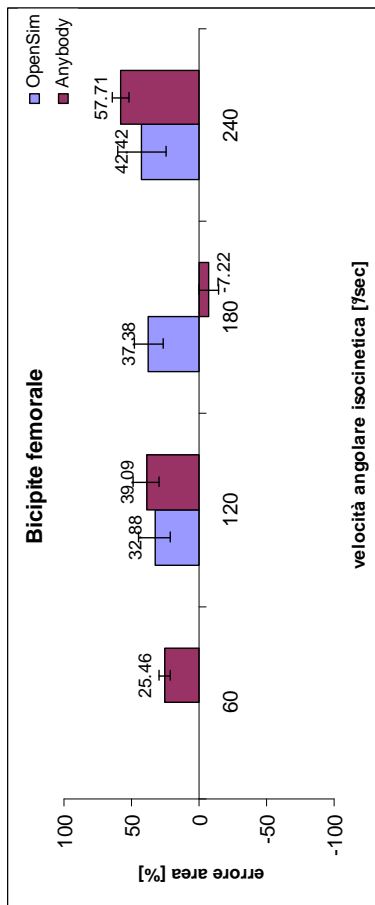
Errore picco-picco



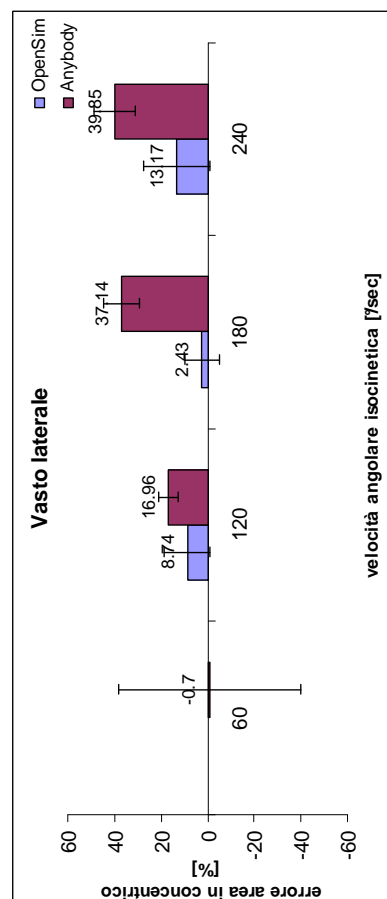
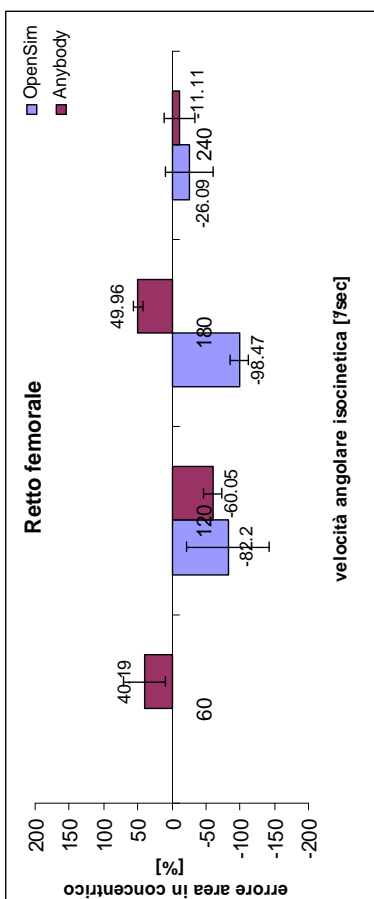
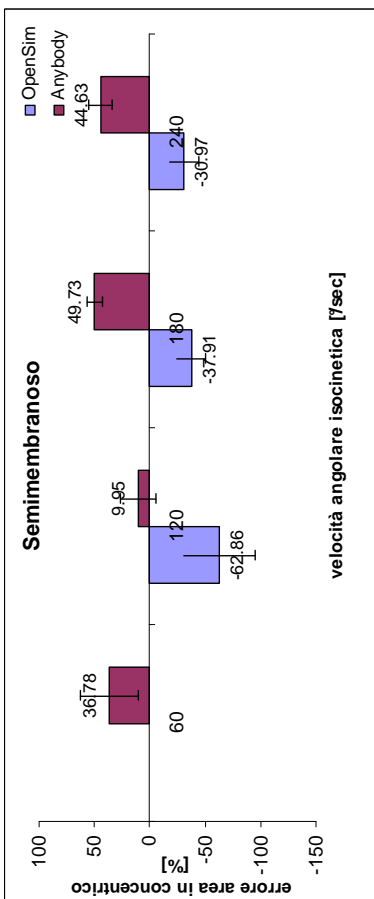
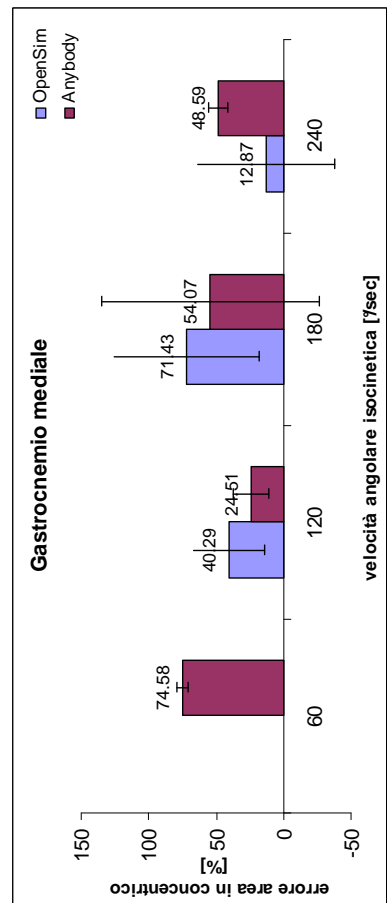
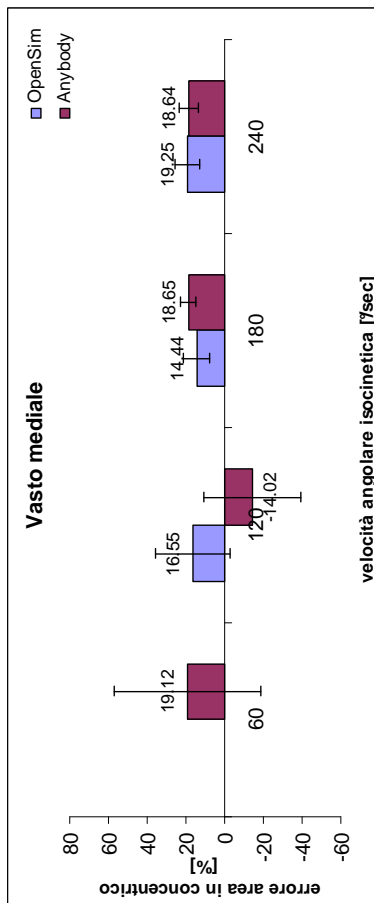
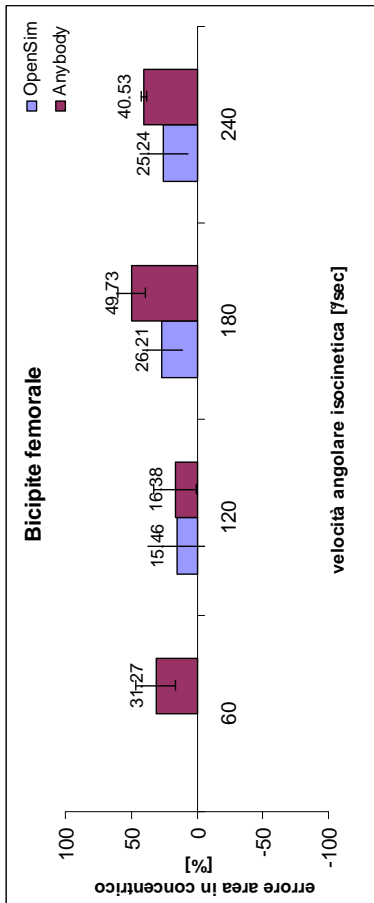
Sfasamento



Errore area



Errore area in concentrico



8.2.2 Soggetto 2 - FZ

Tabella 8.8 Confronto EMG sperimentale–Anybody 60°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	22.59	3.41	-1.37	-21.77	-26.48	51.25
SD	46.25	18.57	12.6	32.24	46.65	20
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	18.73	5.78	7.79	11.56	14.43	-2.8
SD	10.8	17.51	80.92	85.75	79.42	28.46
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	39.51	38.18	31.65	10.77	-11.29	73.67
SD	21.97	10.68	32.77	42.86	40.39	7.02
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	6.24	14.48	-22.92	-14.12	0.09	55.7
SD	8.17	4.15	11.47	12.6	7	8.76

Tabella 8.9 Confronto EMG sperimentale–OpenSim 120°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-57.57	-43.47	-74.87	21.53	-32.32	-154.11
SD	84.7	26.98	49.91	17.97	64.1	53
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	3.34	2.79	-21.45	8.95	3.52	-9.03
SD	31.15	6.31	7.09	11.34	32.68	26.74
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-6.53	18.65	-21.23	27.58	-11.08	-86.93
SD	83.7	41.72	52.9	25.29	45.4	69.07
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-9.17	10.48	-20.31	27.55	-7.66	-93.2
SD	92.71	46.25	61.3	39.02	64.62	118.17

Tabella 8.10 Confronto EMG sperimentale–Anybody 120°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-12.85	-40	-4.33	-14.43	-25.52	-1.52
SD	19.91	19.34	30.61	15.46	36.91	40.3
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	12.72	-6.34	0.54	11.18	7.57	-4.71
SD	23.32	24.81	25.44	31.12	33.95	50.61
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	8.51	7.5	36.24	13.29	3.62	50.25
SD	49.82	45.05	41.89	27.26	29.86	25.62
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	19.02	12.85	36.85	10.92	5.46	59.06
SD	29.98	27.2	42.24	23.59	28.6	47.03

Tabella 8.11 Confronto EMG sperimentale–OpenSim 180°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-128.73	-108.78	-56.13	7.22	-50.25	-131.41
SD	27.59	84.2	43.84	19.49	38.11	33.01
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-7.99	-6.86	-16.9	0.11	-3.12	-21.6
SD	10.15	4.39	11.23	11.2	18.42	6.21
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-115.39	-42.81	-12.21	32.51	-3.81	-35.57
SD	85.48	84.04	19.78	14.27	36.99	38.48
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-127.15	-58.15	-13.02	27.31	-5.19	-44.24
SD	94.92	100.89	7.97	13.41	30.48	69.89

Tabella 8.12 Confronto EMG sperimentale–Anybody 180°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-30.15	-35.42	19.56	-12.69	-30.29	-23.2
SD	24.83	39.41	67.82	52.54	75.58	28.59
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-6.71	-15.84	-22.62	-18.63	-21.12	-21.17
SD	18.51	11.67	69.41	65.37	84.04	14.91
Differenza delle aree sottese dai segnali						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-20.67	-15.05	45.38	23.86	9.53	27.04
SD	57.23	68.56	31.64	37.56	57.5	39.32
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-23.03	-23.54	47.59	20	10.93	11.55
SD	60.87	81.06	23.29	27.33	39.34	55.26

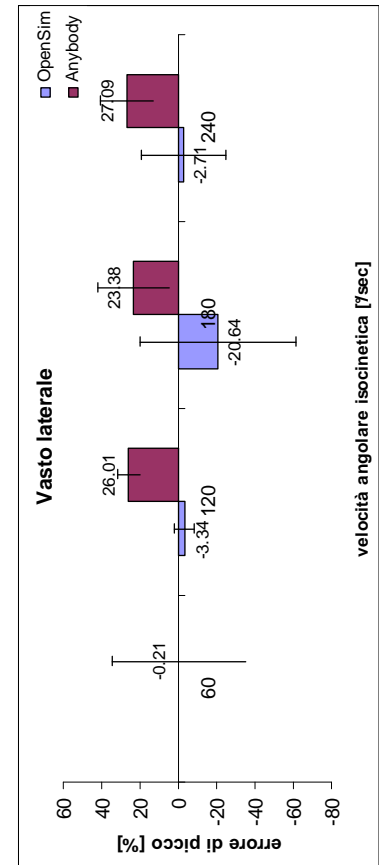
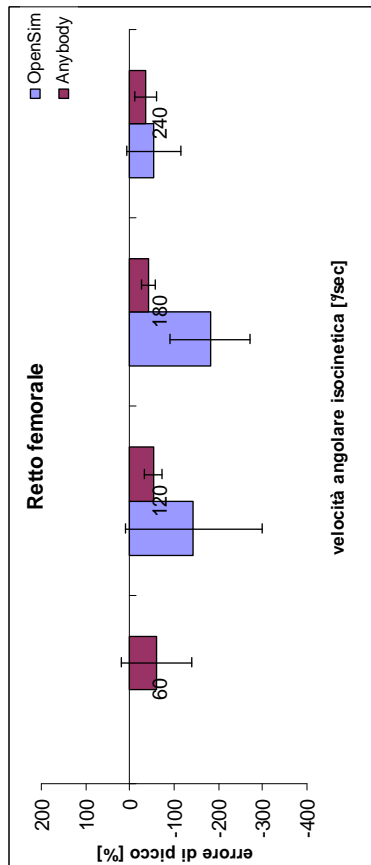
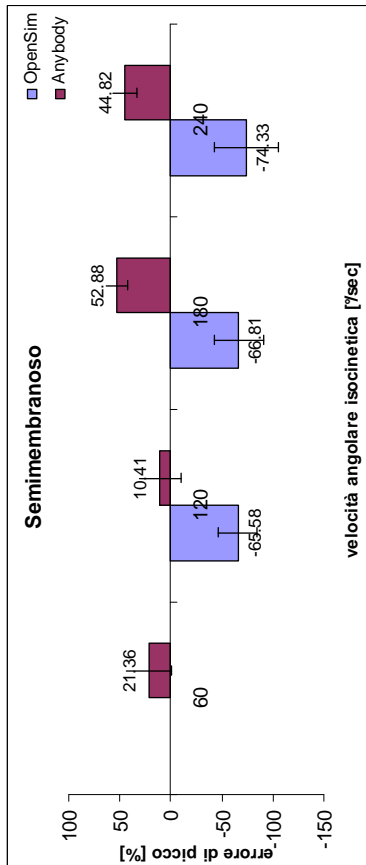
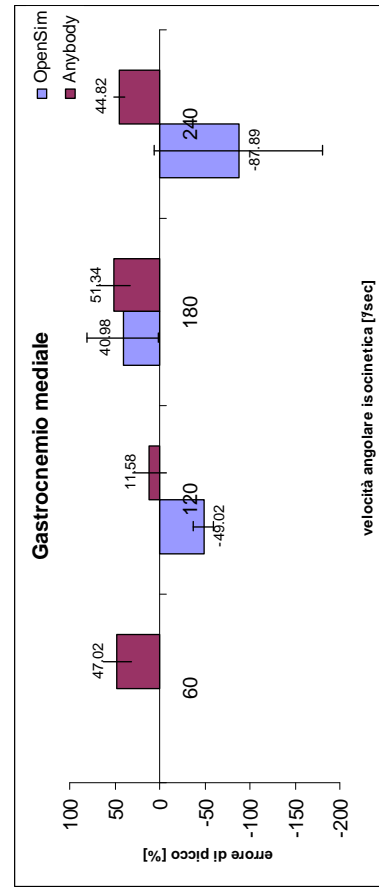
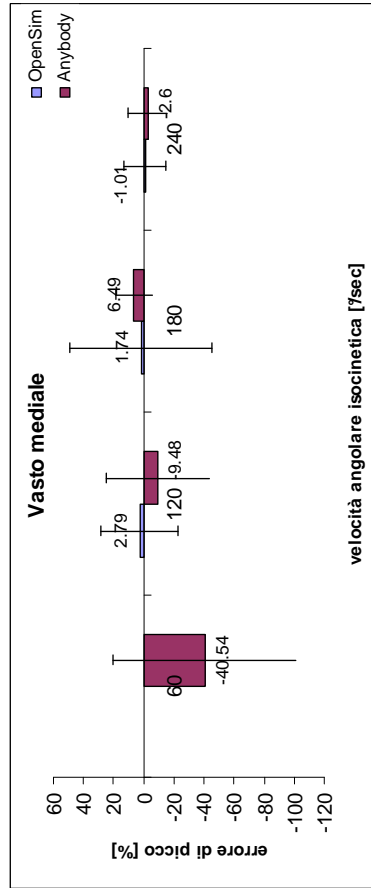
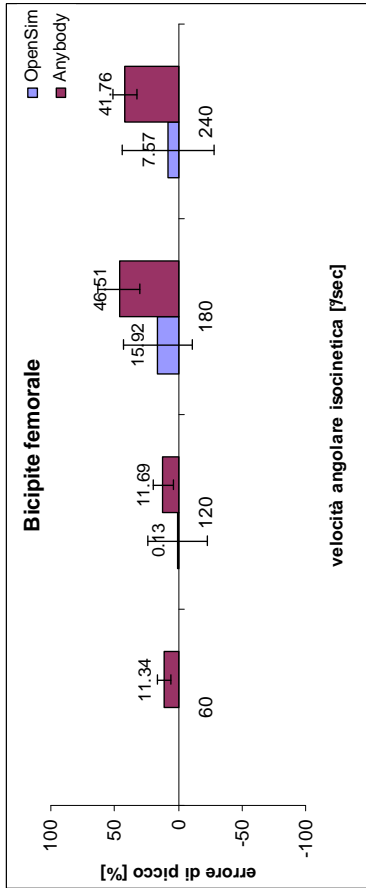
Tabella 8.13 Confronto EMG sperimentale–OpenSim.240°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-110.16	-42.72	-57.73	3.41	-31.58	-89
SD	37.43	36.48	50.75	17.65	28.15	69.12
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-3.26	-2.91	-22.53	0.79	-3.74	-24.59
SD	5.01	4.37	17.12	17.73	12.53	11.67
Differenza delle aree sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-68.56	-12.22	-7.41	29.51	1.95	19.99
SD	43.91	6.01	11.23	9.83	16.73	33.19
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-86.42	-36.02	-21.86	19.2	-8.12	0.2
SD	51.9	5.18	11.62	5.38	13.3	36.47

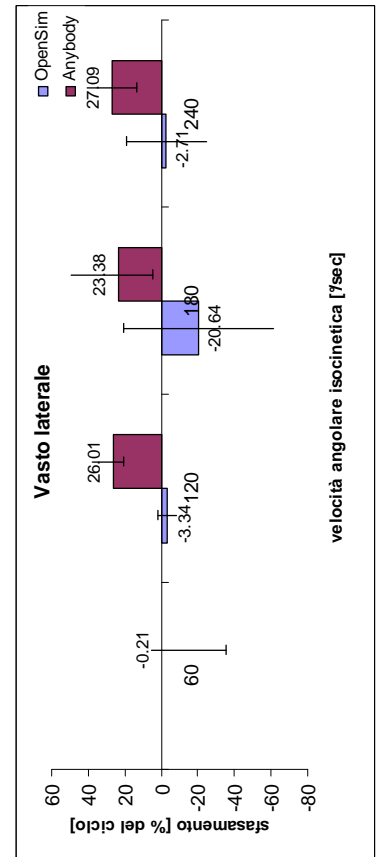
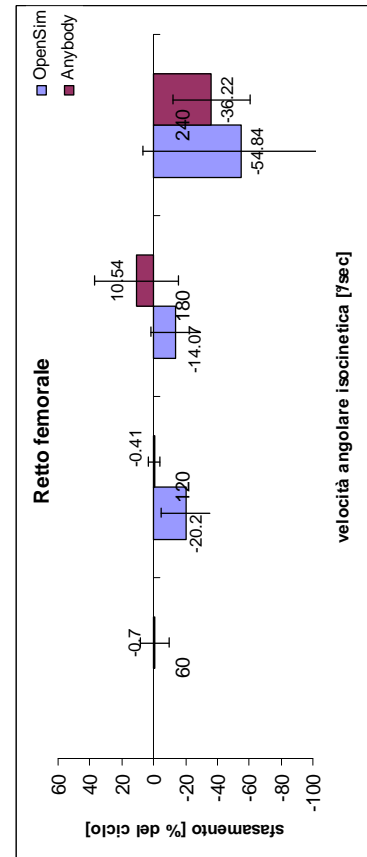
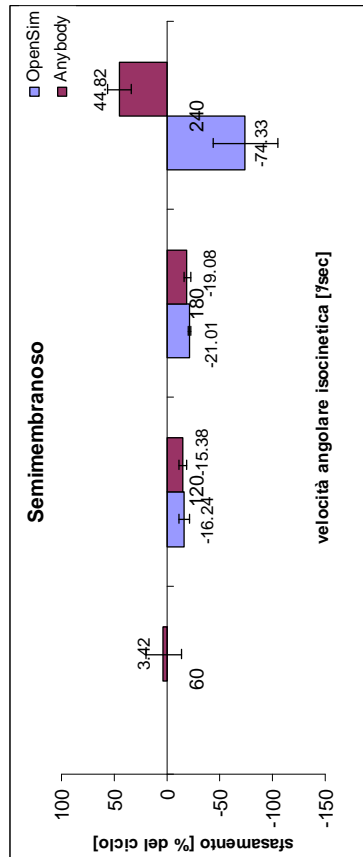
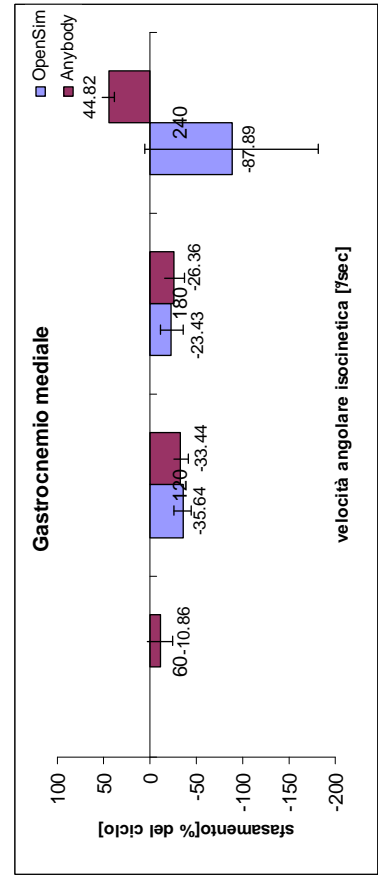
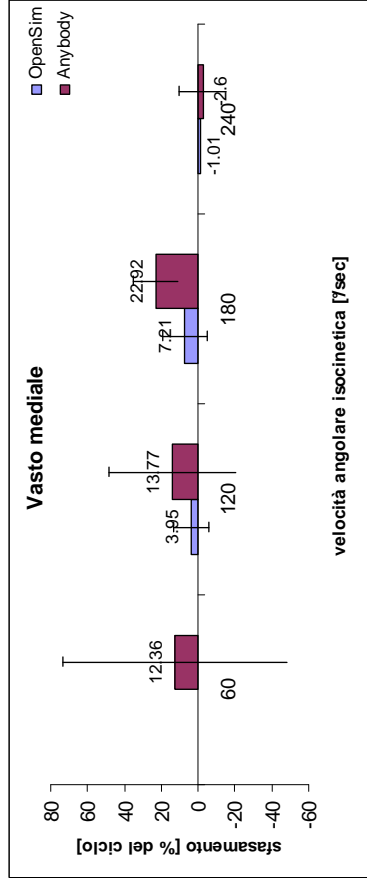
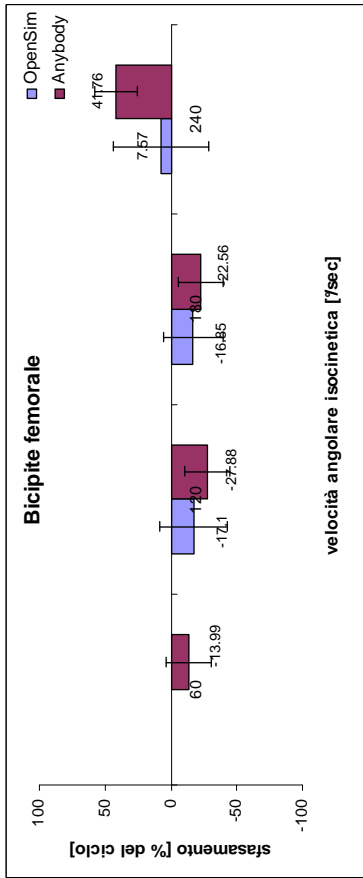
Tabella 8.14 Confronto EMG sperimentale–Anybody 240°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-0.39	8.61	-7.55	-35.87	-19.51	54.89
SD	17.72	15.03	11.07	22.75	16.33	22.58
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	0.74	-14.32	4.45	14.36	14.05	-17.16
SD	10.77	9.58	12.84	13.96	13.59	8.5
Differenza delle aree sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-1.71	12.58	35.29	15.06	12.62	63.75
SD	22.38	12.4	12.01	12.35	16.76	18.88
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
	SM	BF	RF	VM	VL	GM
media	-12.45	-6.66	27.51	3.04	5.08	51.99
SD	25.67	10	7.42	4.45	14	20.6

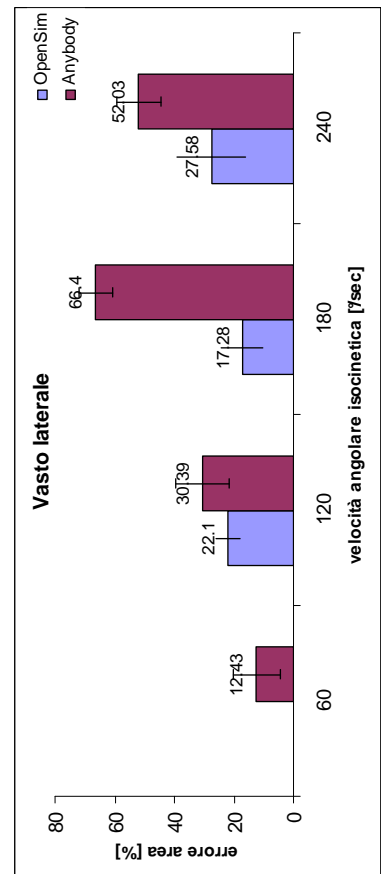
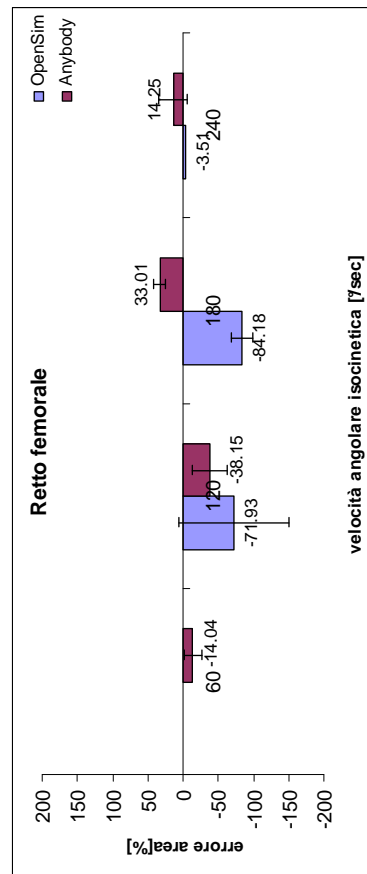
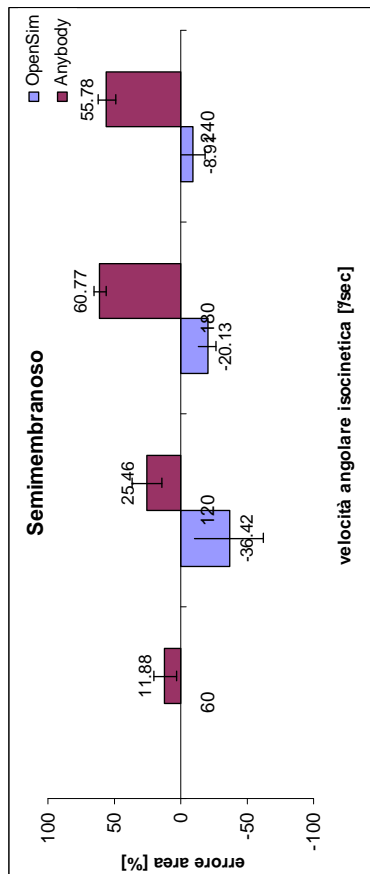
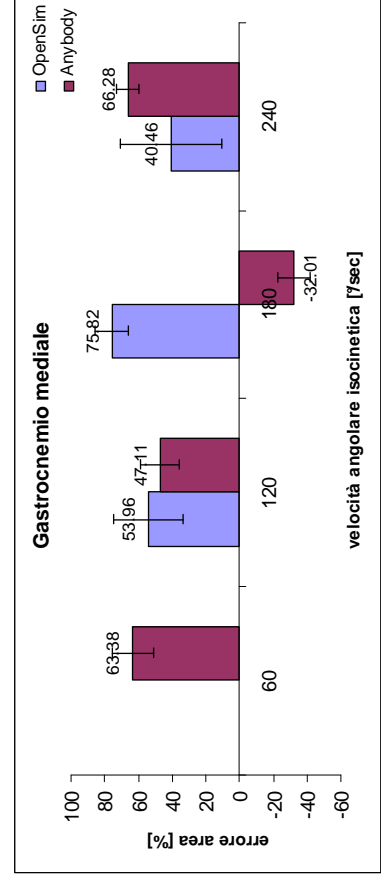
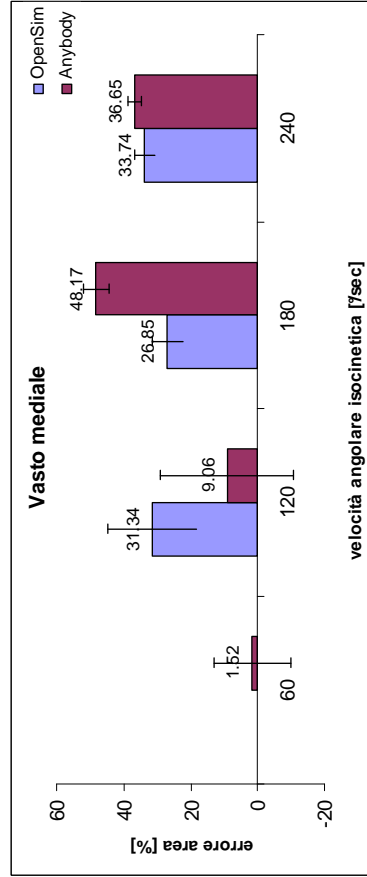
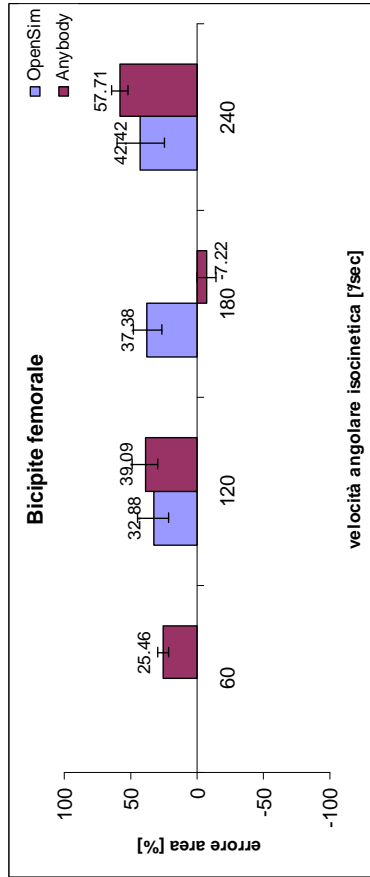
Errore picco-picco



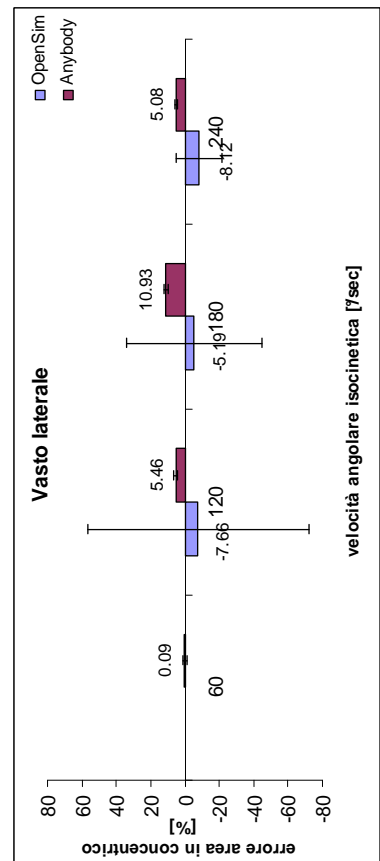
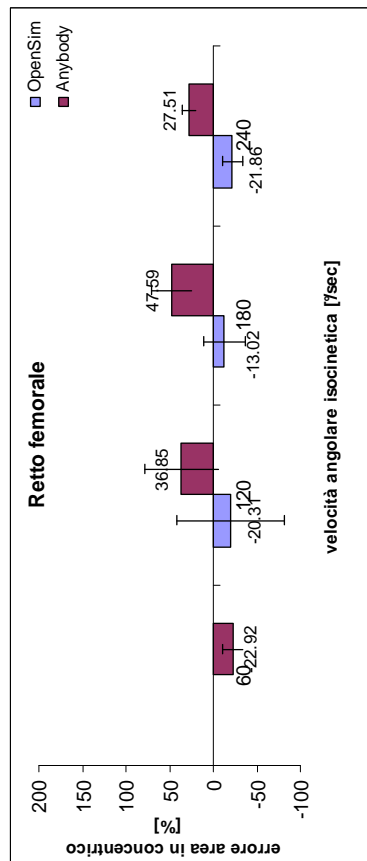
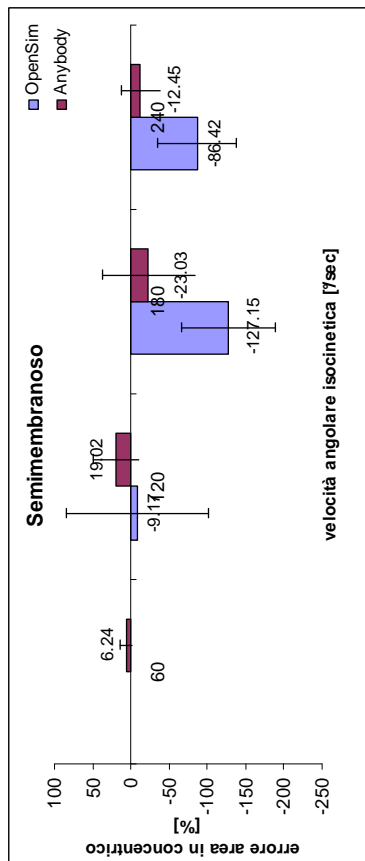
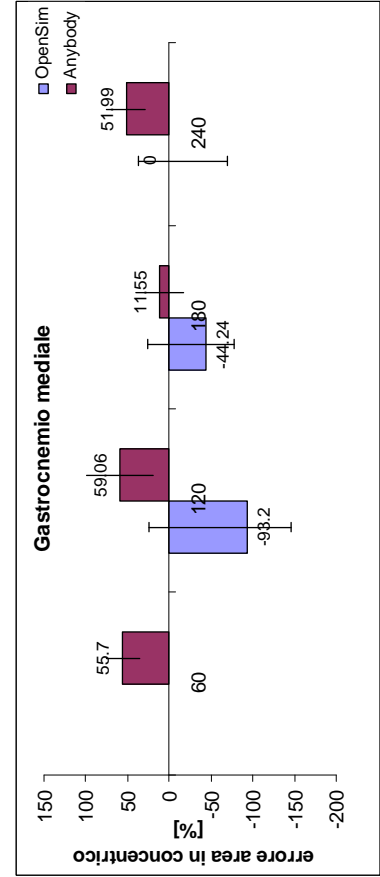
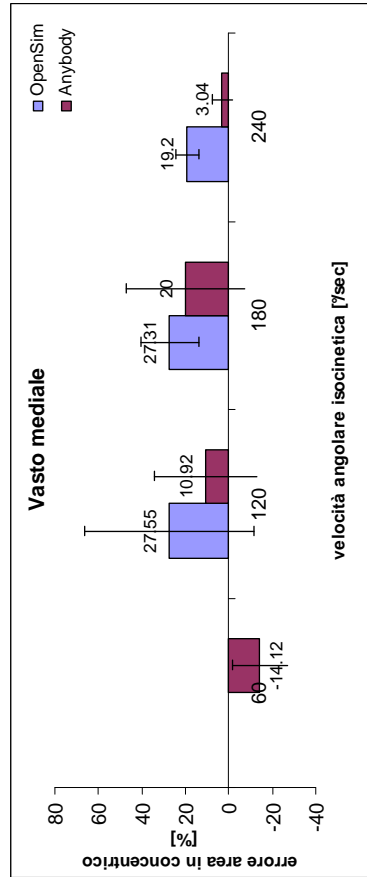
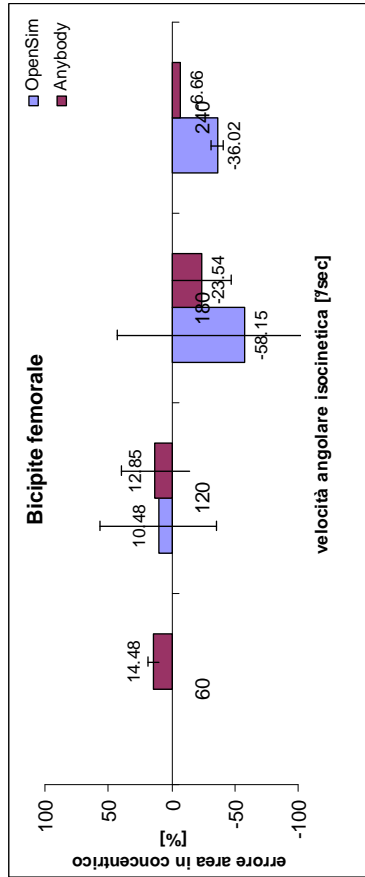
Sfasamento



Errore area



Errore area in concentrico



Dai diagrammi riportati si nota innanzitutto che non c'è alcuna dipendenza tra l'accuratezza e la bontà dei dati con la velocità d'esercizio isocinetico. A prima vista è possibile dare conferma di quanto detto durante l'analisi qualitativa, del fatto che i vasti sono i muscoli meglio simulati dai due software e in particolare da OpenSim. Per questi è possibile vedere che la media dell'errore di picco è bassa per entrambi e gli alti valori di deviazione standard presenti sono dovuti all'eventuale presenza di qualche picco numerico. Sono stati riportati anche i grafici del muscolo semimembranoso e gastrocnemio mediale sebbene sia stato dimostrato nell'analisi qualitativa che tra OpenSim e sperimentale persistono grandi errori dovuti alla debolezza del modello adottato che si rispecchiano in valori elevati d'errore medio di picco-picco. Si nota che nell'analisi delle aree sottese dalle curve delle attivazioni muscolari, il calcolo della differenza delle stesse in regime concentrico, non considerando perciò i fenomeni di coattivazione sperimentale che hanno i muscoli è minore e rende più sensato il confronto con i dati numerici che non prevedono una coattivazione muscolare. Nel suo complesso Anybody, pur riproducendo un segnale semplice porta ad avere degli errori minori per quanto riguarda la differenza dei picchi ma presenta un maggior sfasamento dei picchi rispetto ad OpenSim.

9. CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

9.1 Sintesi del Lavoro svolto

L'obiettivo di questa Tesi è stato quello di modellare un movimento di flessione ed estensione del ginocchio, eseguito in fase sperimentale in regime isocinetico, grazie all'utilizzo del software multi-body OpenSim 1.9.1 che va a simulare l'intero gesto. Per questo lavoro sono stati utilizzati i dati provenienti da tre diverse tecnologie:

- macchina isocinetica REV7000;
- sistema di visione stereofotogrammetrico SMART BTS;
- elettromiografo Pocket EMG.

Le prove sperimentali sono state suddivise in due sessioni svolte separatamente. In un primo momento è stata fatta una prova pilota durante la quale sono state coinvolte due persone e si è svolta presso il servizio di Biomeccanica dell'Ospedale dell'Angelo di Mestre. Nell'altra sessione le prove si sono svolte presso il centro CEMES - Gruppo Data Medica di Padova e sono state oggetto di analisi in questo Elaborato. Anche in quell'occasione sono stati coinvolti due soggetti. Durante tali prove è stato richiesto ai soggetti di quattro cicli di flesso-estensione del ginocchio per ciascuna velocità di conduzione della macchina isocinetica scelta essere di 60°/sec, 120°/sec, 180°/sec e 240°/sec. Il gesto motorio è stato ripreso da sei telecamere a raggi infrarossi aventi il compito di memorizzare le traiettorie dei marcatori posti su determinati punti di repere anatomico per risalire, in fase di elaborazione dei dati, alla ricostruzione della cinematica del movimento. I dati forniti dalla macchina isocinetica, relativi al valore della coppia meccanica sviluppata durante l'esercizio, in aggiunta ai dati memorizzati dalle telecamere ed elaborati dai software Smart Tracker e Smart Analyzer sono stati utilizzati per la creazione della simulazione col modello di OpenSim. Tale simulazione comprende una sequenza di operazioni quali la scalatura del modello, la ricostruzione della cinematica e dinamica e il calcolo delle attivazioni muscolari dei muscoli di interesse. Inoltre è stata registrata anche l'attività elettromiografica dei principali muscoli estensori e flessori del ginocchio che è stata utilizzata in fase di confronto con i dati numerici offerti dal software. Il confronto è stato poi arricchito con i dati ottenuti a seguito di una modellazione dello stesso gesto con il software Anybody in uso presso il Dipartimento di Ingegneria Meccanica di Padova implementato precedentemente da altri tesisti.

9.2 Considerazioni conclusive sui risultati

I risultati che si ottengono a seguito della simulazione sono le attivazioni muscolari dei principali muscoli estensori e flessori del ginocchio. Tali dati, confrontati con le attivazioni muscolari misurate in fase sperimentale attraverso elettromiografia, stabiliranno se il modello utilizzato e quindi il software adottato, è un buono strumento di simulazione e se, quindi, possa essere adottato sia in ambito di ricerca che in ambito clinico come valido ausilio in campo riabilitativo e di valutazione funzionale.

Si deve ricordare però che le grandezze comparate non sono propriamente della stessa natura. Mentre infatti l'attività elettromiografia è un segnale elettrico dipendente dal numero delle unità motorie attivate e non proporzionale alla forza erogata dal muscolo, nei software essa viene calcolata come rapporto tra la forza predetta del muscolo in esame e un fattore di forza massima sviluppabile dipendente dalla lunghezza della fibra muscolare e dalla velocità di contrazione della stessa.

Si è potuto vedere che i risultati ottenuti sono molto buoni per certi muscoli mentre sono meno precisi per altri. In particolare, per quanto riguarda il software OpenSim si è notata l'accuratezza con la quale esso simula l'attività dei due vasti e quella del bicipite femorale. La bontà di tale affermazione è confermata dai bassi valori d'errore di picco tra segnale numerico e sperimentale, dal ridotto sfasamento dei picchi stessi e dalla differenza delle aree sottese oltre che da una forma d'onda molto simile al segnale di riferimento. Sempre rimanendo su OpenSim si è notato che sistematicamente la simulazione è affetta da dei picchi spuri e isolati, probabilmente originati dal fatto che in quegli istanti i muscoli interessati non sono abbastanza forti per supportare il carico applicato oppure dalle semplificazioni considerate e riprese successivamente. Lo studio dell'andamento delle attivazioni dei muscoli semimembranoso e gastrocnemio ha portato ad affermare che questi sono i muscoli simulati non accuratamente, in quanto, pur rispecchiando il timing di attivazione muscolare sperimentale, la simulazione non ne riproduce la stessa intensità.

I probabili fattori che causano tali incongruenze possono riscontrarsi in un basso valore di *Max_Isometric_Force* impostato di default e anche in uno scorretto controllo dell'articolazione della caviglia che, in fase di simulazione, era lasciata libera di muoversi ad inseguire la cinematica fornita dalla motion capture, ma che non essendo elemento di studio, poteva essere vincolata. Questo accorgimento avrebbe potuto migliorare la qualità della simulazione in quanto si sarebbe potuto ottenere un'attivazione del gastrocnemio

molto più regolare e di conseguenza anche quella del retto femorale e del muscolo semimembranoso che si coattivano e agiscono da agonisti e antagonisti. Le attivazioni approssimate da Anybody invece si sono viste essere più regolari rispetto a quelle di OpenSim e in media ben simulate, ma non ci sono, come nel caso di OpenSim, specifici muscoli che rispecchiano quasi nella totalità l'attivazione reale.

9.3 Interpretazione delle principali criticità

Le principali problematiche emerse a seguito delle simulazioni effettuate possono derivare da più fattori ed essere determinate da scelte fatte durante l'intero studio.

Gli errori che si evidenziano a seguito del confronto qualitativo e quantitativo tra i dati numerici con l'analisi sperimentale possono essere giustificati considerando le ipotesi semplificative fatte durante l'elaborazione dei dati sperimentali ed eventuali limitazioni del modello utilizzato. Alcune fonti di criticità nelle prove e nelle elaborazioni fatte sono da ritrovarsi nei metodi e nelle misure sperimentali utilizzate.

Nello specifico, si deve considerare che il segnale elettromiografico di superficie rilevato è certamente influenzato dal posizionamento degli elettrodi e dalla resistenza offerta dalla cute, i valori di attivazione percentuale utilizzati dipendono dai massimali (MVC) che non sono in genere di facile rilevazione e non sono sempre massimali effettivi. In particolare il segnale EMG dei muscoli bicipite femorale e semimembranoso potrebbe essere stato influenzato dai movimenti della coscia sul sedile della macchina. La coppia meccanica, si ricorda, è stata registrata dalla macchina isocinetica non sincronizzata con il sistema di visione e avente una diversa frequenza di campionamento; questo potrebbe avere portato all'ottenimento di valori di coppia leggermente sfasati rispetto alla cinematica del movimento registrata con le telecamere. Potrebbero essere state commesse delle imprecisioni anche durante le complesse operazioni per il calcolo del braccio di leva e il punto di applicazione della forza fatta col software Analyzer derivanti dalle semplificazioni viste in precedenza. Inoltre, è da considerarsi elemento di criticità anche il fatto che, per quanto riguarda la forza agente a livello della tibia, sono state considerate solamente le due componenti in x e y e sono stati trascurati i possibili momenti torcenti agenti in quanto era impossibile risalire ad essi a partire solamente dalla conoscenza della coppia misurata dalla macchina isocinetica.

Per quanto riguarda la parte di simulazione numerica, l'attenzione è centrata sul software OpenSim, principale elemento di studio in questo Elaborato. Nel software OpenSim si ipotizza che le principali criticità che causano la non corrispondenza legate al modello siano dovute ai parametri dei muscoli, quali ad esempio la *Max_Isometric_Force*, la lunghezza ottimale della fibre muscolari e dei tendini. Tali valori di default nel software sono presi, come detto da prove sperimentali su cadavere, e non è detto che essi corrispondano a tutto il complesso di parametri muscolari dei soggetti considerati. La ricostruzione del comportamento reale della struttura fisiologica perciò può non trovare una precisa corrispondenza sia per quanto detto che per i punti di origine e inserzione dei muscoli. In particolare si è notato che al variare del valore della *Max_Isometric_force* si ottengono diversi valori di attivazioni muscolari ma non si è stati in grado di determinare i giusti valori di tale parametro.

Gli algoritmi utilizzati per le fasi di scalatura, calcolo della cinematica e calcolo delle attivazioni muscolari seguono procedure molto dettagliate ma alcuni aspetti potrebbero essere migliorate da parte degli sviluppatori del software. In particolare, per quanto riguarda la scalatura, sebbene si riescano a derivare i fattori di scala a partire da un'acquisizione statica non è prevista una procedura di inserimento diretto di dati antropometrici misurati sia per quanto riguarda le lunghezze dei segmenti che le masse degli stessi. L'algoritmo di calcolo delle attivazioni muscolari invece presenta la negatività di essere una procedura lenta e considerando il fatto che essa si basa sul raggiungimento delle accelerazioni predette dei marker, il costo computazionale aumenta con l'aumentare del numero di marcatori utilizzati in fase sperimentale. Si pensa perciò che il software vada meglio con simulazioni semplici dove sono previsti pochi marcatori e nella quali i carichi esterni siano poco elevati.

9.4 Prospettive e sviluppi futuri

In definitiva i risultati sono ritenuti parzialmente soddisfacenti anche se tutti i fattori critici appena elencati dovrebbero essere ridotti per proseguire con nuovi studi.

Per quanto riguarda l'utilizzo del modello nei casi in cui si è verificata una buona corrispondenza tra simulazione e realtà si pensa che possa esserci la possibilità di un utilizzo dello stesso come valido ausilio in campo riabilitativo e per una valutazione di tipo funzionale. Oltre a quanto detto, l'utilizzo del modello in OpenSim può aprire la strada a

studi futuri riguardanti il calcolo delle forze muscolari agenti a livello delle articolazioni da tutti i muscoli e in definitiva quindi alla possibilità di prevedere i carichi articolari nelle varie fasi del moto. Il software infatti, in aggiunta alle attivazioni muscolari, fornisce i valori di forze muscolari di ciascun muscolo (dalle quali derivano le attivazioni) che non è possibile stimare strumentalmente in campo medico e biomeccanico.

L'introduzione di questa tipologia di studio in campo medico, però, richiederebbe alcune migliorie per quanto riguarda tutti gli aspetti di logistica, quali ad esempio l'allestimento dell'ambiente di prova che si è visto avere un onere tempistico elevato e la vestizione completa del soggetto sul quale vuole essere fatto lo studio. Si potrebbe proporre perciò l'effettuazione di tali prove in reparti dotati di sistemi di visione fissi alle pareti costantemente ricalibrati e l'implementazione di un protocollo standard per la vestizione dei pazienti e per l'elaborazione di tutti i dati acquisiti.

APPENDICE A – CODICI UTILIZZATI

A.1 Codice .xml implementato per il posizionamento automatico dei marcatori virtuali in OpenSim in fase di scalatura del modello.

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<MarkerSet name="plug-in-gait">
  <objects>
    <!-- Pelvis -->
    <Marker name="RPSIS">
      <location> -0.15 0.1 0.055 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> pelvis </body>
    </Marker>
    <Marker name="LPSIS">
      <location> -0.15 0.1 -0.055 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> pelvis </body>
    </Marker>
    <Marker name="RASIS">
      <location> 0.0113 0.003 0.13 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> pelvis </body>
    </Marker>
    <Marker name="LASIS">
      <location> 0.0113 0.003 -0.13 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> pelvis </body>
    </Marker>
    <!-- Right femur -->
    <Marker name="RGT">
      <location>-0.013 -0.026 0.079</location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> femur_r </body>
    </Marker>
    <Marker name="RFElat">
      <location>0.006 -0.404 0.048</location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> femur_r </body>
    </Marker>
    <Marker name="RFEmed">
      <location>0.018 -0.406 -0.045</location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> femur_r </body>
    </Marker>
    <!-- Right tibia -->
    <Marker name="RFH">
      <location> -0.008 -0.083 0.06 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> tibia_r </body>
    </Marker>
    <Marker name="tibia">
      <location> 0.024 -0.25 -0.005 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> tibia_r </body>
    </Marker>
    <Marker name="RMALlat">
      <location> -0.005 -0.41 0.053 </location>
      <fixed> false </fixed>
      <body> tibia_r </body>
    </Marker>
  </objects>
</MarkerSet>
```

```

<Marker name="RMAImed">
    <location> 0.014 -0.397 -0.037 </location>
    <fixed> false </fixed>
    <body> tibia_r </body>
</Marker>
<!-- Right calcaneus -->
<Marker name="RIM">
    <location>0.18 0.0195 -0.036</location>
    <fixed> false </fixed>
    <body> calcn_r </body>
</Marker>
<Marker name="RVM">
    <location>0.093 -0.038 0.067</location>
    <fixed> false </fixed>
    <body> talus_r </body>
</Marker>
<!-- Left femur -->
<Marker name="LGT">
    <location>-0.013 -0.026 -0.079</location>
    <fixed> false </fixed>
    <body> femur_l </body>
</Marker>
</objects>
</MarkerSet>

```

A.2 Codice Matlab implementato per il calcolo numerico dei parametri di confronto.

```

clear all
clc
load emgfabio60.txt
load OSfabio60.txt
load Afabio60.txt
load angolofabio60.txt
E=emgfabio60;
O=OSfabio60;
A=Afabio60;
angolo=angolofabio60;
%time,SM,BF,RF,VM,VL,GM,TA
plot(angolo(:,1),angolo(:,2))
tempi_angolo=ginput(9);
tempi_angolo=(round(tempi_angolo(:,1)*1000))/1000;
for i=1:4
    cicli_emg{1,i}=E(tempi_angolo(i)*1000+1:tempi_angolo(i+1)*1000+1,:);
end
for i=1:4
    for j=1:7
        area_cicli_emg{1,i}(1,j)=trapz(cicli_emg{1,i}(:,1),cicli_emg{1,i}(:,j+1))
        ;
    end
end
for i=1:4
    for j=1:7
        [massimi_cicli_emg{1,i}(1,j),massimi_cicli_emg{1,i}(2,j)]=max(cicli_emg{1,i}(:,j+1));
    end
end
end

```

```

%-----
indexO(1)=1;
for i=2:5
    for j=1:length(O)
        if (O(j,1)==(round(tempo_angolo(i)*100)/100))
            indexO(i)=j;
        end
    end
end
for i=1:4
    cicli_O{1,i}=O(indexO(i):indexO(i+1),:);
end
for i=1:4
    for j=1:7
        area_cicli_O{1,i}(1,j)=trapz(cicli_O{1,i}(:,1),cicli_O{1,i}(:,j+1));
    end
end
for i=1:4
    for j=1:7
        [massimi_cicli_O{1,i}(1,j),massimi_cicli_O{1,i}(2,j)]=max(cicli_O{1,i}(:,j+1));
    end
end
%-----
indexA(1)=1;
for i=2:7
    for j=1:length(A)
        if (A(j,1)==(round(tempo_angolo(i)*100)/100))
            indexA(i)=j;
        end
    end
end
for i=1:4
    cicli_A{1,i}=A(indexA(i):indexA(i+1),:);
end
for i=1:4
    for j=1:7
        area_cicli_A{1,i}(1,j)=trapz(cicli_A{1,i}(:,1),cicli_A{1,i}(:,j+1));
    end
end
for i=1:4
    for j=1:7
        [massimi_cicli_A{1,i}(1,j),massimi_cicli_A{1,i}(2,j)]=max(cicli_A{1,i}(:,j+1));
    end
end
%-----
for i=1:4
    for j=1:7
        deltaArea{1,i}(1,j)=100*((area_cicli_emg{1,i}(1,j)-
        area_cicli_O{1,i}(1,j))/area_cicli_emg{1,i}(1,j));
        deltaArea{1,i}(2,j)=100*((area_cicli_emg{1,i}(1,j)-
        area_cicli_A{1,i}(1,j))/area_cicli_emg{1,i}(1,j));
    end
end
areaErroreArea=(deltaArea{1,1}(:,:)+deltaArea{1,2}(:,:)+deltaArea{1,3}(:,:)+
deltaArea{1,4}(:,:))./4;
deviationErroreArea=sqrt((((deltaArea{1,1}(:,:)-
mediaErroreArea(:,:)).^2)+((deltaArea{1,2}(:,:)-
mediaErroreArea(:,:)).^2)+((deltaArea{1,3}(:,:)-

```

```

mediaErroreArea(:, :).^2)+((deltaArea{1,4}(:, :)-
mediaErroreArea(:, :).^2)./4));
for i=1:4
    for j=1:6
deltaPicchi{1,i}(1,j)=100*((massimi_cicli_emg{1,i}(1,j)-
massimi_cicli_O{1,i}(1,j))/massimi_cicli_emg{1,i}(1,j));
deltaPicchi{1,i}(2,j)=100*((massimi_cicli_emg{1,i}(1,j)-
massimi_cicli_A{1,i}(1,j))/massimi_cicli_emg{1,i}(1,j));
        end
    end
mediaErrorePicchi=(deltaPicchi{1,1}(:, :)+deltaPicchi{1,2}(:, :)+deltaPicchi{1,3}(:, :)+deltaPicchi{1,4}(:, :))./4;
deviationErrorePicco=sqrt((((deltaPicchi{1,1}(:, :)-
mediaErrorePicchi(:, :)).^2)+((deltaPicchi{1,2}(:, :)-
mediaErrorePicchi(:, :)).^2)+((deltaPicchi{1,3}(:, :)-
mediaErrorePicchi(:, :)).^2)+((deltaPicchi{1,4}(:, :)-
mediaErrorePicchi(:, :)).^2)./4));
%calcolo il tempo alla quale sono presenti i picchi sull'emg
for i=1:4
    for j=1:6
tempo_emg{1,i}(1,j)=cicli_emg{1,i}(massimi_cicli_emg{1,i}(2,j),1);
        end
    end
%calcolo il tempo alla quale sono presenti i picchi sull'OpenSim
for i=1:4
    for j=1:7
tempo_O{1,i}(1,j)=cicli_O{1,i}(massimi_cicli_O{1,i}(2,j),1);
        end
    end
%calcolo il tempo alla quale sono presenti i picchi sull'Anybody
for i=1:4
    for j=1:6
tempo_A{1,i}(1,j)=cicli_A{1,i}(massimi_cicli_A{1,i}(2,j),1);
        end
    end
% calcolo della durata di ogni ciclo
for i=1:4
    periodo(1,i)=tempi_angolo(i+1)-tempi_angolo(i);
end
for i=1:4
    for j=1:6
Sfasamento{1,i}(1,j)=100*((tempo_emg{1,i}(1,j)-
tempo_O{1,i}(1,j))/periodo(i));
Sfasamento{1,i}(2,j)=100*((tempo_emg{1,i}(1,j)-
tempo_A{1,i}(1,j))/periodo(i));
        end
    end
mediaErroreSfasamento=(Sfasamento{1,1}(:, :)+Sfasamento{1,2}(:, :)+Sfasamento{1,3}(:, :)+Sfasamento{1,4}(:, :))./4;
DeviationErroreSfasamento=sqrt((((Sfasamento{1,1}(:, :)-
mediaErroreSfasamento(:, :)).^2)+((Sfasamento{1,2}(:, :)-
mediaErroreSfasamento(:, :)).^2)+((Sfasamento{1,3}(:, :)-
mediaErroreSfasamento(:, :)).^2)+((Sfasamento{1,4}(:, :)-
mediaErroreSfasamento(:, :)).^2)./4));

```


A.2.1 Variante per il calcolo delle aree in regime concentrico

```

clear all
clc
load emgfabio60.txt
load OSfabio60.txt
load Afabio60.txt
load angolofabio60.txt
E=emgfabio60;
O=OSfabio60;
A=Afabio60;
angolo=angolofabio60;
%time,SM,BF,RF,VM,VL,GM,TA
plot(angolo(:,1),angolo(:,2))
tempi_angolo=ginput(9);
tempi_angolo=(round(tempi_angolo(:,1)*1000))/1000;
estrazione matrici
for i=1:2:7
cicli_EST_emg{1,i}=E(tempi_angolo(i)*1000+1:tempi_angolo(i+1)*1000+1,:);
cicli_FLEX_emg{1,i}=E(tempi_angolo(i+1)*1000+1:tempi_angolo(i+2)*1000+1,:);
end
for i=1:2:7
for j=1:6
area_cicli_EST_emg{1,i}(1,j)=trapz(cicli_EST_emg{1,i}(:,1),cicli_EST_emg{1,i}(:,j+1));
end
end
for i=1:2:7
for j=1:7
area_cicli_FLEX_emg{1,i}(1,j)=trapz(cicli_FLEX_emg{1,i}(:,1),cicli_FLEX_emg{1,i}(:,j+1));
end
end
%-----
indexO(1)=1;
for i=2:9
for j=1:length(O)
if (O(j,1)==(round(tempi_angolo(i)*100)/100))
indexO(i)=j;
end
end
end
for i=1:2:7
cicli_O_EST{1,i}=O(indexO(i):indexO(i+1),:);
cicli_O_FLEX{1,i}=O(indexO(i+1):indexO(i+2),:);
end
for i=1:2:7
for j=1:7
area_cicli_O_EST{1,i}(1,j)=trapz(cicli_O_EST{1,i}(:,1),cicli_O_EST{1,i}(:,j+1));
area_cicli_O_FLEX{1,i}(1,j)=trapz(cicli_O_FLEX{1,i}(:,1),cicli_O_FLEX{1,i}(:,j+1));
end
end
%-----
indexA(1)=1;
for i=2:9

```

```

for j=1:length(A)
    if (A(j,1)==(round(tempi_angolo(i)*10)/10))
        indexA(i)=j;
    end
end
end
for i=1:2:7
    cicli_A_EST{1,i}=A(indexA(i):indexA(i+1),:);
    cicli_A_FLEX{1,i}=A(indexA(i+1):indexA(i+2),:);
end
for i=1:2:7
    for j=1:6
area_cicli_A_EST{1,i}(1,j)=trapz(cicli_A_EST{1,i}(:,1),cicli_A_EST{1,i}(:,j+1));
area_cicli_A_FLEX{1,i}(1,j)=trapz(cicli_A_FLEX{1,i}(:,1),cicli_A_FLEX{1,i}(:,j+1));
    end
end
%-----
for i=1:2:7
    for j=1:6
deltaAreaEST{1,i}(1,j)=100*((area_cicli_EST_emg{1,i}(1,j)-
area_cicli_O_EST{1,i}(1,j))/area_cicli_EST_emg{1,i}(1,j));
deltaAreaEST{1,i}(2,j)=100*((area_cicli_EST_emg{1,i}(1,j)-
area_cicli_A_EST{1,i}(1,j))/area_cicli_EST_emg{1,i}(1,j));
deltaAreaFLEX{1,i}(1,j)=100*((area_cicli_FLEX_emg{1,i}(1,j)-
area_cicli_O_FLEX{1,i}(1,j))/area_cicli_FLEX_emg{1,i}(1,j));
deltaAreaFLEX{1,i}(2,j)=100*((area_cicli_FLEX_emg{1,i}(1,j)-
area_cicli_A_FLEX{1,i}(1,j))/area_cicli_FLEX_emg{1,i}(1,j));
    end
end
mediaErroreAreaEST=(deltaAreaEST{1,1}(:,:)+deltaAreaEST{1,3}(:,:)+deltaAr
eaEST{1,5}(:,:)+deltaAreaEST{1,7}(:,:))./4;
mediaErroreAreaFLEX=(deltaAreaFLEX{1,1}(:,:)+deltaAreaFLEX{1,3}(:,:)+delt
aAreaFLEX{1,5}(:,:)+deltaAreaFLEX{1,7}(:,:))./4;
deviationErroreAreaEST=sqrt((((deltaAreaEST{1,1}(:,:)-
mediaErroreAreaEST(:,:)).^2)+((deltaAreaEST{1,3}(:,:)-
mediaErroreAreaEST(:,:)).^2)+((deltaAreaEST{1,5}(:,:)-
mediaErroreAreaEST(:,:)).^2)+((deltaAreaEST{1,7}(:,:)-
mediaErroreAreaEST(:,:)).^2)./4));
deviationErroreAreaFLEX=sqrt((((deltaAreaFLEX{1,1}(:,:)-
mediaErroreAreaFLEX(:,:)).^2)+((deltaAreaFLEX{1,3}(:,:)-
mediaErroreAreaFLEX(:,:)).^2)+((deltaAreaFLEX{1,5}(:,:)-
mediaErroreAreaFLEX(:,:)).^2)+((deltaAreaFLEX{1,7}(:,:)-
mediaErroreAreaFLEX(:,:)).^2)./4));

```

**APPENDICE B – TABELLE DEI PARAMETRI
DI CONFRONTO**

Tabella B.1 Valori estratti con il software Smart Analyzer per la derivazione del valore della forza in modulo e nelle sue componenti utili per definire i carichi esterni in OpenSim. Esempio di valori in una fase di prova di flessione-estensione isocinetica a 60 °/sec di FZ.

Tempo [s]	Braccio [m]	Coppia [Nm]	Angolo [°]	Forza [N]	Fx [N]	Fy [N]	Fz [N]
0	0.34	1.78	97.78	5.25	-5.2	0.71	0
0.03	0.34	56.5	97.64	164.73	-163.28	21.76	0
0.06	0.35	62.29	96.98	179.51	-178.2	21.66	0
0.09	0.35	69.85	95.51	201.89	-200.97	19.21	0
0.12	0.34	78.7	93.55	229.45	-229.02	14.03	0
0.16	0.34	88.53	91.59	261.15	-261.06	7.05	0
0.19	0.34	97.94	89.69	290.63	-290.62	-1.79	0
0.22	0.34	108.88	87.79	322.14	-321.89	-12.67	0
0.25	0.34	113.55	85.86	335.93	-335.04	-24.51	0
0.28	0.34	119.04	83.96	352.2	-350.21	-37.35	0
0.31	0.34	120.8	82.06	357.41	-353.95	-49.63	0
0.34	0.34	125.06	80.14	370.01	-364.5	-63.61	0
0.37	0.34	133.81	78.24	395.88	-387.52	-80.93	0
0.41	0.34	143.07	76.37	423.29	-411.31	-100.01	0
0.44	0.34	147.44	74.5	436.2	-420.25	-116.88	0
0.47	0.34	154.27	72.6	456.41	-435.43	-136.78	0
0.5	0.34	156.68	70.7	463.55	-437.39	-153.52	0
0.53	0.34	162.92	68.77	482	-449.18	-174.81	0
0.56	0.34	168.67	66.85	500.52	-460.08	-197.08	0
0.59	0.34	170.26	64.81	506.73	-458.4	-215.96	0
0.62	0.34	171.76	62.99	512.7	-456.66	-233.07	0
0.66	0.33	176.65	61.15	528.88	-463.09	-255.46	0
0.69	0.33	178.56	59.29	536.22	-460.86	-274.12	0
0.72	0.33	182.78	57.4	550.54	-463.67	-296.82	0
0.75	0.33	185.15	55.52	559.37	-460.94	-316.91	0
0.78	0.33	185	53.62	560.61	-451.19	-332.73	0

Tabella B.1 Coordinate del punto di applicazione delle forze di reazione derivata con Analyzeri in una fase di prova di flessione-estensione isocinetica a 60 °/sec di FZ.

Tempo [s]	Applicazione forza		
	X [m]	Y [m]	Z [m]
0	0.42	-0.34	0.4
0.05	0.45	-0.34	0.4
0.09	0.51	-0.33	0.4
0.14	0.55	-0.32	0.4
0.19	0.59	-0.3	0.4
0.24	0.63	-0.28	0.4
0.28	0.67	-0.25	0.4
0.33	0.7	-0.22	0.4
0.38	0.72	-0.18	0.39
0.42	0.74	-0.14	0.39
0.47	0.76	-0.11	0.39
0.52	0.77	-0.07	0.39
0.56	0.77	-0.06	0.39
0.61	0.77	-0.07	0.39
0.66	0.78	-0.08	0.39
1.18	0.75	-0.11	0.39

Soggetto 1 – PT

60°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody[%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-81.98	-8.54	-230.75	10.01	-1.40	-41.46
2	-67.64	-17.80	-33.77	16.35	-1.05	-53.06
3	-67.22	3.08	-90.30	-17.38	-7.53	-43.46
4	-45.45	25.11	-217.96	2.19	-3.36	-58.12
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-30.51	-39.46	-9.30	-16.82	-19.09	-38.13
2	-25.03	-42.77	-2.78	-2.41	-12.34	-46.10
3	-18.86	-41.25	-14.34	-22.29	-27.33	-49.15
4	-11.68	-8.51	-35.95	-10.42	-31.20	-31.86
Differenza delle aree sottese dai segnali						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-50.14	33.36	-58.43	36.33	20.94	59.03
2	-49.75	23.11	-21.04	33.33	21.86	60.49
3	-43.05	31.48	-42.06	20.28	18.04	67.72
4	-0.52	44.20	-166.57	34.81	26.47	29.90
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	0.53	12.99	-16.66	-4.44	1.75	47.89
2	-0.04	10.35	-18.25	-16.04	0.08	57.89
3	2.09	11.87	-23.75	-20.54	-7.10	60.46
4	16.97	18.24	-33.59	-15.77	4.99	52.30

Soggetto 2 – FZ

60°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody[%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-19.05	-12.13	-16.05	-45.81	-41.63	35.48
2	32.71	1.18	-8.74	-46.21	-49.56	56.32
3	38.00	12.28	-8.79	-34.33	-58.60	62.46
4	38.71	12.30	8.33	10.70	16.10	50.72
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	21.92	0.22	-65.99	-66.88	-58.53	21.01
2	27.90	-3.49	21.41	32.68	35.10	2.74
3	19.13	19.85	40.24	42.25	42.65	-7.22
4	6.68	6.65	35.34	38.55	38.68	-28.66
Differenza delle aree sottese dai segnali						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	20.81	29.85	39.59	21.00	0.27	68.72
2	46.47	40.84	9.79	-18.14	-36.24	77.78
3	41.70	35.14	42.93	20.74	-6.86	73.13
4	50.28	48.72	30.83	16.32	-7.32	76.08
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	15.30	21.94	64.18	49.06	33.26	75.89
2	47.51	35.11	30.12	6.10	-7.01	76.51
3	37.73	27.38	42.88	18.70	-9.10	71.21
4	45.60	39.67	29.63	12.88	-9.54	73.37

Soggetto 1 – PT

120°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-81.98	-8.54	-230.75	10.01	-1.40	-41.46
2	-67.64	-17.80	-33.77	16.35	-1.05	-53.06
3	-67.22	3.08	-90.30	-17.38	-7.53	-43.46
4	-45.45	25.11	-217.96	2.19	-3.36	-58.12
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-30.51	-39.46	-9.30	-16.82	-19.09	-38.13
2	-25.03	-42.77	-2.78	-2.41	-12.34	-46.10
3	-18.86	-41.25	-14.34	-22.29	-27.33	-49.15
4	-11.68	-8.51	-35.95	-10.42	-31.20	-31.86
Differenza delle aree sottese dai segnali						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-50.14	33.36	-58.43	36.33	20.94	59.03
2	-49.75	23.11	-21.04	33.33	21.86	60.49
3	-43.05	31.48	-42.06	20.28	18.04	67.72
4	-0.52	44.20	-166.57	34.81	26.47	29.90
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-71.63	21.08	-78.70	22.06	4.48	52.38
2	-79.50	-0.92	-43.24	16.78	3.69	46.76
3	-67.54	13.27	-58.41	-0.37	3.13	57.31
4	-31.27	30.63	-162.02	27.46	23.18	9.99
Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody[%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-6.46	4.42	-50.60	4.84	30.63	-4.85
2	6.12	10.81	-35.09	10.12	27.80	9.71
3	14.72	14.38	-58.27	-33.41	25.14	14.77
4	27.71	18.77	-66.93	-19.45	20.45	27.73
Sfasamento del picco massimo [% ciclo]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-32.15	-38.35	23.35	-4.10	-2.49	-32.60
2	-28.47	-42.77	19.06	13.66	3.73	-42.08
3	-16.73	-40.08	-12.58	-22.29	-27.91	-43.30
4	-11.68	-8.51	-33.31	-18.34	-39.78	-46.37
Differenza delle aree sottese dai segnali						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	18.40	36.89	-29.64	20.09	33.59	35.15
2	19.45	32.27	-22.53	18.26	35.26	47.06
3	24.72	36.65	-36.58	-0.43	30.62	47.79
4	40.88	51.86	-64.57	-2.07	21.68	59.45
Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]						
ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	7.01	22.54	-60.90	-2.20	17.04	21.64
2	1.02	4.28	-48.43	-3.17	19.57	18.99
3	14.23	20.71	-55.27	-30.83	13.03	33.46
4	18.17	20.29	-86.07	-27.96	6.64	28.85

180°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim[%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-81.16	21.98	-187.07	-39.24	-49.58	40.08
2	-75.13	-8.85	-261.31	23.74	-25.26	12.91
3	-74.82	18.73	-145.64	7.18	7.63	68.14
4	-36.15	31.82	-135.75	15.26	-15.36	42.78

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-22.30	-22.30	-25.00	14.69	-7.82	-22.66
2	-19.48	-6.47	-8.30	-2.13	-4.57	-23.21
3	-20.86	-35.10	-4.16	10.55	-4.08	-34.95
4	-22.35	-4.04	-19.88	6.24	-9.29	-13.56

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-20.11	36.89	-29.64	20.09	33.59	35.15
2	-25.88	32.27	-22.53	18.26	35.26	47.06
3	-21.32	36.65	-36.58	-0.43	30.62	47.79
4	-9.67	51.86	-64.57	-2.07	21.68	59.45

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-39.52	25.29	-102.98	11.61	2.16	72.00
2	-48.05	11.79	-112.43	20.07	-4.62	64.72
3	-36.04	33.89	-83.91	12.19	3.61	81.43
4	-23.60	38.96	-95.51	12.37	4.94	68.02

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody[%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	50.09	50.34	-35.20	0.70	32.12	47.23
2	46.41	31.71	-49.25	16.79	13.05	39.23
3	49.13	47.59	-31.72	4.58	35.29	64.40
4	65.90	56.42	-52.53	3.88	13.05	54.51

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-21.56	-23.76	-11.11	15.42	-7.09	-24.85
2	-16.44	-6.47	21.39	26.79	24.35	-22.45
3	-19.32	-36.64	21.25	25.17	24.40	-35.72
4	-19.88	-24.57	10.52	25.14	9.61	-23.42

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	57.55	59.86	-8.89	31.55	49.97	60.30
2	53.83	54.96	-5.07	35.47	42.95	64.42
3	55.93	62.37	0.16	34.68	50.52	73.66
4	62.49	66.94	-17.05	29.14	48.72	68.17

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	49.74	49.36	-25.01	16.26	38.56	48.89
2	43.71	39.35	-20.69	23.59	31.89	50.63
3	48.89	52.64	-13.64	19.62	40.30	63.07
4	56.44	57.96	-24.18	16.59	38.52	50.18

240°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim[%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-59.36	-7.39	-43.13	-8.95	-20.69	-14.51
2	-100.98	31.12	-37.84	3.63	8.62	-141.43
3	-73.73	26.00	-10.31	-9.84	3.46	-109.11
4	-63.26	-19.44	-128.10	11.13	-2.23	-86.51

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-19.91	-14.81	-13.87	9.70	-9.11	-27.74
2	-12.37	-10.53	-13.39	8.31	5.72	-38.23
3	-16.18	2.47	-31.60	5.30	0.64	-32.91
4	-16.30	-46.01	-21.47	-7.71	-6.13	-43.38

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-2.11	28.25	-24.64	32.96	17.40	61.82
2	-13.25	47.62	11.35	31.07	27.62	25.10
3	-6.80	51.06	12.06	33.76	32.66	27.64
4	-14.12	41.83	-12.89	36.16	31.11	46.62

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-11.82	20.40	-47.91	18.33	0.86	56.90
2	-32.03	38.70	-5.43	19.87	13.84	-2.78
3	-35.26	36.39	-4.32	17.41	21.45	-6.01
4	-35.14	14.91	-36.64	27.02	19.78	13.22

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody[%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	51.47	33.85	-57.11	-6.70	15.66	41.56
2	35.79	42.67	-25.99	2.22	33.11	43.14
3	43.94	38.85	-29.11	-12.77	32.08	49.78
4	48.08	51.65	-32.67	6.84	27.52	44.80

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-18.21	-15.66	1.45	17.36	-1.45	-26.04
2	-13.30	-35.46	-3.23	15.70	13.11	-34.53
3	-15.27	-21.30	-0.27	16.27	11.61	-33.82
4	-14.55	-39.00	0.44	5.43	7.01	-39.00

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	59.84	52.67	0.75	36.07	45.38	61.15
2	51.49	58.48	25.38	35.52	53.04	69.34
3	54.22	56.57	20.99	35.59	54.61	69.17
4	57.88	63.48	10.45	39.06	54.69	66.13

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	52.70	40.85	-27.05	19.76	33.32	51.90
2	36.94	39.27	0.69	17.60	40.52	49.76
3	42.34	41.25	4.66	18.13	45.96	54.07
4	48.50	43.32	-5.82	29.38	46.46	40.62

Soggetto 2 – FZ

120°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-61.03	-57.62	-118.32	9.99	-85.35	-201.50
2	-116.21	-21.86	-77.94	13.54	-45.78	-134.19
3	3.44	-38.69	-54.21	31.73	-5.46	-151.60
4	-56.45	-55.72	-49.02	30.87	7.32	-135.57

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	15.43	-1.49	11.22	23.19	-12.39	28.56
2	34.64	12.42	-9.68	9.50	11.72	16.33
3	9.80	-22.00	18.90	34.19	34.13	-33.72
4	-7.95	-13.93	-19.11	-22.50	-2.47	-30.27

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	22.09	12.52	-63.51	4.35	-52.52	-74.15
2	-41.42	32.58	-34.69	24.79	-18.28	-97.41
3	56.51	52.12	5.66	39.31	7.15	-32.66
4	-61.64	-21.28	5.53	41.19	17.46	-135.70

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	20.92	7.58	-53.46	0.93	-54.19	-80.73
2	-51.80	26.91	-37.98	17.86	-25.36	-127.64
3	63.45	46.83	17.37	54.92	34.42	16.00
4	-81.35	-43.15	-1.04	35.70	12.14	-210.07

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-30.21	-27.71	-27.73	-22.02	-57.49	29.11
2	-13.51	-37.52	-15.66	-24.19	-31.45	5.15
3	-4.38	-31.17	6.56	-15.49	-21.69	8.06
4	-3.29	-63.59	19.52	4.00	8.55	-48.41

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	4.79	0.11	-20.16	15.74	-25.69	-8.14
2	-12.59	1.92	-27.76	0.76	4.14	-21.88
3	29.64	8.34	-16.69	12.02	12.54	58.46
4	-9.19	0.86	-22.19	7.09	24.04	-21.19

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	34.77	32.60	53.98	12.20	5.25	71.72
2	-35.76	-31.31	0.57	-9.44	-21.69	35.87
3	10.36	12.84	32.93	12.65	-1.48	51.96
4	27.23	20.14	53.76	35.61	29.01	44.88

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	30.44	24.16	59.67	11.11	9.12	96.87
2	12.15	9.37	4.73	-6.04	-12.91	57.24
3	0.46	-3.01	34.80	9.78	-0.76	40.49
4	32.42	20.04	56.15	35.94	32.69	33.71

180°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-131.17	-60.91	-24.50	20.57	-73.18	-155.80
2	-103.46	-165.75	-86.41	13.74	-21.05	-122.30
3	-136.41	-71.90	-54.55	-4.76	-44.26	-111.26
4	-143.90	-136.57	-59.06	-0.68	-62.50	-136.28

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	0.66	-3.32	-7.16	0.74	-18.67	-16.31
2	-5.73	-6.41	-15.75	4.90	4.75	-20.20
3	-10.27	-6.03	-22.53	-10.02	2.03	-21.70
4	-16.66	-11.59	-22.21	4.35	-0.44	-27.97

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-61.07	5.74	-21.23	22.87	-32.46	-22.43
2	-173.38	-111.07	3.24	35.51	4.97	-75.63
3	-141.86	-46.56	-6.69	40.58	13.46	-27.25
4	-85.75	-19.49	-21.28	32.43	2.05	-18.62

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-75.40	-4.11	-20.65	18.29	-34.82	-36.11
2	-194.83	-141.69	-10.24	22.09	-6.84	-113.79
3	-171.48	-65.23	-8.82	36.09	10.89	-47.36
4	-84.40	-26.29	-21.00	27.36	0.30	-3.80

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-16.76	-2.77	-6.33	-30.00	-85.19	2.74
2	-16.99	-56.91	-27.22	-51.45	-51.78	-29.40
3	-45.39	-38.27	57.50	14.77	14.26	-31.88
4	-41.46	-43.73	54.31	15.91	1.53	-34.27

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	10.26	-5.54	-77.27	-73.80	-93.21	-9.67
2	-9.50	-19.22	18.16	13.19	13.79	-19.44
3	-11.23	-20.35	-18.01	-14.54	-0.98	-31.50
4	-16.46	-18.23	-13.36	0.66	-3.39	-24.28

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	18.42	28.00	23.73	-4.73	-36.49	49.56
2	-59.70	-69.09	40.81	24.18	15.42	-4.16
3	-34.57	-20.12	63.99	44.20	36.95	21.74
4	-6.51	1.06	55.54	33.93	25.93	41.14

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	8.74	16.48	39.55	3.58	-22.24	41.55
2	-56.96	-78.92	34.24	9.58	6.76	-24.07
3	-40.35	-28.21	62.75	38.50	32.92	2.58
4	-1.91	-1.86	55.95	31.64	28.08	29.41

240°/sec

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e OpenSim [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-144.74	-75.06	-25.05	-12.90	-52.75	-139.26
2	-104.91	-43.36	-97.18	7.02	-41.84	-56.05
3	-106.40	-28.84	-58.39	6.36	-19.57	-55.78
4	-84.57	-23.60	-51.07	13.15	-12.14	-104.92

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-6.74	-1.35	-15.42	-13.56	-14.66	-29.65
2	0.26	-4.17	-13.72	2.78	1.39	-19.97
3	-2.53	-6.49	-17.44	10.95	-0.59	-32.86
4	-4.03	0.27	-20.06	3.04	-1.07	-16.29

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-100.73	-17.50	-4.78	31.88	-1.94	-4.87
2	-38.77	-11.01	-15.82	20.75	-14.20	25.31
3	-69.44	-8.43	-15.32	27.88	1.13	42.07
4	-65.34	-12.24	1.31	34.64	18.25	17.58

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-120.05	-31.81	-25.54	17.35	-19.71	-17.54
2	-53.96	-36.65	-14.94	18.29	-12.42	5.09
3	-90.30	-28.96	-31.71	17.45	-9.95	31.01
4	-71.43	-29.96	-8.52	22.07	8.41	-2.02

Differenza di picco massimo tra EMG sperimentale e Anybody [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-7.79	-4.90	-1.09	-51.36	-33.84	36.16
2	-1.30	7.64	-14.51	-22.41	-20.53	66.76
3	-12.71	11.90	-13.08	-44.20	-19.72	58.98
4	20.24	19.82	-1.99	-25.50	-3.96	57.64

Sfasamento del picco massimo [% ciclo]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	0.84	-14.83	11.54	1.60	2.19	-20.39
2	10.68	-6.77	18.40	16.67	19.62	-12.15
3	-2.53	-19.97	7.83	18.53	17.94	-22.75
4	-5.82	-15.85	4.12	20.95	16.83	-13.61

Differenza delle aree sottese dai segnali

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-12.50	6.10	39.92	11.82	1.66	48.80
2	16.85	20.77	28.84	7.80	1.92	73.31
3	-1.75	17.64	30.40	10.71	10.75	69.36
4	-9.51	5.47	39.03	26.39	32.03	63.61

Differenza delle aree in concentrico sottese dai segnali [%]

ciclo	SM	BF	RF	VM	VL	GM
1	-29.31	-16.57	30.69	-0.89	-8.83	34.21
2	6.89	-0.47	25.63	1.48	0.43	63.61
3	-14.80	-3.85	24.18	3.17	6.50	57.73
4	-18.26	-13.73	34.82	16.78	28.04	48.06

**APPENDICE C – MODELLO UTILIZZATO
IN ANYBODY**

Questa sezione è stata tratta da una Tesi di Laurea Specialistica in Ingegneria Meccanica inerente alla modellazione di un gesto motorio con il software Anybody. Il modello ivi sviluppato è stato utilizzato per eseguire un confronto diretto con quanto implementato con il software OpenSim.

C.1 Caratteristiche del modello utilizzato

Il modello generato per analizzare il movimento isocinetico del ginocchio consiste nell'adattamento di un modello esistente di gamba destra e bacino nel Repository 6.3 di AnyBody sviluppato dall'Università di Aalborg (DK). I modelli di AnyBody sono strutturati in modo tale da poter utilizzare modelli del corpo o di parti del corpo predefiniti presenti nella cartella Brep che vengono utilizzati e di volta in volta adattati alle necessità dell'analisi e viene creata un'interfaccia tra modello umano e ambiente. Il modello utilizzato denominato *Right Leg* presenta i quattro seguenti segmenti: bacino, coscia, gamba e piede. Ovviamente come ogni corpo rigido nello spazio ciascun segmento possiede 6 gradi di libertà (3 traslazionali e 3 rotazionali) quindi il modello presenta in tutto $6 \times 4 = 24$ gradi di libertà. Tra i segmenti sono presenti diversi tipi di vincoli geometrici che schematizzano le articolazioni dell'arto inferiore: la caviglia, il ginocchio e l'anca. Si nota che come per OpenSim anche qui viene fatta l'ipotesi semplificativa di trascurare la presenza della rotula e quindi l'opportunità di rappresentare l'articolazione patello-femorale la quale ha un effetto importante nel funzionamento dei muscoli estensori del ginocchio andando ad influenzare il braccio di leva del quadricipite

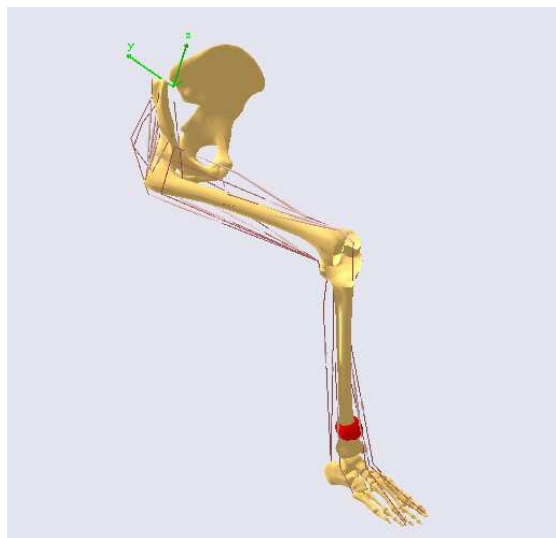


Fig. C.1. Rappresentazione grafica del modello importato e impostato nella posizione iniziale.

C.2 Sviluppo del modello

C.2.1 Struttura generale

Come è opportuno fare per i modelli che presentano una certa complessità anche il modello dello studio ha una struttura gerarchica e include numerosi file, alcuni dei quali, come lo Human Model, richiamati dal Brep del Repository, altri invece creati a hoc e implementati appositamente per questo studio. Come previsto dal software, il modello fa capo ad un file principale, detto appunto *Main File* a cui sono collegati tutti gli altri file in una tipica struttura ad albero. Lo stesso tipo di struttura gerarchica si ritrova anche nella suddivisione del modello in cartelle e sottocartelle (*AnyFolder*) anche se le due strutture non sono equivalenti (non c'è corrispondenza diretta tra file e *folder* e viceversa). Si riporta qui di seguito il *Main File*.

```

Main = {
#include "DrawSettings.any"
// CybexModel
AnyFolder CybexModel = {
#include "Environment.any"
#include "Mannequin.any"
//Si deve scegliere quale modello inserire se con o senza muscoli
AnyFolder HumanModel={
//#include
".../BRep/Aalborg/BodyModels/RightLeg/BodyModel_NoMuscles.any"
//#include ".../BRep/Aalborg/BodyModels/RightLeg/BodyModel.any"
#include
".../BRep/Aalborg/BodyModels/RightLeg/BodyModel_Mus3E.any"
//#include ".../BRep/Aalborg/Scaling/ScalingLengthMass.any"
//#include ".../BRep/Aalborg/Scaling/ScalingStandard.any"
#include ".../BRep/Aalborg/Scaling/ScalingLengthMassFat.any"
Scaling = {
//This is the file which set the segments lengths
#include "AnyMan.any"
};
AnyFolder StrengthParameters={
AnyVar SpecificMuscleTensionSpine= 90; //N/cm^2
AnyVar StrengthIndexLeg= 2;
AnyVar SpecificMuscleTensionShoulderArm= 90; //N/cm^2
};
};
}; // CybexModel
AnyFolder ModelEnvironmentConnection = {
#include "JointAndDrivers.any"
#include "InitialPositions.any"
};
#include "CalibrationDrivers.any"
// The study: Operations to be performed on the model
AnyBodyStudy MyStudy = {
AnyFolder &Model = .CybexModel;

```



```

AnyFolder &Model2 = .ModelEnvironmentConnection;
RecruitmentSolver = MinMaxSimplex;
Gravity = {0.0, -9.81, 0.0};
nStep = 60;
tStart = 0;
//tEnd = 0.5;
tEnd = 1;
}; //Study
AnyBodyCalibrationStudy Calibrazione =
{
AnyFolder &model = .CybexModel;
AnyFolder &drivers = .CalibrationDriver;
//tStart = 0;
//tEnd = 1;
nStep = 1;
}; //Calibration
}; // Main

```

C.2.2 Ambiente esterno

Il modello principale (*CybexModel*) è introdotto da una cartella che contiene la definizione dell'ambiente, chiamata *Environment* e creata per lo studio. Tale cartella contiene:

- la definizione del sistema di riferimento globale (*GlobalRef*) valido per tutto il modello, con gli opportuni parametri relativi alla sua rappresentazione grafica;
- la definizione del braccio del Cybex, definito come segmento dotato di due nodi coincidenti con la cerniera del dinamometro e con l'attacco alla caviglia;
- la cerniera che vincola questo al sistema di riferimento fisso (*AnyRevoluteJoint*): si imposta la coincidenza di due nodi, uno appartenente al sistema fisso e uno al segmento Cybex con rotazione del giunto rispetto all'asse z.

```

AnyRevoluteJoint HingeJoint = {
Axis = z;
//Ref = 0;
AnyRefFrame &Ground = .GlobalRef.Dinam;
AnyRefFrame &Arm = .ArmCybex.Hinge;
};

```

C.2.3 Modello Muscolo-Scheletrico

Successivamente viene caricato il modello muscolo-scheletrico propriamente detto (*Human Model*). Il codice lascia la possibilità di caricare le diverse versioni del modello originale di complessità e quindi:

```

//#include

```

```
"../../../../BRep/Aalborg/BodyModels/RightLeg/BodyModel_NoMuscles.any"
//#include "../../../../BRep/Aalborg/BodyModels/RightLeg/BodyModel.any"
#include
"../../../../Brep/Aalborg/BodyModels/RightLeg/BodyModel_Mus3E.any"
```

Le differenze sono dovute alle caratteristiche dei muscoli implementati. Per l'elaborato è stato considerato il modello di muscolo *BodyModel_Mus3E*. Questo è il modello che contiene l'implementazione del tipo di muscolo più completo presente nel software (esiste anche un modello intermedio a due elementi che non è stato però preso in considerazione) e fa riferimento al modello muscolare di Hill a tre elementi [Hill, 1938] con l'introduzione di un componente elastico non lineare in parallelo con l'elemento contrattile per simulare la resistenza passiva del muscolo, oltre ad un secondo elemento in serie con questi che simula il tendine. Questo tipo di modello è in grado di ovviare a tutte le principali carenze del precedente e quindi è quello utilizzato per le analisi definitive destinati al confronto con i dati sperimentali.

C.2 4 Operazioni di scalatura

Dopo la scelta del modello da utilizzare è opportuno effettuare una operazione di scalatura cioè di adeguamento delle dimensioni geometriche e inerziali dei segmenti e delle caratteristiche dei muscoli alla persona alla quale si riferiscono le prove. Anche in questo caso sono presenti diverse opportunità facilmente intercambiabili in base alle esigenze con la semplice selezione della riga desiderata nel codice AnyScript:

```
//#include "../../../../BRep/Aalborg/Scaling/ScalingLengthMass.any"
//#include "../../../../BRep/Aalborg/Scaling/ScalingStandard.any"
#include "../../../../Brep/Aalborg/Scaling/ScalingLengthMassFat.any"
```

ScalingLenghtMassFat è la modalità scelta per questo Studio. In questo caso si va a considerare la percentuale di massa grassa sul totale andando a modificare i parametri inerziali e muscolari. I valori effettivi di peso corporeo e altezza complessiva vengono inseriti nel successivo file incluso nel modello: "*AnyMan.any*", in particolare all'interno del folder *AnthroData* dove una volta inseriti questi dati sono calcolati l'indice di massa corporea e la percentuale di grasso corporeo, che è comunque possibile modificare.

C.2.5 Postura e definizione parametri muscolari

Il modello contiene anche un altro file chiamato “*Mannequin.any*” che contiene le posizioni di riferimento dei vari segmenti presenti. Questi valori non vanno confusi con le posizioni iniziali che si ottengono dopo il comando “*Set Initial Condition*” e che discendono dai driver di posizione, ma devono essere comunque il più vicino possibile a queste per semplificare le operazioni di calcolo del software ed evitare eventuali errori. Infatti tramite un ulteriore file “*InitialPosition.any*” sono state caricate le posizioni in cui si trovano i segmenti quando il file viene caricato. Il modello principale si conclude con la definizione dei parametri muscolari in particolare della tensione specifica muscolare impostata per tentativi su valori presenti in letteratura (50-100 N/cm²). Sono stati provati diversi valori di σ_0 e si è scelto nella quasi totalità delle prove il valore di 90 N/cm².

C.2.6 Connessione tra modello e ambiente

Nella sezione successiva sono implementate le connessioni tra modello e ambiente (cartella *JointAndDrivers*), che consistono nei vincoli che legano il modello al sistema di riferimento globale e nei driver di posizione che vanno a bloccare tutti i segmenti che non si devono muovere. Chiaramente i “joint” presenti in questa sezione non sono le articolazioni vere e proprie, che sono già definite all'interno del modello importato, ma sono dei vincoli esterni che legano il modello all'ambiente nel modo desiderato. Per simulare la seduta si è provveduto alla definizione di un giunto rigido (*Standard Joint*) che vincola il bacino (più precisamente il suo baricentro) con il centro del sistema di riferimento globale e che agisce eliminando tutti i 6 G.d.L del segmento anca:

```
AnyFolder Joints = {
AnyStdJoint SeatPelvis = {
AnyRefNode &Seat = Main.CybexModel.Environment.GlobalRef.Hpoint;
AnySeg&Pelvis=
Main.CybexModel.HumanModel.Trunk.SegmentsLumbar.PelvisSeg; };
}; // joints
```

Si è poi bloccata l'articolazione dell'anca in modo tale da formare un angolo di 90° rispetto all'asse y (flessione dell'anca).

```
AnyKinEqSimpleDriver HipDriver = {
AnySphericalJoint &Hip =
Main.CybexModel.HumanModel.Right.Leg.Jnt.Hip;
```

```

DriverPos = {0 ,0, -1.570796};
DriverVel = {0, 0, 0};
Reaction.Type = {On,On,On};
}; //HipDriver

```

Si è quindi bloccata l'articolazione di caviglia che non è oggetto di questo studio. Per quanto riguarda la connessione con il Cybex per rispettare il corretto numero di G.d.L. del modello (vedere il conteggio nel prossimo paragrafo) e necessario vincolare una sola coordinata del modello umano al braccio della macchina e si è scelto quindi di creare una misura cinematica *AnyKinMeasure* tra caviglia e nodo di attacco del Cybex e vincolare la sola coordinata y (tramite il *MeasureOrganizer*) a rimanere nulla per tutto l'arco di moto:

```

AnyKinEqSimpleDriver CybexDriver = {
AnyKinLinear Dist = {
AnyRefFrame &Cav =
Main.CybexModel.HumanModel.Right.Leg.Seg.Shank.AnkleJoint.RotNode;
AnyRefFrame &cyb = Main.CybexModel.Environment.ArmCybex.Attak; };
MeasureOrganizer = {1};
DriverPos = {0};
DriverVel = {0};
}; //Cybex driver

```

C.2.7 Definizione del movimento

Per garantire l'esecuzione di un movimento continuo di flessione-estensione, con la possibilità di avere più cicli come prevede l'esercizio che abitualmente viene svolto, si è invece utilizzato un file esterno contenente la posizione angolare in funzione del tempo, creato a partire dall'angolo di ginocchio misurato tramite elettrogoniometro. L'effettiva funzione $\theta_k = f(t)$ viene ricavata tramite interpolazione implementando il driver con il codice:

```

AnyKinEqInterPolDriver GambaDriver = {
AnyRevoluteJoint &Knee =
Main.CybexModel.HumanModel.Right.Leg.Jnt.Knee;
Type=Bspline;
BsplineOrder = 8;
// Type=PiecewiseLinear;
FileName = "Pos180ExtFlex.txt";
Reaction.Type = {Off};};

```

C.2.8 Definizione della forza resistente

La forza implementata nel modello e applicata alla caviglia mantiene una direzione sempre perpendicolare localmente all'asse della gamba. Si è utilizzato quindi il comando *Flocal*,

che vincola le coordinate della forza non al sistema di riferimento globale ma a quello locale del nodo di applicazione.

C.2.9 Impostazione dell'analisi: il "MyStudy"

Questa sezione del modello contiene le informazioni per l'analisi del movimento, quali i tempi di inizio e fine, il criterio di ottimizzazione, il numero di step per il calcolo, e la definizione della forza di gravità. Fondamentale importanza in questa sezione svolge la scelta del metodo di ottimizzazione del reclutamento muscolare (*Recruitment Solver*). In questo studio è stato utilizzato l'algoritmo *MinMaxSimplex*. Per la corretta esecuzione della simulazione è necessario settare i parametri relativi al tempo di esecuzione del movimento e al numero effettivo di step in cui effettuare la simulazione. Nelle simulazioni effettuate sono stati impostati 600 step. Il tempo di simulazione è stato invece fatto coincidere al tempo effettivamente calcolato per il ciclo medio a partire dalle rilevazioni sperimentali.

C.2.10 Calibrazione

L'utilizzo di un modello di muscolo a tre elementi rende necessario una calibrazione preliminare della lunghezza dei tendini, che altrimenti potrebbero essere troppo stirati in un certo range di moto in maniera non attinente alla realtà. Per eseguire la calibrazione occorre creare un nuovo studio, detto appunto "*CalibrationStudy*", in cui si richiama, oltre al modello muscolo-scheletrico, una cartella di driver statici che definiscono la posizione di calibrazione scelta (*CalibrationDrivers*). In questa cartella viene ricostruita la posizione statica alla quale vengono calibrate le lunghezze dei tendini. Si è utilizzato un'unica calibrazione a 50° di inclinazione dell'angolo di ginocchio. La calibrazione va effettuata in posizione di lunghezza ottimale del muscolo, che corrisponde a quella in cui è massima la forza espressa e nell'intorno della posizione utilizzata si ritrova in effetti un buon compromesso tra il comportamento degli estensori e dei flessori, secondo diversi dati sperimentali e modelli analitici. Essendo lo studio di calibrazione separato dal MyStudy una volta caricato il modello è necessario prima eseguire la calibrazione dei tendini.

C.3 Simulazione e raccolta degli output

B.3.1 La simulazione

Una volta costruito il modello nella sua interezza e caricati nella cartella di lavoro tutti i file di input necessari (forza e cinematica), impostati i parametri di altezza e peso corporeo del tester nel file *AnyMan.any*, è possibile caricare il modello e, dopo aver eseguito la calibrazione, effettuare la simulazione vera e propria, visibile anche graficamente in un'apposita finestra dell'interfaccia del programma. Durante la simulazione l'aspetto grafico dei muscoli varia dando un'informazione qualitativa del loro livello di attivazione. Di seguito è riportata la sequenza di alcune istantanee catturate nelle varie fasi.

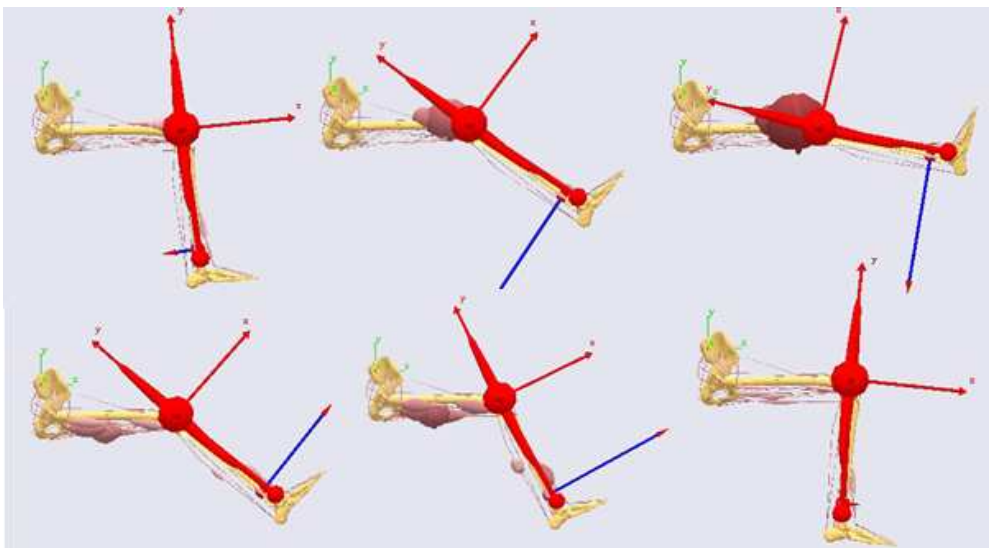
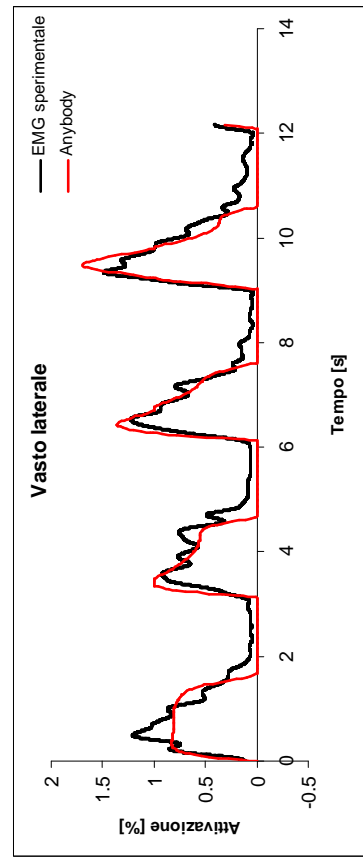
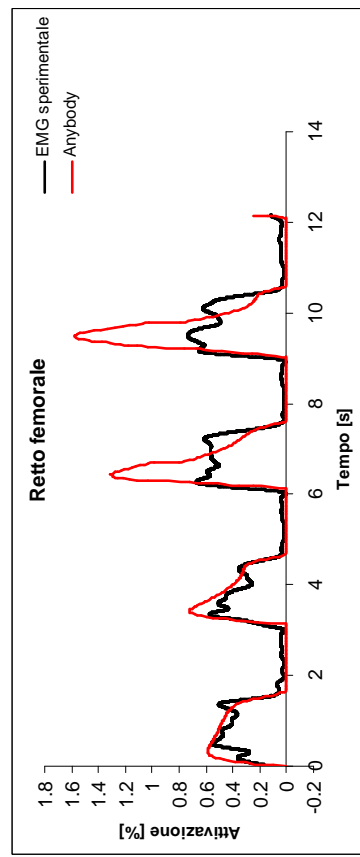
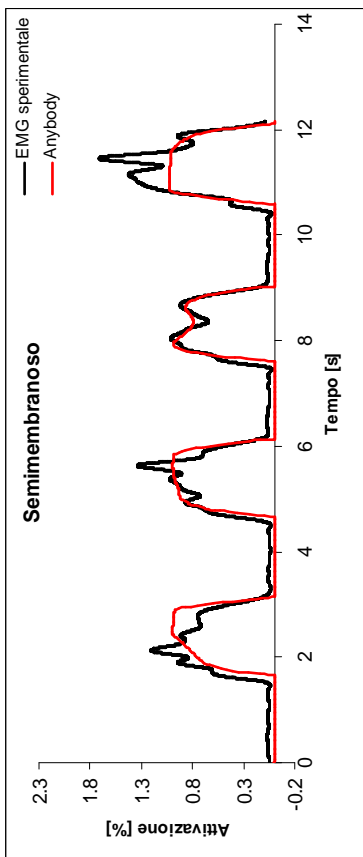
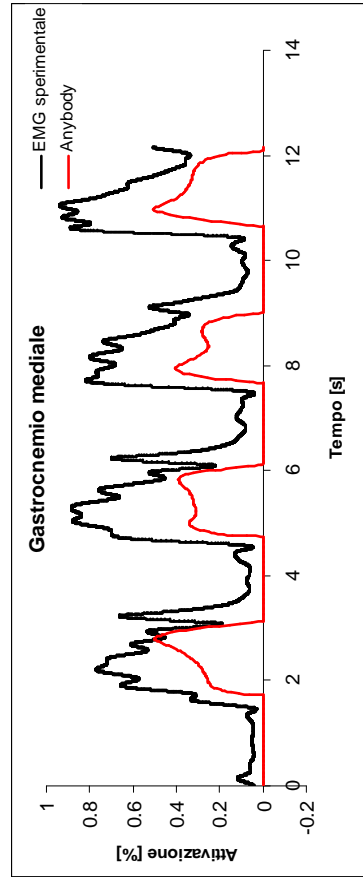
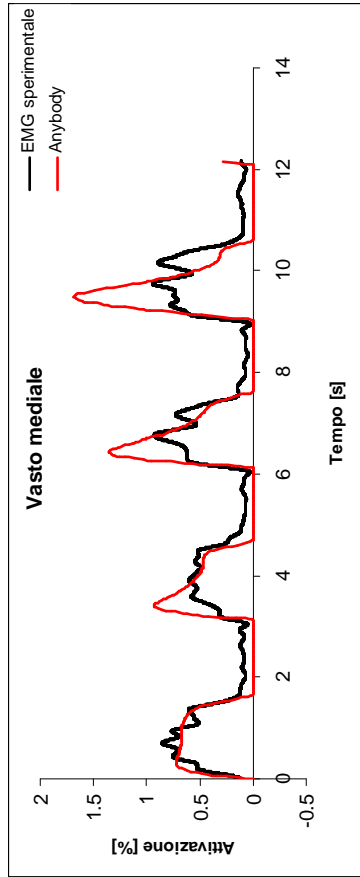
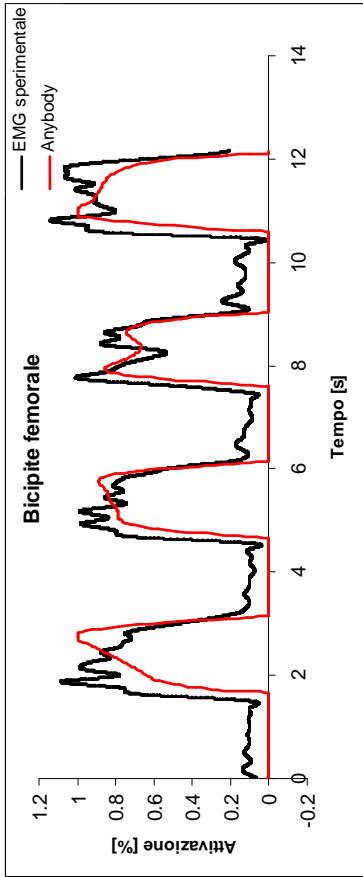


Figura C.2. Rappresentazione delle varie fasi di simulazione in Anybody..

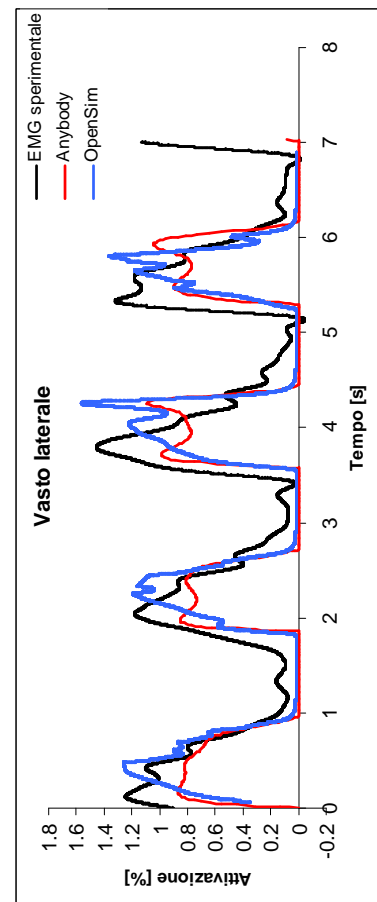
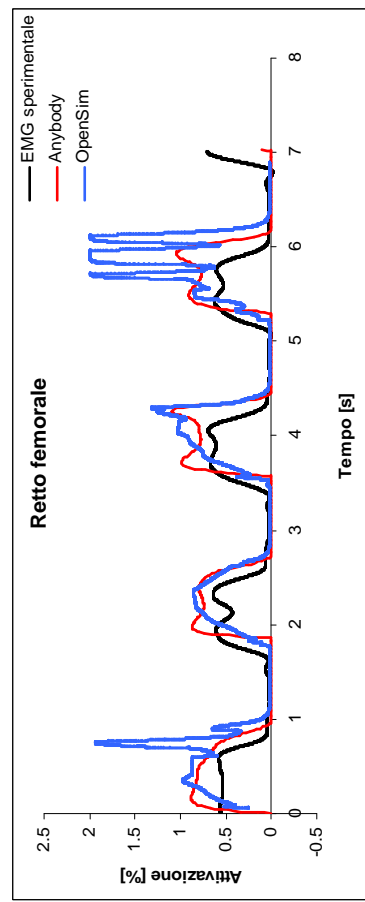
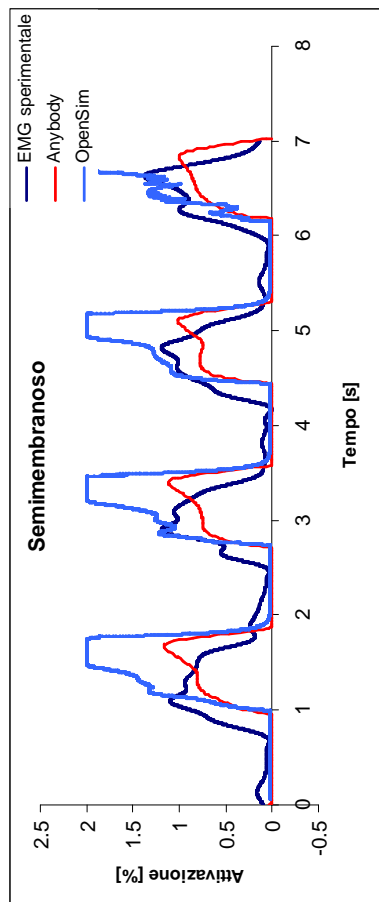
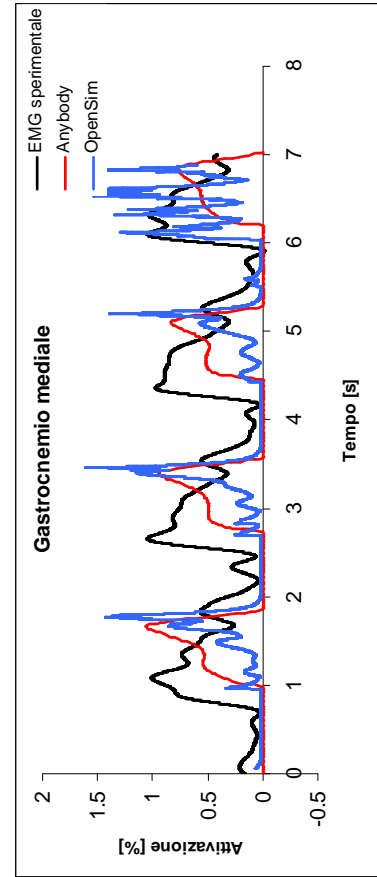
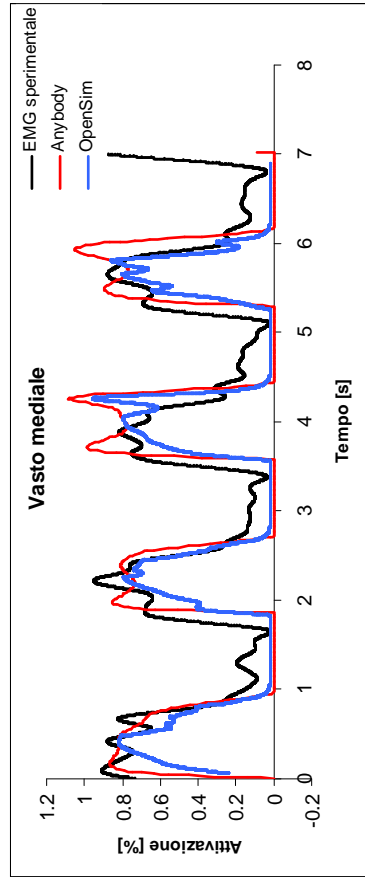
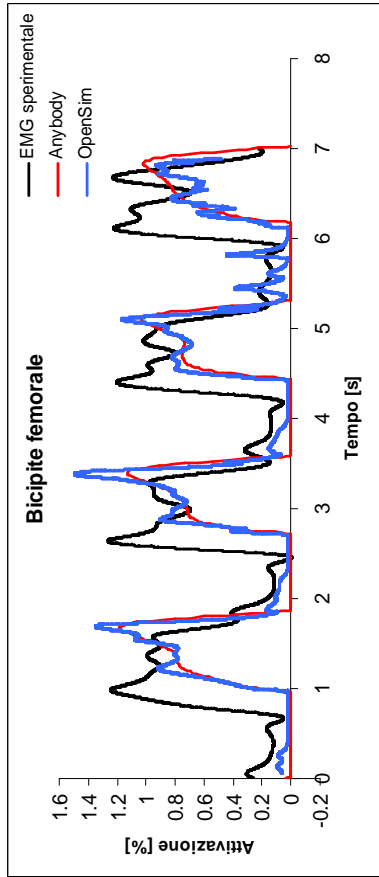
APPENDICE D – GRAFICI

Tester 1 -PT

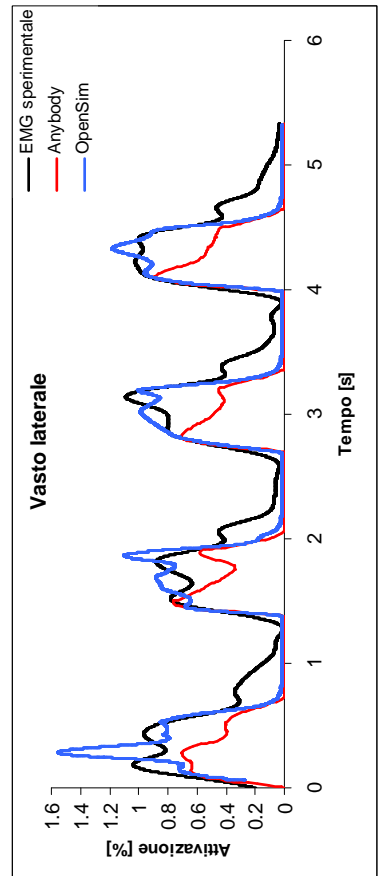
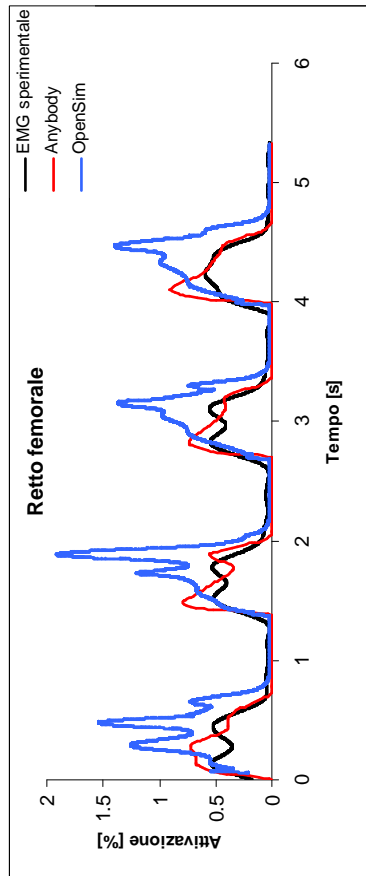
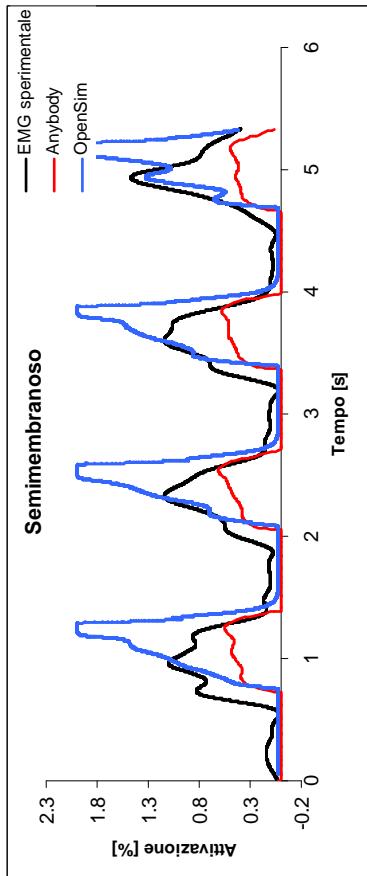
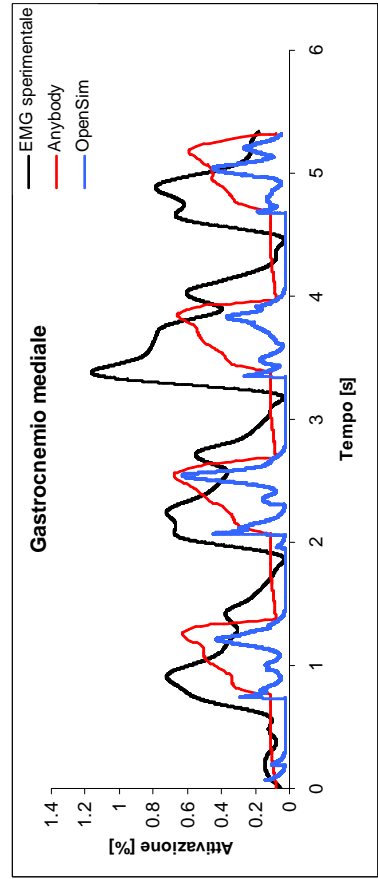
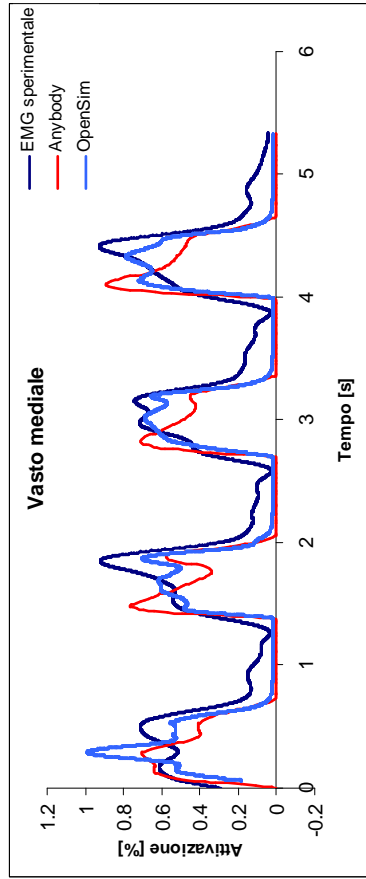
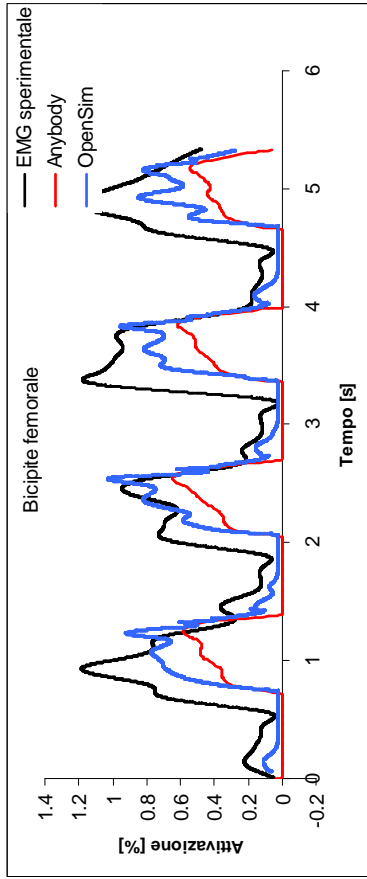
60°/sec



120°/sec

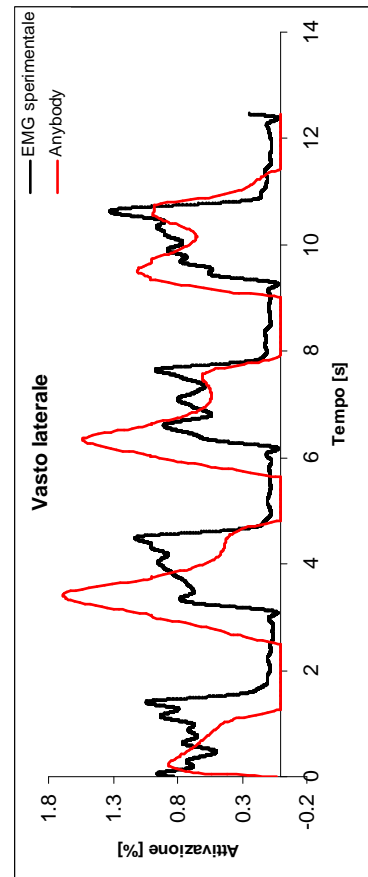
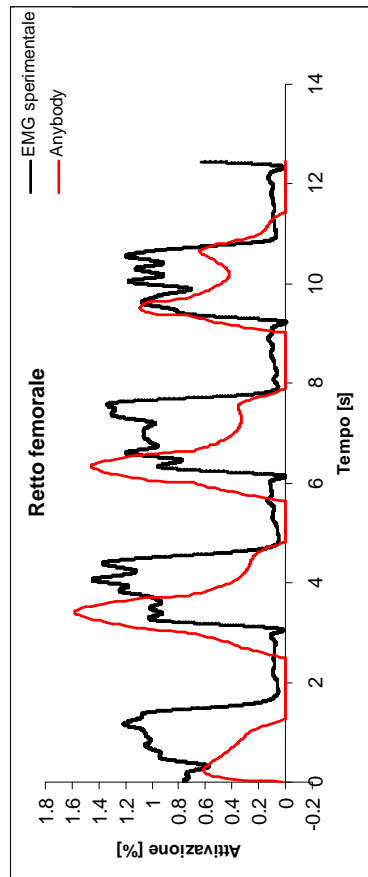
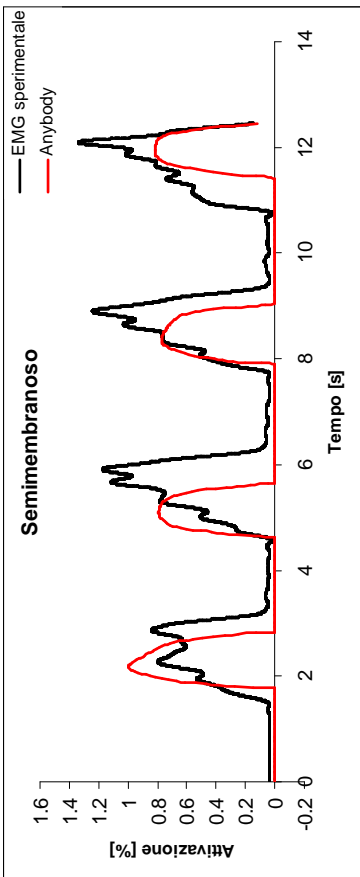
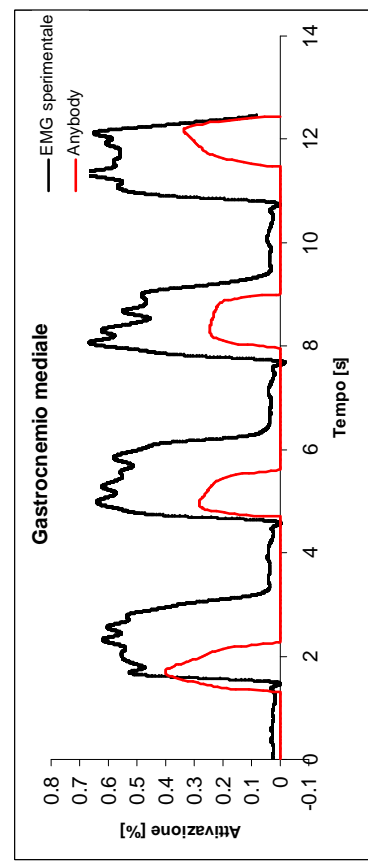
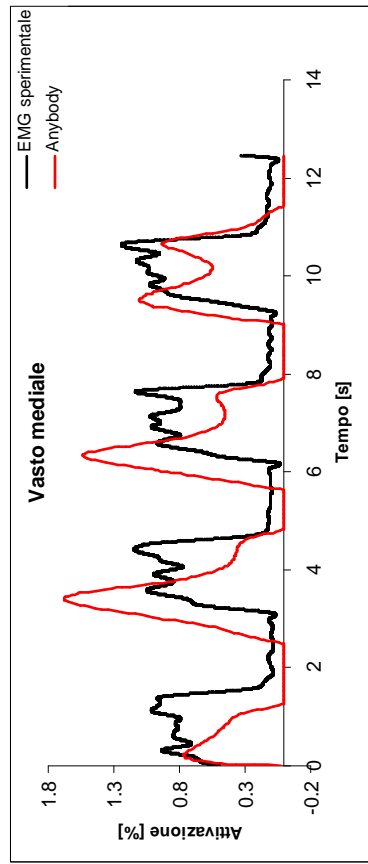
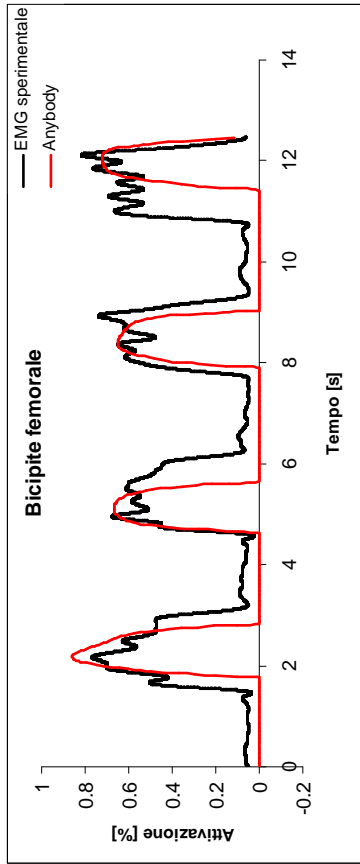


180°/sec

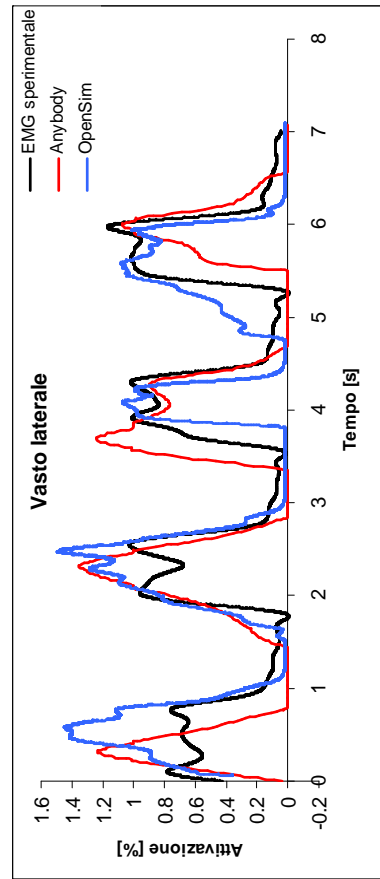
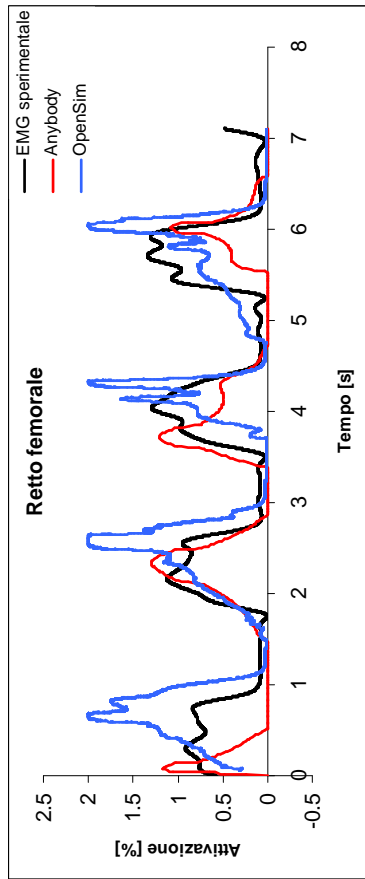
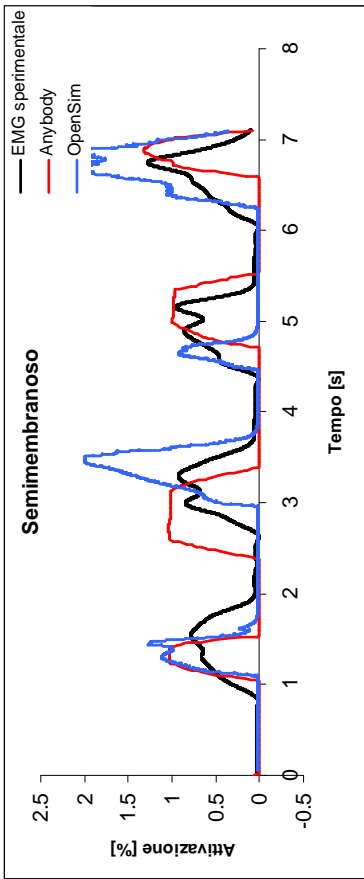
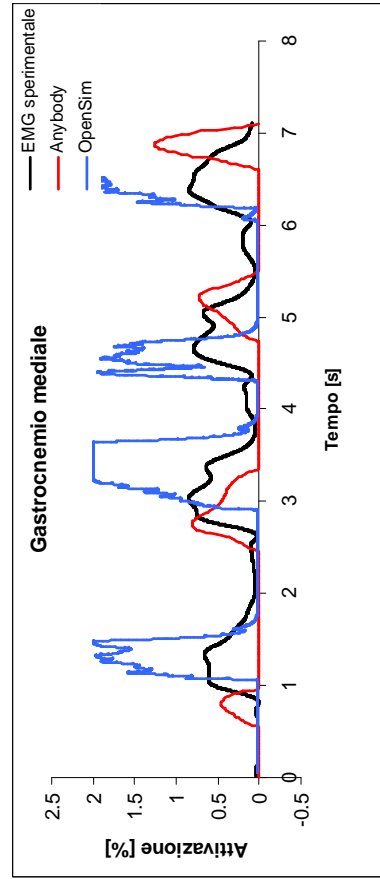
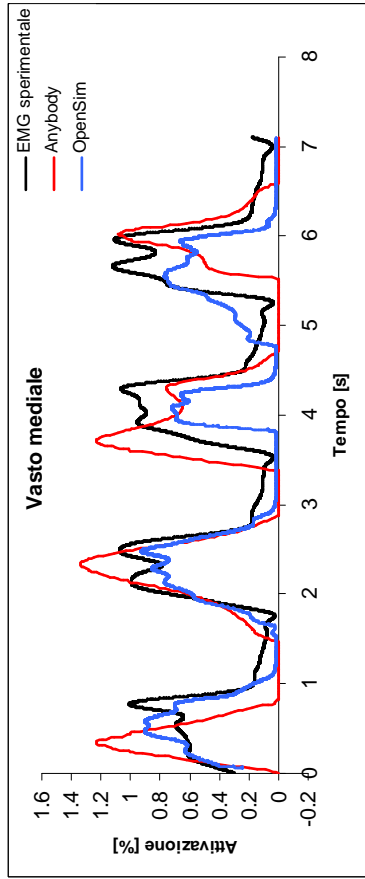
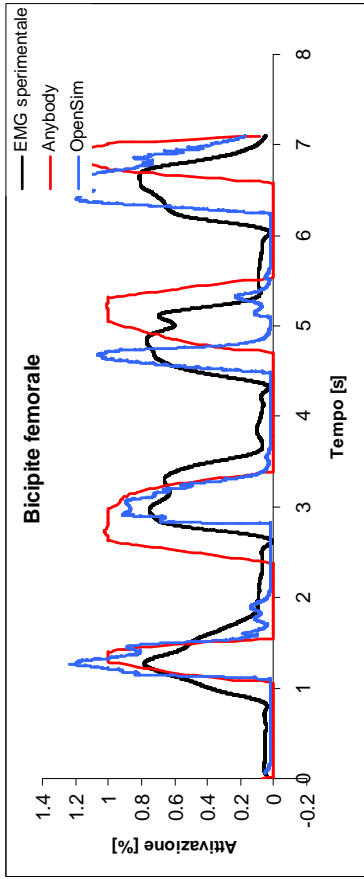


Tester 2 – FZ

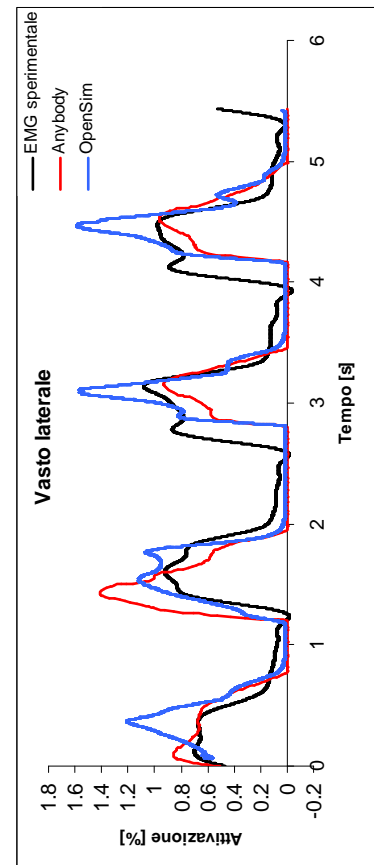
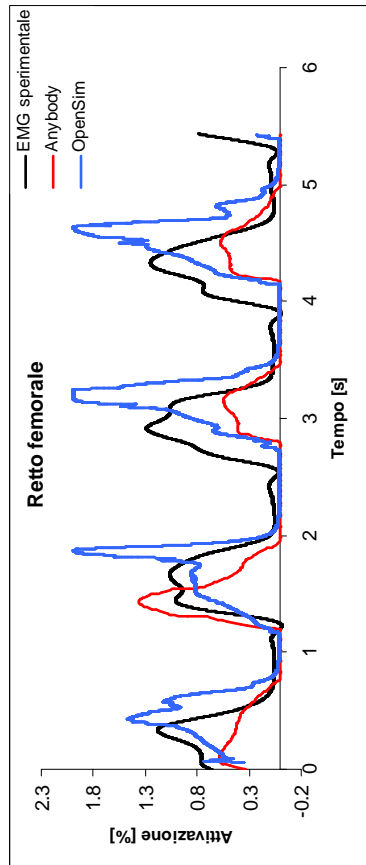
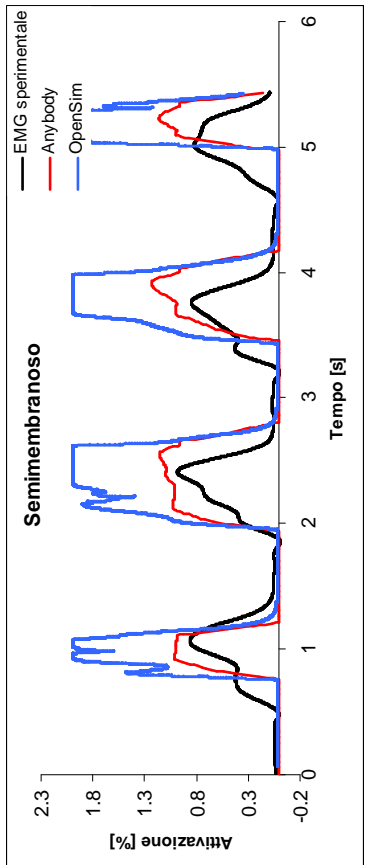
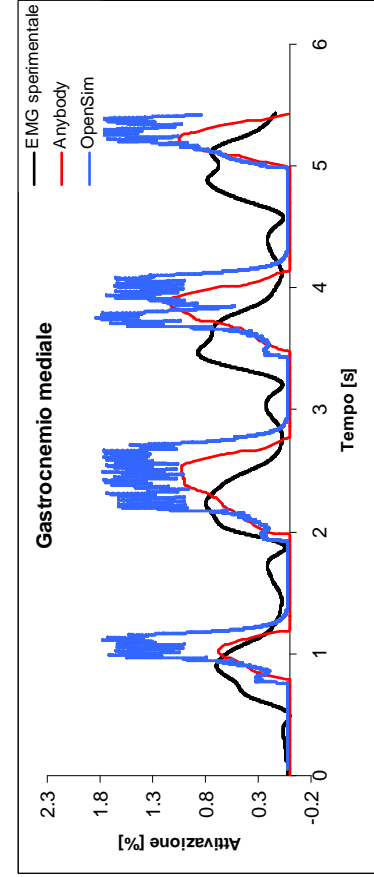
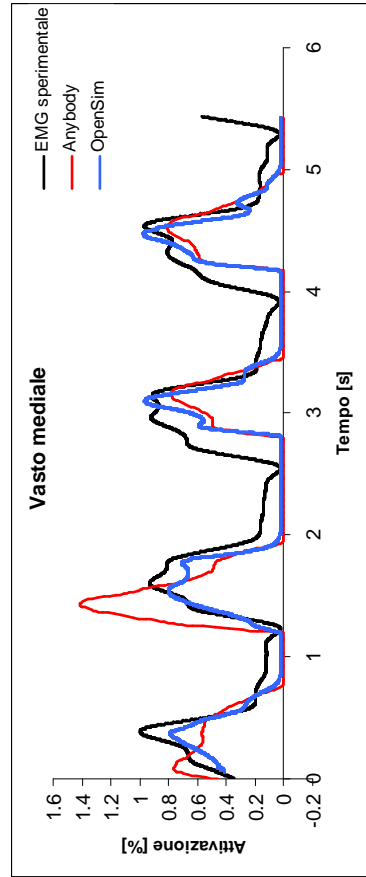
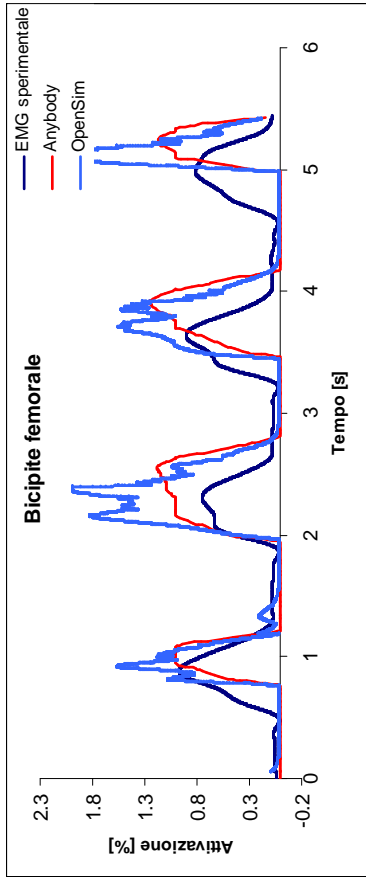
60°/sec



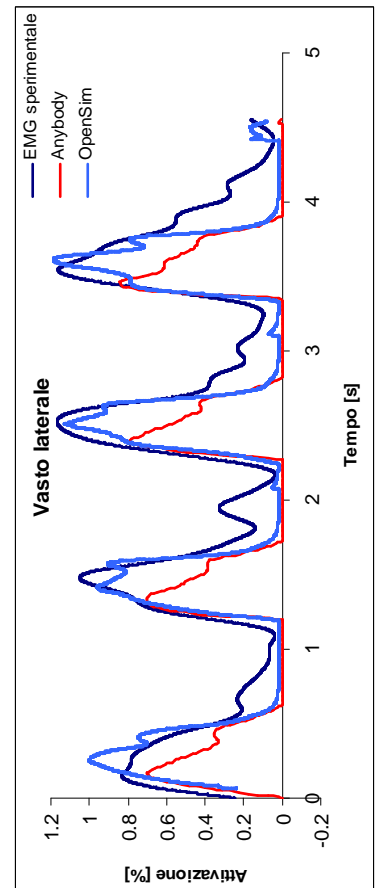
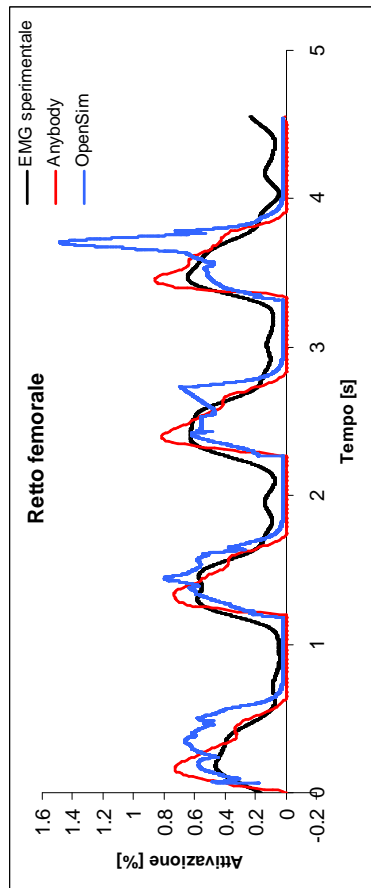
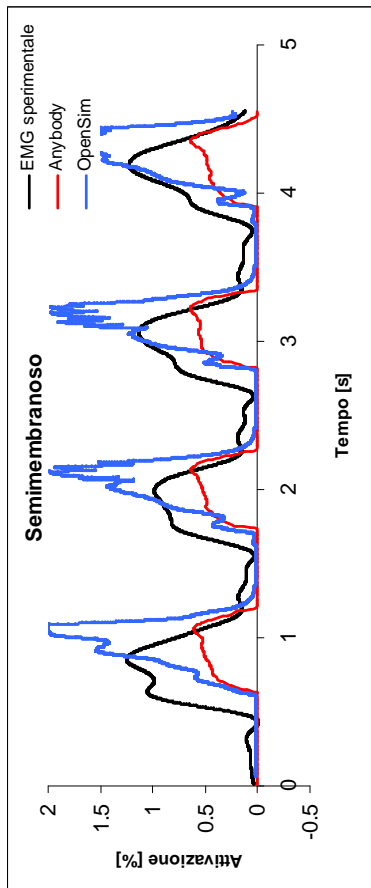
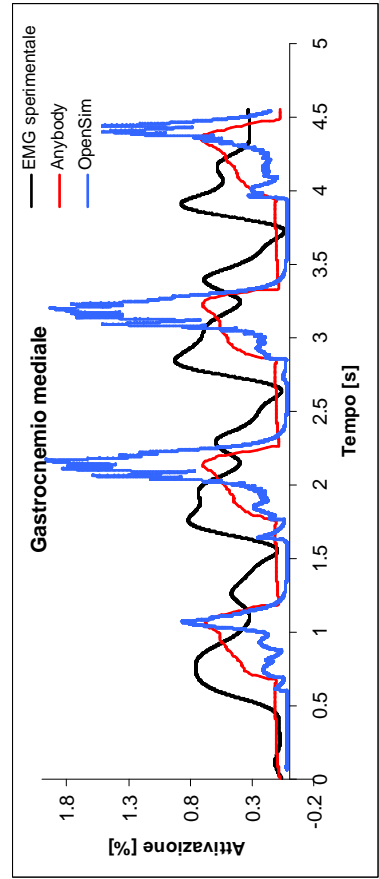
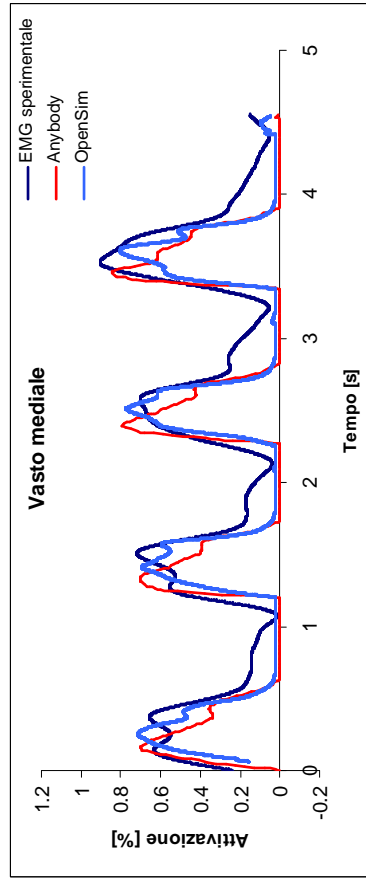
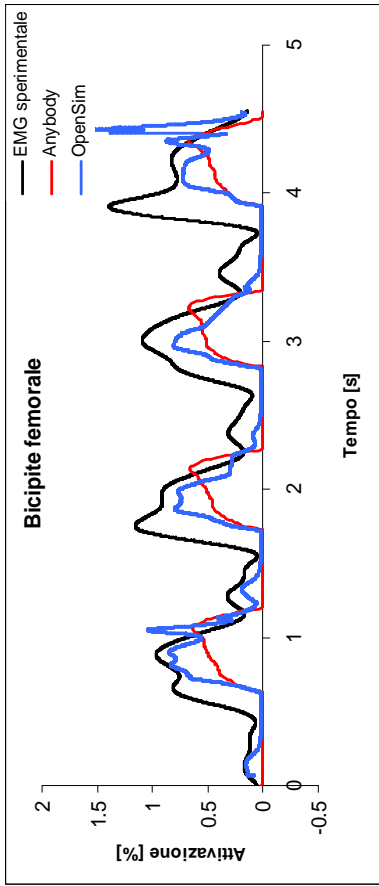
120°/sec



180°/sec



240°/sec



BIBLIOGRAFIA

W.Platzer “*Anatomia umana-Apparato locomotore*” atlante tascabile Casa editrice Ambrosiana.

A.Cappello et al. “*Bioingegneria della postura e del movimento*” Patron Editore.

J. Richards “*Biomchanics in clinic and research*” Churchill Livingstone Elsevier. 2008.

S.L. Delp et al. “*OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement*” IEEE Transaction on biomedical engineering; Vol. 54, No. 11, November 2007: 1940-1950.

D.G. Thelen, F.C. Anderson “*Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data*” Elsevier. Journal of Biomechanics 39, (2006) 1107–1115.

D.G. Thelen et al. “*Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control*” Elsevier. Journal of Biomechanics 36, (2003) 321–328.

F.E.Zajac et al. “*Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and Simulations*” Elsevier. Gait and Posture 16, (2002) 215- 232.

F.E.Zajac et al. “*Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications*” Elsevier. Gait and Posture 17, (2003) 1-17.

A.Seth, M.G.Pandy “*A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement*” Elsevier. Journal of Biomechanics 40, (2007) 356–366

M.D.K.Horsman et al. “*Morphological muscle and joint parameter for musculoskeletal modeling of the lower extremity*” Elsevier. Clinical Biomechanics 22, (2007) 239-247

S.S.Kurdak et al. “*Analysis of isokinetic knee extension/flexion in male elite adolescent wrestlers*” *Journal of Sport Science and Medicine* 4, (2005) 489-498

S.L.Delp et al. “*OpenSim User’s Guide*” Release 1.0. August 1, 2008.

S.L.Delp et al. “*OpenSim Workshop*” August 5, 2008, NACOB, University of Michigan, Ann Arbor

Appunti del corso “Costruzioni meccaniche per lo sport e la riabilitazione” di N. Petrone.

Appunti del corso “Bioingegneria del movimento” di C. Dallaman.

RINGRAZIAMENTI

Giunto al termine di questo lavoro desidero ringraziare ed esprimere la mia riconoscenza nei confronti di tutte le persone che, in modi diversi, mi sono state vicine e hanno permesso e incoraggiato sia i miei studi che la realizzazione e la stesura di questa Tesi. I miei più sentiti ringraziamenti vanno a chi mi ha seguito durante il lavoro di tesi:

- Prof. Nicola Petrone, per la fiducia fin da subito dimostratami nell'avermi seguito durante lo svolgimento del lavoro con consigli e confronti che mi hanno aiutato ad intraprendere, ogni volta, le scelte più appropriate. Lo ringrazio non solo per la professionalità con cui mi ha accompagnato in questo periodo ma anche per il bel rapporto che ho potuto instaurare con Lui. Credo che porterò sempre con me il piacevole ricordo di momenti felici trascorsi in Sua compagnia anche al di fuori dell'ambito universitario.
- Ing. Fausto Panizzolo e Dott. Giuseppe Marcolin per la continua disponibilità e i ricchi suggerimenti datomi. In modo particolare li ringrazio per avere sempre saputo come stimolarmi nel affrontare i nuovi problemi che ogni giorno sorgevano. Sono contento di avere avuto la possibilità di lavorare con loro perché questo è stato sì un periodo di studio ma con loro ho avuto la possibilità di trascorrere giornate allegre e trovare in loro non solamente due correlatori ma più di tutto due Amici.
- il centro CEMES di Padova e il reparto di Biomeccanica dell'Ospedale dell'Angelo di Mestre per l'ospitalità data per lo svolgimento delle prove sperimentali.

Rimarrà in me il piacevole ricordo di questi sei mesi di Tesi che ho trascorso quotidianamente in laboratorio e per aver trovato un bellissimo gruppo di nuovi amici e compagni di tante risate. In modo particolare desidero ringraziare Francesco per l'aiuto che mi ha saputo dare soprattutto nei primi periodi di Tesi e per il tempo che ha dedicato a questo mio Lavoro.

Voglio inoltre ringraziare in particolare mio fratello Paolo, Fabio e Giacomo che si sono prestati per le prove sperimentali della mia Tesi.

Per ultimi, ma di certo non per importanza, ringrazio la mia famiglia e gli amici che mi sono stati molto vicini in tutti questi anni da studente, che oltre ad avermi sempre supportato mi hanno più di tutto sopportato.

- Il mio primo pensiero, va ai miei genitori, a cui dedico questo lavoro di Tesi: senza il loro aiuto non avrei mai raggiunto questa meta che credo sia per loro una grande soddisfazione. Li ringrazio inizialmente per tutto il sostegno economico che mi hanno dato in questi cinque anni ma più di ogni altra cosa per l'avermi sempre sostenuto incoraggiato a fare del mio meglio senza mai mettermi apprensione nello studio. Spero di ricompensarli al più presto e per farlo cercherò di mettere il massimo impegno.
- A Michela va il grazie più dolce perché con estrema pazienza mi è sempre stata vicina e se ho raggiunto questo traguardo lo devo anche a lei che con la sua continua presenza mi ha sempre fatto capire di poter farcela e di non mollare mai.

Come non ringraziare tutti gli Amici più cari per la loro vicinanza in questo ultimo periodo e gli Amici dell'Università con i quali ho condiviso anni di studio ma soprattutto di piacevoli momenti e con i quali spero di trascorrerne tanti altri.

Ma forse la persona che più di tutte devo ringraziare per la tenacia avuta in questi anni e la forte convinzione di arrivare al traguardo con tante soddisfazioni l'ho tralasciata...

Per tutto questo mi sento di ringraziare me stesso.

Marzo, 2010

Daniele

