

# POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale

Corso di Laurea Magistrale  
in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

*Confronto tra diversi algoritmi per la stima della mappatura tra  
segnale EMG e caratteristiche dinamiche dell'arto superiore*



Relatori:

Prof. Laura Gastaldi  
Prof. Daniele Borzelli  
Prof. Stefano Paolo Pastorelli  
Prof. Andrea D'Avella

Candidata:

Maria Cristina  
Panettieri

Anno Accademico 2019\2020

## ABSTRACT

L'obiettivo della tesi è quello di stimare la mappatura tra segnale elettromiografico (EMG) e la forza esercitata dall'arto superiore in corrispondenza della mano tramite due algoritmi: uno basato su una regressione lineare priva di vincoli anatomici, implementata su MATLAB dalla funzione *regress*, e l'altro basato su una stima vincolata, eseguita tramite un modello muscoloscheletrico del braccio (MoBL-ARMS) implementato su OpenSim. Si cercherà di capire quale dei due metodi presentati stimi in maniera più accurata la forza ricostruita all'*endpoint*, durante l'esecuzione di un compito isometrico.

Si acquisiranno i dati di forza e i segnali EMG di 12 muscoli di alcuni soggetti sani, durante un compito statico e si calcolerà la matrice H, cioè la matrice di regressione che lega linearmente la forza muscolare (f) al segnale EMG (m), tramite i due algoritmi.

I dati dei soggetti verranno forniti a MATLAB, che tramite la funzione *regress* calcolerà la matrice H. Quest'ultima verrà calcolata anche tramite software OpenSim, dopo aver scalato il modello in base alle caratteristiche antropometriche e muscolari dei soggetti considerati. Calcolate entrambe le matrici, si effettuerà un confronto tra le due e si andrà a valutare quale metodo stima la forza all'*end-effector* con un errore minore. Il confronto si eseguirà a partire dai dati sperimentali già acquisiti, utilizzando il coefficiente di determinazione  $R^2$ . Verrà eseguito un t-test sui dati di coefficiente di determinazione ottenuti per i 6 soggetti analizzati, per capire se le distribuzioni sono statisticamente diverse.

L'ultimo capitolo della tesi affronterà l'implementazione di un protocollo sperimentale, che confronti i modelli di stima della forza, per cercare di rispondere alla domanda: Quale algoritmo è migliore per l'esecuzione di un mio - controllo di forza in termini di naturalezza percepita dal soggetto? Per il mio - controllo della forza, si chiederà al soggetto di controllare un cursore virtuale, la cui posizione è proporzionale alla forza stimata a partire dalla sua attivazione muscolare. In blocchi sperimentali diversi, tale stima verrà effettuata tramite regressione lineare non vincolata o tramite un modello muscoloscheletrico. Si chiederà al soggetto di muovere il cursore da una posizione iniziale di riposo ad un target, generando una forza isometrica sub-massimale e si confronterà la performance del soggetto, al fine di determinare con quale algoritmo è possibile stimare una mappatura da EMG a forza.

# INDICE

<b>Lista delle figure</b> .....	<b>4</b>
<b>Lista delle tabelle</b> .....	<b>9</b>
<b>1 INTRODUZIONE</b> .....	<b>10</b>
1.1 MAPPATURA TRA ATTIVAZIONE MUSCOLARE E FORZA.....	10
1.2 BIOMECCANICA DELL'ARTO SUPERIORE .....	13
1.2.1 <i>Anatomia dell'arto superiore</i> .....	13
1.2.1.1 Ossa dell'arto superiore.....	14
1.2.1.2 Muscoli dell'arto superiore.....	16
1.2.1.3 Movimenti dell'arto superiore.....	18
1.2.2 <i>Fisiologia del muscolo</i> .....	20
1.2.2.1 Contrazione muscolare .....	22
1.2.3 <i>Modelli muscolari</i> .....	26
1.2.3.1 Modello del muscolo di Hill .....	26
1.2.3.2 Modello del muscolo di Thelen.....	28
1.2.3.3 Modello del muscolo di Millard .....	29
1.2.3.4 <i>Modello del muscolo di Schutte</i> .....	31
1.3 OPENSIM.....	32
1.3.1 <i>Introduzione</i> .....	32
1.3.2 <i>Modelli muscolo – scheletrici su OpenSim</i> .....	33
1.3.2.1 Modello MoBL – ARMS .....	35
1.3.3 <i>API di OpenSim</i> .....	38
1.4 SEGNALE EMG: CARATTERISTICHE GENERALI .....	40
1.4.1 <i>Parametri di un'acquisizione elettromiografica</i> .....	42
1.4.2 <i>Relazione EMG - Forza</i> .....	46
1.4.3 <i>Normalizzazione del segnale EMG</i> .....	47
1.4.3.1 <i>Normalizzazione mediante Contrazione Massima Isometrica</i> .....	47
1.4.3.2 <i>Normalizzazione in ampiezza</i> .....	49
1.4.3.3 <i>Altri metodi di normalizzazione</i> .....	49
1.5 <i>STATO DELL'ARTE: METODI PER IL CALCOLO DELLA MAPPATURA TRA ATTIVAZIONE MUSCOLARE E FORZA</i> .....	49
1.5.1 <i>Mappatura non vincolata</i> .....	50
1.5.2 <i>Mappatura vincolata</i> .....	52
<b>2 STIMA DELLA MAPPATURA TRA FORZA MUSCOLARE ED EMG</b> .....	<b>54</b>
2.1 ACQUISIZIONE E PROCESSAMENTO DEI DATI .....	55
2.2 CALCOLO DELLA MATRICE H TRAMITE REGRESSIONE LINEARE .....	60
2.3 CALCOLO DELLA MATRICE H TRAMITE OPENSIM .....	63
2.3.1 <i>Scaling del modello</i> .....	65

2.3.2	<i>Impostazione dei parametri muscolo – scheletrici</i> .....	67
2.3.3	<i>Calcolo della matrice H</i> .....	68
2.3.3.1	Cinematica Inversa.....	69
2.3.3.2	Analisi Muscolare e calcolo del Moment Arm .....	70
2.3.3.3	Applicazione della forza esterna e calcolo dello jacobiano.....	71
2.3.3.4	Ottimizzazione della matrice H .....	76
2.3.4	<i>Risultati</i> .....	78
2.4	CONFRONTO TRA LE MATRICI H CALCOLATE .....	83
<b>3</b>	<b>ANALISI SPERIMENTALE</b> .....	<b>88</b>
3.1	INTRODUZIONE .....	88
3.2	MATERIALI E METODI.....	90
3.2.1	<i>Setup sperimentale</i> .....	90
3.2.2	<i>Protocollo sperimentale</i> .....	94
3.3	POSSIBILI SVILUPPI FUTURI.....	96
	<b>CONCLUSIONI</b> .....	<b>98</b>
	<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>103</b>
	<b><u>APPENDICE A: script MATLAB</u></b> .....	
	<b><u>APPENDICE B: funzioni MATLAB</u></b> .....	

## Lista delle figure

Figura 1.1: Linee caratteristiche .....	14
Figura 1.2: ossa della spalla.....	14
Figura 1.3: ossa di braccio e avambraccio.....	15
Figura 1.4: ossa della mano .....	16
Figura 1.5: Muscoli dell'arto superiore .....	16
Figura 1.6: dettaglio muscoli della spalla e del braccio .....	17
Figura 1.7: muscoli dell'avambraccio .....	17
Figura 1.8: Muscoli della mano.....	18
Figura 1.9: Movimenti della spalla.....	19
Figura 1.10: Movimenti dell'avambraccio .....	19
Figura 1.11: Movimenti del polso .....	20
Figura 1.12: movimenti della mano.....	20
Figura 1.13: raffigurazione del muscolo.....	21
Figura 1.14: Sarcomero .....	22
Figura 1.15: contrazione muscolare.....	22
Figura 1.16: Tensione muscolare. La zona costante della curva rappresenta il periodo di latenza. In fase di contrazione muscolare la tensione aumenta, per poi diminuire in fase di rilassamento muscolare.....	23
Figura 1.17: Confronto tra contrazione eccentrica e concentrica.....	24
Figura 1.18: Esperimento di contrazione isometrica. A: Setup sperimentale per l'esecuzione di una contrazione isometrica. Il muscolo è vincolato in entrambe le estremità, in modo da impedirne la deformazione. B: Andamento della tensione e andamento costante della lunghezza del muscolo durante l'esperimento.....	24
Figura 1.19: esperimento di contrazione isotonica. C: Setup sperimentale per l'esecuzione di una contrazione isotonica. Il carico applicato all'estremità distale del muscolo è costante, ma il muscolo può variare la sua lunghezza spostando il carico, dato che è vincolato solo in corrispondenza dell'estremità prossimale. D: Andamento della tensione e andamento della lunghezza del muscolo durante l'esperimento di contrazione isotonica. Si osserva che la lunghezza varia al variare della contrazione generata dal muscolo per spostare il carico. Quando la tensione varia, la lunghezza del muscolo si mantiene costante e viceversa. ....	25
Figura 1.20: fenomeno del tetano muscolare. Quando l'intervallo di tempo tra due impulsi successivi è minore del tempo di attivazione del muscolo, il valore della forza di contrazione aumenta, dando origine al fenomeno del tetano. ....	25
Figura 1.21: relazione lunghezza\tensione muscolare. La tensione passiva si misura per valori di lunghezza maggiori della lunghezza a riposo del muscolo. La tensione attiva viene sviluppata in fase di contrazione del muscolo e ha un valore massimo in corrispondenza della lunghezza a riposo del muscolo, che per i mammiferi è circa pari a 200 kPa. La tensione passiva ha un massimo in corrispondenza della lunghezza a riposo del muscolo solo in caso	

di muscoli a fibre parallele. In caso di muscoli pennati questo valore di massimo non esiste. .....	26
Figura 1.22: modello del muscolo di Hill.....	27
Figura 1.23: relazione lunghezza\forza (Thelen,, 2003).....	27
Figura 1.24: relazione tensione\lunghezza dell'elemento elastico in serie. Il rilascio muscolare dipende dalla compliance muscolo – tendinea e dalla lunghezza a riposo del muscolo (Hill, 1953).....	27
Figura 1.25: relazione forza\deformazione tendinea (Thelen, 2003) .....	28
Figura 1.26: relazione tra velocità e forza. Questa funzione dipende dall'attivazione muscolare (Thelen, 2003).....	28
Figura 1.27: modello muscolo – scheletrico (Millard et al., 2013) .....	30
Figura 1.28: rappresentazione del modello di Schutte. È stato aggiunto l'elemento CP al modello del muscolo di Hill, che modella la forza passiva dovuta alla contrazione muscolare.....	32
Figura 1.29: possibili applicazioni del software OpenSim per lo studio dei sistemi neuromuscolari (Seth et al., 2018).....	33
Figura 1.30: esempio di file '.sto' .....	34
Figura 1.31: Esempio di file .trc .....	34
Figura 1.32: Modello MoBL – ARMS (Saul et al., 2014) .....	35
Figura 1.33: Livelli di interfaccia di OpenSim. Il layer in rosso identifica le applicazioni del software; il layer in verde definisce i modelli e le loro componenti; il layer in blu identifica le risorse computazionali di Simbody; il layer in arancione rappresenta gli algoritmi astratti di analisi utilizzati per la creazione e la modifica dei modello muscolo – scheletrici (Seth et al., 2011).....	39
Figura 1.34: Esempio di interfaccia MATLAB – OpenSim per la risoluzione dei problemi di ottimizzazione. I box blu identificano i processi computazionali di OpenSim, i box verdi i processi di ottimizzazione, mentre quelli gialli rappresentano i file di input\output (Lee et al., 2016).....	40
Figura 1.35: illustrazione della depolarizzazione\polarizzazione della membrana.....	41
Figura 1.36: Zona di depolarizzazione della membrana muscolare (Konrad, 2005) .....	41
Figura 1.37: esempi di elettrodi superficiali - NORAXON INC. USA (Konrad, 2005).....	42
Figura 1.38: esempio di segnale EMG prelevato dal bicipite brachiale (Konrad, 2005) ....	43
Figura 1.39: vista frontale e laterale dei punti di riferimento anatomici, utilizzati per il posizionamento degli elettrodi, durante un'acquisizione elettromiografica (Konrad, 2005) .....	45
Figura 1.40: vista frontale e dorsale delle posizioni anatomiche degli elettrodi selezionati per l'acquisizione di segnale EMG (Konrad, 2005) .....	46
Figura 1.41: esempio di curva segnale EMG – forza costruita durante un compito statico. La relazione EMG – forza è illustrata per 3 diversi muscoli, i cui segnali EMG sono stati precedentemente normalizzati in funzione della massima contrazione volontaria. (Konrad, 2005). Si nota che in corrispondenza di forze basse, la relazione EMG – forza è lineare. .	47

Figura 1.42: esempi di test di massima contrazione volontaria proposti per l'arto superiore (Konrad, 2005) .....	48
Figura 2.1: Setup sperimentale A. vista posteriore B. vista laterale.....	56
Figura 2.2: Posizionamento dei marker sull'arto superiore destro. 1. Brachioradiale, 2. Bicipite capo lungo, 3. Bicipite capo corto, 4. Pettorale maggiore, 5. Deltoide Anteriore, 6. Deltoide Medio, 7. Deltoide Posteriore, 8. Tricipite laterale, 9. Tricipite capo lungo, 10. Infraspinato, 11. Muscolo Grande Rotondo, 12. Dorsale Laterale.....	57
Figura 2.3: Forza sperimentale dei 6 soggetti registrata all'endpoint in X, Y e Z .....	58
Figura 2.4: 12 canali del segnale elettromiografico, acquisiti dal soggetto 1 .....	58
Figura 2.5: Esempio posizionamento dei target durante il compito isometrico, che si dispongono lungo i vertici di un dodecaedro. Le sfere rappresentano la posizione dei marker che il soggetto deve raggiungere, applicando la forza all'endpoint per controllare il cursore virtuale. ....	59
Figura 2.6: Angoli di azimut ed elevazione dei target del task isometrico .....	59
Figura 2.7: Esempio di matrice H ottenuta dalla regressione lineare. Questa matrice è stata ottenuta per il soggetto 4. Le figure delle altre matrici si troveranno nel paragrafo 2.4 (Figure 2.30 – 2.35).....	60
Figura 2.8: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 1 .....	61
Figura 2.9: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 2 .....	61
Figura 2.10: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 3 .....	61
Figura 2.11: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 4 .....	62
Figura 2.12: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 5 .....	62
Figura 2.13: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 6 .....	62
Figura 2.14: viste frontale, dal basso e laterali del modello MoBL-ARMS dopo l'impostazione della nuova posa. Tale posa è stata modificata rispetto a quella di default del modello originale in modo che fosse simile a quella del setup sperimentale.....	64
Figura 2.15: dettagli dei 10 marker virtuali posizionati sul modello.....	64
Figura 2.16: Esempio di file di setup dello Scale Tool di OpenSim .....	66
Figura 2.17: Esempio di file di setup della cinematica inversa .....	69
Figura 2.18: Esempio di file di setup dell'analisi muscolare .....	70
Figura 2.19: confronto tra il sistema di riferimento globale che ha l'origine in corrispondenza dello sterno del modello (il nome degli assi è indicato in bianco) e il sistema di riferimento locale della mano (il nome degli assi è indicato in nero). ....	74
Figura 2.20: Confronto tra i due sistemi di riferimento. A. Sistema di riferimento globale di OpenSim. B. Sistema di riferimento del trasduttore di forza. ....	74

Figura 2.21: A. Esempio di ricostruzione di forza ottenuta da OpenSim (Soggetto 4). B. Esempio di matrice H ottenuta da OpenSim (Soggetto 4). Le ricostruzioni di forza per tutti i soggetti sono riportati nel paragrafo 2.3.4 (Figure 2.23 – 2.28), mentre le ricostruzioni delle matrici H sono riportate nel paragrafo 2.4 (Figure 2.30 – 2.35).....	76
Figura 2.22: Cono di ottimizzazione. Supponendo che il vettore in rosso sia un vettore della matrice H ottenuta tramite OpenSim e che il vettore giallo rappresenti il corrispondente vettore della matrice H ottimizzata, la funzione NONLCON verifica: 1) che l'angolo di inclinazione del vettore ottimizzato cada all'interno dell'intervallo prestabilito: per fare questo si calcola l'angolo tra il vettore ottimizzato e il vettore originale. Se tale angolo è maggiore di 45° viene scartato, se invece è minore di 45° si procede con il punto successivo; 2) che l'ampiezza del vettore non superi l'intervallo prestabilito: per fare questo il modulo del vettore ottimizzato, proiettato lungo la direzione iniziale, viene confrontato con il modulo del vettore originale, in modo che se il primo supera di più di 2 volte l'ampiezza del vettore originale o è inferiore alla metà dell'ampiezza del vettore originale venga scartato. ....	77
Figura 2.23: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 1.....	79
Figura 2.24: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 2.....	80
Figura 2.25: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 3.....	80
Figura 2.26: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 4.....	81
Figura 2.27: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 5.....	81
Figura 2.28: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 6.....	82
Figura 2.29: confronto tra i coefficienti di determinazione dei sei soggetti, stimati tramite regressione lineare e OpenSim .....	83
Figura 2.30: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 1.....	84
Figura 2.31: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 2.....	84
Figura 2.32: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 3.....	85
Figura 2.33: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 4.....	85
Figura 2.34: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 5.....	86
Figura 2.35: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 6.....	86
Figura 3.1: posizione iniziale delle sfere, posizionate in corrispondenza del centro del palmo della mano del soggetto sul piano orizzontale. Il soggetto ha il compito di raggiungere con la sfera piccola (verde) la sfera più grande (grigia) in funzione della forza applicata, durante la fase di controllo della forza, o in funzione della forza stimata dai 12 segnali EMG acquisiti, durante la fase di controllo EMG (Berger et al., 2013). ....	91
Figura 3.2: elettrodi bipolari attivi Delsys Trigno Wireless System (Boston, MA) utilizzati per l'acquisizione del segnale elettromiografico. Tali elettrodi hanno dimensioni pari a 27 x 37 x 13 mm e una massa di 14 g. Lo spazio inter – elettrodo è pari a 10 mm per ottenere una risoluzione di 16 bits. ....	91
Figura 3.3: Manovre per il riconoscimento di alcuni muscoli dell'arto superiore secondo le direttive SENIAM. A. Bicipite; B. Brachioradiale; C. Pettorale Maggiore; D. Gran Rotondo E. Deltoide (anteriore a sinistra e posteriore a destra); F. Tricipite; G. Infraspinato. ....	92
Figura 3.4: posizione del soggetto durante il setup sperimentale. Il soggetto è seduto davanti un desktop e attiva i muscoli dell'arto superiore applicando delle forze all'endpoint,	

registrate tramite un trasduttore di forza (Borzelli et al., 2018) .....	92
Figura 3.5: Sistema massa – molla – smorzatore, che rappresenta il filtro adattivo utilizzato per limitare il rumore del segnale EMG. La posizione del cursore $x$ dipende dalla posizione $x_M$ della massa adattiva $M$ , virtualmente posizionata nel centro del palmo della mano in condizioni di riposo. La forza $F_a$ registrata all'endpoint è utilizzata per calcolare la posizione della massa adattiva $x_M$ .....	94
Figura 3.6: blocchi di controllo del protocollo sperimentale.....	96

## Lista delle tabelle

Tabella 1.1: Parametri inerziali dei segmenti corporei del modello (Saul et al., 2014) .....	36
Tabella 1.2: Parametri muscolari del modello MoBL – ARMS.....	37
Tabella 1.3: Parametri CLF (Saul et al., 2014).....	38
Tabella 2.1: caratteristiche dei soggetti .....	55
Tabella 2.2: valori del coefficiente di determinazione ottenuti dalla regressione lineare ...	63
Tabella 2.3: Muscoli dei segnali EMG acquisiti .....	63
Tabella 2.4: coordinate del soggetto durante il set up sperimentale, imposte al modello ...	64
Tabella 2.5: coordinate virtuali dei marker del modello .....	65
Tabella 2.6: fattori di scala della forza isometrica calcolati per tutti e 6 i soggetti analizzati .....	66
Tabella 2.7: massa dei corpi del modello originale vs massa dei corpi dei modelli subject-specific.....	67
Tabella 2.8: confronto tra le forze isometriche massime dei 12 muscoli acquisiti in fase sperimentale e scalati in base alle caratteristiche antropometriche dei sei soggetti presi in esame. ....	68
Tabella 2.9: confronto tra gli $R^2$ ottenuti da OpenSim.....	75
Tabella 2.10: confronto tra gli $R^2$ ottenuti tramite OpenSim dopo la prima ottimizzazione	78

# 1 INTRODUZIONE

## 1.1 Mappatura tra attivazione muscolare e forza

L'attivazione muscolare, in fisiologia, identifica il meccanismo di contrazione delle fibre muscolari, che comporta una generazione di forza, definita 'tensione muscolare'.

La relazione tra attivazione muscolare, registrata sperimentalmente attraverso l'acquisizione di segnale elettromiografico, e la forza generata da un soggetto durante un compito, statico o dinamico, interessa diversi campi scientifici, per la sua versatilità di implementazione. Grazie a tale mappatura, si riesce, ad esempio, a controllare il feedback di risposta muscolare da fornire ad una protesi cibernetica (Sidek et al., 2012), che consente il movimento di un paziente, a studiare le strategie neurali adottate dal Sistema Nervoso Centrale (Roh et al., 2018) e si analizza la fatica muscolare (Poyil et al., 2020).

Tramite una mappatura non lineare, (Wu et al., 2017) hanno proposto un controllo di forza, basato sull'acquisizione di segnale EMG di 8 muscoli dell'arto superiore, per una mano protesica. Utilizzando un *network* di regressione neurale generalizzata (GRNN), è stata descritta la relazione non lineare tra EMG e forza, basata su una funzione non lineare  $\phi$ , che legava la forza di presa dell'*end-effector* al segnale EMG di superficie acquisito dai muscoli. Gli autori di (Sidek et al., 2012) hanno studiato la mappatura EMG – forza per la realizzazione di un'interfaccia mioelettrica da utilizzare per il controllo di una mano protesica. In tal caso, calcolando contemporaneamente il segnale EMG di 6 muscoli della mano e la forza di presa, si è riusciti a valutare la mappatura EMG – forza online, al variare dell'angolo di polso. La predizione della forza, tramite stimolazione elettrica, per il controllo di una neuro-protesi, da utilizzare per consentire il movimento dei soggetti paraplegici, è stato l'obiettivo dello studio di (Scheerer et al., 2020). Gli autori, in tal caso, hanno mappato la capacità di movimento del braccio destro, indotta dalla stimolazione elettrica dei muscoli paralizzati. Si analizzava la mappatura di una forza poliedrica, calcolata al variare della posizione del polso del soggetto. Tramite una regressione gaussiana si è riusciti a valutare la forza muscolare in corrispondenza di diverse posizioni del polso, assumendo che la somma della forza prodotta durante stimolazioni individuali coincidesse con la forza prodotta durante stimolazioni multiple. Il controllo di una mano protesica è stato studiato anche da (Hashemi et al., 2010), che ha calcolato una mappatura EMG – forza tramite una cascata parallela identificativa. Si tratta di un metodo che relaziona la dinamica dei sistemi agli

input/output del modello, in cui gli elementi statici non lineari susseguono gli elementi dinamici lineari. Tale metodo è risultato adeguato alla stima della forza del polso. Una mappatura neurale *multi-layer* tra segnale EMG e forza miografica è stata implementata da (Sanford et al., 2017), per il controllo di una mano protesica.

La coordinazione muscolare, al variare della forza in condizioni isometriche, è analizzata all'interno dello studio di (Roh et al., 2018). La variazione di attivazione muscolare ha identificato un legame tra EMG e forza all'endpoint, calcolata in funzione dello jacobiano e dei momenti muscolari dell'arto superiore. Dallo studio, è stato possibile dedurre che il Sistema Nervoso Centrale (SNC) attivasse lo stesso numero, limitato, di unità motorie durante l'esecuzione di compiti isometrici, adottando strategie semplificative per ovviare al problema della ridondanza del sistema muscolo – scheletrico. La mappatura dell'attività muscolare rappresenta uno strumento efficiente per la predizione della forza, come è possibile osservare nello studio di (Toma et al., 2016), basato sull'analisi del comando neurale dell'attività muscolare. L'obiettivo era quello di quantificare l'influenza dell'attività muscolare sulla generazione di forza muscolare. In risposta ai carichi esterni, i soggetti tendevano a modulare le coppie muscolari in maniera simile, mostrando una forte correlazione tra attività muscolare (descritta tramite regressione multipla) e forza. (Bergel et al., 2014) hanno mappato la forza in funzione dell'attivazione muscolare, acquisita tramite segnale EMG, per analizzare le sinergie muscolari durante lo svolgimento di compiti dinamici. La stima utilizzata per mappatura è stata imposta lineare e da questa è stato ottenuto che la variazione degli schemi muscolari, prodotta dal movimento, potesse essere spiegata da un numero ristretto di sinergie muscolari. (Togo et al., 2017) hanno analizzato se fosse possibile attivare volontariamente le sinergie muscolari, tramite lo svolgimento di un task isometrico, calcolando le sinergie muscolari e la mappatura lineare EMG – forza a partire dai segnali elettromiografici e dalla forza calcolata *all'end point*. Dai risultati è stato osservato che, effettivamente, è stato possibile attivare le sinergie muscolari tramite lo svolgimento di compiti isometrici.

I meccanismi di co – contrazione muscolare sono stati analizzati da (Borzelli et al., 2018) tramite una mappatura lineare tra attivazione muscolare, acquisita tramite elettromiografia di superficie, e la forza calcolata all'*endpoint*. L'obiettivo era quello di capire come il SNC modificasse gli schemi muscolari durante una co – contrazione volontaria del braccio, eseguita generando una forza isometrica in differenti direzioni dello spazio. È stato analizzato lo spazio nullo della mappatura tra forza muscolare e forza

all'*endpoint*, che corrispondeva al sottospazio vettore caratterizzante la matrice forza – muscolo, essendo la mappatura lineare. L'attività muscolare è stata modulata nella direzione della forza ed è stata approssimata ad una funzione coseno, durante l'esecuzione di compiti isometrici, dimostrando che la mappatura EMG – forza possa essere utilizzata per delle strategie locali di controllo della co – contrazione muscolare.

(Gonzalez-Izquierdo et al., 2010) hanno sfruttato la relazione tra EMG e forza, per valutare la fatica muscolare, definita come la riduzione della tensione sviluppata dal muscolo a seguito di stimolazioni ripetute, durante l'esecuzione di diverse estensioni massimali della gamba. Nel loro studio, è stata comparata una mappatura lineare con una non – lineare, analizzando il rapporto segnale - rumore della potenza per la valutazione della performance migliore. Ciò che si è dedotto è che: con una mappatura forza – EMG di tipo non lineare, i cambiamenti nel picco di potenza sono stati osservati in modo migliore, ma si è posto il problema dell'elevato tempo computazionale, dovuto al training della rete neurale. La fatica muscolare, in relazione all'ampiezza del segnale EMG, è stata trattata anche nello studio di (Poyil et al., 2020), con l'intento di capire la correlazione EMG – cinematica da sfruttare per l'implementazione di un'interfaccia uomo – robot, da utilizzare per fornire assistenza motoria all'arto superiore. È stato analizzato come la fatica riflettesse i cambiamenti di forza registrata all'interno del segnale EMG, acquisito durante l'esperimento. Le caratteristiche del segnale EMG, infatti, sono state messe in relazione con i dati cinematici di forza, analizzandone la correlazione. È stata osservata una correlazione inversa tra la mappatura EMG – forza e il livello di fatica muscolare. Per il calcolo delle forze muscolari, (Sartori et al., 2012) hanno sviluppato un modello che, tramite l'acquisizione di segnale elettromiografico, riuscisse a generare dinamicamente una forza. Registrando i segnali EMG di 16 muscoli degli arti inferiori, è stato implementato un modello muscolo – scheletrico a più gdl per la predizione della forza generata da 34 unità muscolo – tendinee, attraverso calcoli di cinematica, dinamica e attivazione delle unità muscolo – tendinee. L'interfaccia uomo – macchina realizzata è stata creata con l'intenzione di poter essere utilizzata per la neuroriabilitazione, ad esempio per il controllo in potenza di protesi e/o ortesi, dato che il sistema multi – gradi di libertà sviluppato rappresentava in maniera adeguata la risposta delle unità muscolo tendinee ai compiti dinamici.

Il controllo della manipolazione degli oggetti è stato affrontato nello studio di (Kennedy et al., 2019), all'interno del quale è stata presentata una mappatura lineare tra la forza generata su una maniglia in più direzioni e il segnale EMG di superficie, acquisito

dall'arto superiore di soggetti sani, durante un compito isometrico. Il controllo dell'*end-effector*, in tal caso, era stato effettuato sfruttando un sistema dinamico a due componenti: uno smorzatore e una molla. Tale impedenza è stata variata in funzione della forza e del movimento e l'attività muscolare è, così, risultata maggiore, all'aumentare della forza.

Questa tesi, introdotti i concetti fisiologici e anatomici dell'arto superiore e descritto il funzionamento del software OpenSim, si propone come obiettivo quello di realizzare un confronto tra una mappatura forza – EMG non vincolata, calcolata tramite la funzione *regress* di MATLAB, e una mappatura di forza vincolata, i cui vincoli sono stati inseriti dal software OpenSim, tramite l'utilizzo di un modello muscolo – scheletrico di arto superiore (MoBL- ARMS), scalato sulle caratteristiche antropometriche e muscolari dei soggetti analizzati. Il confronto verrà eseguito dal coefficiente di determinazione  $R^2$ , valutando quale sia il metodo di mappatura più adeguato alla stima della forza dell'*endpoint*.

L'ultimo capitolo della tesi descriverà il protocollo sperimentale sviluppato presso il laboratorio di Neurofisiologia del Movimento dell'Università di Messina, avente come obiettivo quello di stimare la forza generata da un soggetto, durante l'esecuzione di un compito isometrico, a partire dalla sua attivazione muscolare. Si chiederà al soggetto di muovere il cursore da una posizione iniziale di riposo ad un target, generando una forza isometrica sub-massimale e si confronterà la performance del soggetto, tramite i due algoritmi implementati in precedenza, per capire quale dei due sia più adatto alla stima della mappatura EMG – forza.

## 1.2 *Biomeccanica dell'arto superiore*

In questa sezione verrà presentata l'anatomia ossea e muscolare dell'arto superiore, soffermandosi sulla descrizione dei movimenti dell'arto, e verrà analizzata brevemente la fisiologia del muscolo generale. Tali informazioni saranno utili per la comprensione delle strutture che compongono il modello muscolo – scheletrico implementato su OpenSim.

### 1.2.1 Anatomia dell'arto superiore

L'arto superiore è un'appendice del torace ed è composto da 4 differenti regioni anatomiche: spalla (comprendente le regioni sottoclavicolare, ascellare, deltoidea e scapolare), braccio, avambraccio e mano, interconnesse tra loro grazie alle articolazioni di

spalla, gomito e polso. Tutte le articolazioni presenti negli arti superiori sono delle diartrosi, cioè delle articolazioni mobili, dato che consentono movimenti ampi in una o più direzioni.

### 1.2.1.1 Ossa dell'arto superiore

La spalla è il segmento prossimale dell'arto superiore, che si separa dal torace tramite la linea emi-clavicolare e la linea che passa per il margine mediale della scapola, dal collo da un piano passante per la parte superiore della clavicola e per la parte superiore della scapola e dal braccio da un piano orizzontale, passante nell'inserzione del muscolo deltoide.

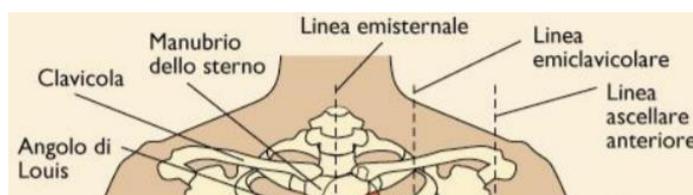


Figura 1.1: Linee caratteristiche

Le ossa della spalla sono la Scapola (osso piatto di forma triangolare) e la Clavicola (osso piatto allungato che copre la base del collo fino all'apice della spalla).

Si tratta di un'articolazione composta da due componenti articolari: l'articolazione sterno - clavicolare, approssimabile ad una sella, cioè ad un'articolazione a 2 gdl dove le due superfici di contatto hanno rispettivamente una curvatura concava e una convessa, e l'articolazione scapolo - omerale, definita come un'enartrosi, cioè un'articolazione mobile a 3 gdl, equivalente ad un giunto sferico (la testa dell'omero viene accolta all'interno della cavità glenoidea della scapola).



Figura 1.2: ossa della spalla

L'unico osso presente nel segmento corporeo del braccio è l'Omero. Si tratta di un osso lungo composto da una diafisi e due epifisi: una articola con la spalla, inserendosi all'interno della cavità glenoidea; l'altra, composta da condilo e troclea, articola con il gomito, insieme alla testa del radio e l'inserzione semilunare dell'ulna.

Le ossa dell'avambraccio sono Radio e Ulna. L'epifisi prossimale dell'Ulna presenta un'incisura semilunare che si articola con la troclea dell'omero. L'estremità distale dell'Ulna si presenta in forma cilindrica e si articola con l'estremità distale del radio. Il Radio, nella sua estremità prossimale, presenta un capitello cilindrico che si articola con il condilo omerale, mentre la sua estremità distale consente l'inserzione di un disco articolare che trattiene il radio nella sua rotazione intorno alla testa dell'ulna.

Nell'articolazione del gomito si riconoscono dal punto di vista funzionale: l'articolazione omero-ulnare, l'articolazione omero-radiale e l'articolazione radioulnare prossimale. L'articolazione omero-ulnare è una diartrosi, cioè un'articolazione a 1 solo gdl, che consente i movimenti di flessione – estensione dell'avambraccio rispetto al braccio. L'articolazione omero-radiale consta di un condilo omerale e una fossetta del capitello radiale, che consentono i movimenti di flessione-estensione e di rotazione del capitello radiale sul condilo omerale. L'articolazione radio-ulnare, detta trocoide, si presenta come un cilindro osseo (capitello del radio) avvolto da un anello fibroso (legamento anulare che lega radio e ulna). Permette 1 solo gdl, cioè la pronazione – supinazione. Il movimento relativo, in tal caso, è una rotazione attorno ad un'asse e l'anatomia articolare presenta una gola concava (ulna) all'interno della quale si inserisce una superficie convessa (omero).

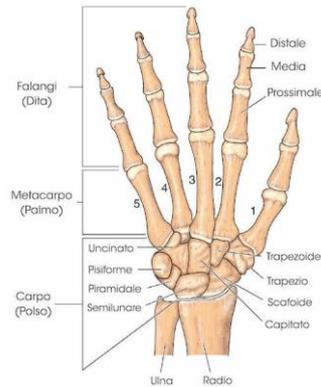


*Figura 1.3: ossa di braccio e avambraccio*

L'articolazione del polso, detta articolazione radio – carpica, è una articolazione a 2 gdl, definita condilo – artrosi, dato che una sporgenza convessa allargata ovoidale (scafoide e carpo lunare) è inserita all'interno di una superficie concava, anch'essa ovoidale (radio).

Nella mano sono presenti 27 ossa, che è possibile dividere in tre macro-gruppi: carpo, metacarpo e falangi. Il carpo è composto da due file di ossa brevi, prossimali e distali: osso Piramidale, Pisiforme, Semilunare e Scafoide per la fila prossimale; mentre per la fila distale: osso Trapezoide, Capitato, Uncinato e Trapezio. Tali ossa si articolano mediante artrodie e hanno forma cubica. Il metacarpo è composto da 5 ossa lunghe, disposte una accanto

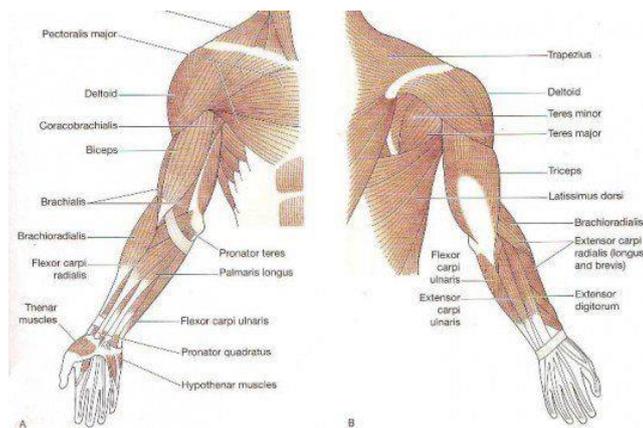
all'altra, che si articolano tutte, ad eccezione della prima che si articola con una articolazione a sella, mediante artrodie. Le falangi sono piccole ossa lunghe presenti all'interno delle dita. In ogni dito ne sono presenti tre: prossimale, media e distale. Si articolano tramite troclee tra loro (gola concava nella quale si inserisce una faccia convessa), mentre si articolano con il metacarpo tramite i condili (sporgenza convessa ovoidale inserita all'interno di una superficie concava), ad eccezione del primo dito che si articola con un'articolazione a sella che consente 2 gdl (flesso – estensione e abduzione – adduzione).



*Figura 1.4: ossa della mano*

### 1.2.1.2 Muscoli dell'arto superiore

I muscoli che compongono l'arto superiore si suddividono in muscoli della spalla, del braccio, dell'avambraccio e della mano.



*Figura 1.5: Muscoli dell'arto superiore*

I muscoli della spalla sono: il Deltoide, il Sovrascapolato, l'Infrascapolato, il muscolo Grande Rotondo, il muscolo Piccolo Rotondo e il Sottoscapolare.

I muscoli del braccio anteriori sono: Bicipite Brachiale, muscolo Coracobrachiale e muscolo Brachiale; mentre posteriormente si trova il Tricipite Brachiale.

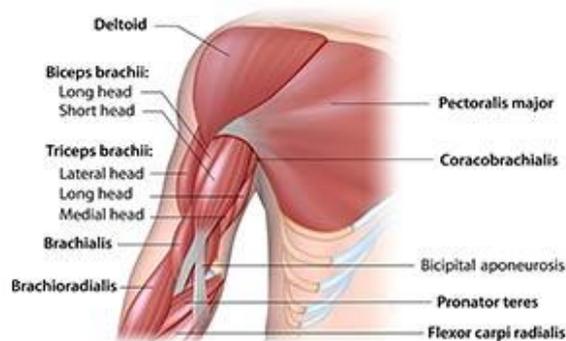


Figura 1.6: dettaglio muscoli della spalla e del braccio

I muscoli dell'avambraccio anteriori sono 8 e si dispongono in 4 strati differenti: muscoli epitrocleari dello strato superficiale, tra i quali troviamo il Flessore radiale del carpo, il Flessore ulnare del carpo, il Pronatore Rotondo e il Palmare lungo; muscolo Flessore superficiale delle dita, che da solo forma il secondo strato dei muscoli anteriori dell'avambraccio; il muscolo Flessore profondo delle dita e il Flessore lungo del pollice originano il terzo strato muscolare e il muscolo Pronatore quadrato, che forma il quarto strato.

I muscoli laterali sono il Brachioradiale, l'Estensore radiale lungo del carpo e l'Estensore radiale breve del carpo.

I muscoli posteriori dell'avambraccio sono 9 e si dispongono in 2 strati: nello strato superficiale si trovano i muscoli epicondiloidei (Estensore comune delle dita, Estensore ulnare del carpo, Estensore proprio del mignolo e Anconeo); nello strato più profondo troviamo l'Estensore breve del pollice, l'Estensore lungo del pollice, il Supinatore, l'Abduttore lungo del pollice e l'Estensore proprio dell'indice.

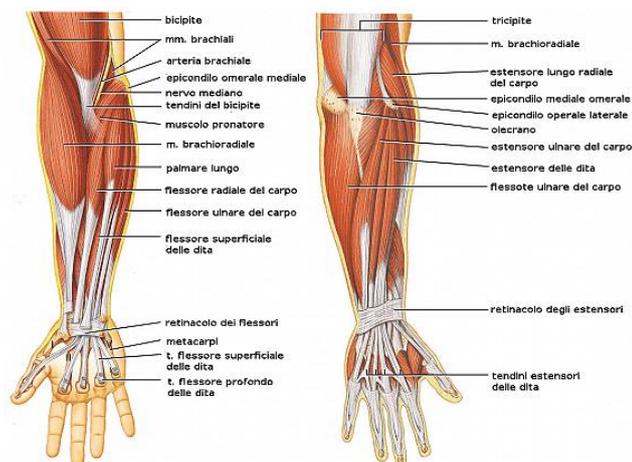


Figura 1.7: muscoli dell'avambraccio

I muscoli della mano si trovano nella fascia palmare e si dividono in 3 gruppi: muscoli dell'eminenza tenar (laterali), muscoli dell'eminenza ipotenar (mediali) e i muscoli palmari (intermedi).

I primi sono il muscolo Abduttore breve del pollice, il muscolo Opponente del pollice, il muscolo Flessore breve del pollice, e il muscolo Adduttore del pollice. Questi garantiscono la mobilità del pollice rispetto al carpo.

I muscoli dell'eminenza ipotenar sono il Palmare breve, il muscolo Flessore breve del mignolo, il muscolo Abduttore del mignolo e il muscolo Opponente del mignolo.

I muscoli palmari si dividono in lombricali ed interossei. I muscoli interossei palmari, che sono 3, si trovano negli ultimi 3 spazi metacarpali, mentre i muscoli interossei dorsali, che sono 4, si collocano tra due facce delle ossa metacarpali, mentre i 4 muscoli lombricali si trovano nella regione palmare, tra i tendini del muscolo flessore delle dita.

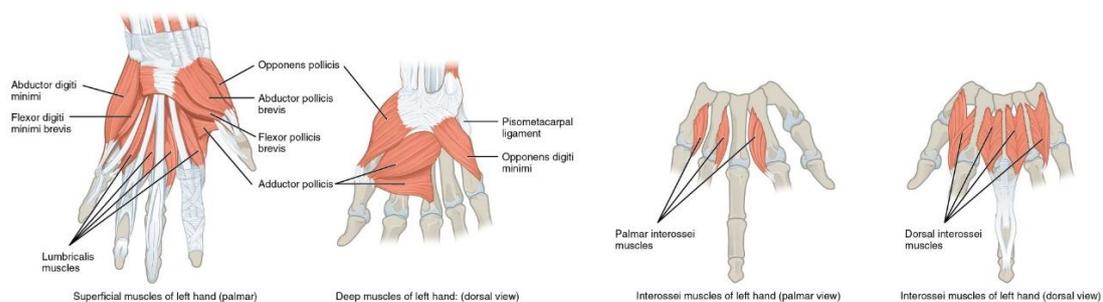


Figura 1.8: Muscoli della mano

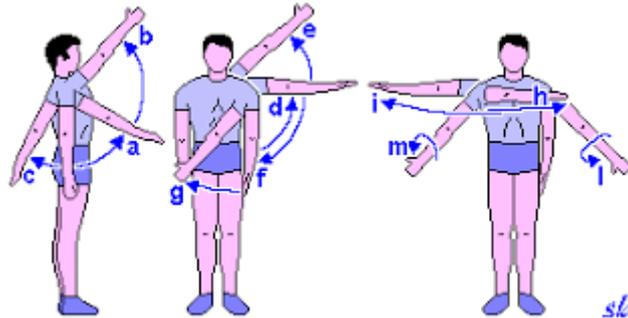
### 1.2.1.3 Movimenti dell'arto superiore

I movimenti dell'arto superiore sono garantiti dalla presenza delle articolazioni.

I movimenti del braccio, possibili grazie all'articolazione scapolo - omerale, sono:

1. Flessione con elevazione antero – superiore (a-b)
2. Estensione (c)
3. Abduzione con elevazione latero – mediale (d-e)
4. Adduzione assoluta (f)
5. Indietro sul piano frontale (g)
6. Indietro sul piano orizzontale (h)
7. Rotazione sul piano orizzontale (i)

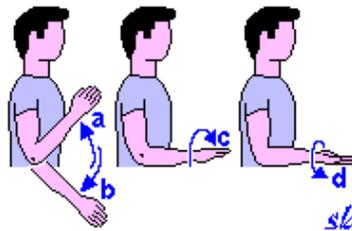
8. Rotazione esterna sull'asse omerale (l)
9. Rotazione interna sull'asse omerale (m)
10. Circonduzione: combinazione di flesso – estensione con abduzione e adduzione.



*Figura 1.9: Movimenti della spalla*

I movimenti dell'avambraccio, garantiti dall'articolazione del gomito e dall'articolazione radio – ulnare, sono:

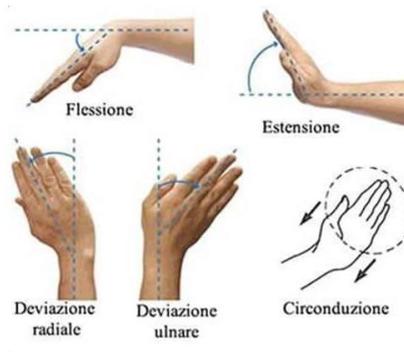
- a. Flessione
- b. Estensione
- c. Pronazione o rotazione interna (mediale)
- d. Supinazione o rotazione esterna (laterale)



*Figura 1.10: Movimenti dell'avambraccio*

I movimenti del polso sono:

1. Flessione
2. Estensione
3. Abduzione (o deviazione ulnare)
4. Adduzione (o deviazione radiale)
5. Circonduzione

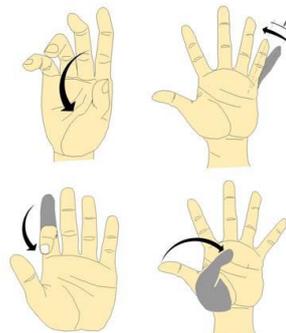


*Figura 1.11: Movimenti del polso*

I movimenti delle dita sono garantiti dalla presenza delle articolazioni metacarpo – falangee e consentono i movimenti di:

1. Flessione – estensione (c)
2. Adduzione – abduzione (b)
3. Circonduzione
4. Rotazione passiva

Le articolazioni interfalangee consentono, invece, i movimenti di flesso – estensione.

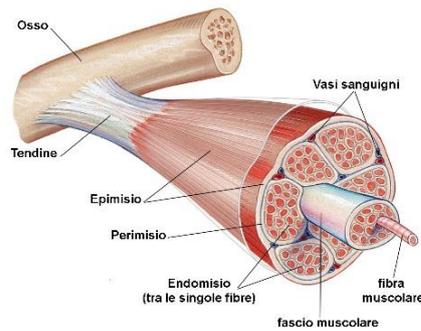


*Figura 1.12: movimenti della mano*

### 1.2.2 Fisiologia del muscolo

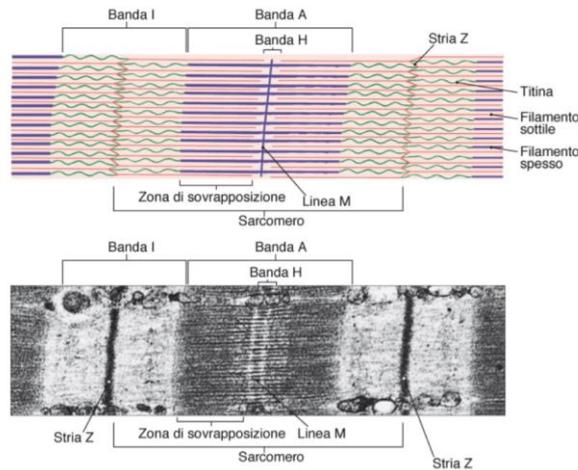
Il muscolo si presenta al microscopio come una serie di bande alternate, perpendicolari all'asse longitudinale, chiare e scure. Il termine muscolo, quindi, identifica un certo tipo di tessuto connettivo, all'interno del quale sono disperse un dato numero di fibre muscolari. I muscoli scheletrici sono connessi alle ossa dai tendini, cioè da fasci di fibre di collagene. Il tessuto muscolare scheletrico striato è formato dalle fibre muscolari. Si tratta di elementi

cilindrici, di lunghezza variabile tra 1 mm e 20 cm e di diametro pari a 10-100  $\mu\text{m}$ . Ogni fibra è ricoperta da uno strato di tessuto connettivo fibrillare lasso (endomisio) e l'insieme di più fibre produce un fascetto muscolare avvolto da tessuto connettivo (perimisio). Il muscolo è interamente ricoperto da una lamina connettivale esterna spessa detta epimisio. Il reticolo liscio sarcoplasmatico, contenuto all'interno delle fibre, contiene delle proteine contrattili che si organizzano in miofilamenti e un'elevata concentrazione di ioni  $\text{Ca}^{2+}$ .



*Figura 1.13: raffigurazione del muscolo*

Il pattern striato della muscolatura scheletrica è dovuto alla presenza di filamenti, spessi e sottili, che si compongono in fasci cilindrici più piccoli, detti miofibrille ( $d = 1-2 \mu\text{m}$ ). L'unità fondamentale di questo pattern è il sarcomero. I filamenti spessi sono circondati tra 6 filamenti sottili e sono composti da miosina. Si trovano nel mezzo di ciascun sarcomero, in una conformazione ordinata e parallela, che forma una zona scura, detta banda A; mentre i filamenti sottili sono composti da actina, tropomiosina e troponina e si dispongono alle due estremità di ciascun sarcomero. Una delle due estremità è ancorata alla linea Z, consistente in una serie di proteine interconnesse, mentre l'altra si posiziona su una porzione dei filamenti spessi. Il sarcomero è definito da due linee Z successive. La banda I, si trova tra le estremità delle bande A di due sarcomeri adiacenti. Si presenta come una linea chiara e contiene le porzioni di filamenti spessi. La linea Z divide la banda I a metà, mentre la zona H è una banda chiara e sottile al centro della banda A. La linea M identifica alcune proteine che legano la regione frontale di filamenti spessi adiacenti e si trova al centro della banda H.



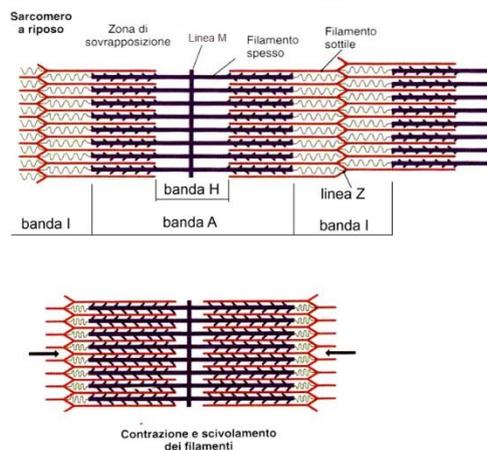
*Figura 1.14: Sarcomero*

I muscoli possono essere definiti agonisti o antagonisti, in maniera puramente relativa. Ogni muscolo, infatti, in base ai movimenti compiuti dall'articolazione, è sia agonista che antagonista.

I muscoli antagonisti hanno il compito di regolare e contenere i movimenti dovuti alla contrazione dei muscoli agonisti, che altrimenti risulterebbero eccessivi ed incontrollati.

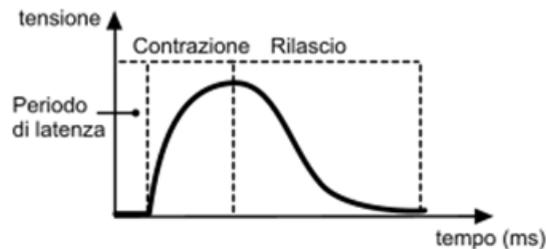
### *1.2.2.1 Contrazione muscolare*

Il termine contrazione muscolare indica l'attivazione delle sedi generatrici di forza delle fibre muscolari, cioè i ponti trasversi. Si tratta di porzioni di molecole di miosina che si estendono dai filamenti spessi verso i filamenti sottili. Successivamente alla contrazione, le fibre muscolari si disattivano e si rilassano, riducendo la tensione.



*Figura 1.15: contrazione muscolare*

La contrazione, quindi, rappresenta la risposta meccanica di una fibra muscolare ad un potenziale d'azione, cioè ad un segnale elettrico che si propaga dalle cellule nervose a quelle muscolari. L'applicazione di un potenziale d'azione fa sì che il muscolo si attivi, aumentando la tensione della fibra muscolare, solo dopo un intervallo di qualche millisecondo, noto con il nome di periodo di latenza.



*Figura 1.16: Tensione muscolare. La zona costante della curva rappresenta il periodo di latenza. In fase di contrazione muscolare la tensione aumenta, per poi diminuire in fase di rilassamento muscolare.*

Le contrazioni muscolari si possono dividere in:

- Contrazione isometrica: il muscolo si attiva, cioè genera una tensione, ma il muscolo non si deforma (né si accorcia, né si allunga). Questo tipo di contrazione si osserva quando il muscolo è sottoposto ad un carico in una posizione costante o quando cerca di spostare un carico più grande della tensione muscolare sviluppata dal muscolo stesso.
- Contrazione isotonica: il carico rimane costante, ma il muscolo si deforma variando la sua lunghezza.

In base alla tensione e al carico muscolare da sostenere, le contrazioni isotoniche si distinguono in:

- Contrazioni concentriche: la tensione prodotta dal muscolo supera il carico da sostenere e si verifica un accorciamento del muscolo;
- Contrazioni eccentriche: si verifica un allungamento muscolare, dovuto al fatto che la tensione generata dal muscolo è minore del carico sostenuto. Il carico tende a tirare il muscolo, che si allunga, nonostante i ponti trasversi generino una forza opposta.

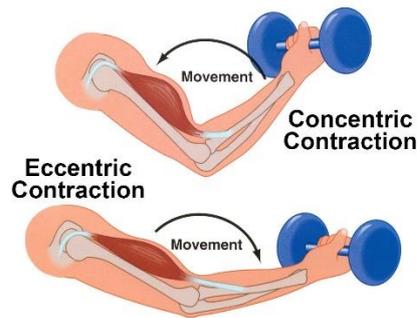


Figura 1.17: Confronto tra contrazione eccentrica e concentrica

Effettuando un confronto tra contrazioni isotoniche e isometriche della stessa fibra muscolare, si osserva che il periodo di latenza di una contrazione isometrica è inferiore rispetto a quello di una contrazione isotonica, nonostante il periodo di generazione di forza isometrica sia maggiore rispetto al tempo impiegato dalla fibra per accorciarsi in condizioni isotoniche.

Durante un esperimento di contrazione isometrica, si osserva, infatti, l'aumento della tensione nel momento in cui il primo ponte trasverso si connette. Il ritardo dell'attivazione è dovuto al ritardo dell'accoppiamento eccitazione – contrazione.

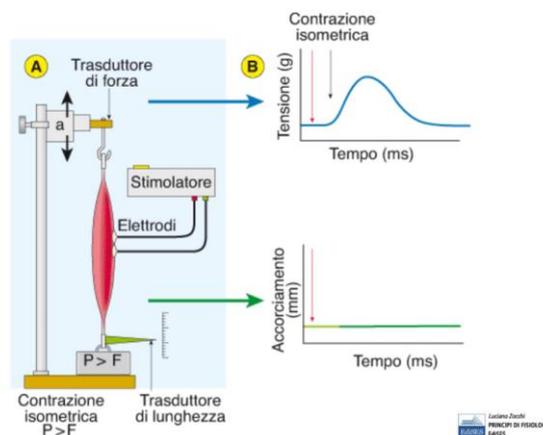


Figura 1.18: Esperimento di contrazione isometrica. A: Setup sperimentale per l'esecuzione di una contrazione isometrica. Il muscolo è vincolato in entrambe le estremità, in modo da impedirne la deformazione. B: Andamento della tensione e andamento costante della lunghezza del muscolo durante l'esperimento.

Durante un esperimento di contrazione isotonica, invece, il periodo di latenza comprende, oltre al tempo di ritardo dell'accoppiamento eccitazione - contrazione, anche il tempo che impiegano i ponti trasversi a sollevare il carico dalla piattaforma.

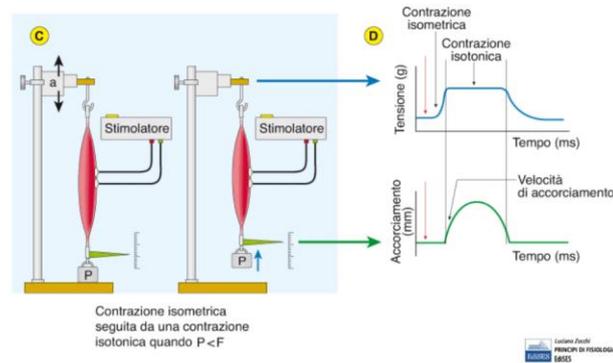


Figura 1.19: *esperimento di contrazione isotonica. C: Setup sperimentale per l'esecuzione di una contrazione isotonica. Il carico applicato all'estremità distale del muscolo è costante, ma il muscolo può variare la sua lunghezza spostando il carico, dato che è vincolato solo in corrispondenza dell'estremità prossimale. D: Andamento della tensione e andamento della lunghezza del muscolo durante l'esperimento di contrazione isotonica. Si osserva che la lunghezza varia al variare della contrazione generata dal muscolo per spostare il carico. Quando la tensione varia, la lunghezza del muscolo si mantiene costante e viceversa.*

Se ne deduce che: con carichi più pesanti il periodo di latenza aumenta, la velocità di accorciamento diminuisce, la lunghezza accorciata diminuisce e la contrazione avviene più rapidamente.

La forza sviluppata durante la stimolazione del muscolo dipende dalla lunghezza del muscolo stesso. Se si forniscono più stimoli al muscolo, prima che questo abbia il tempo di rilassarsi, tra uno stimolo e l'altro, si verifica la 'sommazione degli stimoli', che porta al fenomeno del tetano. Se la frequenza di stimolazione è bassa, si verifica un tetano incompleto, che fa oscillare la tensione muscolare. Se la frequenza è elevata, si verifica un tetano completo e la tensione assume un andamento rettilineo in corrispondenza del valore di tensione muscolare massima. Questo valore di tensione è noto con il nome di tensione tetanica ed è maggiore della tensione sviluppata da una fibra contrattile in caso di singola stimolazione.

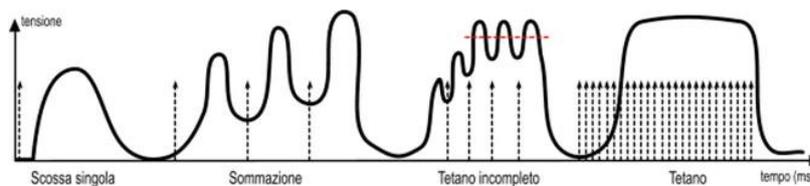


Figura 1.20: *fenomeno del tetano muscolare. Quando l'intervallo di tempo tra due impulsi successivi è minore del tempo di attivazione del muscolo, il valore della forza di contrazione aumenta, dando origine al fenomeno del tetano.*

Si identificano diverse tipologie di tensione muscolare:

- la tensione passiva corrisponde alla tensione misurata quando il muscolo non viene stimolato elettricamente;
- la tensione totale è calcolata in corrispondenza di una stimolazione isometrica (stimolazione tetanica) del muscolo e possiede un massimo in corrispondenza della lunghezza a riposo della fibra se il muscolo è liscio;
- la tensione attiva è calcolata indirettamente come la differenza tra la tensione totale e la tensione passiva del muscolo.

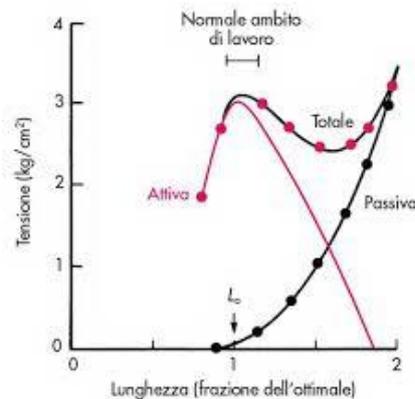


Figura 1.21: relazione lunghezza-tensione muscolare. La tensione passiva si misura per valori di lunghezza maggiori della lunghezza a riposo del muscolo. La tensione attiva viene sviluppata in fase di contrazione del muscolo e ha un valore massimo in corrispondenza della lunghezza a riposo del muscolo, che per i mammiferi è circa pari a 200 kPa. La tensione totale ha un massimo in corrispondenza della lunghezza a riposo del muscolo solo in caso di muscoli a fibre parallele. In caso di muscoli pennati questo valore di massimo non esiste.

### 1.2.3 Modelli muscolari

Per rappresentare il muscolo matematicamente e modellizzarlo tramite sistemi muscolo-scheletrici, sono stati definiti diversi modelli, che approssimano le caratteristiche di contrazione muscolari.

#### 1.2.3.1 Modello del muscolo di Hill

Il modello del muscolo di Hill è il modello più utilizzato per la descrizione della dinamica muscolare (Hill, 1953).

L'unità muscolo tendinea è caratterizzata da 3 elementi: un elemento contrattile (CC), responsabile della forza attiva del muscolo, un elemento in parallelo (CEP), responsabile del

comportamento passivo del muscolo durante l'allungamento e un elemento in serie (CES), che modella il tendine.

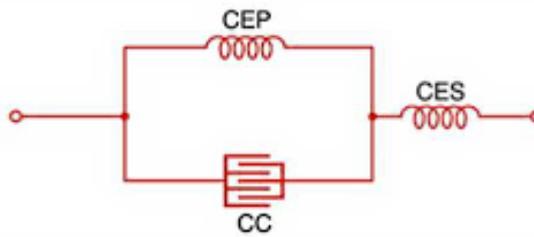


Figura 1.22: modello del muscolo di Hill

L'elemento elastico in serie, consistente nell'insieme di fibre di collagene presenti nel muscolo, ha lo scopo di ridurre il lavoro elastico in condizioni di elevata velocità di contrazione, in modo da resistere alle rapide variazioni di forma.

Il modello è descritto da una curva gaussiana che identifica la relazione tra la lunghezza e la forza attiva del muscolo.

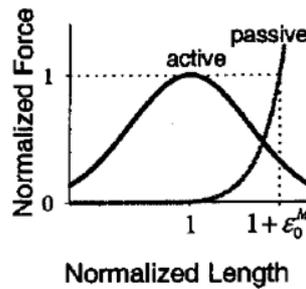


Figura 1.23: relazione lunghezza\forza (Thelen, 2003)

La relazione tensione\lunghezza risulta essere indipendente dalla velocità di contrazione ed assume un andamento iperbolico.

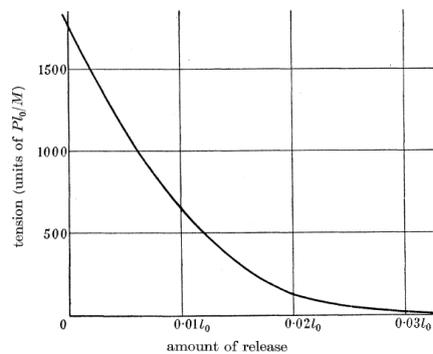


Figura 1.24: relazione tensione\lunghezza dell'elemento elastico in serie. Il rilascio muscolare dipende dalla compliance muscolo – tendinea e dalla lunghezza a riposo del muscolo (Hill, 1953)

La forza del tendine aumenta all'aumentare dell'allungamento del muscolo, inizialmente, in modo esponenziale e successivamente in maniera lineare, come mostrato in figura 1.24.

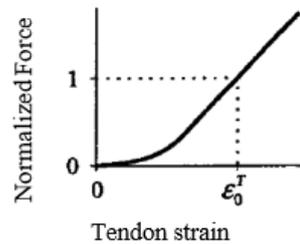


Figura 1.25: relazione forza\deformazione tendinea (Thelen, 2003)

La relazione tra forza e velocità muscolare di contrazione è stata scalata in base all'attivazione e si ottiene che, durante le attivazioni sub-massimali, si riduce la velocità in condizioni di assenza di carico.

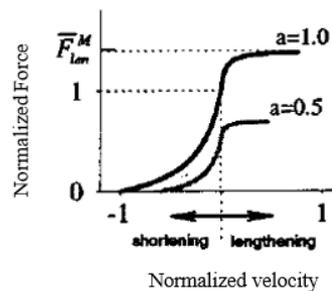


Figura 1.26: relazione tra velocità e forza. Questa funzione dipende dall'attivazione muscolare (Thelen, 2003)

In letteratura, è possibile incontrare tre diverse implementazioni di tale modello muscolare: il modello di Thelen, il modello di Millard e il modello di Schutte.

### 1.2.3.2 Modello del muscolo di Thelen

Il modello del muscolo di Thelen (Thelen, 2003) è stato realizzato per la simulazione delle contrazioni dinamiche nei soggetti anziani, i cui parametri muscolo – scheletrici risultavano alterati dall'invecchiamento muscolare. L'età del paziente, infatti, comporta delle modifiche nei parametri muscolo – tendinei dato che la lunghezza isometrica, dopo la settima decade di vita, diminuisce del 20-40%.

Il modello muscolo – tendineo è rappresentato da due equazioni differenziali non lineari che descrivono rispettivamente la dinamica di contrazione e l’attivazione muscolo – tendinea. La prima dipende dalla relazione tra forza, lunghezza e velocità del muscolo ed è dovuta alla presenza del tendine:

$$i^M = f_v^{-1} \left\{ \frac{\frac{f_{SE}(l^T)}{\cos\alpha} - f_{PL}(l^M)}{a(t)f_{AL}(l^M)}} \right\}$$

L’attivazione muscolo – tendinea è idealizzata matematicamente da una equazione non lineare differenziale del primo ordine, che descrive l’elemento muscolo – tendineo:

$$f_{iso} \left( a(t)f_{AL}(l^M)f_V(i^M) + f_{PL}(l^M) \right) \cos\alpha - f_{iso}f_{SE}(l^T) = 0$$

### 1.2.3.3 Modello del muscolo di Millard

Il modello del muscolo di Millard (Millard et al., 2013) è stato introdotto per la valutazione della dinamica muscolo – tendinea. È stato assunto che i muscoli potessero essere idealizzati come un insieme di fibre complanari, parallele e di uguale lunghezza. La geometria delle fibre si manteneva di fatto costante, dato che i muscoli mantenevano il loro volume costante. Questo modello muscolare si basa su due assunzioni:

1. La forza tendinea sviluppata dal muscolo è pari alla forza, opportunamente scalata, sviluppata da una singola fibra;
2. La forza della fibra dipende solo dall’attivazione, dalla velocità e dalla lunghezza.

L’attivazione dinamica è calcolata come:

$$\hat{a} = \frac{a - a_{min}}{1 - a_{min}}$$

dove  $a$  rappresenta l’attivazione del muscolo e  $a_{min}$  rappresenta l’attivazione necessaria a garantire l’equilibrio del modello muscolare.

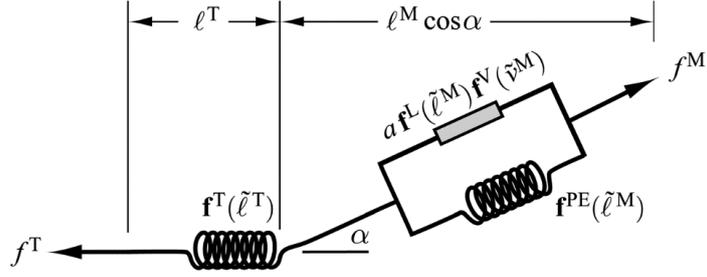


Figura 1.27: modello muscolo – scheletrico (Millard et al., 2013)

I modelli muscolo – tendinei presentati di Millard sono tre:

1. Modello muscolo – tendineo in equilibrio: gli attuatori sono caratterizzati da un elemento contrattile, un tendine elastico in serie e un elemento elastico passivo in parallelo all'elemento contrattile. La forza muscolare è calcolata con la formula:

$$f^M = f_0^M (a f^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M))$$

dove  $f^L(\tilde{l}^M)$  rappresenta la relazione tra lunghezza – forza attiva del muscolo,  $f^V(\tilde{v}^M)$  rappresenta la relazione forza – velocità e  $f^{PE}(\tilde{l}^M)$  rappresenta la relazione tra lunghezza – forza passiva.

Assumendo che il tendine sia equivalente ad un elemento elastico e sapendo che  $f^T(\tilde{l}^T)$  rappresenta la relazione tra la forza del tendine e la lunghezza tendinea, in condizioni di equilibrio si ha:

$$f_0^M (a f^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)) \cos \alpha - f_0^M f^T(\tilde{l}^T) = 0$$

In condizione di simulazione della dinamica diretta, la velocità muscolare normalizzata che simula la contrazione è calcolata tramite la seguente equazione differenziale:

$$\tilde{v}^M = f_{inv}^V \left( \frac{f^T(\tilde{l}^T) \cos \alpha - f^{PE}(\tilde{l}^M)}{a f^L(\tilde{l}^M)} \right)$$

dove  $f_{inv}^V$  rappresenta l'inversa della curva forza – velocità.

2. Modello muscolo – tendineo smorzato in equilibrio: si introduce il problema dell'angolo di pennazione del muscolo e si inserisce uno smorzatore in parallelo all'elemento contrattile. In tal caso l'equazione all'equilibrio diventa:

$$f_0^M (af^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M) + \beta \tilde{v}^M) \cos \alpha - f_0^M f^T(\tilde{l}^T) = 0$$

Tale modello genera delle forze che sono simili a quelle prodotte dal muscolo fisiologico.

3. Modello muscolo – tendineo con tendine rigido: introduce ipotesi semplificative che consentono una più semplice determinazione delle velocità e delle lunghezze del muscolo e del tendine:

$$l^{MT} = l^T + l^M \cos \alpha$$

$$v^{MT} = v^T + v^M \cos \alpha - l^M \dot{\alpha} \sin \alpha$$

Introducendo una costante di peso, riferita al parallelogramma rappresentante le fibre muscolari:  $h = l_0^M \sin \alpha_0$ , si può calcolare  $h = l^M \sin \alpha$ .

Dall'ultima equazione, differenziandola, si ottiene:  $\dot{\alpha} = -\frac{v^M \sin \alpha}{l^M \cos \alpha}$ .

La forza prodotta dal muscolo può essere calcolata come:

$$f^M = f_0^M (af^L(\tilde{l}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M) + \beta \tilde{v}^M) \cos \alpha$$

Nella simulazione dell'attivazione massima muscolare, questo modello è abbastanza accurato e rapido.

Nello studio di (Bortoletto et al., 2014) è stato confrontato il modello del muscolo di Millard con quello di Thelen, analizzando nel dettaglio la rigidità del muscolo, che è stata implementata in modo diverso nei due modelli muscolo – tendinei. Nel modello muscolare di Millard la compliance tendinea è stata ignorata, imponendo l'ipotesi semplificativa che la forza generata dalla fibra fosse la stessa di quella generata dal tendine, in modo tale che l'eccitazione data in input al modello coincidesse con il segnale d'attivazione.

#### 1.2.3.4 Modello del muscolo di Schutte

Il modello del muscolo di Schutte è stato introdotto per lo studio dei sistemi muscolo – scheletrici\ergonometri, in modo da analizzare diverse configurazioni e condizioni di carico simulando il movimento di pedalata dinamica (Schutte et al., 1993).

Il modello sviluppato è simile a quello di Hill. L'unica differenza consiste nella presenza di un elemento smorzante passivo in parallelo all'elemento contrattile attivo. Questo elemento ha la funzione di diminuire le difficoltà relative all'inversione della relazione forza-velocità, quando l'attivazione muscolare è bassa.

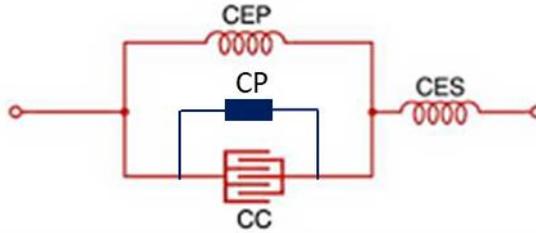


Figura 1.28: rappresentazione del modello di Schutte. È stato aggiunto l'elemento smorzante CP al modello del muscolo di Hill, che modella la forza passiva dovuta alla contrazione muscolare.

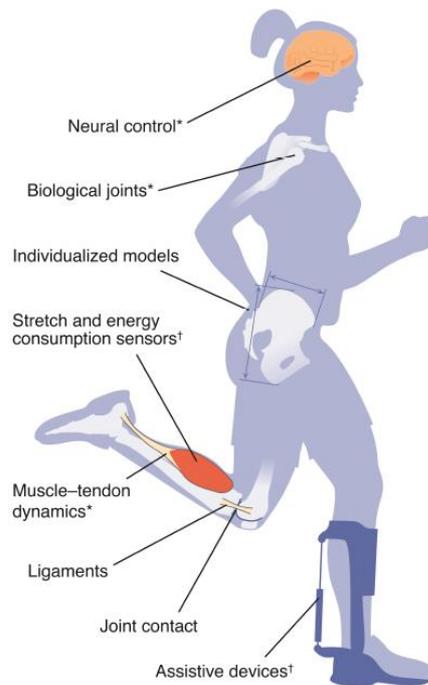
### 1.3 OpenSim

Questa sezione descriverà le funzionalità del software OpenSim e della sua interfaccia API e presenterà il modello muscolo – scheletrico di arto superiore utilizzato nella tesi, elencandone le caratteristiche generali, muscolari e scheletriche.

#### 1.3.1 Introduzione

OpenSim (<https://opensim.stanford.edu/>) è una piattaforma open - source creata per la modellazione, simulazione e analisi dei modelli muscolo – scheletrici (Delp et al. 2007). Tale software è dotato di un'interfaccia grafica, che ne garantisce la funzionalità ed include alcuni strumenti computazionali, quali ad esempio la *Forward Dynamics*, la *Inverse Kinematics*, la *Inverse Dynamics* etc. OpenSim è stato scritto in ANSI C++ e l'interfaccia grafica è scritta in Java, in modo da consentire al software di compilare e girare sui più comuni sistemi operativi. OpenSim è stato sviluppato e supportato su Simtk.org, piattaforma online che fornisce una serie di dati, modelli e strumenti computazionali relativi alle simulazioni di strutture biologiche. Gli utenti di OpenSim collaborano all'interno di un forum, GitHub, per rispondere alle domande degli utenti e per arricchire il codice base del software. (Seth et al., 2011) hanno, inoltre, sviluppato una cartella di materiale, che include: una guida utente, una dozzina di tutorial ed esempi e delle documentazioni relative all'API (Application Programming Interface) di OpenSim.

Le applicazioni del software sono svariate (Seth et al., 2018). A partire da dati di *Motion Capture*, pedane di forza, ultrasonografia, elettromiografia e trasduttori di forza si possono costruire modelli muscolo – scheletrici per la simulazione del movimento, di patologie, per lo studio della forza articolare, del metabolismo muscolare ed altro ancora.



*Figura 1.29: possibili applicazioni del software OpenSim per lo studio dei sistemi neuromuscolari (Seth et al., 2018)*

In particolare, uno degli obiettivi principale degli utenti del software, è quello di creare dei modelli muscolo – scheletrici, che approssimino in maniera abbastanza accurata le condizioni reali di uno specifico soggetto. Per fare ciò, gli elementi dei sistemi muscolo – scheletrici sono modellati da una serie di equazioni differenziali che descrivono la dinamica di contrazione muscolare, la geometria muscolo – scheletrica e la dinamica dei segmenti corporei.

### 1.3.2 Modelli muscolo – scheletrici su OpenSim

OpenSim sfrutta i modelli muscolo – scheletrici come uno strumento efficace per la visualizzazione del movimento umano, la progettazione dei muscoli e degli elementi ossei e per la sperimentazione di nuove tecniche chirurgiche. Gli utenti di OpenSim hanno creato una serie di modelli di diverse strutture muscolo – scheletriche.

I modelli muscolo – scheletrici su OpenSim sono caratterizzati da diverse componenti:

- a) *Bodies*: rappresentano i corpi rigidi del modello, che creano gli elementi scheletrici;

- b) *Joints*: rappresentano i giunti articolari, che consentono il movimento tra i corpi rigidi;
- c) *Constraints*: vincoli presenti all'interno del modello;
- d) *Forces*: includono molle, smorzatori, legamenti, ... e sono calcolate in funzione della posizione e della velocità (Seth et al., 2011). I muscoli, in particolare, verranno rappresentati come attuatori muscolo - tendinei, caratterizzati da un elemento contrattile (fibra muscolare) in serie ad un elemento compliant (tendine). Le forze esterne possono essere fornite al modello tramite dei file di estensione '.sto', che possono contenere informazioni varie e si identificano grazie all'intestazione iniziale e al numero di colonne e righe.

	A	B	C	D	E
1	Coordinates				
2	version=1				
3	nRows=29				
4	nColumns=24				
5	inDegrees=yes				
6					
7	Units are S.I. units (second, meters, Newtons, ...)				
8	Angles are in degrees.				
9					
10	endheader				
11	time	pelvis_tilt	pelvis_list	pelvis_rotation	pelvis_tx
12	0.8300	416.610.235.748.080.000.000	-0.79181175186709252000	366.798.520.703.029.000.000	0.6054
13	0.8365	418.908.845.711.321.000.000	-0.97752077211555732000	365.718.274.268.396.000.000	0.6053
14	0.8430	421.474.756.437.599.000.000	-113.457.065.518.708.000.000	363.639.746.169.798.000.000	0.6051
15	0.8503	425.210.658.171.233.000.000	-127.780.511.583.397.000.000	360.416.821.873.240.000.000	0.6049

Figura 1.30: esempio di file '.sto'

- e) *Markers*: contengono dati relativi ai nomi e alle coordinate dei marker (se presenti nel modello). Tali dati vengono acquisiti tramite *Motion Capture* e sono forniti al modello grazie ad un file di estensione '.trc'.

A1	PathFileType											
1	PathFileType	4	(X/Y/Z)	subject01_walk1.trc								
2	DataRate	CameraRate	NumFrame	NumMarker	Units	OrigDataR	OrigDataS	OrigNumFrames				
3	60	60	900	41	mm	60	1	900				
4	Frame#	Time	R.ASIS			L.ASIS			V.Sacral			R.Thigh
5			X1	Y1	Z1	X2	Y2	Z2	X3	Y3	Z3	X4
7	1	0	617.2476	1055.275	170.782	639.6064	1044.258	-88.9098	430.8698	1051.265	29.96675	517.3
8	2	0.017	617.9981	1053.218	168.5132	641.2362	1042.279	-90.9321	432.3406	1050.237	26.84679	516.6
9	3	0.033	620.2922	1051.771	165.8594	643.5969	1041.061	-94.3072	434.0994	1049.341	23.81936	517.7
10	4	0.05	621.5404	1050.552	163.5325	646.751	1040.357	-96.8619	436.2799	1048.707	20.95202	519.1
11	5	0.067	624.5884	1050.928	161.2461	649.2542	1041.425	-98.4846	438.8279	1048.451	18.27267	522.1
12	6	0.083	628.1586	1051.42	158.449	652.0413	1043.047	-101.857	441.5721	1048.661	15.77033	526.8

Figura 1.31: Esempio di file .trc

- f) *Contact geometry*: definisce la geometria di un dato elemento, identificando la forma e le proprietà geometriche di questo in un file '.vtp';
- g) *Controllers*: calcola le eccitazioni muscolari del modello.

Esistono diverse tipologie di modelli in OpenSim: alcuni relativi al solo arto superiore (arm26, Stanford VA Upper Limb Model, MoBL – ARMS), alcuni utilizzati per gli studi sulla gait analysis (Gait 2392 e Gait 2354), altri invece si focalizzano solo sulla parte inferiore del corpo (Lower Limb Model 2010, Lower Extremity Model, Deformable Lower Extremity Model e MR-Based Models Lower Extremity Models). Sono presenti, inoltre, un modello muscolo – scheletrico totale (Full Body Running Model) e un modello muscolo – scheletrico del collo (Human Neck Model), implementato per capire come garantire la stabilità della colonna spinale. Noi ci soffermeremo sull’analisi del modello MoBL – ARMS, creato da (Saul et al. 2014), per lo studio della dinamica dell’arto superiore.

### 1.3.2.1 Modello MoBL – ARMS

Si tratta di un modello a 7 gdl, realizzato a partire dal modello di (Holzbaur et al., 2005), dal quale, posizionando la mano in una postura fissa e fissando i gdl del pollice e dell’indice, sono stati rimossi 8 dei 15 gdl. Il modello consta di 50 muscoli, implementati usando la dinamica muscolare descritta da (Schutte et al., 1993). Il modello muscolo – tendineo descritto da (Schutte et al., 1993) è simile al modello del muscolo di Hill, al quale viene aggiunto, in parallelo all’elemento contrattile, un elemento smorzante passivo.

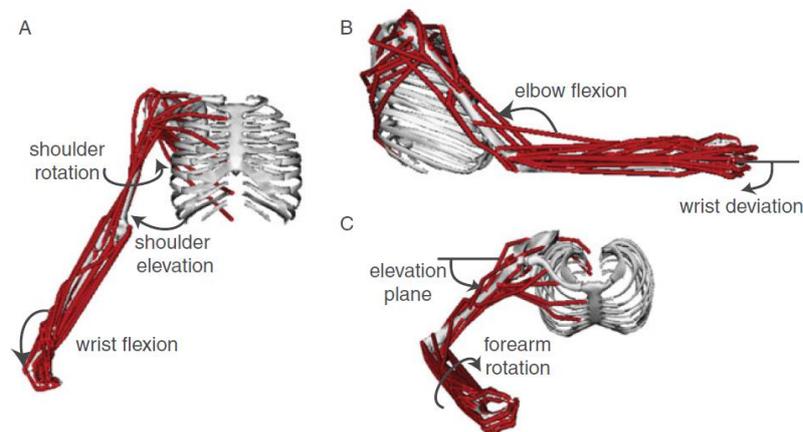


Figura 1.32: Modello MoBL – ARMS (Saul et al., 2014)

Il torace rappresenta il ground del modello, quindi non influisce sulla massa, mentre i corpi del modello sono: la clavicola, la scapola, l’omero, l’ulna, il radio, il carpo prossimale e la mano.

I parametri inerziali dei corpi sono indicati nella tabella seguente:

Table 1. Inertial parameters for each segment.<sup>a</sup>

Segment	Mass (kg)	Center of mass (m)			Inertia (kg m <sup>2</sup> )					
		$R_x$	$R_y$	$R_z$	$I_{xx}$	$I_{xy}$	$I_{xz}$	$I_{yy}$	$I_{yz}$	$I_{zz}$
Clavicle	0.15600	-0.011096	0.00637	0.05417	0.00024	-0.00002	-0.00007	0.00026	0.00005	0.00004
Scapula	0.70396	-0.054694	-0.03503	-0.04373	0.00124	0.00045	0.00041	0.00115	0.00024	0.00137
Humerus	1.99757	0.01806	-0.14014	-0.01275	0.01228	-0.00035	-0.00023	0.00255	0.00123	0.01258
Ulna	1.10530	0.00972	-0.09595	0.02429	0.00541	0.00032	-0.00008	0.00115	0.00109	0.00494
Radius	0.23359	0.03363	-0.18156	0.01560	0.00044	0.00003	0.00000	0.00009	0.00006	0.00040
Proximal_row	0.00010	0.00000	0.00000	0.00000	0.00001	0.00000	0.00000	0.00001	0.00000	0.00001
Hand	0.58190	-0.00301	-0.04250	-0.00112	0.00011	0.00000	0.00000	0.00006	0.00001	0.00015

<sup>a</sup>The origins for the segments are as previously defined, with xyz conventions for the segments in the neutral position aligned as follows: x: anterior, y: superior, z: lateral for the right arm (Holzbaur et al. 2005).

Tabella 1.1: Parametri inerziali dei segmenti corporei del modello (Saul et al., 2014)

I parametri muscolari, prelevati dalla letteratura dallo studio di (Holzbaur et al., 2005), identificano, per i 50 muscoli implementati nel modello, l'area trasversale fisiologica (PCSA), il picco di forza, la lunghezza ottimale delle fibre, la lunghezza del tendine a riposo, l'angolo di pennazione e una media del braccio del momento, necessaria per calcolare le misure di sensitività della forza generata dall'attuatore muscolo – tendineo al variare della posizione dei giunti.

<b>MUSCLE</b>	<b>Abbreviazione</b>	<b>Lunghezza ottimale delle fibre (cm)</b>	<b>Picco di forza (N)</b>	<b>Lunghezza del tendine a riposo (cm) OpenSim</b>	<b>Lunghezza del tendine a riposo (cm)</b>	<b>Angolo di pennazione (°)</b>
<b>Shoulder</b>						
<i>Deltoid</i>						
<i>Anteriore</i>	DELT1	9.8	1218.9	9.7	9.3	22
<i>Medio</i>	DELT2	10.8	1103.5	11.0	11.0	15
<i>Posteriore</i>	DELT3	13.7	201.6	3.8	3.8	18
<i>Sovraspinato</i>	SUPSP	6.8	499.2	4.0	4.0	7
<i>Infraspinato</i>	INFSP	7.6	1075.8	3.1	3.1	19
<i>Subscapolare</i>	SUBSCAP	8.7	1306.9	3.3	3.3	20
<i>Teres minore</i>	TMIN	7.4	269.5	7.1	7.1	24
<i>Teres maggiore</i>	TMAJ	16.2	144.0	2.0	2.0	16
<i>Pettorale maggiore</i>						
<i>Clavicolare</i>	PECM1	14.4	444.3	0.3	0.3	17
<i>Sternale</i>	PECM2	13.8	658.3	8.9	8.9	26
<i>Ribs</i>	PECM3	13.8	498.1	13.2	13.2	25
<i>Muscolo grande dorsale</i>						
<i>Toracico</i>	LAT1	25.4	290.5	12.0	12.0	25
<i>Lombare</i>	LAT2	23.2	317.5	17.7	17.7	19
<i>Iliaco</i>	LAT3	27.9	189.0	14.0	14.0	21
<i>Coracobrachiale</i>	CORB	9.3	208.2	9.7	9.7	27

<b>Gomito</b>						
<i>Tricipite</i>						
<i>Lungo</i>	TRIlong	13.4	771.8	14.3	14.3	12
<i>Laterale</i>	TRIlat	11.4	717.5	9.8	9.8	9
<i>Mediale</i>	TRImed	11.4	717.5	9.1	9.1	9
<i>Anconeo</i>	ANC	2.7	283.2	1.8	1.8	0
<i>Supinatore</i>	SUP	3.3	379.6	2.8	2.8	0
<i>Bicipite</i>						
<i>Lungo</i>	BIClong	11.6	525.1	27.8	27.2	0
<i>Corto</i>	BICshort	13.2	316.8	20.0	19.2	0
<i>Brachiale</i>	BRA	8.6	1177.4	5.4	5.4	0
<i>Brachioradiale</i>	BRD	17.3	276.0	13.3	13.3	0
<b>Polso/avambraccio</b>						
<i>Estensore radio – carpico lungo</i>	ECRL	8.1	337.3	24.4	24.4	0
<i>Estensore radio – carpico breve</i>	ECRB	5.9	252.5	22.2	22.2	9
<i>Estensore carpo – ulnare</i>	ECU	6.2	192.9	22.9	22.9	4
<i>Flessore carpo – radiale</i>	FCR	6.3	407.9	24.4	24.4	3
<i>Flessore carpo – ulnare</i>	FCU	5.1	479.8	26.5	26.5	12
<i>Palmare lungo</i>	PL	6.4	101.0	26.9	26.9	4
<i>Pronatore Teres</i>	PT	4.9	557.2	9.9	9.8	10
<i>Pronatore quadrato</i>	PQ	2.8	284.7	0.5	0.5	10
<b>Polso/mano</b>						
<i>Flessore superficiale delle dita</i>						
<i>Digit 5</i>	FDSL	5.2	75.3	33.9	33.9	5
<i>Digit 4</i>	FDSR	7.4	171.2	32.8	32.8	4
<i>Digit 3</i>	FDSM	7.5	258.8	29.5	29.5	7
<i>Digit 2</i>	FDSI	8.4	162.5	27.5	27.5	6
<i>Flessore profondo delle dita</i>						
<i>Digit 5</i>	FDPL	7.5	236.8	28.2	28.2	8
<i>Digit 4</i>	FDPR	8.0	172.9	29.2	29.2	7
<i>Digit 3</i>	FDPM	8.4	212.4	30.3	30.3	6
<i>Digit 2</i>	FDPI	7.5	197.3	30.2	30.2	7
<i>Flessore comune delle dita</i>						
<i>Digit 5</i>	EDCL	6.5	39.4	33.5	33.5	2
<i>Digit 4</i>	EDCL	6.3	109.2	36.5	36.5	3
<i>Digit 3</i>	EDCM	7.2	94.4	36.5	36.5	3
<i>Digit 2</i>	EDCI	7.0	48.8	36.5	36.5	3
<i>Estensore del mignolo</i>	EDM	6.8	72.4	33.5	33.5	3
<i>Estensore proprio dell'indice</i>	EIP	5.9	47.3	21.0	21.0	6
<i>Estensore lungo del pollice</i>	EPL	5.4	88.3	23.1	23.1	6
<i>Estensore breve del pollice</i>	EPB	6.8	46.0	11.6	11.6	7
<i>Flessore lungo del pollice</i>	FPL	5.5	201.0	19.7	19.7	7
<i>Abduttore lungo del pollice</i>	APL	7.1	116.7	13.0	13.0	8

Tabella 1.2: Parametri muscolari del modello MoBL – ARMS

Il set di parametri del modello forniti per bloccare il movimento articolare, definito in OpenSim con il nome di *coordinate limit force* (CLF), è calcolato dalla coppia bloccante

l'articolazione a causa della rigidità elastica e dello smorzamento. Per utilizzare uno smorzamento costante per le articolazioni, i parametri CLF vengono definiti per ciascuna coordinata del modello, come mostrato nella tabella 1.3.

Coordinate	Upper_limit (°)	Upper_stiffness (N m/°)	Lower_limit (°)	Lower_stiffness (N m/°)	Transition (°)	Damping (N m s/°)
<b>Restraint torque CLF</b>						
Shoulder elevation	150	100	30	100	542.8423	0
Elevation plane	100	100	-60	100	545.4471	0
Shoulder rotation	-10	100	-60	100	485.4660	0
Elbow flexion	85	0.3037	14	100	139.5813	0
Forearm rotation	60	50	-60	50	430.1186	0
Wrist deviation	20	52.5961	-6	487.1760	39.1586	0
Wrist flexion	60	200	-60	135.3232	92.9160	0
<b>Damping CLF</b>						
Shoulder elevation	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.001745
Elevation plane	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.001745
Shoulder rotation	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.001745
Elbow flexion	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.001745
Forearm rotation	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.001745
Wrist deviation	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.001745
Wrist flexion	190	0.00000001	190	0.00000001	1	0.0004363

Tabella 1.3: Parametri CLF (Saul et al., 2014)

Tramite MoBL – ARMS è possibile eseguire diverse simulazioni dinamiche, quali:

- *Forward dynamics*
- *Computed Muscle Control (CMC)*
- *Gravity driven*

Nel nostro caso, trattandosi di un'analisi statica, utilizzeremo il modello per calcolare le forze muscolari generate da 12 muscoli, dei quali abbiamo acquisito sperimentalmente il segnale EMG, per confrontare la mappatura segnale EMG - forza, ottenuta tramite OpenSim, con quella ottenuta precedentemente tramite regressione lineare.

### 1.3.3 API di OpenSim

L' *Application Programming Interface* è un particolare insieme di regole e specifiche che i software possono seguire per comunicare tra loro. Si tratta di un'interfaccia tra diversi programmi software, che facilita la loro interazione. Utilizzando l'API OpenSim, altri programmi, quali C++ o MATLAB (come nel nostro caso), possono accedere al codice sorgente di OpenSim. In questo modo, gli sviluppatori di OpenSim possono utilizzare il codice OpenSim esistente, per costruire su di esso ed estendere le capacità disponibili.

Ad esempio è stata sviluppata in (Lee et al., 2016) una interfaccia con il software di calcolo MATLAB (Mathworks®), allo scopo di manipolare oggetti OpenSim ed eseguire strumenti, quali l’ottimizzazione statica, la cinematica inversa, la dinamica inversa, ...

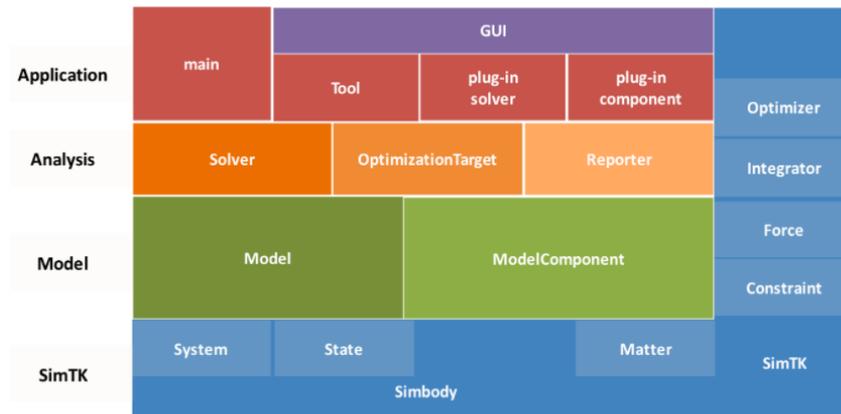


Figura 1.33: Livelli di interfaccia di OpenSim. Il layer in rosso identifica le applicazioni del software; il layer in verde definisce i modelli e le loro componenti; il layer in blu identifica le risorse computazionali di Simbody; il layer in arancione rappresenta gli algoritmi astratti di analisi utilizzati per la creazione e la modifica dei modelli muscolo – scheletrici (Seth et al., 2011)

Il software OpenSim è scritto utilizzando la programmazione orientata agli oggetti e consiste in un ampio insieme di classi. Tutte le classi possono essere visualizzate, insieme alla loro struttura gerarchica, utilizzando il *doxygen*.

Le classi possono essere considerate come l'insieme di istruzioni per costruire un oggetto e contengono diverse proprietà. Possono ereditare attributi e comportamenti da classi preesistenti (classi base, superclassi o classi genitore), ottenendo classi derivate, sottoclassi o classi figlie. L’ereditarietà delle classi dà luogo ad una gerarchia.

Gli strati relativi alla modellazione si dividono in due classi: *Model*, che rappresenta la gerarchia dei componenti muscolo – scheletrici, e *ModelComponent*, che include corpi, articolazioni, forze, attuatori, ... (Seth et al., 2011)

Gli strati computazionali dell’analisi dei dati, invece, comprendono 3 diverse classi: *Modeler*, che consente di modificare o generare dei modelli; *Solver*, il risolutore che risolve le equazioni del modello; *Reporter*, grazie al quale si registrano o mostrano a video i dati di interesse.

OpenSim rappresenta la dinamica del sistema muscolo – scheletrico, mentre MATLAB è utilizzato per risolvere i problemi di ottimizzazione (Lee et al., 2016). Si può, quindi, sfruttare la capacità di OpenSim di creare modelli muscolo – scheletrici e la capacità di MATLAB di eseguire strumenti di calcolo utili alla risoluzione delle simulazioni.

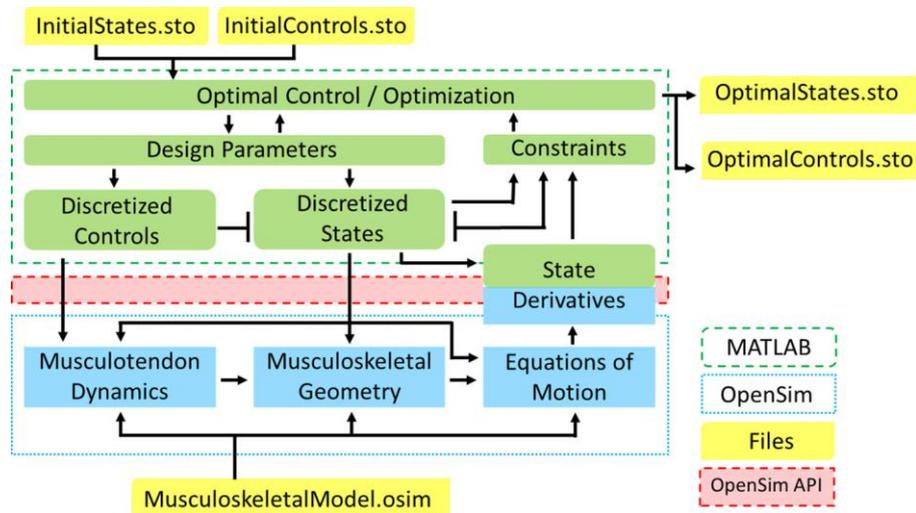


Figura 1.34: Esempio di interfaccia MATLAB – OpenSim per la risoluzione dei problemi di ottimizzazione. I box blu identificano i processi computazionali di OpenSim, i box verdi i processi di ottimizzazione, mentre quelli gialli rappresentano i file di input/output (Lee et al., 2016).

In questa tesi, l’API di OpenSim è stata utilizzata come interfaccia MATLAB – OpenSim, in modo da calcolare le forze all’*end-effector*, in funzione del segnale EMG generato dai muscoli e delle caratteristiche dinamiche dell’arto superiore. Eseguendo lo script *configureOpenSim.mat*, contenuto nella cartella di installazione di OpenSim (*C:\Users\Utente\Documents\OpenSim\4.1\Code\Matlab*) si configura l’ambiente OpenSim in MATLAB e successivamente si importano le librerie di OpenSim, con il comando “*import org.opensim.modeling.\**”, in modo da renderle disponibili per la programmazione su MATLAB.

#### 1.4 Segnale EMG: caratteristiche generali

Il segnale EMG è un segnale biologico, che registra l’attività elettrica del muscolo striato, tramite l’utilizzo di sensori, chiamati elettrodi.

Le fibre muscolari sono eccitabili, grazie alla presenza della membrana semipermeabile, che determina le proprietà elettriche del sarcolemma. Tra l’interno e

l'esterno della cellula muscolare, si genera un equilibrio ionico, definito potenziale di riposo, pari a  $-80\text{--}90\text{ mV}$  quando la fibra muscolare non è contratta. Tale differenza di potenziale a cavallo della membrana è dovuta alla permeabilità della stessa agli ioni potassio (possibile grazie ai canali di leakage sempre aperti) ed alla pompa sodio - potassio (che porta gli ioni sodio verso l'esterno e gli ioni potassio verso l'interno, agendo contro gradiente di concentrazione). Durante i processi fisiologici, cioè durante una depolarizzazione, si aprono immediatamente i canali per il sodio e più lentamente i canali per il potassio. In questo modo si genera un velocissimo ingresso di cariche di sodio ( $\text{Na}^+$ ) che producono una depolarizzazione e poi un successivo ingresso di cariche potassio, che inducono la ripolarizzazione della membrana restaurando l'equilibrio iniziale.

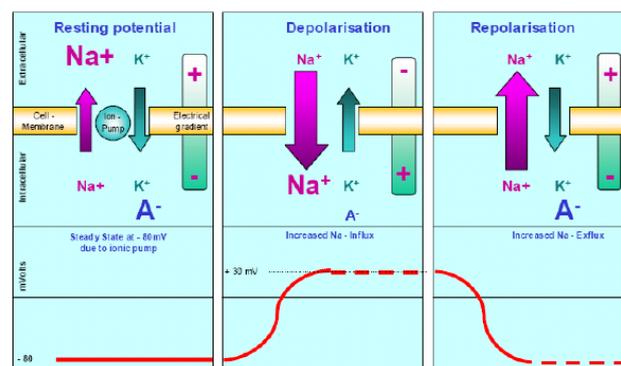


Figura 1.35: illustrazione della depolarizzazione\polarizzazione della membrana

La depolarizzazione della membrana genera un potenziale d'azione, che modifica la carica elettrica della membrana da  $-80\text{mV}$  a  $+30\text{mV}$ .

Il segnale EMG calcola il potenziale di azione delle fibre muscolari, dovuto ai processi di depolarizzazione e alla ripolarizzazione della membrana cellulare.

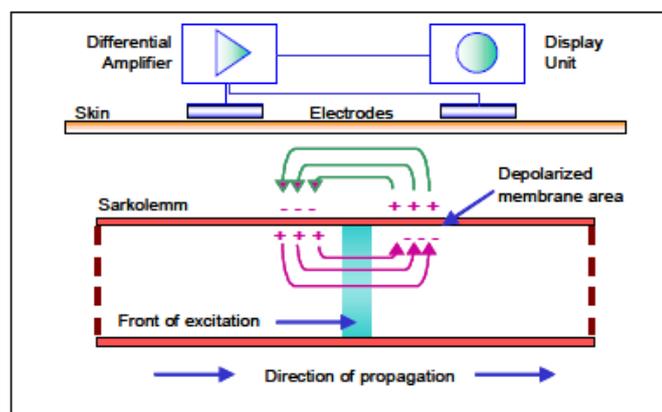
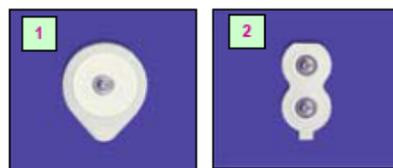


Figura 1.36: Zona di depolarizzazione della membrana muscolare (Konrad, 2005)

Esistono due principali tipologie di elettromiografia: una elettromiografia di superficie, che utilizza elettrodi superficiali e una elettromiografia intramuscolare, altrimenti detta a filo sottile. La prima è maggiormente soggetta a *cross talk*, rumore tipico del segnale EMG, dovuto all'attivazione di muscoli vicini a quello registrato. La seconda risulta essere più invasiva, in quanto utilizza elettrodi simili ad aghi o piccoli uncini, che si inseriscono all'interno del muscolo. Questa seconda tipologia risulta essere meno soggetta al rumore rispetto all'elettromiografia di superficie, ma gli elettrodi potrebbero procurare dolore al paziente, soprattutto in fase di acquisizione dinamica, e potrebbero lacerare il muscolo se non inseriti correttamente. Inoltre, l'elettromiografia ad ago sottile permette la registrazione dell'attività di un numero di fibre muscolari minore rispetto all'elettromiografia di superficie, ma permette di acquisire un segnale anche da muscoli profondi. Il segnale EMG registra il potenziale d'azione delle singole unità motorie, dovuto alla contrazione muscolare volontaria o stimolata del muscolo striato.



*Figura 1.37: esempi di elettrodi superficiali - NORAXON INC. USA (Konrad, 2005)*

#### 1.4.1 Parametri di un'acquisizione elettromiografica

I fattori che influenzano l'acquisizione del segnale EMG di superficie sono:

- Cross talk: i muscoli vicini potrebbero sporcare il segnale EMG del muscolo di interesse, a causa della vicinanza spaziale con lo stesso;
- Caratteristiche del tessuto: spessore della cute, tipologia di tessuto, temperatura corporea e cambiamenti fisiologici possono influenzare il segnale EMG;
- Rumore esterno: il segnale potrebbe sporcarsi a causa della presenza di rumore ambientale;
- Tipologia di elettrodi utilizzati
- Tipologia di amplificati utilizzati
- Cambiamenti geometrici tra il ventre del muscolo e il sito dell'elettrodo: si tratta di un problema relativo all'acquisizione dinamica del segnale.

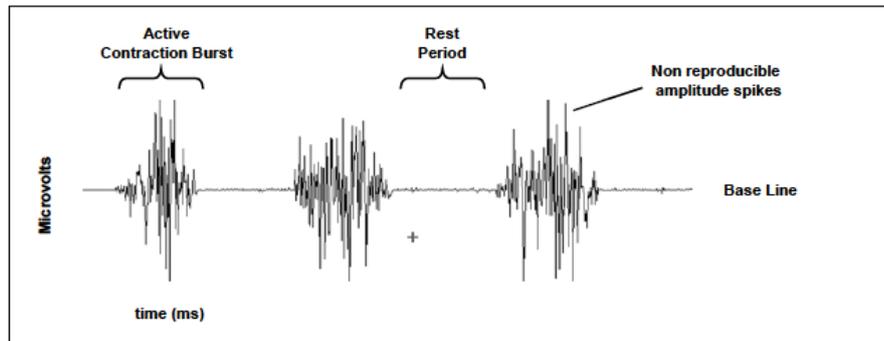


Figura 1.38: esempio di segnale EMG prelevato dal bicipite brachiale (Konrad, 2005)

Durante un'acquisizione elettromiografica, si possono attenzionare diversi parametri tipici del segnale (Mesin, 2018):

- La **frequenza mediana** e la **frequenza media** del segnale: calcolate rispettivamente come la mediana e la media della Densità Spettrale di Potenza;
- La **velocità di conduzione**: che dipende dalla distanza tra i punti di detezione muscolari e il ritardo del segnale;
- **Valore medio rettificato**:

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^N |x(n)|$$

- **Root Mean Square**:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^N |x(n)|^2}$$

dove  $x(n)$  rappresenta il segnale elettromiografico acquisito ed N è il numero di campioni del segnale.

Dato che la qualità del segnale EMG acquisito dipende dalle condizioni superficiali della cute e dal posizionamento degli elettrodi, è necessario preparare adeguatamente la cute prima del posizionamento degli stessi (Konrad, 2005).

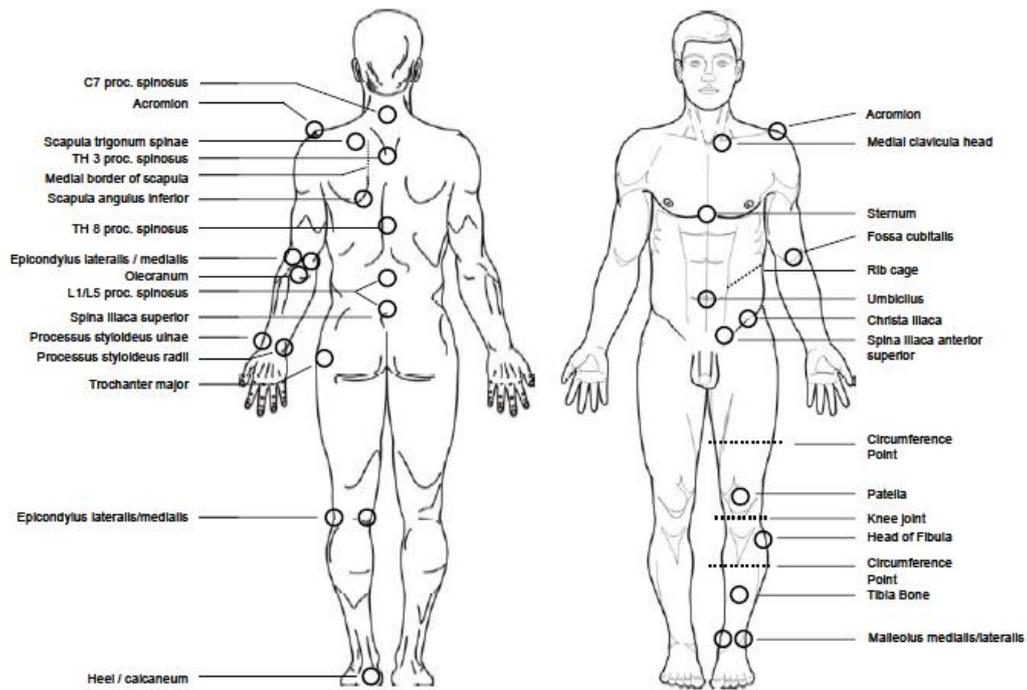
Gli step da seguire sono:

1. Rimozione della peluria: consigliata quando si lavora in condizioni umide o quando si devono eseguire dei compiti dinamici;

2. Pulizia della cute: si assicura una cute priva di impurità, che potrebbero non far aderire correttamente l'elettrodo e potrebbero alterare il segnale registrato. Si può ottenere in diversi modi:
  - a. utilizzando soluzioni disinfettanti, come ad esempio l'alcool;
  - b. utilizzando delle paste abrasive e conduttive, che rimuovono le cellule morte sulla superficie cutanea;
  - c. utilizzando cartavetrata, per abradere la superficie cutanea, applicando una pressione controllata.

Le linee guida generali per l'applicazione corretta degli elettrodi sulla superficie cutanea, elencate in (Konrad, 2005), sono:

1. Conviene usare elettrodi piccoli per migliorare l'acquisizione del segnale, riducendo il cross talk;
2. Bisogna applicare gli elettrodi in direzione parallela alle fibre muscolari;
3. Gli elettrodi con gel bagnabile hanno il migliore valore di impedenza sulla cute;
4. Elettrodi più piccoli, consentono di avere valori di impedenza maggiori;
5. Bisogna selezionare gli elettrodi il più vicino possibile, tra loro, in modo da aumentare la selettività del segnale;
6. Verificare che gli elettrodi rimangano in situ durante la contrazione muscolare;
7. La distanza raccomandata tra i centri geometrici di due elettrodi è pari a circa 2 cm;
8. Bisogna, se è possibile, evitare di posizionare l'elettrodo nella regione dei punti motori;
9. Se gli elettrodi devono essere sottoposti a pressione durante l'acquisizione del segnale (ad esempio se ci si deve sedere sopra), è consigliabile usare elettrodi con connessioni de – centralizzate;
10. Per migliorare la selettività, conviene posizionare l'elettrodo nella metà dominante del ventre del muscolo da analizzare.
11. Usare un sistema mappato, quindi un protocollo standardizzato, per il posizionamento degli elettrodi, in modo da conoscere le distanze tra gli elettrodi e i punti di riferimento anatomici;

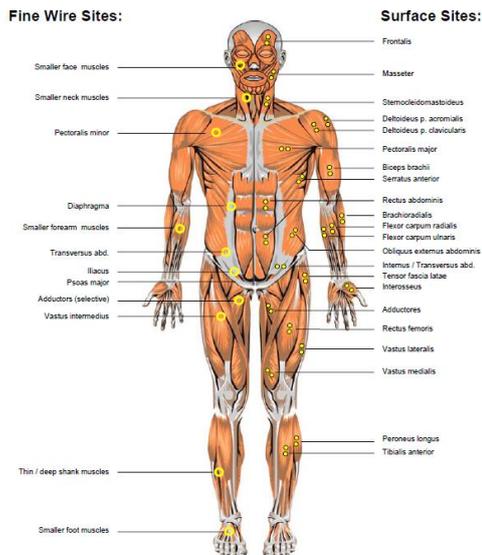


*Figura 1.39: vista frontale e laterale dei punti di riferimento anatomici, utilizzati per il posizionamento degli elettrodi, durante un'acquisizione elettromiografica (Konrad, 2005)*

Esistono dei protocolli standard per il posizionamento degli elettrodi di superficie sul paziente. Il numero di elettrodi posizionati sulla cute varia, solitamente, al variare del numero di muscoli che si vuole analizzare per l'applicazione specifica di interesse.

I muscoli utilizzati per l'acquisizione del segnale EMG sono mostrati nella mappa muscolare in figura 1.40 I punti colorati di giallo indicano l'orientazione delle coppie di elettrodi in relazione alla direzione delle fibre muscolari, come presentato in (Konrad, 2005).

## Frontal View



## Dorsal View

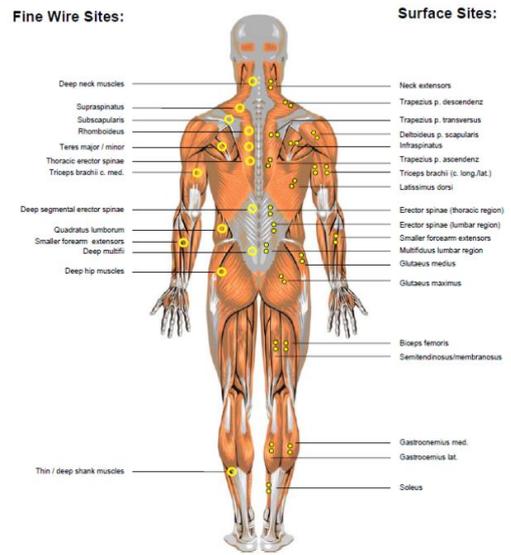


Figura 1.40: vista frontale e dorsale delle posizioni anatomiche degli elettrodi selezioni per l'acquisizione di segnale EMG (Konrad, 2005)

Sulla cute di ogni soggetto, viene posizionato un elettrodo di riferimento, generalmente in una zona neutra dal punto di vista elettrico, ma vicino all'area di studio di interesse. Si preferiscono, quindi, le aree ricche di tessuto osseo, che poco influenzano l'attività elettrica muscolare: parte frontale del cranio, cresta iliaca, vertebra C7, tibia, ...

### 1.4.2 Relazione EMG - Forza

Molto spesso, come nel caso studio sviluppato all'interno di questa tesi, l'attivazione muscolare rappresenta una condizione preliminare per lo sviluppo di una forza. Vi è, infatti, una elevata correlazione tra segnale EMG e forza. Il rapporto tra EMG e forza è molto importante, perché consente di capire lo stato neuromuscolare del muscolo, valutando eventuali condizioni di atrofia e fatica.

In condizioni statiche, alcuni muscoli tendono a mostrare una relazione EMG – forza quasi lineare, per valori bassi di forza generata. Nel caso in cui la postura del soggetto non cambia, quindi si lavora in condizioni isometriche, e si generano forze più basse della massima forza volontaria (MFV) è possibile approssimare la relazione forza – EMG in maniera lineare (Lawrence et al., 1983). L'assunzione di una relazione EMG – forza lineare è molto utile perché semplice da implementare, nonostante sia limitata a delle condizioni

specifiche. All'interno del nostro progetto, utilizzeremo mappatura tra le attivazioni muscolari e la forza generata all'*endpoint* lineare, perché eseguiremo un protocollo isometrico e le attivazioni e le forze generate saranno molto basse, in rispetto alle limitazioni imposte in (Lawrence et al., 1983)

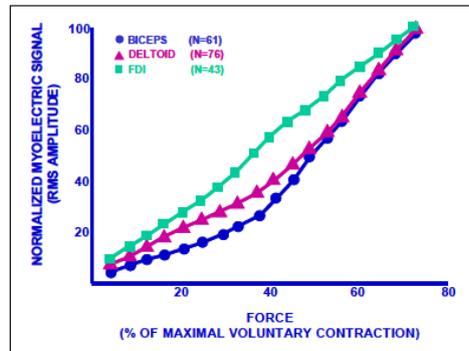


Figura 1.41: esempio di curva segnale EMG – forza costruita durante un compito statico. La relazione EMG – forza è illustrata per 3 diversi muscoli, i cui segnali EMG sono stati precedentemente normalizzati in funzione della massima contrazione volontaria. (Konrad, 2005). Si nota che in corrispondenza di forze basse, la relazione EMG – forza è lineare.

### 1.4.3 Normalizzazione del segnale EMG

Dopo l'acquisizione dei segnali elettromiografici, si procede con la normalizzazione degli stessi, in modo da renderli confrontabili tra loro. Tale processo di normalizzazione può essere condotto in diversi modi.

#### 1.4.3.1 Normalizzazione mediante Contrazione Massima Isometrica

Si acquisisce la massima contrazione di ogni muscolo del soggetto in analisi, prima dell'acquisizione elettromiografica. Molto spesso è necessario eseguire più volte il compito o eseguire compiti diversi, in modo da essere sicuri di aver considerato il livello di contrazione massimo. Il compito da eseguire varia da muscolo a muscolo, a seconda dell'innervazione dei muscoli stessi. Dopo l'acquisizione iniziale, al soggetto è richiesto di aumentare lentamente la forza fino al valore massimo, in 3-5 secondi, per poi rilassare nuovamente il muscolo. Si ripete più volte questo esercizio, intervallando le ripetizioni con una pausa di circa 30-60 secondi. Ogni segnale EMG acquisito viene, poi, normalizzato

rispetto al corrispondente valore massimo. I soggetti infortunati o con patologie muscolari non possono eseguire un lavoro in massima contrazione, quindi in tali casi ci si riferisce ad un valore AME (*Accetable Maximum Effort*).

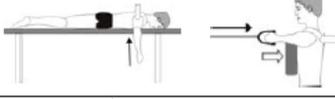
Muscle group	Exercise	Comments
Forearm flexors / extensors		Select a seated or kneeling position (in front of a bench) and arrange a stable forearm support. Manual resistance, barbells or cable/belts can be used. Consider using the latissimus d. and pectoralis major MVC test as a control exercise
Biceps Brachii		A valid biceps b. MVC needs a very stable elbow and trunk fixation. This can best be arranged in a seated or kneeling position (in front of a bench). Consider using the latissimus d. MVC-test as a control exercise.
Triceps Brachii		Same instruction as biceps b.! Consider using the pectoralis major MVC-test as a control exercise.
Deltoideus		Select a seated position, if possible with fixated back. Fixate near the arms near the 90° position. The bilateral contractions guarantee a balanced force distribution for the trunk. The abduction works best for the pars acromialis of the deltoid muscle. Consider a flexion/extension position for the pars clavicularis.
Trapezius p. descendens		The MVC test can be performed with one side only. A static resistance can be arranged by manually fixating the arm or arrange a large enough load to press the shoulder down (difficult).
Pectoralis major		Numerous test positions can be used! However, all of them need a very good shoulder/back resistance. The prone lying position would best be performed with a (fixated) long bar. The push up may work as an easy to arrange alternative. Both positions should be performed in 90° elbow position.
Infraspinatus		Being the most important outward rotator of the shoulder cuff, any related outward rotation may work. Good results are achieved with uni- or bilateral manual resistance against the forearm
Trapezius p. trans. / Rhomboideus		The horizontal abduction best addresses the shoulder stabilization muscles. In the prone laying position a barbell or bilateral manual resistance can be used. The seated position requires a good breast fixation and a cable or machine resistance (rowing machines).
Latissimus/Trapezius p. ascendence		The simulation of a pull-up addresses the highest latissimus innervation. Consider/check a frontal and a lateral arm position at 90° elbow flexion. You may find MVCs for the biceps and the lower trapezius also.

Figura 1.42: esempi di test di massima contrazione volontaria proposti per l'arto superiore (Konrad, 2005)

Il grande vantaggio di questo tipo di normalizzazione è che si riesce a quantificare lo sforzo neuromuscolare necessario per l'esecuzione di un dato compito, permettendo di conoscere il livello di capacità muscolare e l'efficacia di un esercizio di allenamento o di un compito ergonomico. Un altro vantaggio è legato alla possibilità di ridimensionare il segnale EMG in funzione della percentuale di un valore unico e standardizzato di riferimento, per tutti i soggetti presi in esame per lo studio, eliminando così l'influenza di qualsiasi variabile di rilevamento locale.

### 1.4.3.2 Normalizzazione in ampiezza

La normalizzazione in ampiezza è realizzata in funzione del valore medio del segnale EMG rettificato, calcolato attraverso test, esercizi o compiti specifici. Il principale vantaggio è la diminuzione della variabilità del segnale, che comporta vantaggi statistici. In alternativa, è possibile normalizzare in funzione del valore di picco, utilizzato come punto di riferimento del segnale.

### 1.4.3.3 Altri metodi di normalizzazione

Esistono altri metodi di normalizzazione, ma non sono molto utilizzati. Si può normalizzare il segnale EMG usando l'innervazione EMG specifica per un'attività di riferimento. Tale metodo però, oltre ad essere difficile da implementare e anche critico perché non si sarà mai certi del valore di input dell'attività di riferimento. Si può normalizzare il segnale EMG utilizzando un metodo alternativo alla normalizzazione MVC, sfruttando i livelli di EMG sub - massimali. Tale metodo è utilizzabile solo se si conoscono i valori di forza in uscita, dato che si normalizzerà il segnale EMG, ad esempio, in corrispondenza del 40% della massima forza.

## 1.5 Stato dell'arte: Metodi per il calcolo della mappatura tra attivazione muscolare e forza

In letteratura, sono tanti gli esempi di stime della mappatura EMG – forza. Come analizzato in (Hinnekens et al., 2020), non è semplice capire quale sia la relazione tra questi due dati, perché:

- i. Il segnale EMG di superficie è limitato alla sola superficie del muscolo;
- ii. Il segnale EMG di superficie non rappresenta l'attività muscolare dell'intero muscolo;
- iii. Il segnale EMG è sporcato da *cross talk*;
- iv. La dinamica muscolare è complessa;
- v. I segnali elettromiografici non considerano la presenza dei tendini.

Un'altra limitazione nella comprensione della relazione EMG - forza è legata al fatto che gli elettrodi registrano contemporaneamente il segnale proveniente da più fibre

muscolari. Una fibra, ad esempio, potrebbe avere un valore di attivazione positiva, mentre un'altra potrebbe averla negativa. Il loro contributo si andrebbe così a sottrarre, non garantendo una stima accurata con elettrodi bipolari di superficie. Per ovviare a questo problema si potrebbe registrare l'attività muscolare dello stesso muscolo in più punti, utilizzando degli elettrodi a fili sottili o delle matrici di elettrodi di superficie.

Nel corso del tempo, proprio perché non è semplice riconoscere la relazione EMG -forza, sono state sfruttate diverse tipologie di stime: lineari, non lineari, parametriche, non parametriche, vincolate, non vincolate e altro ancora. La differenza tra stima parametrica e non parametrica, ad esempio, sta nel fatto che: la stima parametrica si basa sui modelli muscolari di Hill, mentre quella non parametrica utilizza funzioni polinomiali, *networks* artificiali... per la stima della dinamica muscolare (Hashemi et al., 2011). La stima lineare, invece, sfrutta una correlazione lineare tra segnale EMG acquisito e forza generata all'*endpoint*, al contrario della stima non lineare che invece sfrutta relazioni esponenziali (Ullah et al., 2009) o di altro tipo. È possibile valutare stime vincolate, nelle quali vengono fissati alcuni parametri, es. coordinate dei giunti, per la valutazione antropometrica della forza generata all'*end-effector* e stime non vincolate, effettuate senza l'applicazione di vincoli. In generale, la mappatura EMG - forza è stata utilizzata, come già osservato nel paragrafo 1.1, per lo studio di diverse applicazioni.

Il nostro obiettivo sarà quello di valutare la differenza tra una stima della mappatura EMG – forza vincolata, realizzata tramite OpenSim e una non vincolata, costruita tramite una regressione lineare, implementata su MATLAB dalla funzione *regress*.

### 1.5.1 Mappatura non vincolata

Una mappatura lineare EMG - forza è stata valutata nello studio di (Laursen et al., 1998), con l'obiettivo di sviluppare un modello di stima delle forze esterne applicate alla mano, basato sull'acquisizione del segnale elettromiografico. La variazione di forza all'*endpoint* è stata analizzata in maniera soddisfacente, supportando la validità della mappatura presentata. Una relazione lineare è stata valutata anche da (Markovic et al., 2018) per la valutazione della performance del controllo mio-elettrico e del calcolo della forza di una mano protesica. La regressione lineare per la stima della mappatura EMG-forza è stata studiata da (Buongiorno et al., 2018), con l'obiettivo di comparare tale stima con una mappatura non lineare, per valutare quale dei due approcci fosse più adeguato

all'implementazione di un mio-controllo della forza per un'interfaccia uomo – macchina. La stima della mappatura EMG-forza lineare è stata, quindi, comparata con una stima non lineare, realizzata tramite l'implementazione di un algoritmo genetico in MATLAB, e la stima è stata valutata calcolando il coefficiente di determinazione  $R^2$ . L'uso della regressione lineare ha garantito un minor tempo computazionale, se confrontato con il tempo necessario all'ottimizzazione dei dati dell'algoritmo genetico, ma entrambi i metodi sono risultati adatti alla stima della mappatura EMG – forza. Il confronto tra due stime della mappatura EMG – Forza è l'obiettivo anche di (Ullauri et al., 2015). In tal caso si confronta una stima parametrica, che sfrutta un modello matematico di muscolo pneumatico artificiale, con una non parametrica, basata sulla regressione gaussiana, per la valutazione della fattibilità della predizione della coppia prodotta dall'articolazione di gomito. Nello studio, la stima non parametrica è risultata adatta alla valutazione delle coppie articolari, ma la stima parametrica ha consentito una predizione migliore delle stesse.

Tramite una stima non parametrica, acquisendo i segnali di forza e i segnali EMG muscolari, nell'articolo di (Mobasser et al., 2012) è stata implementata una mappatura EMG – forza utile per la predizione delle forze e delle coppie ai giunti, sfruttando due diversi algoritmi: *Multilayer Perceptron Artificial Neural Networks* (MLPANN) e *Radial Basis Function Artificial Neural Network* (RBFANN). In tal caso, la stima non parametrica è risultata molto utile perché non è stato necessario conoscere la dinamica muscolare e articolare e si è riusciti a calcolare la forza prodotta dalla mano. Una stima non parametrica della mappatura EMG – forza è stata valutata anche da (Hashemi et al., 2012), con l'intento di proporre un metodo di calibrazione innovativo, basato sull'errore della stima della forza. La calibrazione è stata effettuata sfruttando la mappatura EMG – forza, valutata in condizioni isometriche, per diversi valori dell'angolo di gomito. Si è riusciti ad ottenere un importante miglioramento nella predizione della forza generata dal bicipite e dal tricipite, durante la contrazione isometrica, utilizzando i dati calibrati con il nuovo metodo testato. Tale calibrazione è risultata essere indipendente dal modello usato, ma dipende dalle tecniche di stima della mappatura EMG – Forza.

La mappatura EMG - forza non vincolata può essere realizzata anche tramite l'uso di stime non lineari. In particolare (Hashemi et al., 2011) hanno proposto una relazione EMG-forza non lineare basata su una connessione parallela di una serie di blocchi statici non lineari e dinamici lineari, con l'intento di calcolare la forza al polso. Il modello PCI (*parallel cascade identification*) utilizzato, consiste in una serie di blocchi, composti in modo tale che

gli elementi dinamici lineari siano seguiti dagli elementi statici non lineari. La componente lineare del modello serve per valutare la dinamica della cross-correlazione tra input e output, mentre la componente non lineare è schematizzata dalla parte non lineare del sistema. Dando in input alla cascata i segnali EMG acquisiti e le coordinate angolari del soggetto, (Hashemi et al., 2011) sono riusciti a calcolare la forza all'endpoint. (Gonzales-Izal et al., 2010) hanno utilizzato una mappatura non lineare tra segnale elettromiografico e forza per studiare la perdita di forza muscolare, indotta dall'affaticamento muscolare, durante esercizi di estensione massimale isometrica del ginocchio. La mappatura non lineare è stata realizzata, in questo studio, implementando un *network* neurale a più *layer*. (Ullah et al., 2009) hanno realizzato un modello matematico per la stima della mappatura EMG – forza non lineare, basato su una regressione esponenziale, per riuscire a calcolare la coppia ai giunti a partire dai segnali EMG prelevati da elettrodi posizionati sul braccio del paziente. È stata sfruttata una regressione non – lineare per calcolare i parametri del modello che avrebbero ottimizzato la funzione esponenziale, che legava la coppia articolare all'attivazione muscolare. Il modello matematico creato è stato in grado di calcolare le coppie articolari e ha dimostrato che è possibile sfruttare le regressioni non lineari per correlare il segnale EMG alla forza.

### 1.5.2 Mappatura vincolata

Un'interfaccia biomimetica, con lo scopo di rappresentare le funzioni muscolo-scheletriche di un arto fantasma, realizzando un surrogato del controllo neurale, è stata sviluppata da (Sartori et al., 2018), mappando il segnale elettromiografico in funzione della forza, con l'introduzione di un vincolo: le forze meccaniche calcolate dovevano far parte di un sottospazio dello spazio operativo. In questo modo qualsiasi comando doveva esistere all'interno del sottospazio operativo e quindi doveva essere eseguibile fisiologicamente. Il paradigma sviluppato è risultato idoneo al controllo protesico sia di soggetti amputati trans-radiali che di soggetti sani.

Un'altra mappatura vincolata tra EMG e forza è stata analizzata da (Hou et al., 2016). È stato utilizzato il software OpenSim per predire le forze muscolari durante un compito di flessione ed estensione del gomito, a partire dalle attivazioni muscolari acquisite tramite segnale elettromiografico. La forza muscolare è stata vincolata a dei parametri muscolari: massima forza isometrica, lunghezza delle fibre, velocità di contrazione delle fibre, attivazione muscolare, angolo di pennazione e fattore di smorzamento delle fibre. È stata

sfruttata l'ottimizzazione statica per regolare i parametri relativi alla dinamica di contrazione e di attivazione muscolare. In questo modo, gli autori di (Hou et al., 2016) sono riusciti a capire come cambiano le forze muscolari durante il movimento, rendendo questa mappatura adatta allo studio della riabilitazione dei pazienti.

Lo studio di (Durandau et al., 2018) si è posto come obiettivo quello di creare un algoritmo per la calibrazione dei parametri muscolo – scheletrici in funzione dell'antropometria dei soggetti e delle forze generate all'*end-effector*. È stata sfruttata un'ottimizzazione vincolata per variare il fattore di forma EMG – attivazione, utile per il calcolo della forza. È stato valutato in questo modo come le contrazioni muscolari, controllate dal segnale EMG, riescano a trasmettere le forze muscolari alle strutture scheletriche.

È stata implementata una mappatura EMG – Forza, dipendente dal dito flessore della mano, nello studio di (Gailey et al., 2017), nel quale si è riuscito a implementare un controllo mioelettrico per la modulazione della distribuzione di forza, calcolata per un singolo dito della mano, e della posizione della mano stessa. Si è riusciti in questo modo a stimare una mappatura EMG, tramite regressione random, in funzione sia della forza di ogni singolo dito e sia della postura, per il controllo online di una mano protesica.

Nel capitolo finale di questa tesi, verrà presentato un protocollo sperimentale, grazie al quale si cercherà di implementare un mio - controllo della forza, attraverso i due algoritmi utilizzati per la stima della mappatura EMG – forza: uno vincolato, realizzato sfruttando il software di analisi muscolo – scheletrica OpenSim e uno non vincolato, realizzato implementando una regressione lineare tra segnale elettromiografico e forza registrata all'*endpoint* su MATLAB. L'obiettivo della sperimentazione sarà quello di confrontare in termini di naturalezza del movimento, i due metodi utilizzati per il calcolo della matrice H, che lega il segnale EMG alla forza calcolata all'*endpoint*.

## 2 STIMA DELLA MAPPATURA TRA FORZA MUSCOLARE ED EMG

Il seguente capitolo descrive l'implementazione dei due algoritmi utilizzati per la stima della mappatura EMG – Forza dell'arto superiore destro di soggetti sani, tramite il calcolo di una matrice  $H$  che lega linearmente il segnale EMG, acquisito tramite elettromiografia di superficie, alla forza calcolata all'*endpoint*. La forza ricostruita tramite la matrice  $H$ , calcolata con i due diversi algoritmi, risulta legata al segnale EMG, generato dai muscoli, dalla seguente relazione:

$$f_{ricostruita} = H * m \quad (2.1)$$

dove  $m$  indica l'attivazione muscolare, acquisita tramite segnale elettromiografico ed  $f_{ricostruita}$  è la forza all'*endpoint* stimata.

La stima non vincolata è stata calcolata tramite regressione lineare, implementata su MATLAB con la funzione *regress*, mentre la stima vincolata è stata sviluppata grazie all'utilizzo dell'API di OpenSim, che ha permesso di interfacciare il software di analisi muscolo – scheletrica, utilizzato per l'inserimento dei vincoli nel modello, con MATLAB.

Le limitazioni relative all'utilizzo di un'approssimazione lineare tra segnale elettromiografico e forza registrata all'*endpoint* sono state approfondite nel paragrafo 1.4.2 della tesi.

Per effettuare il confronto tra i due algoritmi utilizzati per la stima della matrice  $H$ , è stato calcolato il coefficiente di determinazione  $R^2$ :

$$R^2 = 1 - \frac{RSS}{TSS} \quad (2.2)$$

dove:

$RSS = \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2$  rappresenta la varianza spiegata, ovvero l'errore di ricostruzione del modello;

$TSS = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2$  rappresenta la devianza totale, ovvero la variazione del segnale intorno alla sua media.

In particolare:

$$y_i = \text{dati osservati sperimentalmente};$$

$\bar{y}_i = \text{media dei dati sperimentali}$

$\hat{y}_i = \text{dati stimati dall'algoritmo}$

Lo script, compilato interamente su MATLAB R2020a (<https://it.mathworks.com/products/matlab.html>), è allegato nell'Appendice A1 della tesi ed è commentato, per una maggiore comprensione degli step eseguiti. È stato compilato per essere interfacciato con OpenSim 4.1 (<https://opensim.stanford.edu/>) e sarà utilizzato, successivamente, durante la fase sperimentale del progetto tesi, descritta nel capitolo 3, per eseguire la procedura di mio – controllo della forza.

## 2.1 Acquisizione e processamento dei dati

Per le stime vincolata e non vincolata della mappatura EMG – forza, sono stati precedentemente acquisiti dei dati di forza e di attivazione muscolare di sei soggetti sani, durante l'esecuzione di un *task* isometrico.

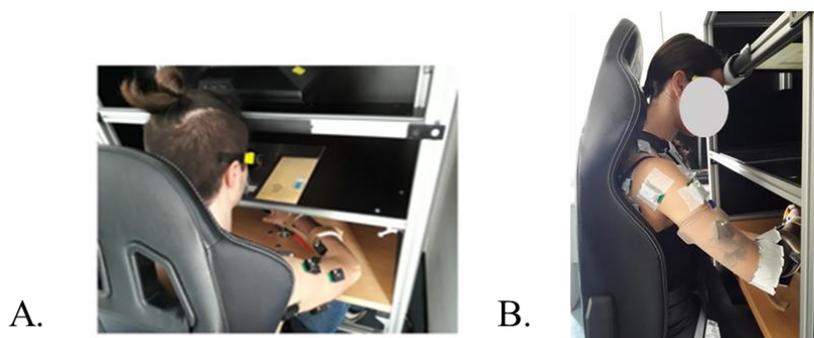
I dati antropometrici dei soggetti analizzati, acquisiti tramite l'utilizzo di una bilancia elettronica e un metro da sarta, sono mostrati in tabella 2.1.

Soggetto	Massa (kg)	Altezza (m)	Sesso	Età (anni)
<i>S1</i>	60	1.68	M	25
<i>S2</i>	87	1.82	M	34
<i>S3</i>	55	1.63	F	24
<i>S4</i>	75	1.87	M	34
<i>S5</i>	84	1.79	M	43
<i>S6</i>	80	1.77	M	19
<i>Media ± std</i>	<i>73.5 ± 13.13</i>	<i>1.76 ± 0.09</i>		<i>29.83 ± 8.75</i>

Tabella 2.1: caratteristiche dei soggetti

I soggetti partecipanti allo studio sono stati fatti sedere su una sedia da gioco e il loro braccio destro è stato bloccato, inserendolo all'interno di un'ortesi vincolata ad un tavolo, collegata ad un trasduttore di forza a 6 assi (Delta F/T Sensor; ATI Industrial Automation). La distanza della sedia dal tavolo è stata regolata in modo che il braccio, immobilizzato, avesse il gomito flesso a 90° e la mano fosse pronata. La fronte dei soggetti è stata poggiata su un poggiatesta regolabile. La rotazione e l'altezza della sedia sono state regolate in modo che, una volta inserita all'interno dell'ortesi, la mano, la cui vista è stata impedita da un desktop nero, fosse all'altezza del plesso solare. Ai soggetti sono stati fatti indossare degli occhiali 3D per osservare, attraverso lo specchio posizionato sul desktop nero, una scena

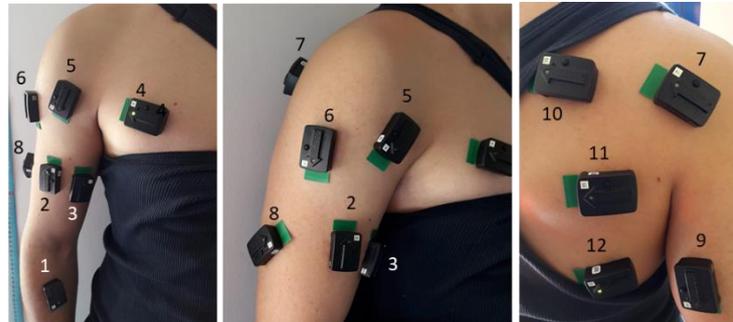
tridimensionale su un monitor LCD da 21 pollici. Tale schermo ha fornito in tempo reale la forza esercitata in ampiezza e direzione. La scena virtuale, mostrata ai soggetti, è stata renderizzata da una scheda grafica tridimensionale (Quadro Fx 4200, NVIDIA) su un PC che utilizzava un software personalizzato ed è stata aggiornata a 120Hz. Un secondo PC ha elaborato la posizione del cursore e ha fornito tale dato al primo PC, tramite un collegamento con un cavo Ethernet, utilizzando il protocollo UDP. Il movimento 3D è stato simulato tramite un sistema massa – molla – smorzatore, altrimenti detto filtro adattivo, accelerato dalla forza applicata dal soggetto sull'ortesi, in tempo reale. La costante elastica della molla è stata impostata in modo che la forza applicata dal soggetto per mantenere il cursore fermo sul bersaglio (distante 5 cm dal centro del palmo della mano) fosse pari al 20% della massima forza volontaria (MVF) prodotta dal soggetto stesso. La costante di smorzamento è stata impostata in modo che il sistema lavorasse in una zona di smorzamento critico. La massa è stata regolata nell'intervallo 15 – 140 g, basandosi su una funzione sigmoide della velocità di variazione dell'ampiezza della forza registrata per ridurre l'effetto del rumore del trasduttore (Berger et al., 2013).



*Figura 2.1: Setup sperimentale A. vista posteriore B. vista laterale*

Sono stati acquisiti i segnali EMG di 12 muscoli: Brachioradiale, Bicipite capo lungo e corto, Pettorale maggiore sternale, Deltoide anteriore, medio e posteriore, Tricipite laterale e capo lungo, Infraspinato, Muscolo Grande Rotondo e Dorsale laterale. Prima di posizionare gli elettrodi sul soggetto, la cute è stata appositamente pulita con dell'alcool in modo da eliminare impurità e cellule morte presenti nell'epidermide, al fine di ridurre il rumore dovuto all'interfaccia elettrodo cute (Clancy et al., 2002). I segnali sono stati acquisiti ad una frequenza di 1 kHz tramite l'utilizzo di 12 elettrodi di superficie bipolari attivi (Delsys Trigno Wireless System, Boston, MA), un filtro passa banda (con frequenze di taglio pari a 20 e 450 Hz) e guadagno pari a 1000. I muscoli sono stati identificati tramite apposite

manovre (Kendall, 2005) tramite palpazione al fine di localizzarne il ventre. Gli elettrodi sono stati applicati seguendo le disposizioni SENIAM (Hermens et al., 1999), orientandoli lungo la direzione delle fibre muscolari e facendo attenzione a non posizionarli in prossimità di una zona di innervazione.



*Figura 2.2: Posizionamento dei marker sull'arto superiore destro. 1. Brachioradiale, 2. Bicipite capo lungo, 3. Bicipite capo corto, 4. Pettorale maggiore, 5. Deltoide Anteriore, 6. Deltoide Medio, 7. Deltoide Posteriore, 8. Tricipite laterale, 9. Tricipite capo lungo, 10. Infraspinato, 11. Muscolo Grande Rotondo, 12. Dorsale Laterale*

Una volta acquisiti i segnali EMG, questi sono stati digitalizzati a 1 kHz utilizzando una scheda PCI da analogico a digitale (PCI-6229; National Instruments). Il processamento dei dati è stato effettuato utilizzando il software MATLAB (MathWorks®) e consiste nella sottrazione del valore medio, nella rettificazione e nel filtraggio tramite un filtro passa-basso di tipo Butterworth del 2° ordine, con una frequenza di taglio di 1. Hz. Successivamente è stato sottratto il valore medio calcolato a riposo, ovvero precedente alla comparsa del bersaglio da raggiungere, in cui si assume che tutti i muscoli siano rilassati, ed i segnali sono stati ricampionati a 100 Hz, al fine di ridurre il costo computazionale delle successive analisi e normalizzati al loro livello di EMG-sub-massimale, sfruttando il metodo alternativo alla MVC, dato che conosciamo i valori di forza in uscita, come descritto nel paragrafo 1.4.3.3. Nel nostro caso si normalizzerà il segnale EMG in corrispondenza del 25% della massima forza.

Ai soggetti è stato chiesto di svolgere un compito isometrico nel quale veniva chiesto di spostare un cursore virtuale, in una delle 8 direzioni orizzontali, in modo accurato e rapido dalla posizione di riposo a un bersaglio. Questo è posizionato in uno dei 20 vertici di un dodecaedro (solido composto da 12 facce pentagonali e 20 vertici) inscritto in una sfera, il cui raggio corrisponde alla generazione di una forza pari a 15% e 25% del valore di massima

forza volontaria (MFV). La posizione dei target durante il compito è rappresentata in figura 2.4. I dati di forza acquisiti per i soggetti presi in esame sono mostrati in figura 2.3.

Durante il compito isometrico, all'inizio di ogni trial, ai soggetti è chiesto di tenere il cursore all'interno del target per 0.2 s e quando il cursore e il target spariscono, dopo un periodo di riposo pari ad 1 s, il soggetto è pronto per cominciare un nuovo trial.

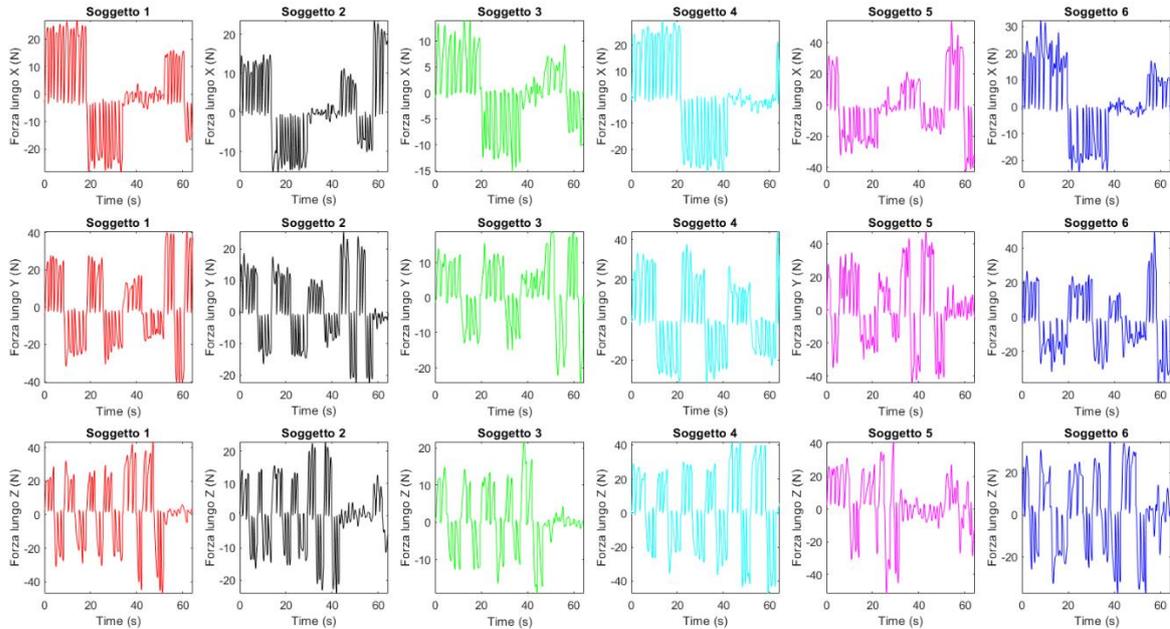


Figura 2.3: Forza sperimentale dei 6 soggetti registrata all'endpoint in X, Y e Z

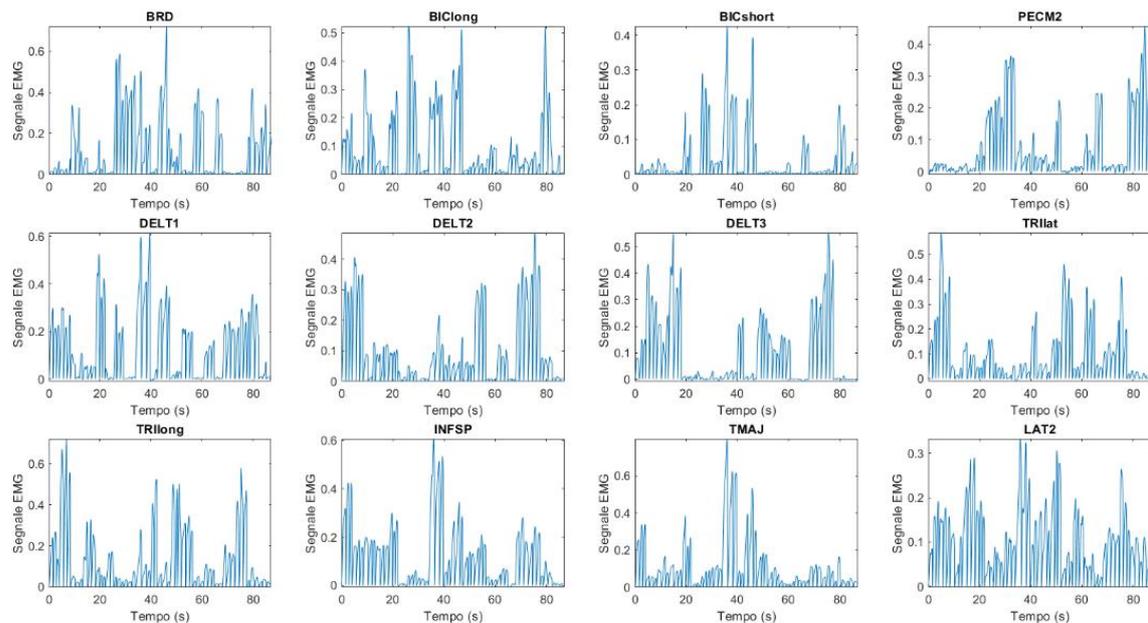
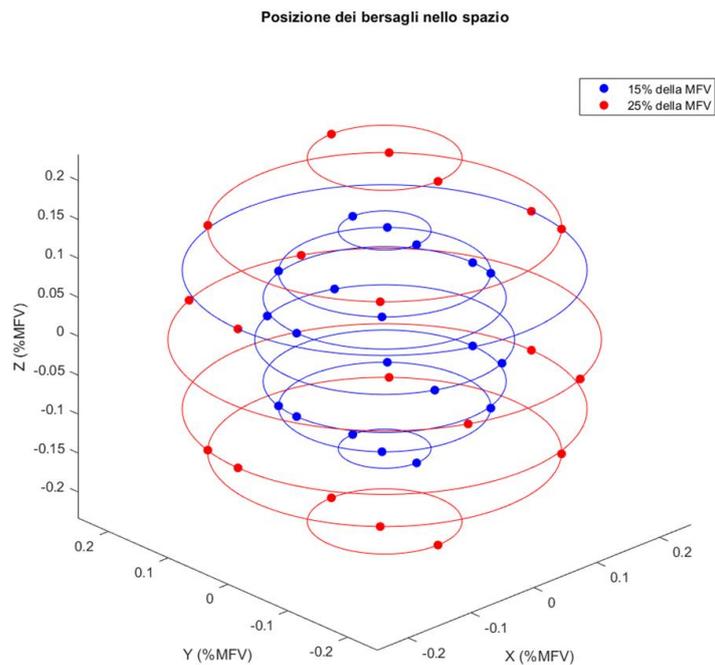
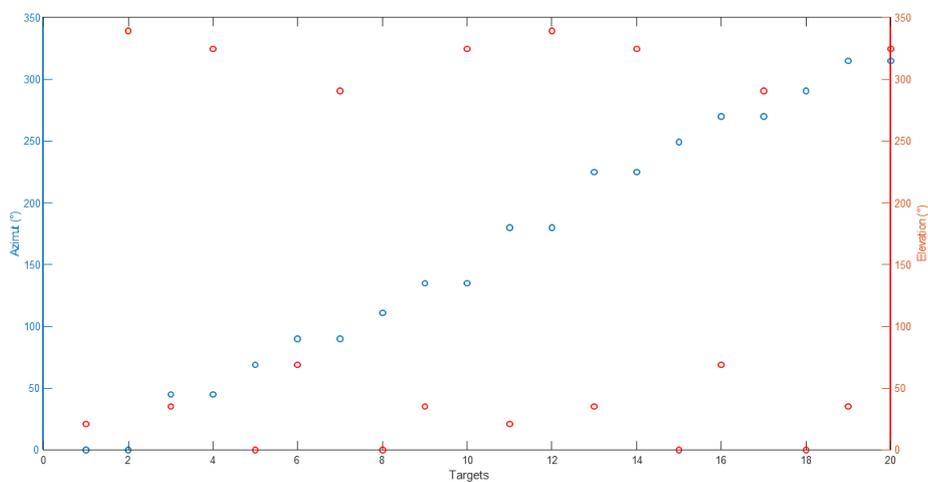


Figura 2.4: 12 canali del segnale elettromiografico, acquisiti dal soggetto 1



*Figura 2.5: Esempio posizionamento dei target durante il compito isometrico, che si dispongono lungo i vertici di un dodecaedro. Le sfere rappresentano la posizione dei marker che il soggetto deve raggiungere, applicando la forza all'endpoint per controllare il cursore virtuale.*



*Figura 2.6: Angoli di azimut ed elevazione dei target del task isometrico*

Il processamento dei dati e il calcolo della matrice H tramite regressione lineare sono stati eseguiti all'interno dello script MATLAB, allegato nell'Appendice A1 della tesi.

## 2.2 Calcolo della matrice H tramite regressione lineare

La mappatura EMG – Forza priva di vincoli è stata implementata tramite la regressione, calcolata utilizzando la funzione *regress* di MATLAB, di tutti i dati EMG dei 12 muscoli registrati su ogni componente di forza. In questo modo, si è riusciti a calcolare la matrice H, che lega, tramite l'equazione 2.1, la forza calcolata all'*end-effector* all'attivazione muscolare dei muscoli di interesse.

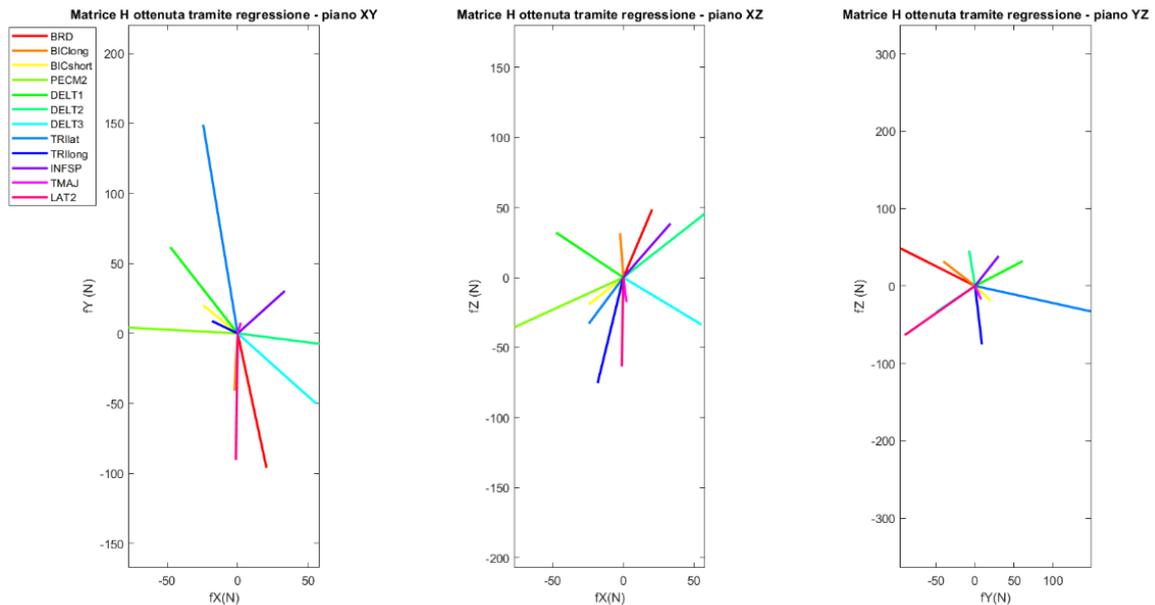


Figura 2.7: Esempio di matrice H ottenuta dalla regressione lineare. Questa matrice è stata ottenuta per il soggetto 4. Le figure delle altre matrici si troveranno nel paragrafo 2.4 (Figure 2.30 – 2.35)

Una volta stimata la matrice H, è stato calcolato il coefficiente di determinazione, tramite l'equazione 2.2, in modo da valutare la bontà della stima effettuata. Sono stati confrontati i dati originali di forza all'*endpoint*, registrati tramite il trasduttore di forza, e i dati di forza stimati moltiplicando la matrice H, calcolata tramite regressione lineare, con le attivazioni muscolari, acquisite tramite elettromiografia di superficie.

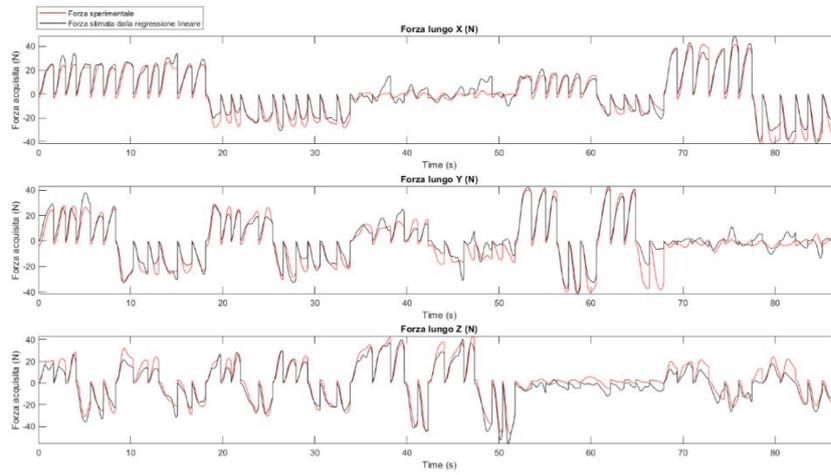


Figura 2.8: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 1

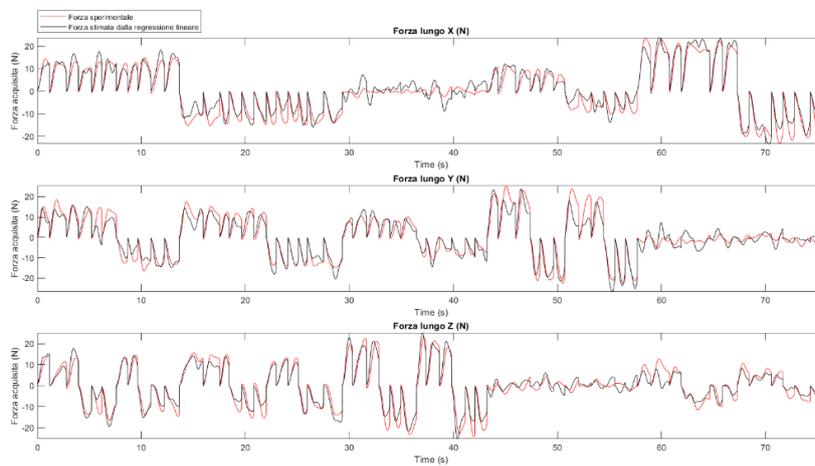


Figura 2.9: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 2

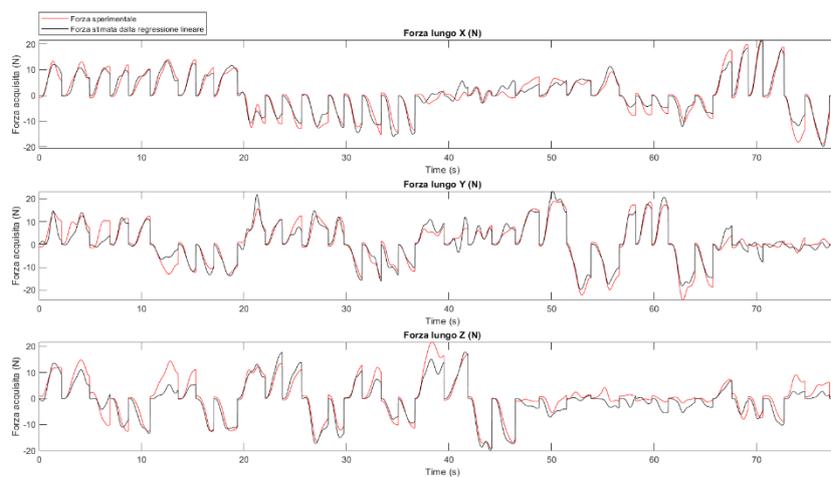


Figura 2.10: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 3

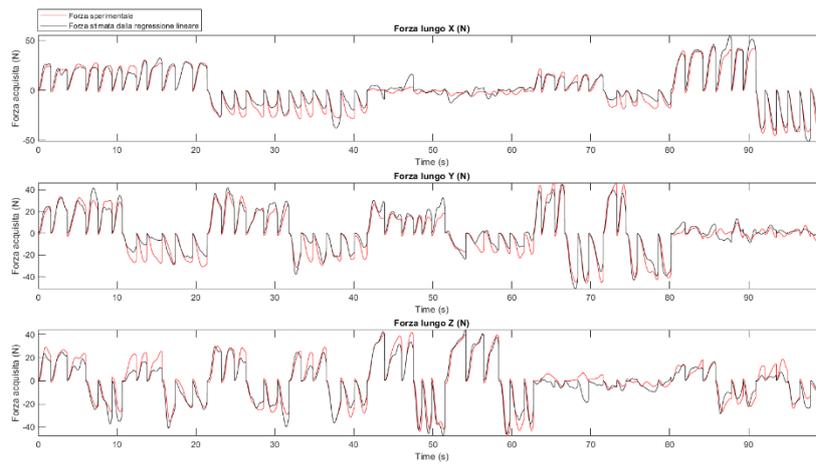


Figura 2.11: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 4

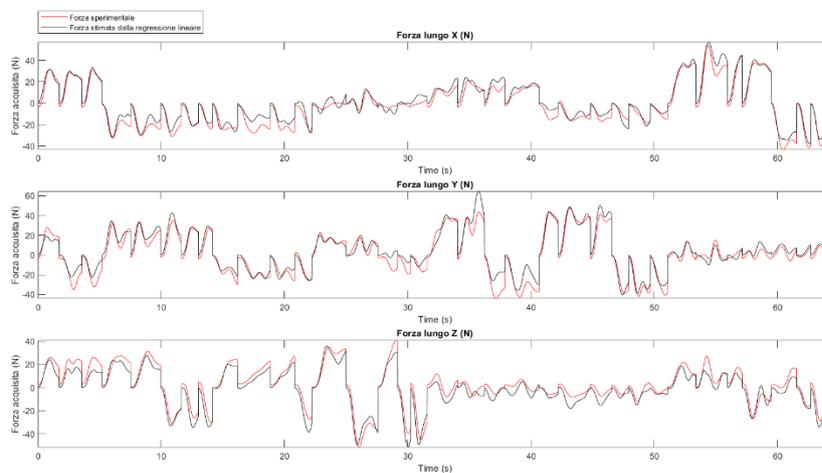


Figura 2.12: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 5

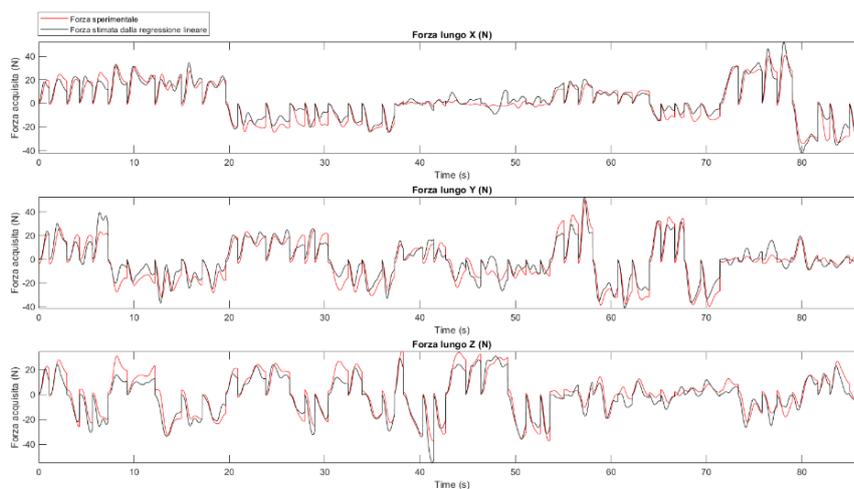


Figura 2.13: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 6

La regressione lineare consente una stima appropriata dei dati di forza all'*end-effector*, come mostrato in tabella 2.2. Si ottiene, infatti, un elevato valore di coefficiente di determinazione per tutti e 6 i soggetti.

<i>Soggetto</i>	$R^2$
<i>S1</i>	0.91
<i>S2</i>	0.90
<i>S3</i>	0.90
<i>S4</i>	0.92
<i>S5</i>	0.91
<i>S6</i>	0.89
<b>MEDIA ± STD</b>	<b>0.91 ± 0.01</b>

Tabella 2.2: valori del coefficiente di determinazione ottenuti dalla regressione lineare

### 2.3 Calcolo della matrice *H* tramite *OpenSim*

La stima vincolata della mappatura EMG – Forza è stata implementata per mezzo del software *OpenSim*, che ha fissato dei vincoli al modello muscolo – scheletrico dell'arto superiore utilizzato per la simulazione del nostro compito isometrico. Il modello utilizzato è stato il MoBL-ARMS, descritto nel paragrafo 1.3.2.1. della tesi. Il calcolo della matrice *H* tramite *OpenSim* è stato implementato all'interno della funzione '*calcoloH\_OpenSim.m*', allegata nell'Appendice B della tesi, e richiamata all'interno dello script dell'Appendice A1.

Per imprimere i vincoli al modello muscolo - scheletrico è stato necessario bloccarne le coordinate, in modo da impostare una posa che fosse il più simile possibile a quella del *task* isometrico, implementato sperimentalmente, e scalare il modello in base alle caratteristiche antropometriche e muscolari dei soggetti considerati.

ABBREVIAZIONE	NOME COMPLETO	NOME MODELLO MoBL-ARMS
<i>BracRad</i>	Brachioradiale	BRD
<i>BicLong</i>	Bicipite, capo lungo	BIClong
<i>BicShort</i>	Bicipite, capo corto	BICshort
<i>PectMajStern</i>	Pettorale Maggiore	PECM2
<i>DeltA</i>	Deltoide Anteriore	DELTA1
<i>DeltM</i>	Deltoide Mediale	DELTA2
<i>DeltP</i>	Deltoide Posteriore	DELTA3
<i>TriLat</i>	Tricipite laterale	TRILat
<i>TriLong</i>	Tricipite capo lungo	TRILong
<i>InfraSp</i>	Infraspinato	INFSP
<i>TerMaj</i>	Pronatore Teres Maggiore	TMAJ
<i>LatDorsi</i>	Dorsale laterale	LAT2

Tabella 2.3: Muscoli dei segnali EMG acquisiti

La posa del set up sperimentale, descritta nella tabella 2.4, è stata imposta al modello MoBL-ARMS prima di scalarlo, in modo da lavorare in maniera statica durante tutta la compilazione dello script MATLAB. Le coordinate sono state selezionate in modo che il modello assuma la stessa postura del soggetto durante l'esperimento.

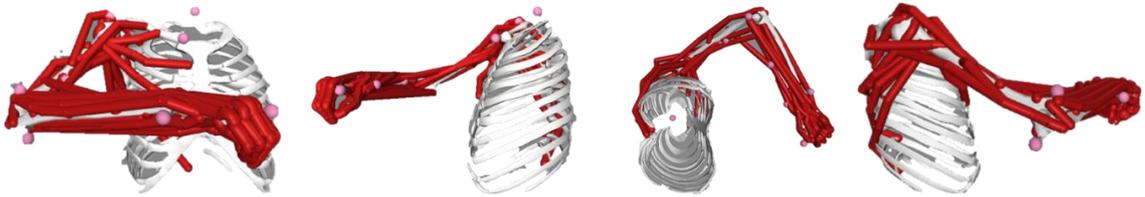


Figura 2.14: viste frontale, dal basso e laterali del modello MoBL-ARMS dopo l'impostazione della nuova posa. Tale posa è stata modificata rispetto a quella di default del modello originale in modo che fosse simile a quella del setup sperimentale.

<b>POSA SET UP SPERIMENTALE</b>	<b>Valore delle coordinate angolari (°)</b>
<i>Elv_angle = Angolo di flessione - estensione (spalla)</i>	55
<i>Shoulder_elv = angolo di abduzione - adduzione (spalla)</i>	65
<i>Shoulder_rot = angolo di rotazione della spalla</i>	60
<i>Elbow_flexion = flessione del gomito</i>	90
<i>Pro_sup = pro - supinazione (avambraccio)</i>	30
<i>Deviation = deviazione (polso)</i>	0
<i>Flexion = flessione (polso)</i>	0

Tabella 2.4: coordinate del soggetto durante il set up sperimentale, imposte al modello

Prima dello scaling del modello, dato che non è stato possibile acquisire dati di *Motion Capture*, relativi alla posizione dei *marker*, collocati sui punti di repere anatomici principali dell'arto superiore, è stato necessario creare un file '.trc' che contenesse le posizioni dei *marker* virtuali, da fornire al software OpenSim per scalare il modello.

Questi file sono stati creati su MATLAB, impostando come coordinate dei *marker*, quelle dei *marker* già presenti nel modello MoBL-ARMS (Tabella 2.5).

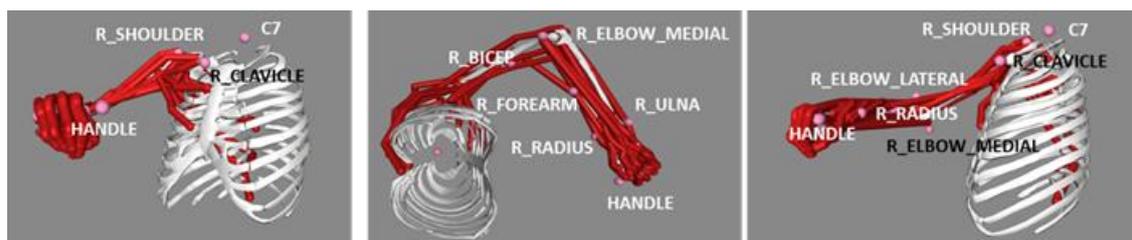


Figura 2.15: dettagli dei 10 marker virtuali posizionati sul modello

COORDINATE MARKER VIRTUALI			
Nome del marker	X (m)	Y(m)	Z(m)
<i>R clavicle</i>	0.018	- 0.004	- 0.000
<i>C7</i>	-0.056	0.055	-0.001
<i>R shoulder</i>	0.001	-0.001	0.013
<i>R biceps</i>	0.016	-0.180	-0.005
<i>R Elbow Lateral</i>	0.005	-0.280	0.029
<i>R Forearm</i>	0.038	-0.113	0.017
<i>R radius</i>	0.057	-0.227	0.027
<i>Handle</i>	0.053	-0.084	0.009
<i>R Elbow Medial</i>	-0.004	-0.284	-0.054
<i>R Ulna</i>	-0.016	-0.241	0.047

Tabella 2.5: coordinate virtuali dei marker del modello

Per la creazione di questi file è stata scaricata una cartella di funzioni dal sito <https://code.google.com/archive/p/b-tk/>, contenente sia l'eseguibile per la configurazione del pacchetto Biomechanical ToolKit (b-tk) su MATLAB e su Java e sia delle funzioni utili alla creazione su MATLAB di file con estensioni utilizzate da OpenSim per l'elaborazione dei dati. Il file contenente le traiettorie dei marker, di estensione '.trc', è stato creato dopo la realizzazione di un file '.c3d', creato su MATLAB a partire da una *structure* contenente tutte le informazioni relative alla posizione dei 10 marker del modello in ogni istante di tempo. Lavorando con un compito isometrico, nel nostro caso le coordinate dei marker rimangono costanti per tutti gli istanti di tempo.

### 2.3.1 Scaling del modello

Per scalare il modello è stato utilizzato l'approccio descritto in (Chapman et al., 2014). Sono state acquisite la massa e l'altezza dei soggetti reclutati, grazie alle quali si è potuto scalare il modello dell'arto superiore.

Da questi dati, facilmente acquisibili utilizzando una bilancia digitale e un metro da sarta, sono stati calcolati la massa del modello MoBL-ARMS soggetto-specifico e il fattore di scala utilizzato per scalare la massima forza isometrica muscolare, specifici per ogni soggetto.

La massa del modello è stata calcolata con la formula:

$$m_{UL_{model}^*} = m_{subj} * m_{UL_{model}} / m_{FB_{model}} \quad (2.3)$$

dove  $m_{UL_{model}}$  è la massa del modello MoBL-ARMS generico di arto superiore (= 4,7782 kg),  $m_{subj}$  è la massa del soggetto e  $m_{FB_{model}}$  è la massa del modello full body di analisi del cammino, compreso all'interno del software OpenSim (= 75,16 kg).

Il fattore di scala della forza è stato calcolato a partire dalla massa e dall'altezza del soggetto:

$$scaleForce = h_{subj} * m_{subj} / (h_{FB_{model}} * m_{FB_{model}}) \quad (2.4)$$

considerando che:  $h_{FB_{model}}$  sia l'altezza relativa al 50esimo percentile maschile (= 1,7 m) ed  $h_{subj}$  sia l'altezza del soggetto. Questo fattore di scala è stato utilizzato per scalare la forza isometrica di ogni muscolo presente nel modello, come mostrato in (Holzbaur et al., 2005).

Soggetti	Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3	Soggetto 4	Soggetto 5	Soggetto 6
scaleForce	0.79	1.24	0.70	1.10	1.18	1.11

Tabella 2.6: fattori di scala della forza isometrica calcolati per tutti e 6 i soggetti analizzati

Per lo *scaling* del modello è stato creato un file di *setup* '.xml' per ogni soggetto, contenente le seguenti informazioni:

1. Massa;
2. Altezza;
3. Nome del soggetto;
4. Tempo di inizio dello *Scale Tool*;
5. Tempo finale di *scaling*;
6. Nome del modello in output scalato;
7. Nome del file '.trc' contenente le coordinate dei *marker* posizionati sul modello.

Questo file è stato redatto grazie ad una funzione, *setup\_scale.m*, contenuta all'interno della cartella delle funzioni b-tk.

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
- <OpenSimDocument Version="20302">
  - <ScaleTool name="Soggetto2">
    - <GenericModelMaker name="">
      <model_file>C:\Users\Maria Cristina\Desktop\MoBL-ARMSDynamicUpperLimb-
        latest\ModelFiles\MoBL_ARMS_module2_4_allmuscles.osim</model_file>
    </GenericModelMaker>
    <mass>5.53163038850452</mass>
    <height>1820</height>
    - <ModelScaler name="">
      <apply>true</apply>
      <marker_file>Soggetto2_MarkerPosition.trc</marker_file>
      <time_range>0 75.73</time_range>
      <preserve_mass_distribution>true</preserve_mass_distribution>
      <output_scale_file>Soggetto2_ScaleSet_Applied.xml</output_scale_file>
    </ModelScaler>
  </ScaleTool>
</OpenSimDocument>
```

Figura 2.16: Esempio di file di setup dello Scale Tool di OpenSim

Per lo *scaling* del modello è stato utilizzato lo strumento *Scale* di OpenSim, implementato in MATLAB, tramite l'API. In input sono stati dati: il file di *setup* creato, il file '.trc' contenente le coordinate dei *marker*, il vettore degli istanti di tempo, il modello OpenSim da scalare e la massa del modello *subject-specific*, calcolata con la formula 2.3.

Questa fase dello *scaling* ha consentito la modifica delle masse dei singoli corpi di cui è composto il modello, in base alla massa dell'arto superiore del soggetto considerato. In tabella 2.4 è osservabile la massa dei corpi del modello generico MoBL-ARMS, comparata con quelle dei modelli soggetto-specifici, scalati.

	<i>Massa Omero (kg)</i>	<i>Massa Ulna (kg)</i>	<i>Massa Radio (kg)</i>	<i>Massa Mano (kg)</i>	<i>Massa Clavicola (kg)</i>	<i>Massa Scapola (kg)</i>	<i>Massa Processo stiloideo (kg)</i>	<i>Massa totale Arto superiore<sup>1</sup> (kg)</i>
<i>Modello originale</i>	1.997	1.105	0.233	0.582	0.156	0.704	$1 \cdot 10^{-4}$	$\cong 4.779$
<i>S1</i>	1.595	0.882	0.186	0.464	0.124	0.562	$7.98 \cdot 10^{-6}$	$\cong 3.810$
<i>S2</i>	2.312	1.279	0.270	0.673	0.180	0.815	$1.8 \cdot 10^{-4}$	$\cong 5.530$
<i>S3</i>	1.461	0.809	0.171	0.426	0.114	0.515	$7.32 \cdot 10^{-5}$	$\cong 3.497$
<i>S4</i>	1.990	1.103	0.233	0.581	0.155	0.702	$9.97 \cdot 10^{-5}$	$\cong 4.768$
<i>S5</i>	2.232	1.235	0.261	0.650	0.174	0.786	$1.12 \cdot 10^{-4}$	$\cong 5.340$
<i>S6</i>	2.126	1.176	0.249	0.619	0.166	0.749	$1.06 \cdot 10^{-4}$	$\cong 5.086$

Tabella 2.7: massa dei corpi del modello originale vs massa dei corpi dei modelli *subject-specific*.

### 2.3.2 Impostazione dei parametri muscolo – scheletrici

Per la determinazione dei parametri muscolo – scheletrici è stata utilizzata la funzione *strengthScaler.m*, scritta per MATLAB e fornita tra le *utilities* del programma OpenSim (C:\Users\Utente\Documents\OpenSim\4.1\Code\Matlab\Examples), che consente di riadattare la forza isometrica massima di ogni muscolo del modello in base alle caratteristiche antropometriche del soggetto. Per fare questo è stato utilizzato il fattore di *scaling* della forza, calcolato con l'equazione 2.4, che è stato fornito in input alla funzione.

Le masse dei corpi, in tal caso, sono rimaste invariate e sono state modificate le forze isometriche di ogni muscolo tramite la formula:

<sup>1</sup> Nella formula (2.3) la massa totale del modello è indicata come:  $m_{UL_{model}}$ \*

$$MaxIsometricForce(i) = scaleForce * MaxIsometricForceOriginal(i)$$

dove  $i$  rappresenta il muscolo considerato,  $scaleForce$  è il fattore calcolato tramite l'equazione (2.4), i cui valori per ogni soggetto sono stati riportati nella tabella 2.6, e  $MaxIsometricForceOriginal$  è il valore delle forze isometriche massime dei muscoli del modello OpenSim originale (forze non ancora scalate).

MUSCOLI	FORZA ISOMETRICA MASSIMA (N)						
	Modello MoBL-ARMS (originale)	S1	S2	S3	S4	S5	S6
<b>BRD</b>	276.0	217.7	342.0	193.6	302.9	324.8	305.9
<b>BIClong</b>	525.1	414.2	650.7	368.4	576.4	617.9	581.9
<b>BICshort</b>	316.8	249.9	392.6	222.3	347.7	372.8	351.1
<b>PECM2</b>	658.3	519.3	815.8	461.9	722.6	774.7	729.5
<b>DELT1</b>	1218.9	961.6	1510.5	855.2	1337.9	1434.4	1350.8
<b>DELT2</b>	1103.5	870.5	1367.5	774.3	1211.3	1298.6	1222.9
<b>DELT3</b>	201.6	159.0	249.8	141.4	221.3	237.2	223.4
<b>TRIlat</b>	717.5	566.0	889.1	503.4	787.6	844.3	795.1
<b>TRIlong</b>	771.8	608.9	956.4	541.5	847.2	908.2	855.3
<b>INFSP</b>	1075.8	848.7	1333.2	754.8	1180.9	1265.9	1192.2
<b>TMAJ</b>	144.0	113.6	178.4	101.0	158.1	169.4	159.6
<b>LAT2</b>	317.5	250.5	393.4	222.8	348.5	373.6	351.9

Tabella 2.8: confronto tra le forze isometriche massime dei 12 muscoli acquisiti in fase sperimentale e scalati in base alle caratteristiche antropometriche dei sei soggetti presi in esame.

### 2.3.3 Calcolo della matrice H

Dopo aver scalato il modello in base alle caratteristiche antropometriche dei soggetti considerati, è stato possibile calcolare la matrice H, che lega linearmente la forza misurata all'*endpoint* e i segnali EMG dei 12 muscoli, acquisiti in fase sperimentale.

La matrice H, in questo caso, è stata calcolata come il seguente prodotto:

$$H = J^{-T} * MomentArm * F_{muscle} \quad (2.5)$$

dove  $J^{-T}$  è la matrice jacobiana inversa trasposta,  $MomentArm$  è la matrice dei bracci dei momenti calcolata dall'Analisi Muscolare eseguita su OpenSim ed  $F_{muscle}$  è una matrice diagonale che contiene lungo la diagonale principale i valori di forza massima isometrica dei 12 muscoli considerati (Tabella 2.8).

Il calcolo delle matrici  $J^{-T}$ ,  $MomentArm$  ed  $F_{muscle}$  è descritto nei seguenti paragrafi.

### 2.3.3.1 Cinematica Inversa

Tramite la funzione *setup\_InverseKinematics.m*, contenuta all'interno della cartella del Toolbox di b-tk, è stato creato il file (.xml) di *setup* della cinematica inversa. Questo file conteneva le seguenti informazioni: il modello OpenSim da utilizzare per l'implementazione della cinematica inversa, il file di estensione '.trc' contenente le traiettorie dei *marker* e il nome del file di output del *Tool* implementato. L'output della cinematica inversa di OpenSim è un file '.mot' contenente il valore delle coordinate dei giunti per ogni istante di tempo per il quale è stata eseguita la cinematica inversa. I valori angolari sono espressi in radianti, mentre le coordinate lineari di spostamento sono indicate in metri. Sono stati considerati soltanto 300 campioni, per ridurre il tempo computazionale della simulazione, dato che il transitorio termina all'incirca in corrispondenza del 100esimo campione.

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<OpenSimDocument Version="20302">
  - <InverseKinematicsTool name="Soggetto2_muscle_scaled">
    <results_directory>./</results_directory>
    <input_directory>C:\Users\Maria Cristina\Desktop\TESI\Matlab</input_directory>
    <model_file>C:\Users\Maria Cristina\Desktop\MoBL-ARMSDynamicUpperLimb-
      latest\ModelFiles\Soggetto2_muscle_scaled.osim</model_file>
    <constraint_weight>infinity</constraint_weight>
    <accuracy>1e-05</accuracy>
    <marker_file>Soggetto2_MarkerPosition.trc</marker_file>
    <coordinate_file>Unassigned</coordinate_file>
    <report_errors>true</report_errors>
    <output_motion_file>Soggetto2_MarkerPosition_ik.mot</output_motion_file>
  </InverseKinematicsTool>
</OpenSimDocument>
```

Figura 2.17: Esempio di file di setup della cinematica inversa

Il *Tool* della cinematica inversa di OpenSim calcola i valori delle coordinate generalizzate che corrispondono in maniera ottimale ai valori dei *marker* sperimentali presenti sul modello (nel nostro caso abbiamo lavorato solo con i marker virtuali, dato che non abbiamo acquisito dati di *Motion Capture*). L'ottimizzazione è eseguita tramite un problema dei minimi quadrati, risolto dall'equazione:

$$\min_q \left[ \sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{exp} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribed coords}} \omega_j (q_j^{exp} - q_j)^2 \right]$$

con  $q_j = q_j^{exp}$  per tutte le coordinate stabilite.

In particolare:  $q$  = vettore delle coordinate generalizzate,  $x_i^{exp}$  = posizione dei marker sperimentali,  $x_i(q)$  = posizione del corrispondente marker del modello e,  $q_j^{exp}$  = valore sperimentale delle coordinate.

### 2.3.3.2 Analisi Muscolare e calcolo del Moment Arm

Lo strumento di analisi, fornito nel software OpenSim, consente l'esecuzione di diverse tipologie di indagini: cinematica dei corpi, calcolo delle reazioni articolari, analisi muscolare e altro ancora. In base al tipo di analisi da implementare, si necessitano diverse tipologie di input da fornire al *Tool*. Nello script MATLAB è stata eseguita l'analisi muscolare in modo da consentire il calcolo dei *Moment Arm*, cioè dei bracci dei momenti articolari. Questi possono essere considerati come la misura istantanea dell'efficacia della forza di contrazione muscolare nel generare una coppia in corrispondenza dell'articolazione di interesse (Sherman et al., 2013). Per implementare questo tipo di analisi è stato creato un file di *setup* (.xml), utilizzando la funzione *setup\_MuscleAnalysis.m*, contenuta all'interno della cartella di strumenti b-tk ed è stato fornito in input al *Tool* di analisi muscolare, oltre al modello scalato in precedenza e agli istanti di tempo iniziale e finale della simulazione, il file con estensione '.mot', ottenuto in output dalla cinematica inversa, precedentemente implementata.

Delle 20 coordinate del modello sono state considerate solo le 5 coordinate relative alla spalla e al gomito: angolo di flessione - estensione della spalla, angolo di abduzione - adduzione della spalla, angolo di rotazione della spalla, angolo di flessione del gomito e angolo di prono-supinazione dell'avambraccio.

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
- <OpenSimDocument Version="20302">
  - <AnalyzeTool name="Soggetto2_muscle_scaled">
    <model_file>C:\Users\Maria Cristina\Desktop\MoBL-ARMSDynamicUpperLimb-latest\ModelFiles\Soggetto2_muscle_scaled.osim</model_file>
    <replace_force_set>false</replace_force_set>
    <results_directory>C:\Users\Maria Cristina\Desktop\MoBL-ARMSDynamicUpperLimb-latest\ModelFiles\ResultsMuscleAnalysis</results_directory>
    <output_precision>8</output_precision>
    <initial_time>0</initial_time>
    <final_time>75.73</final_time>
    <solve_for_equilibrium_for_auxiliary_states>true</solve_for_equilibrium_for_auxiliary_states>
    <maximum_number_of_integrator_steps>20000</maximum_number_of_integrator_steps>
    <maximum_integrator_step_size>1</maximum_integrator_step_size>
    <minimum_integrator_step_size>1e-08</minimum_integrator_step_size>
    <integrator_error_tolerance>1e-05</integrator_error_tolerance>
  - <AnalysisSet name="Analyses">
    - <objects>
      - <MuscleAnalysis name="MuscleAnalysis">
        <on>true</on>
        <start_time>0</start_time>
        <end_time>75.72999999999917</end_time>
        <step_interval>1</step_interval>
        <in_degrees>true</in_degrees>
        <muscle_list>all</muscle_list>
        <moment_arm_coordinate_list>all</moment_arm_coordinate_list>
        <compute_moments>true</compute_moments>
      </MuscleAnalysis>
    </objects>
  </AnalysisSet>
  <ControllerSet name="Controllers">
    <coordinates_file>C:\Users\Maria Cristina\Desktop\MoBL-ARMSDynamicUpperLimb-latest\ModelFiles\ResultsIK\Soggetto2_ik.mot</coordinates_file>
    <lowpass_cutoff_frequency_for_coordinates>-1</lowpass_cutoff_frequency_for_coordinates>
  </ControllerSet>
</AnalyzeTool>
</OpenSimDocument>
```

Figura 2.18: Esempio di file di setup dell'analisi muscolare

### 2.3.3.3 Applicazione della forza esterna e calcolo dello jacobiano

Per il calcolo dello jacobiano inverso è stata sfruttata la relazione tra braccio dei momenti e forza, calcolati ai giunti. L'inverso della matrice jacobiana, infatti, può essere calcolata sia come la matrice trasposta che lega la forza ai momenti ai giunti per il Principio dei Lavori Virtuali, sia come la matrice che lega la velocità *all'endpoint* alla velocità dei giunti.

Per fare ciò, si è pensato di applicare delle forze nel centro di massa della mano del modello soggetto – specifico e di calcolare, tramite il *Tool* della dinamica Inversa di OpenSim, implementato su MATLAB, i momenti generati durante l'applicazione delle singole forze.

Sono state applicate al modello delle forze di piccola intensità:  $\pm 0.1$  N,  $\pm 0.2$  N e  $\pm 0.3$  N, in modo da non rischiare di lavorare nella zona di non linearità della forza. Per ogni valore di ampiezza della forza, sono state applicate 3 forze diverse: una in direzione x, una in direzione y e una in direzione z, in corrispondenza del centro di massa della mano. Le forze applicate sono state inserite all'interno di una matrice F, di dimensioni pari a 18x3, dato che 18 è il numero delle forze applicate e 3 il numero dei gradi di libertà della forza:

$$F = \begin{bmatrix} 0.1 & 0 & 0 \\ 0.2 & 0 & 0 \\ 0.3 & 0 & 0 \\ -0.1 & 0 & 0 \\ -0.2 & 0 & 0 \\ -0.3 & 0 & 0 \\ 0 & 0.1 & 0 \\ 0 & 0.2 & 0 \\ 0 & 0.3 & 0 \\ 0 & -0.1 & 0 \\ 0 & -0.2 & 0 \\ 0 & -0.3 & 0 \\ 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 0 & 0.2 \\ 0 & 0 & 0.3 \\ 0 & 0 & -0.1 \\ 0 & 0 & -0.2 \\ 0 & 0 & -0.3 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

Per applicare la forza è stato implementato su MATLAB il *Tool* della dinamica inversa, al quale sono stati dati in input:

1. un file .xml contenente il valore di forza applicata al modello e le coordinate del punto di applicazione della forza, corrispondente al centro di massa della mano;

2. un file di *setup* della dinamica inversa (.xml) creato tramite la funzione *setup\_InverseDynamics.m*, contenuta all'interno della cartella di strumenti btk;
3. il tempo iniziale e finale della simulazione. Sono stati forniti solo 300 istanti di tempo, per ridurre il tempo computazionale, dato che lavoriamo in condizioni statiche e il transitorio termina all'incirca in corrispondenza del 100esimo campione.

Anche in questo caso, abbiamo lavorato con le 5 coordinate del modello relative all'articolazione di spalla, gomito e prono-supinazione dell'avambraccio, dato che i nostri soggetti hanno eseguito compiti isometrici e le coordinate dell'arto sono state tutte bloccate.

Il *Tool* della dinamica inversa di OpenSim calcola le forze e i momenti generalizzati per ogni coordinata del modello, fornendo in uscita un file '.sto'. L'equazione risolta dallo strumento di dinamica inversa dipende dal numero di coordinate del modello e può essere espressa come:

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

dove:  $q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$ , con  $N$  = numero di gradi di libertà del modello considerato, rappresentano i vettori di posizione, velocità e accelerazione generalizzati delle coordinate del modello,  $M(q) \in R^{N \times N}$  è la matrice di massa del sistema,  $G(q) \in R^N$  è il vettore delle forze gravitazionali,  $C(q, \dot{q}) \in R^N$  è il vettore delle forze di Coriolis e centrifughe e  $\tau$  rappresenta il vettore delle forze generalizzate.

Sono stati così calcolati i momenti articolari generati dal soggetto in corrispondenza dell'applicazione di una data forza, per le sole 5 coordinate del modello considerate: angolo di flesso – estensione della spalla, angolo di abduzione - adduzione della spalla, angolo di rotazione della spalla, angolo di flessione del gomito e angolo di prono – supinazione dell'avambraccio.

È stata ottenuta una matrice  $\tau$  di dimensioni pari a 18x5, dove ogni riga corrisponde ai momenti generati dal modello soggetto - specifico ai giunti in corrispondenza di una data forza applicata:

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_{1,1} & \cdots & \tau_{1,5} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \tau_{18,1} & \cdots & \tau_{18,5} \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

La prima riga della matrice corrisponde ai momenti ai giunti calcolati quando sul modello è applicata la forza [0.1 0 0], la seconda riga corrisponde ai momenti dei giunti calcolati quando sul modello è applicata una forza di [0.2 0 0] e così via, fino all'ultima riga corrispondente ai momenti ai giunti calcolati in corrispondenza della forza [0 0 -0.3].

Siccome lo scopo di tale analisi è l'identificazione dello Jacobiano dovuto alle solo forze muscolari attive, si assume che, in assenza di una forza applicata, anche i momenti articolari saranno nulli. Tuttavia, la presenza di forza elastiche passive del muscolo e/o del tendine non assicura questa condizione. Dunque è stato calcolato il valore dei momenti ai giunti anche in corrispondenza di una forza nulla ([0 0 0]) applicata al centro di massa della mano e tale vettore, di dimensioni 1x5, è stato sottratto a tutte le righe della matrice  $\tau$ .

Lo jacobiano inverso è stato calcolato tramite regressione lineare<sup>2</sup> tra la matrice F dell'equazione (2.6) e la matrice  $\tau$  dell'equazione (2.7) normalizzata. Lo jacobiano inverso così ottenuto è espresso in funzione delle coordinate locali della mano, dato che le forze sono state applicate al centro di massa della mano, considerando come riferimento la mano stessa. È stato necessario trasformare, quindi, lo jacobiano inverso in coordinate globali. Per fare ciò è stata calcolata la matrice di rotazione del modello, che consente il passaggio dalle coordinate locali della mano a quelle globali tramite la formula:

$$GROUND = R * HANDLE$$

dove: HANDLE rappresenta la matrice delle coordinate locali della mano, mentre GROUND rappresenta la corrispettiva matrice in coordinate globali. In questo caso, ad ogni vettore della matrice è stato sottratto il vettore corrispondente alla coordinata [0 0 0] nel sistema di riferimento globale, cioè [0.32 -0.09 0.05].

L'inverso della matrice jacobiana in coordinate globali è stato calcolato con l'equazione:

$$J_{ground}^{-1} = R * J^{-1}$$

È stata osservata una discordanza tra il segno dei momenti ai giunti e il segno delle forze applicate alla mano, quindi alcuni segni dello jacobiano inverso sono stati cambiati coordinata per coordinata. Per fare questo sono state riportati su MATLAB 5 vettori contenenti i valori delle coordinate del marker della mano (X, Y e Z), nel sistema di riferimento globale, ciascuno calcolato aumentando di poco il valore delle coordinate di un

---

<sup>2</sup> Lo jacobiano inverso è stato calcolato anche tramite pseudoinversa, con la formula:  $J^{-1} = F * pinv(\tau)$ , per verificare la correttezza della matrice calcolata.

giunto rispetto alle coordinate imposte nella posa di default. Il primo vettore contiene il valore delle coordinate del marker della mano (Handle) in corrispondenza della posa [60 65 60 90 30], il secondo contiene il valore delle coordinate del marker della mano in corrispondenza della posa [55 70 60 90 30], il terzo [55 65 65 90 30], il quarto [55 65 60 95 30] e il quinto [55 65 60 90 40]. A ciascuno di questi vettori è stato sottratto il valore delle coordinate del marker della mano in corrispondenza della posa di default, ottenendo così una matrice 5x3, della quale è stata calcolata la pseudoinversa (M), dato che la relazione tra forza e momenti articolari coinvolge lo jacobiano inverso. I segni di questa matrice M sono stati confrontati uno per uno con quelli della matrice dello jacobiano inverso e tutti i segni discrepanti sono stati corretti.

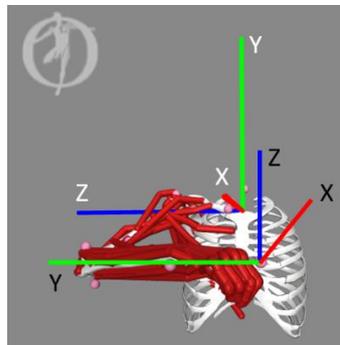


Figura 2.19: confronto tra il sistema di riferimento globale che ha l'origine in corrispondenza dello sterno del modello (il nome degli assi è indicato in bianco) e il sistema di riferimento locale della mano (il nome degli assi è indicato in nero).

Poiché il modello OpenSim scelto ha un sistema di riferimento diverso da quello del sensore di forza con cui sono stati acquisiti i dati (la coordinata X di OpenSim corrisponde alla nostra Y, la Z di OpenSim corrisponde alla nostra X e la Y di OpenSim corrisponde alla nostra Z), sono state appositamente invertite le colonne della matrice jacobiana inversa, in modo che venisse espressa nel sistema di riferimento del setup sperimentale.

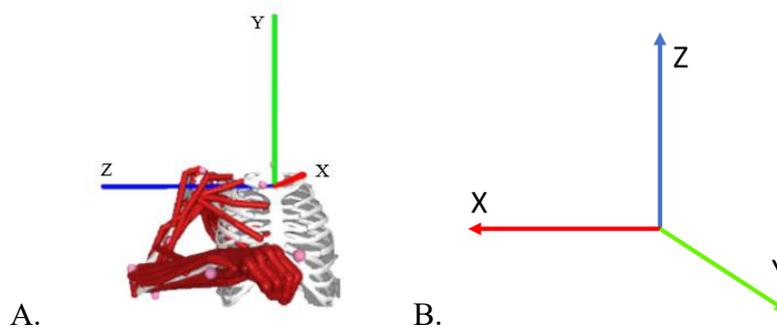


Figura 2.20: Confronto tra i due sistemi di riferimento. A. Sistema di riferimento globale di OpenSim. B. Sistema di riferimento del trasduttore di forza.

Tramite l'equazione:

$$H_{OpenSim} = J^{-T} * MomentARM^T * F_{muscle}$$

dove  $J^{-1}$  è lo jacobiano calcolato espresso nel sistema di riferimento del trasduttore di forza,  $MomentArm$  è la matrice dei bracci dei momenti, calcolata in precedenza tramite il *Tool* della cinematica inversa, e  $F_{muscle}$  è una matrice diagonale contenente lungo la diagonale principale i valori di massima forza isometrica di ciascuno dei 12 muscoli (Tabella 2.8), è stata ottenuta la matrice H, che rappresenta la mappatura tra l'attivazione muscolare e la forza isometrica generata in corrispondenza dell'*end-effector*, stimata tramite il software OpenSim.

A partire da questa stima di H è stata calcolata la forza ricostruita all'*end-effector*, con l'equazione:

$$F_{OpenSim} = H_{OpenSim} * EMG_{sperimentale}$$

Per valutare la bontà della stima è stato calcolato il valore di  $R^2$  tra la matrice di forza sperimentale e la matrice di forza ottenuta tramite OpenSim.

<i>NOME SOGGETTO</i>	$R^2$
S1	0.09
S2	-5.1
S3	-2.31
S4	0.08
S5	-0.28
S6	-0.91
<b>MEDIA ± STD</b>	<b>-1.41 ± 2.02</b>

Tabella 2.9: confronto tra gli  $R^2$  ottenuti da OpenSim

La scarsa ricostruzione dei dati di forza può essere dovuta alle discrepanze tra il modello OpenSim e il soggetto sperimentale, che potrebbero essere dovute alla procedura di *scaling* utilizzata, che non tiene conto delle variazioni di angolo di pennazione, lunghezza ottimale delle fibre e lunghezza del tendine a riposo, al posizionamento non ottimale di alcuni elettrodi sulla cute dei soggetti e al rumore durante la fase di acquisizione del segnale. Si è proceduto, quindi, con un'ottimizzazione della matrice H stimata.

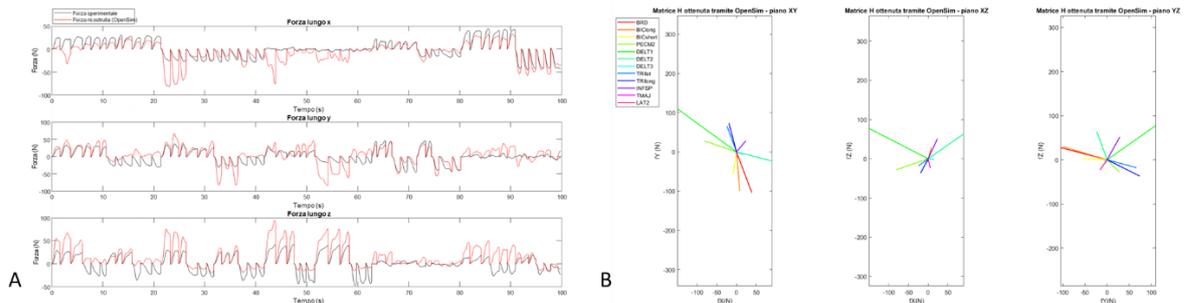


Figura 2.21: A. Esempio di ricostruzione di forza ottenuta da OpenSim (Soggetto 4). B. Esempio di matrice H ottenuta da OpenSim (Soggetto 4). Le ricostruzioni di forza per tutti i soggetti sono riportati nel paragrafo 2.3.4 (Figure 2.23 – 2.28), mentre le ricostruzioni delle matrici H sono riportate nel paragrafo 2.4 (Figure 2.30 – 2.35).

### 2.3.3.4 Ottimizzazione della matrice H

La scarsa ricostruzione dei dati di forza è dovuta ad una stima inesatta dell'ampiezza e dell'inclinazione dei vettori di forza relativi ai singoli muscoli. Si è quindi ottimizzata la matrice H utilizzando i valori sperimentali di forza ed EMG, al fine di costruire un modello ancora più vicino al soggetto sperimentale. Tale ottimizzazione si è svolta utilizzando la funzione *fmincon* di MATLAB, in modo da ottenere una matrice di pesi X che riuscisse a scalare le forze prodotte da ogni muscolo e registrate all'endpoint.

La funzione *fmincon* rintraccia il valore minimo di una funzione non lineare, vincolata, caratterizzata da più variabili, creata ad hoc per l'ottimizzazione del problema:

$$\min_x f(x) \text{ tale che } \begin{cases} c(x) \leq 0 \\ c_{eq}(x) = 0 \\ A * x \leq b \\ A_{eq} * x = b_{eq} \\ lb \leq x \leq ub \end{cases}$$

dove b e  $b_{eq}$  sono due vettori, A e  $A_{eq}$  sono due matrici,  $c(x)$  e  $c_{eq}(x)$  sono delle funzioni che ritornano in output dei vettori, mentre  $f(x)$  è una funzione che restituisce un valore scalare. Le funzioni possono essere sia lineari che non lineari e i valori di x, lb ed ub possono essere forniti sia sottoforma di vettori che di matrici.

In questa ottimizzazione:

A,  $A_{eq}$ , B, B, lb e ub non sono stati forniti dato che non si hanno limiti lineari

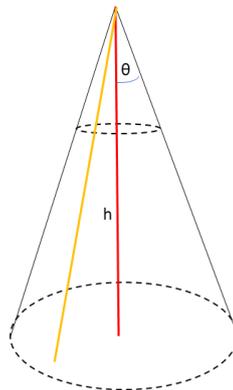
$f(x) = objective.m$  (funzione data in input alla *fmincon* che crea la matrice di pesi X, che verrà moltiplicata alla matrice H per migliorarla, massimizzando la ricostruzione della

forza tramite il segnale elettromiografico, ovvero minimizzando il valore assoluto di  $1 - R^2$ ). Tale funzione è contenuta all'interno dell'Appendice B della tesi.

Per trovare la matrice di pesi è stato implementato un cono di ottimizzazione all'interno della funzione NONLCON, allegata nell'Appendice B della tesi, che fissa dei vincoli non lineari:

- $45^\circ$  per l'ampiezza dell'angolo entro cui far variare l'angolo del cono, cioè l'inclinazione del vettore della matrice H;
- $[0.5, 2]$  il range entro cui far variare l'altezza del cono, cioè l'ampiezza del vettore H.

Per tale approccio si è cercato il valore di minimo globale, risolvendo la funzione *fmincon* all'interno di una funzione MATLAB che ricerca il minimo globale, *GlobalSearch*, disponibile nel 'Global Optimization Toolbox' di MATLAB.



*Figura 2.22: Cono di ottimizzazione. Supponendo che il vettore in rosso sia un vettore della matrice H ottenuta tramite OpenSim e che il vettore giallo rappresenti il corrispondente vettore della matrice H ottimizzata, la funzione NONLCON verifica: 1) che l'angolo di inclinazione del vettore ottimizzato cada all'interno dell'intervallo prestabilito: per fare questo si calcola l'angolo tra il vettore ottimizzato e il vettore originale. Se tale angolo è maggiore di  $45^\circ$  viene scartato, se invece è minore di  $45^\circ$  si procede con il punto successivo; 2) che l'ampiezza del vettore non superi l'intervallo prestabilito: per fare questo il modulo del vettore ottimizzato, proiettato lungo la direzione iniziale, viene confrontato con il modulo del vettore originale, in modo che se il primo supera di più di 2 volte l'ampiezza del vettore originale o è inferiore alla metà dell'ampiezza del vettore originale venga scartato.*

È stata calcolata la matrice H ottimizzata con l'equazione:

$$H_{ottimizzata} = X1.* H_{OpenSim}$$

dove  $X1$  è la matrice di pesi ottenuta dal *GlobalSearch*, mentre  $H_{OpenSim}$  è la matrice  $H$  stimata a partire dallo jacobiano del modello.

È stata calcolata la forza stimata all'*endpoint* tramite l'equazione:

$$F_{ottimizzata} = H_{ottimizzata} * EMG_{sperimentale}$$

Per valutare la bontà della stima è stato calcolato il coefficiente di determinazione tra la forza sperimentale e la forza stimata e i risultati sono riportati in tabella 2.10.

<i>NOME SOGGETTO</i>	<i>R<sup>2</sup></i>
<i>S1</i>	0.92
<i>S2</i>	0.84
<i>S3</i>	0.80
<i>S4</i>	0.93
<i>S5</i>	0.90
<i>S6</i>	0.84
<b><i>MEDIA ± STD</i></b>	<b>0.87 ± 0.05</b>

Tabella 2.10: confronto tra gli  $R^2$  ottenuti tramite *OpenSim* dopo la prima ottimizzazione

### 2.3.4 Risultati

Per valutare che le distribuzioni degli  $R^2$  non fossero statisticamente diverse dalla distribuzione normale, è stato implementato un 'Lilliefors' test', utilizzando la funzione *lillietest* su MATLAB. Tale test è stato eseguito sui valori di  $R^2$  ottenuti per tutti e 6 i soggetti, nelle 3 condizioni considerate: regressione lineare, stima con *OpenSim* e stima con *OpenSim* ottimizzata. La funzione *lillietest* prende in input un vettore, nel nostro caso il vettore contenente i 6 valori di  $R^2$  ottenuti e fornisce in output il p-value, che determina il rifiuto dell'ipotesi che i dati considerati assumano una distribuzione normale. Assumendo una soglia del p-value pari a 0.05 non è stato possibile rigettare l'ipotesi in nessuna delle condizioni analizzate: 0.5 per la stima effettuata con la regressione lineare, 0.22 per la stima effettuata con *OpenSim* non ottimizzata e 0.5 per la stima ottimizzata, permettendo così l'utilizzo di test parametrici (t-test) nelle successive analisi.

Si effettua, utilizzando la funzione *ttest* di MATLAB, un t- test appaiato, che consente di confrontare tra loro coppie di  $R^2$ , per capire se queste siano statisticamente diverse. Il t- test viene effettuato 2 volte: una volta confrontando i valori di  $R^2$  ottenuti tramite la stima della forza all'*endpoint* con regressione lineare e i valori di  $R^2$  ottenuti tramite *OpenSim* e una seconda volta confrontando i valori di  $R^2$  ottenuti tramite la stima con la regressione

lineare e i valori ottimizzati ottenuti tramite OpenSim. Nel primo caso è stato ottenuto un p-value  $< 0.05$  (p-value = 0.037) che dimostra che le due distribuzioni sono statisticamente diverse. Nella seconda implementazione è stato invece ottenuto un p-value = 0.13. Essendo tale valore superiore alla soglia di 0.05, non è possibile rigettare l'ipotesi che le due distribuzioni abbiano la stessa media. In altre parole, non è stato possibile determinare se sia preferibile stimare la forza tramite il segnale elettromiografico, utilizzando una mappatura ottenuta senza l'imposizione di alcun vincolo anatomico o definendo dei vincoli. Tuttavia la discrepanza tra le mappature ottenute utilizzando i due approcci può essere percepita dal soggetto, per cui risulta necessario un approccio sperimentale. Ciò giustifica i nostri interessi nella futura sperimentazione, nella quale andremo a valutare quale dei due algoritmi consente al soggetto un mio – controllo di forza più naturale.

La parte relativa all'analisi statistica è stata eseguita all'interno dello script contenuto nell'Appendice A2.

Nelle figure seguenti sono riportate le forze in X, Y e Z calcolate all'*endpoint* sia tramite regressione lineare, sia tramite OpenSim, stimate dopo aver calcolato la matrice H. A ciascun grafico di forza stimata è stata sovrapposta la corrispondente forza sperimentale in modo da confrontare tra loro gli andamenti.

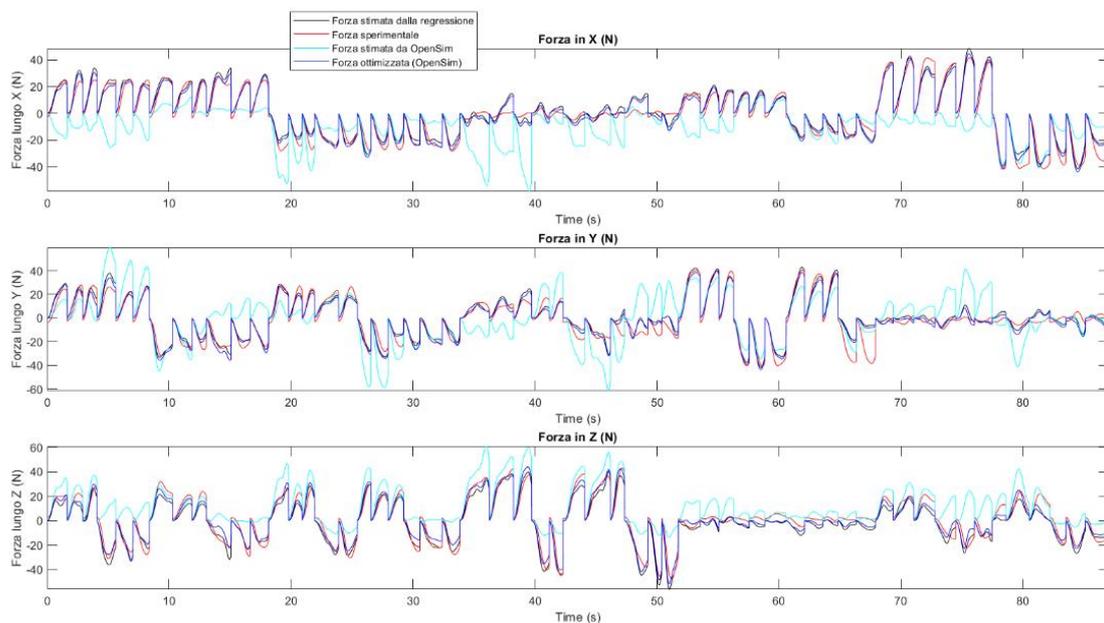


Figura 2.23: Forze all'*endpoint* stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 1

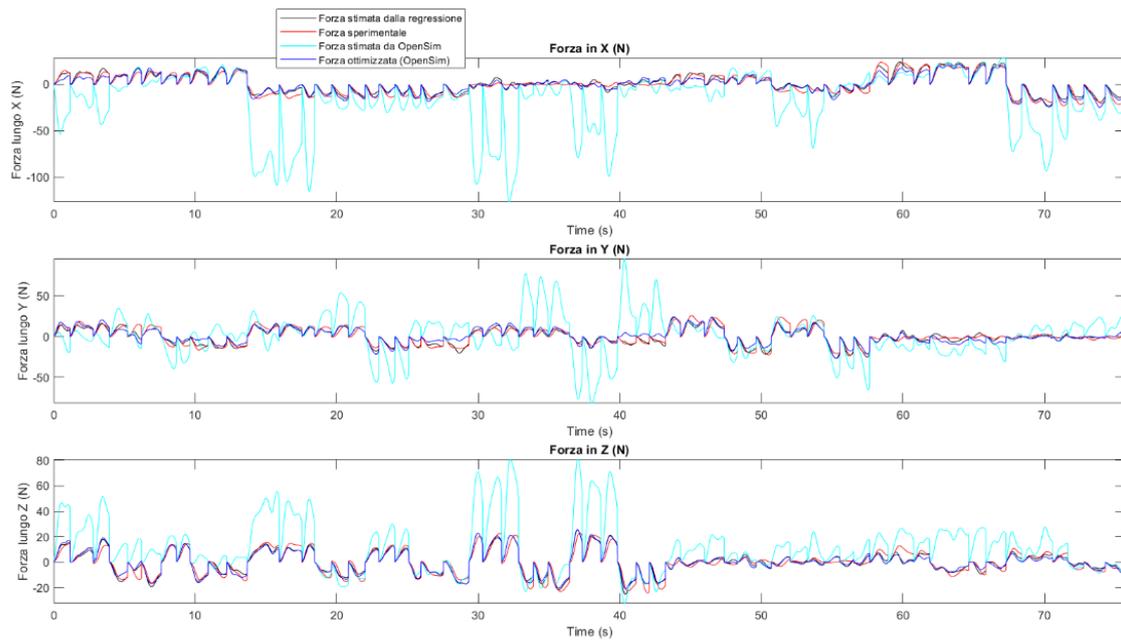


Figura 2.24: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 2

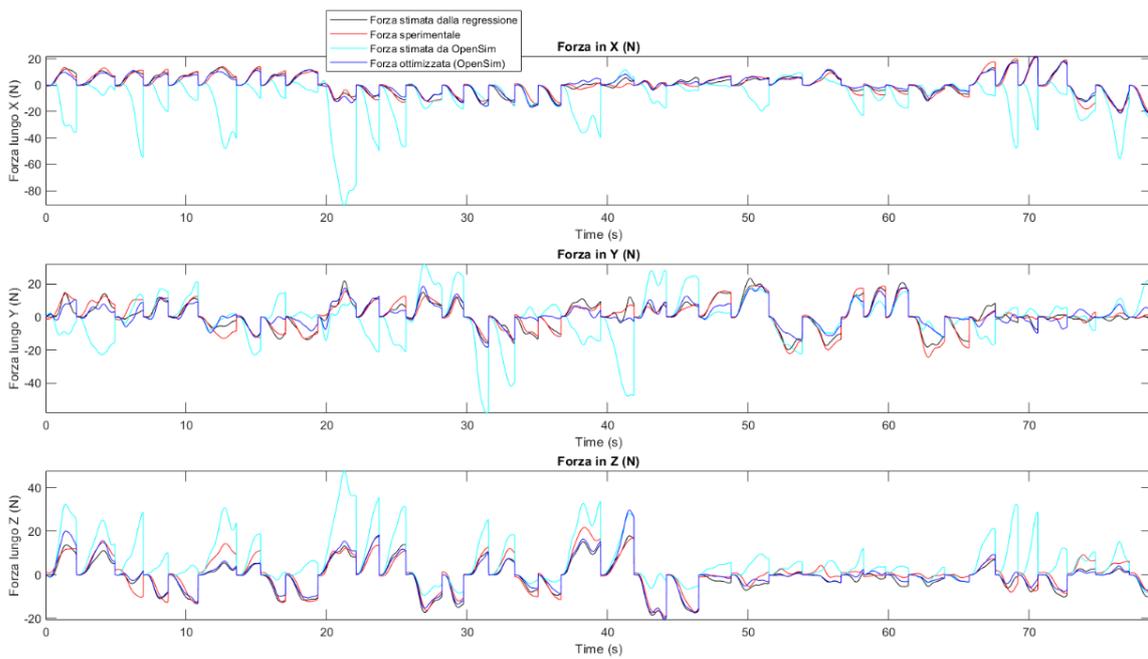


Figura 2.25: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 3

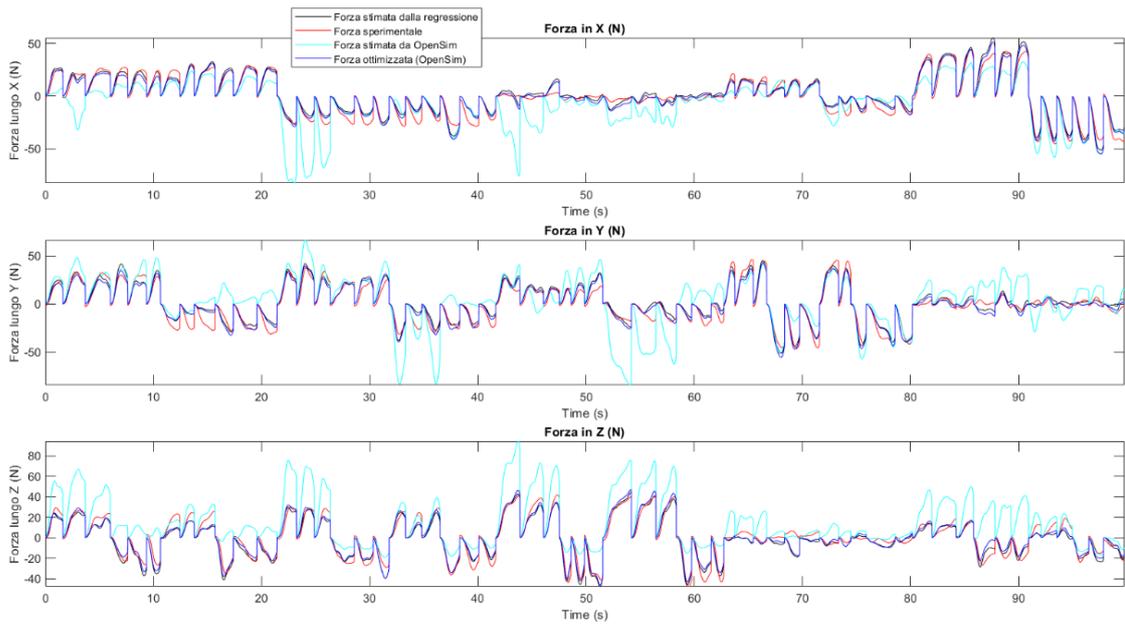


Figura 2.26: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 4

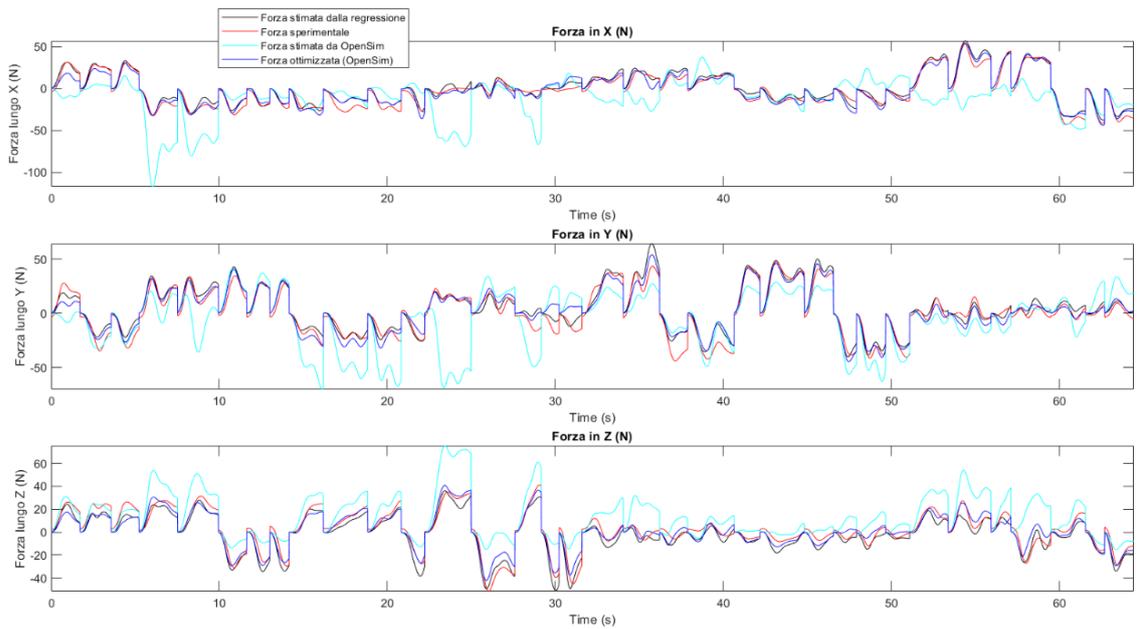


Figura 2.27: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 5

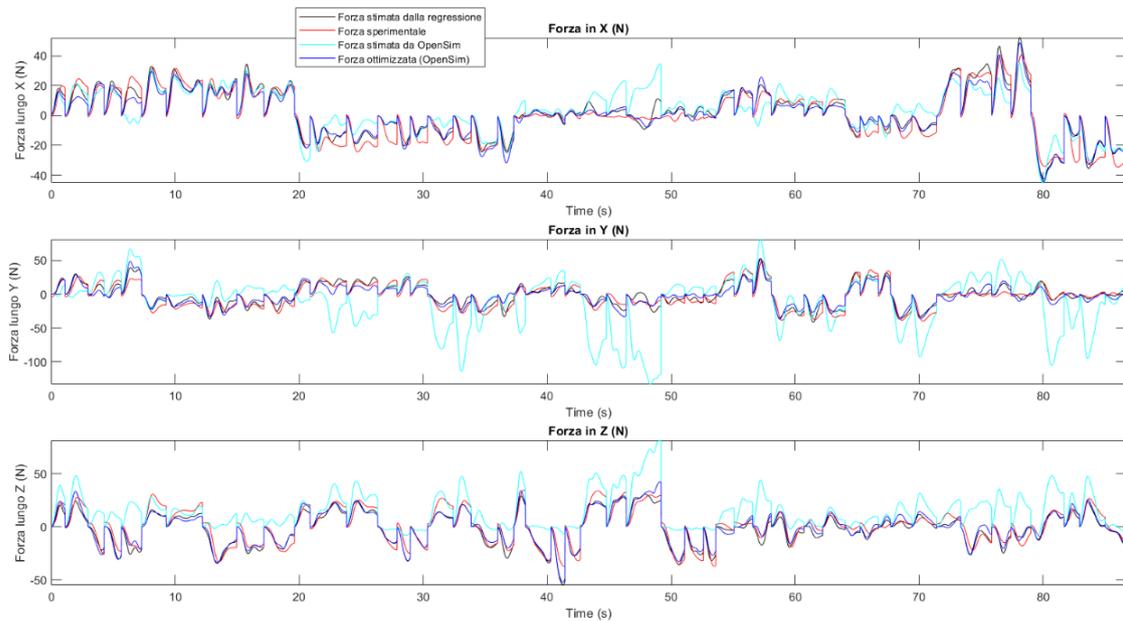


Figura 2.28: Forze all'endpoint stimate lungo l'asse X, Y e Z per il soggetto 6

Dai grafici è possibile dedurre che: per tutti e 6 i soggetti, la stima della forza ricostruita all'endpoint effettuata tramite OpenSim, prima dell'ottimizzazione, risulta scarsa sia perché il software non comprende l'ampiezza delle forze prodotte all'endpoint e sia perché in alcuni tratti, la forza risulta essere addirittura opposta in segno rispetto a quella registrata sperimentalmente (ad esempio la forza in X per il soggetto 3). Grazie all'ottimizzazione l'ampiezza delle forze diminuisce nelle zone critiche, andando a ricostruire meglio la forza all'end-effector. In particolare la forza ottimizzata risulta essere molto simile a quella ricostruita tramite regressione lineare.

Per riuscire a confrontare le stime effettuate tramite OpenSim e tramite regressione lineare, i valori dei coefficienti di determinazione di tutti e 6 i soggetti sono stati plottati nel diagramma a barre sottostante. Rispetto ai valori di  $R^2$  calcolati tramite regressione lineare, si può osservare che i valori di coefficiente di determinazione calcolati tramite OpenSim siano molto inferiori (alcuni risultano essere addirittura negativi). Analizzando i valori degli  $R^2$  ottenuti dopo l'ottimizzazione, però si osserva una somiglianza con quelli ottenuti dalla regressione lineare. Il problema di OpenSim sembra essere quello di non ricostruire correttamente i vettori di forza generata dai muscoli. Ottimizzando si riesce a risolvere il problema, garantendo una corretta stima della forza all'endpoint, perché si approssima meglio il modello con il soggetto sperimentale.

Dai risultati del t-test precedentemente descritti, se ne deduce che la stima della mappatura EMG-forza non vincolata risulta essere equivalente rispetto a quella eseguita tramite il software di simulazione muscolo – scheletrica ottimizzata.

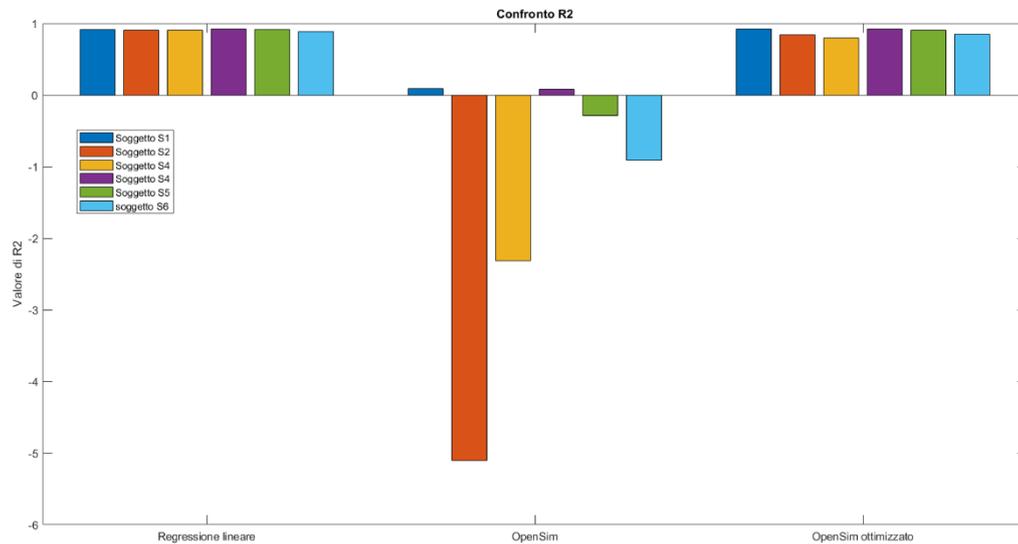


Figura 2.29: confronto tra i coefficienti di determinazione dei sei soggetti, stimati tramite regressione lineare e OpenSim

## 2.4 Confronto tra le matrici H calcolate

Le due matrici H, stimate tramite i due diversi algoritmi implementati, sono state confrontate in termini di forza generata all'*endpoint*, comparando l'acquisizione sperimentale di forza con quella stimata tramite il calcolo della matrice H, come visto nel paragrafo precedente.

Per rapportare tra loro le matrici H, queste sono state plottate nei tre piani (XY, XZ e YZ) andando ad osservare le direzioni di applicazione della forza. Ciascuna colonna della matrice H rappresenta la forza esercitata da un muscolo nella configurazione del compito isometrico eseguito.

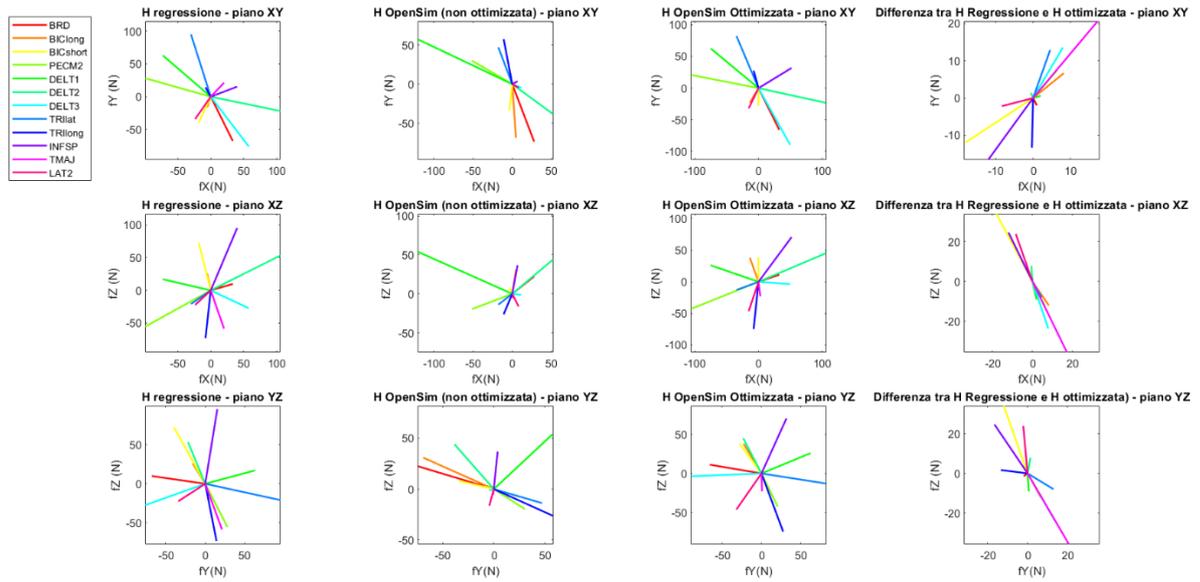


Figura 2.30: Matrici  $H$  stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 1

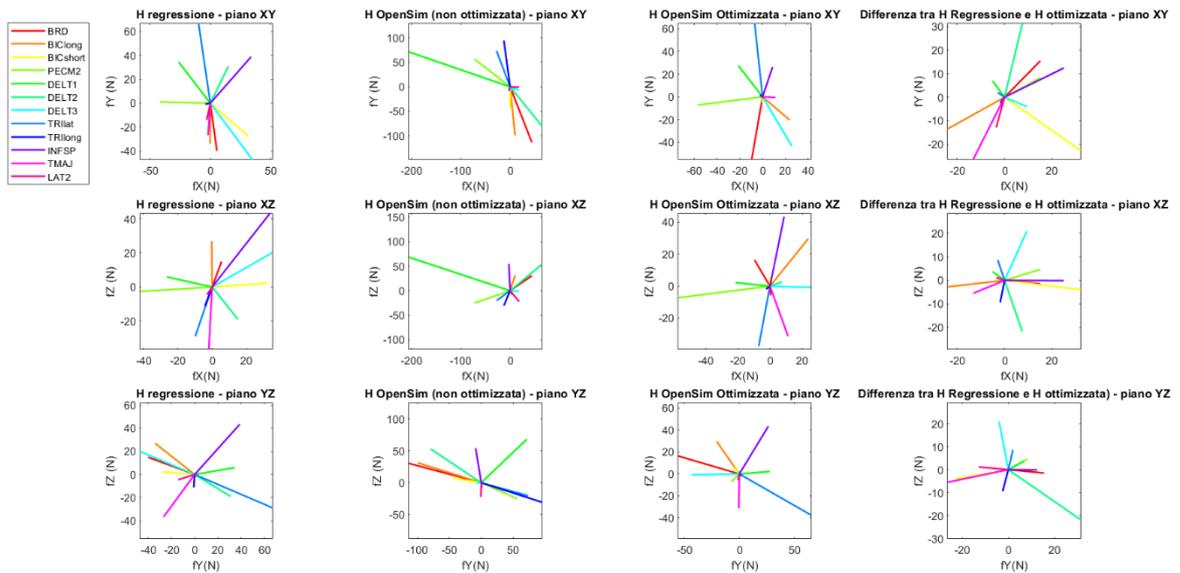


Figura 2.31: Matrici  $H$  stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 2

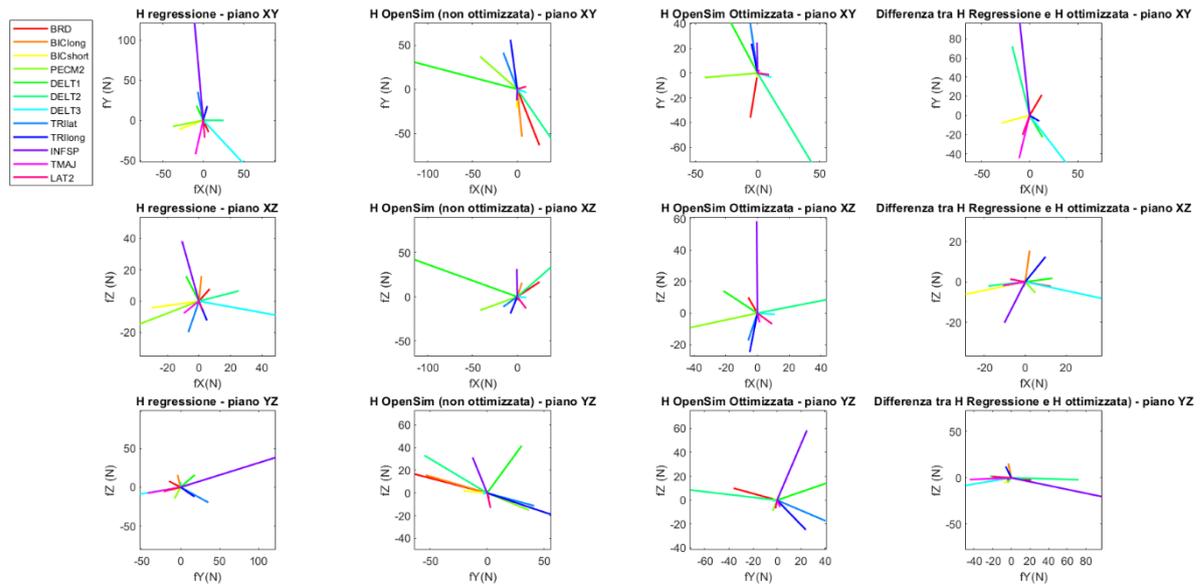


Figura 2.32: Matrici  $H$  stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 3

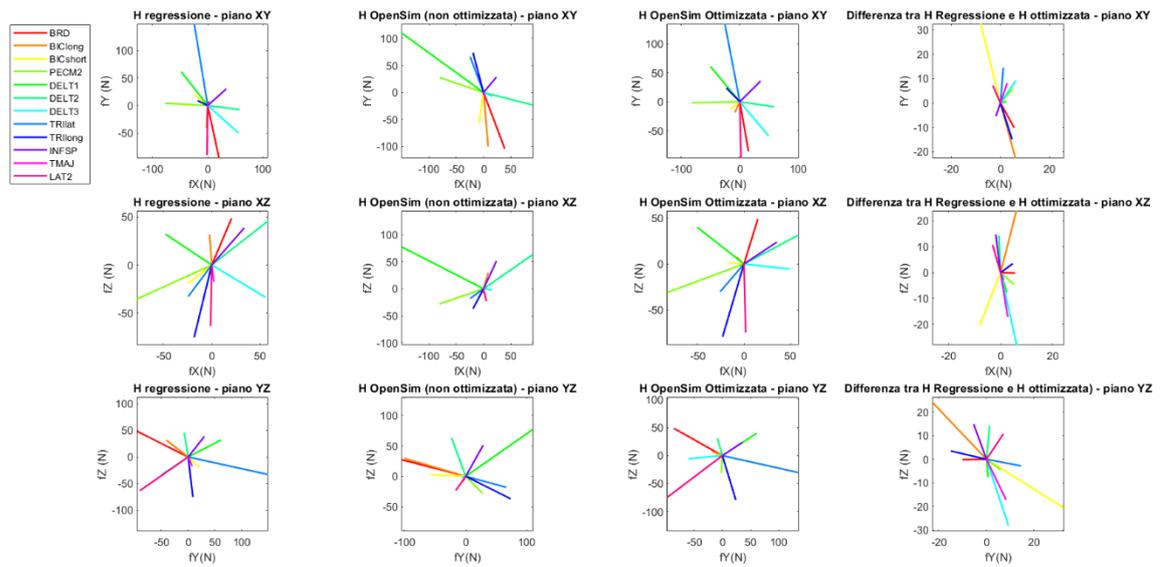


Figura 2.33: Matrici  $H$  stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 4

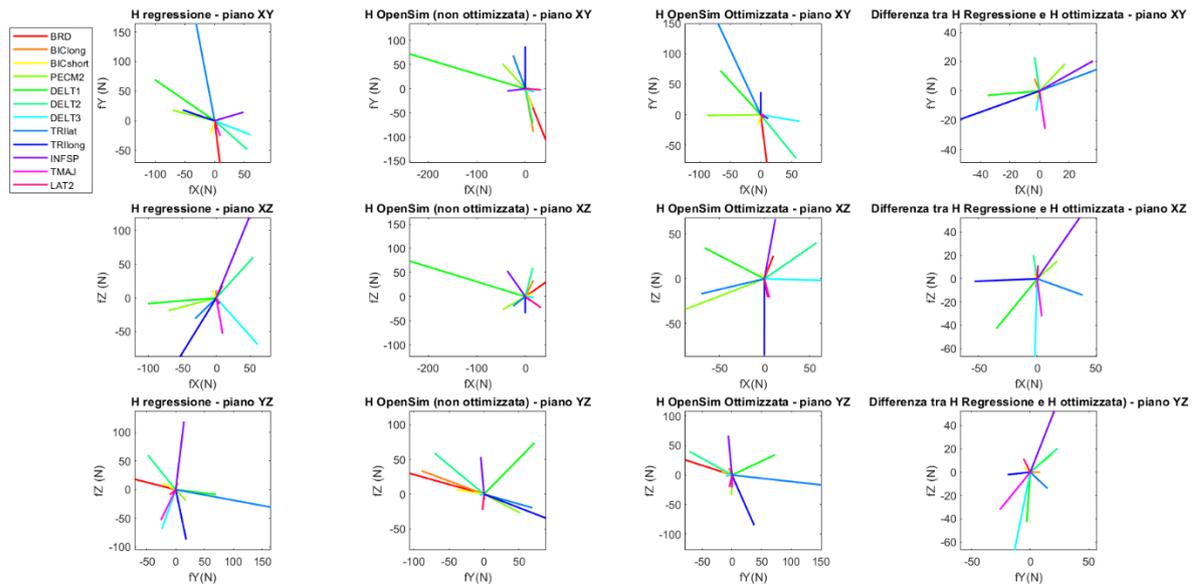


Figura 2.34: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 5

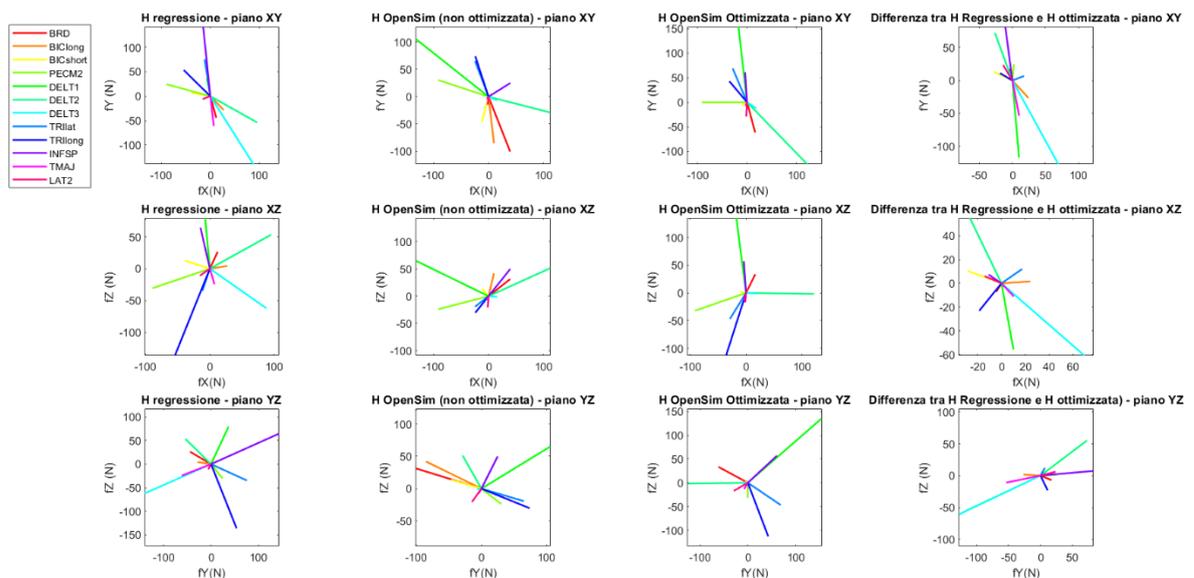


Figura 2.35: Matrici H stimate tramite i due algoritmi per il soggetto 6

Dai risultati è possibile dedurre che alcuni muscoli non vengano stimati correttamente dalla regressione lineare e neanche OpenSim con i suoi vincoli riesce a migliorarne la stima, nonostante in generale nella maggior parte dei casi le forze vengano stimate correttamente. Questo potrebbe essere dovuto ad uno *scaling* del modello non ottimale. Quest'ultimo, infatti, è stato eseguito scalando le masse dei corpi del modello e le forze isometriche muscolari, ma non sono state considerate le altre caratteristiche geometriche del muscolo

(angolo di pennazione, lunghezza del tendine a riposo e la lunghezza ottimale delle fibre). Un'altra condizione che ha influito sullo *scaling* del modello è stata l'assenza di acquisizioni di *Motion Capture*, che avrebbero potuto stimare meglio la posizione del soggetto e quindi il valore delle coordinate della posa di default. Nonostante le limitazioni, se ne deduce in generale che la mappatura dai segnali elettromiografici alla forza 3D generata all'*end-effector* possa essere indifferentemente eseguita dai due algoritmi presentati (regressione lineare e stima vincolata ottimizzata), dato che i valori di  $R^2$  differiscono di poco tra loro.

Dai risultati del t-test è stato incentivato il nostro interesse nella sperimentazione (il protocollo e il setup verranno descritti nel capitolo successivo). Dato che non si può affermare che le distribuzioni ottenute dalla regressione lineare e dalla stima vincolata ottimizzata siano statisticamente diverse (dal t-test si ottiene un p-value maggiore di 0.05), ha senso andare a capire quale dei due algoritmi permetta al soggetto un mio – controllo della forza in tempo reale più naturale.

### 3 ANALISI SPERIMENTALE

La parte sperimentale della tesi nasce dall'interesse a realizzare un mio-controllo della forza atto a valutare la forza muscolare sviluppata in un unico punto dell'arto superiore: il centro di massa della mano. Il controllo mioelettrico ha lo scopo di valutare l'intenzione del movimento, analizzando l'attività muscolare, registrata tramite elettromiografia, in modo da costruire un'interfaccia uomo – macchina, da poter utilizzare per setup sperimentali, per il controllo di una mano protesica o per il controllo di un esoscheletro di arto superiore. Il controllo mioelettrico è molto utile, ad esempio, per il controllo della forza di presa generata da un dispositivo protesico di arto superiore, sfruttando, per il controllo del movimento e della forza, il segnale EMG prelevato dai muscoli del soggetto (Dosen et al., 2015). In (Bergmeister et al., 2017), ad esempio è spiegato come un'interfaccia uomo – macchina riesca ad indurre attivazione muscolare e come il segnale EMG possa essere utilizzato per facilitare l'apprendimento motorio.

#### 3.1 *Introduzione*

In letteratura, esistono due diverse tipologie di mio-controllo: una basata su approccio “biologicamente ispirato” e un'altra basata su un approccio “modello – specifico” (Buongiorno et al., 2018). Il primo descrive il sistema motorio umano come un insieme di mattoncini elementari, chiamati ‘sinergie muscolari’, mentre il secondo sfrutta il segnale elettromiografico per stimare i movimenti umani delle articolazioni.

In (Buongiorno et al., 2018) è stato descritto un controllo mio – elettrico della forza, con lo scopo di controllare la traiettoria compiuta da un esoscheletro di arto superiore, il cui movimento è stato reso possibile grazie all'acquisizione di segnale EMG. In tal caso, è stata valutata la forza sviluppata dalla mano, in modo da analizzare i possibili movimenti che un soggetto, fornito di esoscheletro, avrebbe potuto eseguire per diversi valori di velocità. In (Gailey et al., 2017), con l'intento di regolare la forza da fornire ad una mano protesica, è stato sviluppato un controllo online della postura della mano e della forza sviluppata dalle dita. Tale controllo è risultato fortemente influenzato dai cambiamenti di segnale elettromiografico, soprattutto in caso di predizione di movimenti multipli, anche se ha consentito il movimento della maniglia senza perdere il contatto con essa.

Nell'articolo di (Durandau et al., 2019) è stato sviluppato un modello computazionale basato sul controllo EMG, collegato ad un'interfaccia uomo-macchina, con lo scopo di controllare il movimento di un esoscheletro per lo svolgimento di compiti riabilitativi, eseguiti da pazienti post-infartuati e con lesioni al midollo spinale. Il controllo dell'esoscheletro doveva garantire l'amplificazione della forza generata dal paziente, in modo da consentire allo stesso l'esecuzione dei compiti in tempo reale. Analizzando le forze prodotte da 12 unità motorie, tramite l'acquisizione di segnali EMG e tramite l'utilizzo di OpenSim per lo scaling dei modelli, è stato dimostrato che l'interfaccia forza – EMG prodotta è stata in grado di controllare movimenti multipli. In (Markovic et al., 2018) per controllare una mano protesica, è stato presentato un controllo mioelettrico EMG – forza. Lo scopo è stato quello di valutare la performance del controllo mioelettrico al variare della forza di presa esercitata dalla mano protesica, valutando se i soggetti riuscissero a modificare i comandi mioelettrici, generando forze adatte allo specifico target. In tal modo è stato dimostrato che la propriocezione muscolare, da sola, è in grado di garantire un adeguato *scaling* delle forze di presa esercitate dalla mano protesica. Il controllo delle attivazioni muscolari, che consentono i movimenti del braccio, è stato l'obiettivo di (Nowak et al., 2016). Sfruttando un approccio LET (*Linearly Enhanced Training*) offline, che a partire dalle singole attivazioni, acquisite tramite segnale elettromiografico, generava le attivazioni multi – gradi di libertà, garantite dal controllo della forza prodotta, gli autori sono riusciti a ridurre lo stress e il carico cognitivo del paziente, durante le fasi di apprendimento dell'uso della mano protesica. Per il controllo di una mano protesica, in (Connan et al., 2016) è stato descritto un controllo mioelettrico basato sul segnale EMG e sulla forza miografica prodotta dai muscoli durante la contrazione muscolare, dimostrandone una elevata usabilità. L'obiettivo degli autori di (Dosen et al., 2015) è stato quello di trovare informazioni relative ai segnali EMG da dare in input ad una mano protesica, per garantire un efficiente mio-controllo della forza generata dal dispositivo durante la presa. È stato dimostrato che i soggetti sono stati in grado di modulare il segnale EMG online, controllando efficientemente il dispositivo protesico. Analizzando tre metodi differenti di mappatura EMG – forza di presa in (Yang et al., 2009), è stato implementato un mio controllo della forza di una mano protesica a 5 gdl, per conoscere simultaneamente la forza di presa e il gesto della mano.

L'obiettivo di questa ricerca sarà quello di garantire, tramite i due algoritmi descritti nel Capitolo 2 della tesi, un mio-controllo della forza prodotta dal soggetto all'*end-effector*, durante l'esecuzione di compiti isometrici. Il mio-controllo implementato potrebbe tornare

utile per il controllo di un dispositivo protesico e/o ortesico di soggetti amputati e non, basato sul segnale EMG acquisito dai muscoli del soggetto interessato. La mappatura EMG – forza lineare, come visto nel Capitolo 1, è possibile utilizzarla solo quando si lavora in condizioni isometriche e con un valore di forza generata inferiore al 20% della MFV (Lawrence et al., 1983). In particolare, la mappatura stimata dalla regressione lineare è molto semplice da implementare, al contrario della mappatura vincolata, eseguita nel nostro caso tramite un modello muscolo – scheletrico di arto superiore che risulta essere più completa e corretta, perché tiene conto dei vincoli geometrici del muscolo, ma risulta più complessa ed onerosa in termini di costi computazionali e tempi di calcolo. Per queste ragioni l’obiettivo della ricerca sarà quello di valutare quale tra i due algoritmi di stima della matrice H, che mappa le attivazioni muscolari nella forza, sia più naturale per eseguire un compito di mio – controllo della forza.

### 3.2 *Materiali e Metodi*

Per effettuare il mio – controllo della forza è stato implementato un protocollo sperimentale simile a quello utilizzato per l’acquisizione dei dati di forza e dei segnali EMG dei muscoli, descritto nel capitolo 2.1. L’idea è quella di valutare quale tra i due algoritmi consenta al soggetto un controllo di forza più naturale, tale da garantire il controllo di un cursore virtuale. La sperimentazione avrebbe avuto luogo nel Laboratorio di Neurofisiologia Motoria dell’Università di Messina, ma per motivi legati alla pandemia da Covid 19, il protocollo sperimentale non è stato messo in atto, ma è stato strutturato per progetti futuri e presentato nei paragrafi successivi.

#### 3.2.1 *Setup sperimentale*

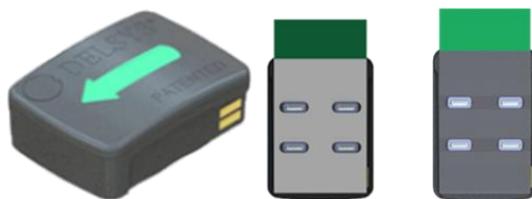
Ogni soggetto si siede su una sedia da gioco e il braccio destro viene immobilizzato all’interno di un’ortesi, poggiata orizzontalmente su un tavolo. L’ortesi viene collegata ad un trasduttore di forza a sei assi (Delta F/T Sensor; ATI Industrial Automation), che ha lo scopo di registrare online i segnali di forza generati in corrispondenza dell’*endpoint*. Il centro del palmo della mano è allineato con la linea emisternale, vicino all’altezza dello sterno e il gomito viene flesso con un angolo di circa 90°. Uno schermo LCD da 21 pollici, inclinato in modo che la sua superficie sia approssimativamente perpendicolare alla linea di

riferimento del soggetto, impedisce la vista della mano del soggetto. La scena virtuale, mostrata sul *desktop*, consiste in un cursore sferico, la cui posizione di riposo coincide con la posizione del centro del palmo della mano. Tale cursore si muove nell'intero spazio tridimensionale ed è osservabile dal soggetto grazie a degli occhiali 3D.



*Figura 3.1: posizione iniziale delle sfere, posizionate in corrispondenza del centro del palmo della mano del soggetto sul piano orizzontale. Il soggetto ha il compito di raggiungere con la sfera piccola (verde) la sfera più grande (grigia) in funzione della forza applicata, durante la fase di controllo della forza, o in funzione della forza stimata dai 12 segnali EMG acquisiti, durante la fase di controllo EMG (Berger et al., 2013).*

Le informazioni relative alla posizione del cursore vengono analizzate da una postazione dotata di un PC utilizzando un sistema che opera in *real-time*. La scena 3D mostrata sullo schermo LCD, invece, è renderizzata a 60 Hz da un'altra postazione dotata di un altro PC, che è collegata alla prima tramite un cavo Ethernet. Tramite degli elettrodi attivi bipolari (Delsys Trigno Wireless System, Boston, MA) di dimensioni pari a 27 x 37 x 13 mm, si acquisiscono i segnali EMG di 12 muscoli: Brachioradiale, Bicipite capo lungo e capo corto, Tricipite laterale e capo lungo, Infraspinato, Grande Rotondo, Deltoide Anteriore, Medio e Posteriore e Pettorale Sternale, che vengono filtrati tramite un filtro passa banda a 20 – 450 Hz e amplificati con un guadagno pari a 1000.

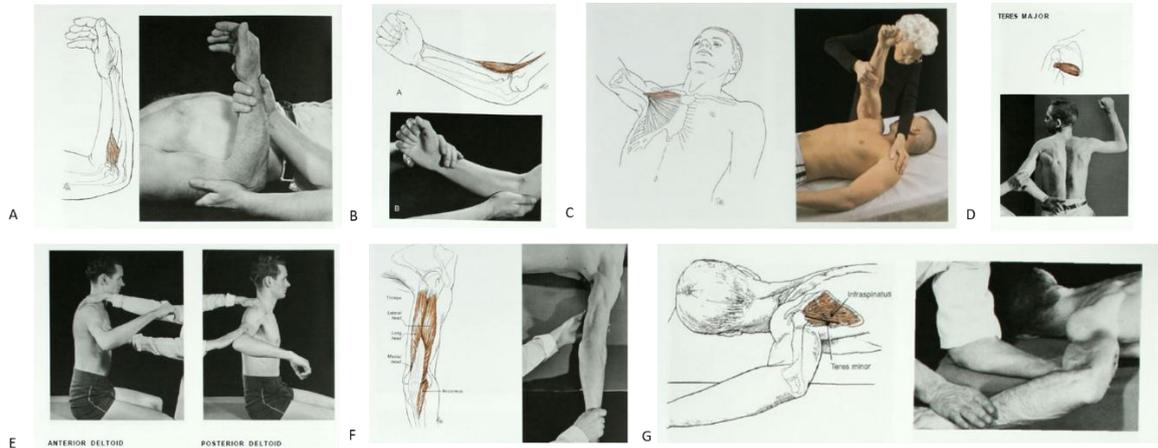


*Figura 3.2: elettrodi bipolari attivi Delsys Trigno Wireless System (Boston, MA) utilizzati per l'acquisizione del segnale elettromiografico. Tali elettrodi hanno dimensioni pari a 27 x 37 x 13 mm e una massa di 14 g. Lo spazio inter – elettrodo è pari a 10 mm per ottenere una risoluzione di 16 bits<sup>3</sup>.*

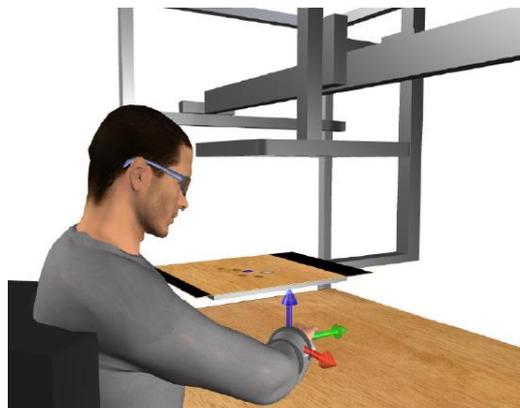
---

<sup>3</sup> <https://delsys.com/trigno/research/#trigno-avanti-sensor>

Gli elettrodi vengono posizionati sul soggetto, dopo che la cute è stata pulita con alcool, in modo da eliminare impurità e cellule morte, seguendo le direttive SENIAM (Hermens et al., 1999). I dati di forza e segnale elettromiografico vengono, successivamente, digitalizzati a 1kHz, sfruttando un convertitore analogico - digitale PCI (PCI – 6229; National Instrument).



*Figura 3.3: Manovre per il riconoscimento di alcuni muscoli dell'arto superiore secondo le direttive SENIAM. A. Bicipite; B. Brachioradiale; C. Pettorale Maggiore; D. Gran Rotondo E. Deltoide (anteriore a sinistra e posteriore a destra); F. Tricipite; G. Infraspinato.*



*Figura 3.4: posizione del soggetto durante il setup sperimentale. Il soggetto è seduto davanti un desktop e attiva i muscoli dell'arto superiore applicando delle forze all'endpoint, registrate tramite un trasduttore di forza (Borzelli et al., 2018)*

La posizione del cursore e i movimenti *real-time* dello stesso dipendono da un sistema massa – molla – smorzatore, che formano il filtro del sistema, detto filtro adattivo (Park and Meek, 1995). Tale filtro è necessario perché il segnale elettromiografico è un

segnale altamente rumoroso, dunque il controllo diretto del cursore tramite un segnale elettromiografico, anche se opportunamente elaborato, porterebbe a delle deflessioni della posizione desiderata, troppo elevate, rendendone, di fatto, impossibile il controllo. L'utilizzo di un filtro, da applicare in tempo reale al segnale elettromiografico, risulta quindi necessario. Tra tutti i filtri testati per questa applicazione si è optato per un filtro adattativo (Berger et al., 2013), che modella un sistema Massa-Molla-Smorzatore, e non necessita di conoscere i valori negli istanti di tempo successivi a quello in esame, fatto che introdurrebbe un ritardo tra la generazione di forza e lo spostamento del cursore virtuale. La forza che viene registrata in tempo reale all'*endpoint* dal trasduttore di forza viene applicata ad una massa virtuale fissa (M), dalla quale dipende la posizione del cursore. Per ridurre l'effetto del rumore elettrico, la massa (M) del sistema massa - molla - smorzatore viene considerata dipendente dall'ampiezza della forza registrata al trasduttore, tramite l'equazione:

$$M(f) = \begin{cases} m_{max} \left(1 - \frac{1}{1 + e^{-af}}\right) + b & \text{per } 0 < f < f_{max}; \\ b & \text{per } f \geq f_{max} \end{cases}$$

dove  $m_{max}$  è la massa asintotica ( $m_{max} = 1 \text{ kg}$ ),  $a$  indica la pendenza ( $a = 0.1$ ) e  $b$  rappresenta l'offset della relazione lineare che lega il segnale EMG alla forza registrata all'*endpoint* ( $b = 0.05 \text{ kg}$ ).  $f_{max} = 50 \text{ N s}^{-1}$  rappresenta il valore massimo di forza permesso durante il controllo EMG. La massa M adattiva è variabile tra 15 e 140 g, in funzione della forza generata dal soggetto all'*endpoint*. Quando il soggetto mantiene il cursore fermo, in corrispondenza della posizione iniziale, la massa virtuale è maggiore, in modo che il cursore sia più difficile da spostare e le oscillazioni del cursore dovute al rumore del segnale EMG non producano spostamenti. Se invece il soggetto genera una forza, che deve consentire il movimento del cursore per raggiungere il target, la massa diminuisce, in modo che il cursore possa essere facilmente spostato. La costante di smorzamento del sistema massa – molla-smorzatore, che identifica il filtro adattivo, è imposta in corrispondenza di una condizione di smorzamento critico.

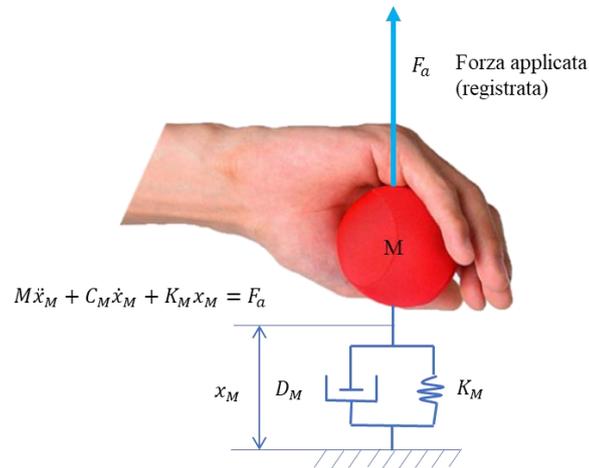


Figura 3.5: Sistema massa – molla – smorzatore, che rappresenta il filtro adattivo utilizzato per limitare il rumore del segnale EMG. La posizione del cursore  $x$  dipende dalla posizione  $x_M$  della massa adattiva  $M$ , virtualmente posizionata nel centro del palmo della mano in condizioni di riposo. La forza  $F_a$  registrata all'endpoint è utilizzata per calcolare la posizione della massa adattiva  $x_M$ .

### 3.2.2 Protocollo sperimentale

Il protocollo sperimentale prevede l'esecuzione di 5 blocchi differenti, dei quali uno di massima forza, due basati su un controllo di forza e due basati su un controllo EMG. Si recluteranno almeno 10 soggetti che verranno assegnati casualmente ad uno di due protocolli. Un gruppo farà prima pratica con la mappatura non vincolata e poi con quella vincolata, viceversa l'altro gruppo farà prima pratica con la mappatura vincolata e poi con quella non vincolata. In questa maniera si ridurranno, durante la pratica della seconda mappatura, i bias dovuti all'apprendimento della prima mappatura presentata.

Nel primo blocco, è chiesto al soggetto di generare la forza massima lungo 8 direzioni del piano orizzontale, che differiscono di  $45^\circ$  ciascuna, per 2 ripetizioni (per un totale di 16 tentativi), nei quali si calcola la media della massima forza volontaria (MVF). Tra un tentativo ed il successivo, il soggetto avrà 30 secondi di riposo, in modo da ridurre gli effetti della fatica. All'inizio di ogni *trial*, ai soggetti è chiesto di rilassare i muscoli al fine di tenere in cursore fermo per 1 s nella posizione di riposo. Successivamente appare una freccia virtuale che punta in direzione di uno degli 8 bersagli. A questo punto il soggetto può muovere il cursore nella direzione indicata dalla freccia, generando la massima forza possibile per 10 s. Trascorsi i 10 s sia il cursore che il *target* spariscono, specificando al soggetto la fine del *trial* e suggerendogli di rilassare i muscoli. All'interno dello stesso

blocco si calcola il valore di massima contrazione volontaria (MVC), calcolato come l'attivazione massima di ciascun muscolo acquisita tramite segnale elettromiografico durante tutti i trial eseguiti (Borzelli et al., 2019). Tale blocco ha lo scopo di normalizzare la forza che verrà generata nei blocchi successivi.

Nel secondo blocco di controllo di forza, i soggetti eseguono 120 bersagli (20 direzioni per 6 ripetizioni), posizionati sui 20 vertici di un dodecaedro inscritto in una sfera il cui raggio corrisponde alla generazione di una forza pari al 15% e 25% del valore di massima forza volontaria (MFV) calcolato nel precedente blocco. In tal caso il cursore deve essere mantenuto all'interno del target per 0.2 s e quando il cursore e il target spariscono, dopo un periodo di riposo pari ad 1 s, il soggetto è pronto per cominciare un nuovo trial. I segnali EMG acquisiti durante il task vengono rettificati e filtrati con un filtro di Butterworth del II ordine con una frequenza di taglio pari a 1Hz e vengono normalizzati in corrispondenza del valore di MVC (massima contrazione volontaria). Con i dati acquisiti da questo blocco verranno stimate le 2 matrici H. di regressione vincolata e non vincolata, mediante gli algoritmi descritti nel Capitolo 2, che poi serviranno per confrontare le performance del soggetto in modo da determinare con quale dei due algoritmi è possibile effettuare una stima della mappatura da EMG a forza, che il soggetto percepisce come maggiormente naturale.

Nel terzo blocco si esegue il mio - controllo a partire dal segnale EMG di superficie, acquisito dai 12 muscoli dell'arto superiore del soggetto considerato. I soggetti eseguono 120 trial con un target posizionato in corrispondenza del 20% del valore di forza, lungo le 8 direzioni. L'ordine di apparizione dei bersagli sarà casuale e diverso soggetto per soggetto. In questo blocco, la forza all'endpoint viene stimata in tempo reale tramite il prodotto del segnale elettromiografico (rettificato ed a cui è stata sottratta l'attivazione media calcolata a riposo) con una delle due matrici H calcolate dagli algoritmi precedentemente descritti: regressione lineare e modello muscolo – scheletrico, con la formula:

$$f_{ricostruita} = H * EMG_{sperimentale},$$

grazie alla quale sarà possibile stimare la posizione del cursore in tempo reale.

Il quarto blocco, in *force control*, ha lo scopo di fungere da *wash-out*: è uguale al secondo blocco e viene inserito per evitare che il soggetto ottenga una performance nel quinto blocco, falsata dall'apprendimento conseguente il controllo del cursore nel terzo blocco. Dunque l'introduzione di questo blocco ha lo scopo di far 'dimenticare' al soggetto il compito precedente.

Nell'ultimo blocco in *EMG control*, il soggetto deve eseguire 120 trial, durante i quali viene stimata la forza all'endpoint, tramite l'acquisizione in tempo reale, del segnale di attivazione muscolare proveniente dagli elettrodi posizionati sui 12 muscoli dell'arto superiore del soggetto. Si tratta di un blocco uguale al terzo, nel quale però la stima della forza viene eseguita utilizzando l'altro algoritmo non utilizzato nel terzo blocco. Dunque, se nel terzo blocco è stata utilizzata la matrice H stimata tramite regressione lineare, in questo blocco si stima la forza a partire dalla matrice H vincolata, stimata tramite OpenSim. Viceversa, se nel terzo blocco è stata utilizzata la matrice H vincolata, ottenuta dal modello muscolo – scheletrico, in questo blocco viene utilizzata la matrice H stimata dalla regressione lineare. In questo modo, i soggetti reclutati per lo studio vengono sottoposti in maniera *random* prima ad un mio – controllo e poi all'altro, in modo da non influenzare con l'adattamento i compiti eseguiti.

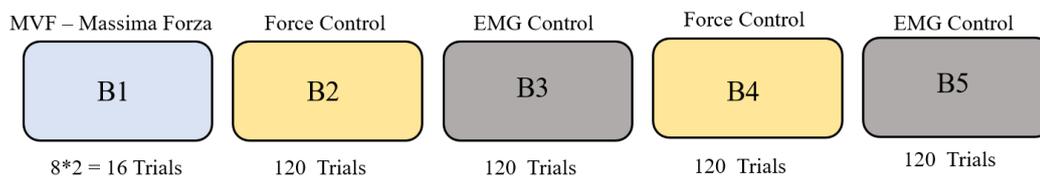


Figura 3.6: blocchi di controllo del protocollo sperimentale

### 3.3 Possibili sviluppi futuri

Quando verrà messo in pratica il protocollo sperimentale, l'obiettivo sarà quello di capire con quale algoritmo si riesce a stimare in modo più naturale la forza prodotta all'*endpoint*, a partire dalle attivazioni muscolari acquisite tramite elettromiografia di superficie. Si confronterà, quindi, la performance del soggetto, intesa come numero di volte in cui il cursore ha raggiunto il target, la deviazione angolare del cursore e il tempo di raggiungimento del target, rispetto al bersaglio, all'inizio del movimento, al fine di determinare secondo quale algoritmo è possibile stimare una mappatura da EMG a forza, che il soggetto percepisce come maggiormente naturale. Per fare questo si potrebbe somministrare al soggetto un questionario, in modo da misurare in maniera ad hoc la percezione della naturalezza. È vero che dai risultati ottenuti dalla stima della mappatura EMG – forza è stato osservato che sia la matrice H, calcolata dall'algoritmo di regressione lineare, sia la matrice H calcolata tramite OpenSim e ottimizzata riescono a stimare in

maniera adeguata la forza prodotta all'*end – effector*, ma potrebbe verificarsi che i soggetti trovino più naturale controllare il cursore tramite un algoritmo piuttosto che l'altro.

I possibili sviluppi futuri potrebbero riguardare lo studio della mappatura EMG – forza vincolata tramite l'utilizzo dello stesso modello MoBL-ARMS, ma andando a valutare un numero maggiore di muscoli, che in questo progetto non sono stati considerati. Un altro possibile progetto potrebbe riguardare il reclutamento di soggetti con deficit motori all'arto superiore destro, ad esempio post infartuati o con paresi localizzate, per stimare le intenzioni motorie del paziente (D'Avella et al., 2003 e Bizzi et al., 2013) senza conoscere le attivazioni muscolari di tutti i muscoli o registrando delle attivazioni muscolari nelle quali è presente un'elevata componente di segnale dovuta a sinergie fisiologiche, qualora fosse già noto l'algoritmo che consente un mio – controllo di forza più naturale.

## CONCLUSIONI

L'obiettivo della tesi è stato quello di confrontare due algoritmi per la stima della mappatura lineare tra segnale EMG e forza sviluppata all'endpoint (altrimenti detta matrice H): uno basato su una regressione lineare e l'altro basato su una stima vincolata, effettuata implementando un modello muscolo – scheletrico di arto superiore su OpenSim, per dimostrare quale algoritmo riuscisse a stimare meglio la forza generata all'*end-effector* a partire dalle attivazioni muscolari, registrate dal segnale elettromiografico di superficie. Per confrontare le due stime e valutarne la bontà è stato calcolato il coefficiente di determinazione  $R^2$ . La regressione lineare è stata implementata su MATLAB, grazie all'utilizzo della funzione '*regress*'. L'algoritmo di stima vincolata per il calcolo della matrice H, che mappa i segnali EMG nella forza registrata alla mano del soggetto, è stato implementato su MATLAB utilizzando l'API di OpenSim, sfruttando il modello MoBL - ARMS (Saul et al., 2014) di arto superiore, a cui è seguita un'ulteriore ottimizzazione basata sui dati sperimentali. Sono stati acquisiti i dati di forza e attivazione muscolare da 6 soggetti (5 maschi e 1 femmina): tramite un trasduttore di forza a 6 assi è stata acquisita la forza generata dal soggetto all'*endpoint* durante l'esecuzione di un compito isometrico e tramite 12 elettrodi di superficie sono stati acquisiti i segnali elettromiografici di 12 muscoli (Brachioradiale, Bicipite capo lungo e capo corto, Pettorale Maggiore Sternale, Deltoido Anteriore, Medio e Posteriore, Tricipite laterale e Tricipite capo lungo, Infraspinato, Muscolo Grande Rotondo e Dorsale Laterale). Il modello sfruttato per la stima vincolata della matrice H, che mappa le attivazioni muscolari nella forza, è stato precedentemente scalato in funzione delle caratteristiche antropometriche di ciascun soggetto considerato, secondo lo *scaling* descritto in (Chapman et al., 2014). Utilizzando l'API di OpenSim sono stati implementati su MATLAB i Tool della cinematica inversa (per il calcolo delle coordinate del modello), dell'analisi muscolare (per il calcolo dei bracci dei momenti articolari) e della dinamica inversa (per il calcolo dei momenti ai giunti, ottenuti applicando diverse forze di piccola intensità all'*endpoint*). I momenti ai giunti e le forze applicate all'*end-effector* sono serviti per calcolare lo jacobiano inverso del modello muscolo – scheletrico nella data posa di riferimento. Una volta ottenuta la matrice inversa dello jacobiano (matrice che mappa i momenti articolari nella forza), questa è stata trasformata al fine di adattare il sistema di riferimento implementato in OpenSim con quello del setup sperimentale in cui sono stati acquisiti i dati. È stata calcolata la matrice H tramite

l'equazione 2.5 ed è stata stimata la forza generata all'endpoint. Per stimare la bontà dell'algoritmo implementato, è stato calcolato il coefficiente di determinazione  $R^2$ . Siccome alcuni parametri implementati in OpenSim non possono essere scalati in base al soggetto, in quanto è complicato, se non addirittura impossibile determinarli su un soggetto umano vivente, si è proceduto con un'ulteriore ottimizzazione della matrice H tramite l'implementazione di un cono di ottimizzazione, possibile grazie alla funzione *GlobalSearch* di MATLAB, che ricerca il minimo globale della funzione obiettivo. È stata calcolata nuovamente la forza generata all'*end-effector* ed è stato calcolato il valore di  $R^2$  per valutare la bontà della stima.

È stata eseguita un'analisi statistica sui valori di  $R^2$  ottenuti. Si è implementato un t-test appaiato, utilizzando la funzione *ttest* di MATLAB tra i valori di  $R^2$  ottenuti dalla regressione e quelli ottenuti dalla stima vincolata non ottimizzata e tra i valori di  $R^2$  ottenuti dalla regressione e quelli ottenuti dalla matrice H ottimizzata. Dalla prima analisi, il p-value ottenuto ( $0.037 < 0.05$ ), conferma che le due distribuzioni sono statisticamente diverse; mentre nella seconda ( $p\text{-value} = 0.13 > 0.05$ ) tale assunzione non è confermata.

Dai risultati è stato possibile osservare che i valori di coefficiente di determinazione della stima non vincolata e della stima muscolo – scheletrica ottimizzata risultavano essere molto simili e tali da ricostruire la forza esercitata con un'ottima approssimazione. Al contrario, la matrice H stimata tramite OpenSim non ottimizzata ha prodotto una stima non accettabile della forza esercitata, dovuta probabilmente a discrepanze non trascurabili tra i parametri implementati nel modello e quelli del soggetto reale (ad esempio le caratteristiche dei muscoli utilizzati), al posizionamento non ottimale di alcuni elettrodi sulla cute e al rumore nell'acquisizione del segnale. Ottimizzando la matrice H ottenuta in output dal modello muscolo – scheletrico si è riusciti a fittare alcune orientazioni e ampiezze delle forze sulla base dei dati sperimentali, migliorando in modo evidente la ricostruzione della forza registrata all'*endpoint*. rendendola maggiormente soggetta – specifica ottenendo una ricostruzione che non permette di identificare delle differenze statistiche con quella realizzata dalla regressione lineare.

Si dimostra, quindi, che entrambi gli algoritmi possono essere utilizzati per la stima della mappatura EMG-forza. La mappatura lineare tra EMG e forza registrata all'endpoint è stata utilizzata con dei risultati soddisfacenti in (Berger et al., 2013 e Berger et al., 2014), tanto da stimare correttamente la forza generata all'*endpoint* a partire dal segnale

elettromiografico di superficie registrato da 13 muscoli dell'arto superiore. Un modello muscolo – scheletrico di arto inferiore, implementato su OpenSim, è stato, invece, utilizzato da (Sartori et al., 2012) per garantire la generazione di una forza a partire dal segnale EMG acquisito tramite elettromiografia di superficie, in modo da creare un'interfaccia uomo – macchina efficiente per la neuroriabilitazione. In tal caso, è stato osservato che il sistema a più gradi di libertà riusciva a descrivere correttamente il modo in cui le unità muscolo – tendinee reagiscono all'esecuzione di compiti isometrici, dimostrando che i modelli muscolo – scheletrici possono rappresentare un potente mezzo per la stima della mappatura EMG – forza.

Siccome le distribuzioni della mappatura tra EMG e forza non vincolata non possono essere assunte come statisticamente distinte, un modo per identificare quale sia preferibile può essere quello di testarle sperimentalmente in un protocollo di mio – controllo. Dunque, l'ultimo capitolo della tesi ha presentato un protocollo sperimentale per un mio – controllo della forza all'*endpoint*, stimata a partire dal segnale EMG acquisito da 12 elettrodi posti sulla cute del soggetto. La sperimentazione non è stata svolta per motivi legati al Covid 19, ma è stata descritta e sarà sviluppata prossimamente. L'obiettivo sarà quello di capire quale tra i due algoritmi, utilizzati per la stima della mappatura EMG – forza, sia più naturale da utilizzare per un mio – controllo di forza. Il setup sperimentale consiste in un task isometrico, eseguito dai soggetti seduti su una sedia da gioco e con l'arto destro immobilizzato all'interno di un'ortesi poggiata su un tavolo, la cui vista è bloccata da uno schermo LCD da 21 pollici. Il compito consiste nell'applicare una forza in contrazione per spostare un cursore virtuale all'interno di un target, mostrato a video nello schermo e visibile nelle 3 dimensioni grazie a degli occhiali 3D forniti al soggetto. Lo spostamento del cursore all'interno del target è modulato dall'intensità della forza generata dal soggetto all'end-effector e acquisita tramite un trasduttore di forza a 6 assi. La stima di tale forza viene eseguita una volta tramite l'utilizzo della matrice H stimata dalla regressione lineare, a partire dal segnale elettromiografico di superficie acquisito da 12 elettrodi posti sulla cute del soggetto e una seconda volta utilizzando la mappatura vincolata. Il protocollo sperimentale consiste in 5 blocchi: nel primo blocco viene calcolata la massima forza volontaria in 8 direzioni e la massima contrazione volontaria di tutti e 12 i muscoli utilizzati per la stima della mappatura EMG – Forza ed ha lo scopo di normalizzare i dati dei successivi blocchi; nel secondo blocco, in *force control*, si eseguono 120 trial in corrispondenza di un valore di forza pari al 15% e al 25% della MFV, in modo da acquisire i dati per confrontare le performance dei

soggetti con entrambi gli algoritmi; nel terzo blocco, in *EMG-control*, si stima online la forza generata all'*endpoint* a partire dal segnale elettromiografico di superficie, registrato tramite 12 elettrodi posti sulla cute del soggetto, con uno dei due algoritmi spiegati in precedenza; il quarto blocco in *force control*, funge da *wash-out*, per evitare che i soggetti si abituino al compito isometrico e il quinto blocco è identico al terzo, ma la stima della mappatura EMG – forza viene eseguita tramite l'altro algoritmo. In questo modo i soggetti verranno sottoposti in maniera random prima ad una stima della matrice H basata sulla regressione lineare e poi ad una stima vincolata, effettuata utilizzando il modello muscolo – scheletrico o viceversa e i due compiti saranno separati dall'esecuzione di un controllo di forza, che ha lo scopo di far dimenticare al soggetto il *task* precedentemente eseguito, in modo da evitare l'apprendimento. La preferenza di un approccio rispetto all'altro verrà valutato in base alla performance dei soggetti, calcolata sulla base della frazione di movimenti in cui il soggetto riesce a spostare il cursore virtuale nel bersaglio, nella deviazione della traiettoria del cursore rispetto a quella del bersaglio e dalla durata dei movimenti. Inoltre, ai soggetti che verranno reclutati per lo studio, verrà sottoposto un questionario, grazie al quale si cercherà di capire quale dei due algoritmi risulti essere più naturale per il controllo del cursore virtuale.

Una limitazione dello studio è legata alla procedura di *scaling* del modello muscolo – scheletrico. Durante la fase di *scaling*, infatti, sono state modificate le masse dei corpi che formano il modello, in funzione delle caratteristiche antropometriche del soggetto analizzato, e le forze isometriche massime generate da ogni muscolo, ma non sono state scalate le dimensioni dei muscoli e le altre loro caratteristiche (lunghezza ottimale delle fibre, lunghezza del tendine a riposo e angolo di pennazione). Tuttavia, tale problema è stato parzialmente risolto grazie alla successiva ottimizzazione. Inoltre, l'assenza di marker sperimentali, acquisiti tramite una procedura di *Motion Capture*, ha rappresentato un limite perché le posizioni dei marker sperimentali, posizionati sul modello, sarebbero potute tornare utili in fase di impostazione della posa di default e durante le procedure di *scaling*, per ottenere un modello più accurato e riuscire a valutare meglio il valore delle coordinate dei giunti del soggetto.

L'approccio utilizzato per la stima della matrice H si è basato su una relazione lineare tra EMG e forza all'*endpoint*. Tale semplificazione sappiamo essere non ottimale, perché in realtà la relazione tra attività muscolare e forza non è lineare e dipende da altri fattori. Ciò nonostante la mappatura EMG - forza può essere approssimata come lineare in condizioni di contrazione isometrica e bassa attivazione muscolare (Lawrence et al., 1983). Poiché il

nostro obiettivo era andare a capire quali tra i due algoritmi utilizzati per il calcolo della matrice  $H$  riuscisse a garantire una stima della forza all'*endpoint* migliore e poiché i soggetti hanno lavorato in condizioni isometriche e con una generazione di forza inferiore al 20% della MFV, è stato possibile utilizzare la mappatura lineare tra EMG e forza, sfruttando a nostro favore il basso costo computazionale e la semplicità dell'implementazione. Nel nostro studio, l'utilizzo di una regressione non lineare avrebbe, infatti, aumentato la complessità dell'algoritmo e il costo computazionale.

I possibili sviluppi futuri potrebbero riguardare l'implementazione di un algoritmo di stima della matrice  $H$  tramite OpenSim utilizzando un numero maggiore di segnali muscolari acquisiti. Un altro progetto futuro potrebbe riguardare l'acquisizione di dati di forza e segnale elettromiografico di pazienti con deficit relativi all'arto superiore, come soggetti infartuati o con paresi (riduzione del movimento), in modo da capire se in tal caso la stima della mappatura EMG – forza eseguita tramite i due algoritmi possa cambiare la percezione della naturalezza ed essere utilizzata come interfaccia uomo – macchina per l'esecuzione di compiti riabilitativi o per il controllo di un'ortesi. Un altro sviluppo futuro potrebbe riguardare l'utilizzo della mappatura EMG – forza stimata dai 2 algoritmi descritti, in setup sperimentali che abbiano l'intenzione di comprendere meglio i processi di base dell'apprendimento di nuovi compiti motori. Si potrebbe estendere la ricerca in ambito dinamico, calcolando più matrici di regressione in diversi punti e per varie pose del modello, in modo da stimare la matrice di regressione nello spazio tramite un'interpolazione (Lotti et al., 2018).

## BIBLIOGRAFIA

Ambrosi G., Cantino D., Castano P., Correr S., D'Este L., Donato R. F., Familiari G., Fornai F., Gulisano M., Iannello A., Magaudo L., Marcello M. F., Martelli A. M., Pacini P., Rende M., Rossi P., Sforza C., Tacchetti C., Toni R., Zummo G. (2006) - *Anatomia dell'uomo* - edi-ermes; pp 131 – 144; pp 521 - 538

Bergel D. J. and d'Avella A. (2014) – *Effective force control by muscle synergies* – Frontiers in Computational Neuroscience, April 2014, volume 8

Berger D. J., Gentner R., Edmunds T., Pai D. K. and d'Avella A. (2013) – *Differences in adaptation rates after virtual surgeries provide direct evidence for modularity* – Journal of Neuroscience

Bergmeister K. D., Vujaklija I., Muceli S., Sturma A., Hruby L. A., Prahm C., Riedl O., Salminger S., Manzano-Szalai K., Aman M., Russold M-K., Hofer C., Principe J., Farina D. and Aszmann O. C. (2017) - *Broadband Prosthetic Interfaces: Combining Nerve Transfers and Implantable Multichannel EMG Technology to Decode Spinal Motor Neuron Activity* – frontiers in Neuroscience

Bizzi E. and Cheung V. C. K. (2013) – *The neural origin of muscle synergies* – frontiers in Computational Neuroscience (April 2013), Volume7 - Article 51

Bortoletto R. and Pagello E. (2014) - *How different human muscle models affect the estimation of lower limb joint stiffness during running* - Conference: Workshop Neuro-Robotics for Patient-Specific Rehabilitation, IAS-13

Borzelli D., Cesqui B., Berger D. J., Burdet E. and d'Avella A. (2018) – *Muscle patterns underlying voluntary modulation of co – contraction* – PLoS ONE (10)

Borzelli D., Gurgone S., De Pasquale P., Berger D. J. and d'Avella A. (2019) – *Consistency of myoelectric control across multiple sessions* - International Conference on NeuroRehabilitation

Bruno A. G., Bouxsein M. L. and Anderson D. E. (2015) - *Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage* - Journal of Biomechanical Engineering (August 2015), Vol. 137

Buongiorno D., Barsotti D., Barone F., Bevilacqua V. and Frisoli A. (2018) – *A linear approach to optimize an EMG-driven musculoskeletal model for movement intention detection in myo-control: a case study on shoulder and elbow joints* – Frontiers in Neurorobotics 12:74.

Chadwick E. K., Blana D., Kirsch R. F., and van den Bogert A. J. (2013) - *Real-Time Simulation of Three-Dimensional Shoulder Girdle and Arm Dynamics* - IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING

Chapman M.P., Rotella M. F. and Okamura A. M. (2014) - *Position and Velocity Cursor Mappings Contribute to Distinct Muscle Forces in Simulated Isometric and Movement Reaching* – 2014 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)

- Clancy E. A., Morin E. L. and Merletti R. (2002) - *Sampling, noise reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography* - Journal of Electromyography and Kinesiology 12 (2002) 1–16
- Connan M., Ramirez E. R., Vodermayr B. and Castellini C. (2016) – *Assessment of wearable force – and electromyography device and comparison of the related signals for myocontrol* – *forntiers in Neurobotics* 10:17
- D’Avella A., Saltiel P. and Bizzi E. (2003) – *Combinations of muscles synergies in the construction of a natural behavior* – *nature neuroscience*, volume 6 n. 3, March 2003
- Delp S. L., Anderson F. C., Arnold A. S., Loan P., Habib A., John C. T., Guendelman E. and Thelen D. G. (2007) – *OpenSim: Open-Source software to create and analyze dynamics simulations of movement* – *IEEE transactions in Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 11 (November 2007)
- Dosen S., Markovic M., Somer K., Graimann B and Farina D. (2015) – *EMG biofeedback for online predictive control of grasping force in a myoelectric prosthesis* – *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* (2015) 12:55
- Durandau G., Farina D. and Sartori M. (2017) – *Robust real-time musculoskeletal modelling driven by electromyograms* – *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 65, n 3 (2018)
- Durandau G., Farina D., Asín-Prieto G., Dimbwadyo-Terrer I., Lerma-Lara S., Pons J. L., Moreno J. C. and Sartori M. (2019) - *Voluntary control of wearable robotic exoskeletons by patients with paresis via neuromechanical modeling* – *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (2019) 16:91
- Gailey A., Artemiadis P. and Santello M. (2017) - *Proof of concept of an Online EMG-Based Decoding of hand Postures and individual Digit Forces for Prosthetic hand control* - *Frontiers in Neurology* 8:7
- Gonzales-Izal M., Malanda A., Rodríguez- Carreño I., Navarro-Amézqueta I., Garostiaga E. M., Farina D., Falla D. and Izquierdo M. (2010) – *Lineare vs. non-linear mapping of peak power using surface EMG features during dynamic fatiguing contractions* - *Journal of Biomechanics* 2010.05.009
- Gonzalez-Izal M., Falla D., Izquierdo M. and Farina D. (2010) – *Predicting force loss during dynamic gatiguing exercises from non – linear mapping of features of the surface electromyogram* – *Journal of Neuroscience Methods* 190 (2010)
- Hashemi J., Hashtrudi-Zaad K., Morin E. and Mousavi P. (2010) - *Dynamic Modeling of EMG-Force Relationship Using Parallel Cascade Identification* - 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010
- Hashemi J., Morin E., Mousavi P. and Hashtrudi - Zaad (2012) – *Surface EMG force modeling with joint angle-based calibration* – *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23 (2013)

- Hashemi J., Morin E., Mousavi P., Mountjoi K. and Hashtrudi-Zaad K. (2011) – *EMG-force modelling using parallel cascade identification* – Journal of Electromyography and Kinesiology 22 (2012)
- Hermens H. J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Block J., Rau G., Disselhorst C. and Hagg G. (1999) – *European Recommendations for Surface Electromyography*
- Hill A. V. (1953) – *The mechanics of active muscle* – The Royal Society
- Hinneken S., Mahaudens P., Detrembleur C. and Fisette P. (2020) - *EMG measurements as inputs for a musculoskeletal model: quantification of abdominal and back muscle forces in static postures* - Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 22
- Holzbaur K. R. S., Murray W. M. and Delp S. L. (2005) - *A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control*. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 33, No. 6, June 2005 pp. 829–840
- Hou J., Sun Y., Sun L., Pan B., Huang Z., Wu J. and Zhang Z. (2016) – *A pilot study of individual muscle force prediction during elbow flexion and extension in the neurorehabilitation field* – Sensors 2016
- Kendall F., McCreary E., Provance P., Rodgers M., Romani W. (2005) - *Muscles. Testing and function with posture and pain* – Lippincott Williams & Wilkins (5<sup>th</sup> edition) pp. 315 - 325
- Kennedy S. D. and Schwartz A. B (2019) – *Stiffness as a control factor for object manipulation* - Journal of Neurophysiology, Volume 122
- Konrad P. (2005), *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*
- Laursen B, Jensen B., Németh G. and Sjøgaard G. (1998) – *A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position* – Journal of Biomechanics 31 (1998)
- Lawrence J. H. and De Luca C. J. (1983) – *Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles* - J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol (1983 Jun) 54 (6)
- Lee and Umberger (2016), *Generating optimal control simulations of musculoskeletal movement using OpenSim and MATLAB*. PeerJ 4:e1638
- Lotti N., Piscopiello D. and Sanguineti V. (2018) – *A user model for adaptation of task parameters in robot-assisted exercise* – Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III. ICNR 2018. Biosystems & Biorobotics, vol 21. Springer, Cham.
- Markovic M, Schweisfurth M. A. , Engels L. F., Farina D. and Dosen S. (2018) - *Myocontrol is closed-loop control: incidental feedback is sufficient for scaling the prosthesis force in routine grasping* - Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation (2018) 15:81
- Mesin L. (2018) - *Introduction to biomedical signal processing* – CLUT pp 250 - 253

- Millard M., Seth A., Uchida T. K. and Delp S. (2013) - *Flexing computational muscle: modelling and simulation of musculotendon dynamics* – Journal of Biomechanical Engineering (February 2013)
- Mobasser F. and Hashtrudi-Zaad K. (2012) - *A Comparative Approach to Hand Force Estimation using Artificial Neural Networks* - Biomedical Engineering and Computational Biology Insights 2012:4 1–15
- Nowak M. and Castellini C. (2016) – *The LET procedure for prosthetic myocontrol: towards multi – DOF control using single-DOF activations* – PLoS ONE 11(9)
- Park E. and Meek S. G. (1995) - *Adaptive Filtering of the Electromyographic Signal for Prosthetic Control and Force Estimation* - IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 42, NO. 10, OCTOBER 1995
- Poyil A. T., Steuber V. and Amirabdollahian F. (2020) – *Influence of muscle fatigue on electromyogram-kinematic correlation during robot-assisted upper limb training* - Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering, Volume 7: 1-18
- Roh J., Wook Lee S. and Wilger K. D. (2018) – *Modular organization of exploratory force development under isometric conditions in the human arm* – Journal of Motor Behavior
- Sanford J., Patterson R. and O Popa D. (2017) - *Concurrent surface electromyography and force myography classification during times of prosthetic socket shift and user fatigue* - Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering, Volume 4: 1–13
- Sartori M., Durandau G., Došen S. and Farina D. (2018) – *Robust simultaneous myoelectric control of multiple degrees of freedom in wrist-hand prostheses by real-time neuromusculoskeletal modelling* – Journal of Neural Engineering 15
- Sartori M., Reggiani M., Farina D. and Lloyd D. G (2012) – *EMG-driven forward-dynamic estimation of muscle force and joint moment about multiple degrees of freedom in the human lower extremity* – PLoS ONE, Volume 7
- Saul K. R., Hu X., Goehler C. M., Vidt M. E., Daly M., Velisar A. & Murray W. M. (2014) -*Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model* - Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18:13, 1445-1458
- Scheerer E. M. and Wolf D. N. (2020) – *Predicting functional force production capabilities of upper extremity functional electrical stimulation neuroprostheses: a proof of concept study* – Journal of Neural Engineering
- Schutte L. M., Rodgers M. M., Zajac F. E. and Glaser R. M. (1993) – *Improving the efficacy of electrical stimulation – induced leg cycle ergometry: an analysis based on a dynamic musculoskeletal model* – IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, Volume 1, No 2.
- Scott L. Delp, Frank C. Anderson, Allison S. Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T. John, Eran Guendelman and Darryl G. Thelen (2007) - *OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement* - IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 54, No. 11, November 2007

- Seth A., Hicks J. L., Uchida T. K., Habib A., Dembia C. L., Dunne J., Ong C. F., DeMers M. S., Rajagopal A., Millard M., Hamner S. R., Arnalod E. M., Yong J. R., Lakshmikanth S. K., Sherman M. A., Ku J. P., Delp S. L. (2018) – *OpenSim: simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement* – PloS Computational Biology 14 (7)
- Seth A., Sherman M., Reinbolt J. A., Delp S. L. (2011) - *OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange* - Published by Elsevier Ltd
- Sherman M. A., Seth A. and Delp S. (2013) – *What is a moment arm? Calculating muscle effectiveness in biomechanical models using generalized coordinates* – ASME 2013 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE 2013
- Sidek S. N. and Mohideen A. J. H. (2012) - *Mapping of EMG signal to hand grip force at varying wrist angles* – IEEE EMBS International Conference on Biomedical Engineering and Science
- Sun W., Zhu J., Jiang Y., Yokoi H. and Huang Q. (2018) - *One-Channel Surface Electromyography Decomposition for Muscle Force Estimation* - Frontiers in Neurorobotics (2018)
- Thelen D. G. (2003) – *Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults* – Journal of Biomechanical Engineering (February 2003)
- Togo S. and Imamizu H. (2017) - *Empirical Evaluation of Voluntarily Activatable Muscle Synergies* – Frontiers in Computational Neuroscience 11:82
- Toma S. and Lacquaniti F. (2016) – *Mapping muscle activation to force perception during unloading* – PLoS ONE 11 (3)
- Ullah K. and Kim J.-H. (2009) - *A Mathematical Model for Mapping EMG Signal to Joint Torque for the Human Elbow Joint using Nonlinear Regression* - 2009 4th International Conference on Autonomous Robots and Agents
- Ullauri J. B., Peternel L., Ugurlu B., Yamada Y. and Morimoto J. (2015) – *On the EMG-based torque estimation for humans coupled with a force-controlled elbow exoskeleton* - IEEE Xplore (2015)
- Widmaier E. P., Raff H. and Strang K. T. (2011) – *Vander FISILOGIA* – Casa editrice Ambrosiana pp. 250 - 274
- Wu C., Zeng H., Song A. and Xu B. (2017) – *Grip force and 3D push-pull force estimation based on sEMG and GRNN* - Frontiers in Neuroscience
- Yang D., Zhao J., Gu Y., Jiang L. and Liu H. (2009) – *EMG pattern recognition and grasping force estimation: improvement to the myocontrol of multi-DOF prosthetic hands* – IEEE/RSJ International conference in Intelligent Robots and Systems (October 11-15, 2009 St Louis, USA)

## **SITOGRAFIA**

<https://delsys.com/trigno/research/#trigno-avanti-sensor>

## RINGRAZIAMENTI

Ringrazio tutti coloro che mi sono stati accanto durante la stesura della tesi e che mi hanno aiutata anche solo con un consiglio durante tutta la mia carriera accademica.

Ringrazio anzitutto la mia relatrice, la professoressa Gastaldi per avermi indirizzata verso un argomento così interessante e per avermi messa in contatto con il mio correlatore, il professore Borzelli, senza il cui aiuto prezioso non sarei riuscita a raggiungere questo traguardo così importante. È grazie alla sua disponibilità e pazienza che questa tesi è riuscita a prendere forma. Ringrazio anche il professore D'Avella, che con i suoi utili consigli è riuscito a curare alcuni dettagli della tesi.

Ringrazio i miei genitori, che mi hanno permesso di studiare fuori e di inseguire i miei sogni sempre, supportandomi non soltanto economicamente, ma soprattutto emotivamente, anche quando pensavo di non farcela. Ringrazio mia sorella, che riesce sempre a strapparmi un sorriso ed è riuscita, durante il periodo della quarantena a non farmi perdere la speranza. Ringrazio tutta la mia 'grande' famiglia, che ha sempre creduto in me e in particolare mia nonna Anna.

Ringrazio i miei colleghi, senza i quali le intere giornate passate all'università sarebbero sembrate interminabili.

Ringrazio la mia amica Alessandra, che nonostante la lontananza e i mille problemi, non ha mai smesso di credere in me e mi ha sempre incitato a diventare 'Ingegnere'.

Ringrazio gli amici di casa 'Miglio' e non solo, Alessio, Antonio, Roberto e Gimmy, conosciuti durante i miei primi giorni a Torino, che mi hanno sempre fatto sentire a casa e con i quali ho trascorso pranzi domenicali da far invidia alle nonne del meridione.

Un ringraziamento speciale va alla mia coinquilina, Giulia, che mi ha aiutata, forse, ad amare un po' Torino, nonostante il freddo, la pioggia e l'assenza del mare, mi ha permesso di conoscere persone meravigliose e mi è stata accanto. Ti ringrazio di cuore per avermi accolta in casa a braccia aperte dopo solo un caffè.

Ringrazio il mio fidanzato, Lorenzo, che crede in me molto più di quanto io non riesca a fare e mi ha sempre supportato e fatto capire che posso davvero raggiungere i miei sogni, credendoci e impegnandomi. È stato anche merito suo se sono riuscita a intraprendere questo percorso di studi e a terminarlo. Quindi Grazie perché nonostante la lontananza non hai mai smesso di credere in me e mi hai sempre fatto sentire amata.