# POLITECNICO DI TORINO

Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Confronto tra stime della mappatura tra segnale elettromiografico e forza esercitata sulla base di parametri prestazionali e dinamici



Relatori: Prof. Laura Gastaldi Prof. Daniele Borzelli Prof. Andrea D'Avella

> Candidata: Monica Bellassai

Anno Accademico 2020\2021

#### ABSTRACT

Negli ultimi decenni, il segnale elettromiografico (EMG) è stato proposto per il controllo di diversi dispositivi robotici, quali esoscheletri e protesi. Di conseguenza vari algoritmi, con diversi gradi di complessità a precisione della stima, sono stati implementati al fine di identificare le intenzioni motorie dell'operatore a partire dal segnale EMG.

L'obiettivo di questa tesi è quello di confrontare due algoritmi, che si differenziano per complessità e accuratezza anatomica, utilizzati al fine di stimare la mappatura tra l'attivazione muscolare da più muscoli agenti su gomito e spalla, e la forza isometrica generata al livello della mano. Il primo algoritmo ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione elettromiografica, senza imporre alcun vincolo, mentre il secondo impone dei vincoli anatomici, definiti attraverso un modello muscolo - scheletrico (OpenSim), ed una successiva ottimizzazione dei dati sperimentali.

Il confronto, basato su parametri prestazionali e dinamici, avrà lo scopo di definire quali siano le cause della discrepanza tra due approcci e stabilire quale sia preferibile in termini di performance e naturalità percepita dal soggetto. Per rispondere a tale quesito sono stati utilizzati differenti dataset, acquisiti nel Laboratorio di Neurofisiologia Motoria dell'Università di Messina, aventi in comune la simultanea acquisizione della forza esercitata, tramite un trasduttore rigidamente connesso alla mano del partecipante, ed i segnali EMG di 12 muscoli agenti sul gomito e la spalla durante un compito di generazione di forze isometriche. A partire da questi dataset si sono stimate le due mappature sopra descritte ed al fine di determinare quale possa essere l'approccio migliore, si sono utilizzati diverse misure sia dinamiche che della performance dei soggetti.

Il presente studio trova la sua applicazione nella definizione delle leggi di controllo di dispositivi guidati dal segnale EMG registrato da operatori umani, come protesi o esoscheletri, ed ha lo scopo di determinare se l'introduzione di vincoli anatomici nella stima della forza esercitata a partire dall'attivazione muscolare di operatori umani, ed il conseguente aumento del costo computazionale di tale operazione, sia preferibile rispetto ad una più semplice priva di vincoli anatomici.

# INDICE

1	]	INTRODUZIONE	8
	1.1	APPLICAZIONI DELL'EMG PER LA STIMA DELLA FORZA GENERATE E DEL MOVIMENTO ESEGUITO	.8
	1.2	Il rumore e le fonti di errore nel segnale EMG1	.2
	1.3	UTILIZZO DELL'APPROSSIMAZIONE LINEARE TRA EMG E LA FORZA CHE ESSI GENERANO1	4
	1.4	UTILIZZO DELLA REGRESSIONE NON VINCOLATA1	15
	1.5	Utilizzo di OpenSim e della stima vincolata1	16
	1.6	Punto di partenza dello studio1	17
2	ľ	Metodi 1	9
	2.1	STIMA NON VINCOLATA2	20
	2.2	STIMA VINCOLATA	20
	ź	2.2.1 Modello OpenSim utilizzato2	22
	2.3	LINEAR MIXED MODEL	24
3	S	Sessione sperimentale 2	5
	3.1	Setup	26
	3.2	PROTOCOLLO E COMPITO	31
	3.3	DATASET 1	32
	3	3.3.1 Introduzione3	32

	3.3.2	Peculiarità del setup e protocollo32					
	3.3.3	Risultati					
	3.3.4	Discussione					
3.4	Datase	т 2					
	3.4.1	Introduzione					
	3.4.2	Peculiarità del setup e protocollo40					
	3.4.3	Risultati42					
	3.4.4	Discussione					
3.5	Datase	т 345					
	3.5.1	Introduzione45					
	3.5.2	Peculiarità del setup e protocollo45					
	3.5.3	Risultati					
	3.5.4	Discussione					
4	CONC	CLUSIONI					
BIBI	JOGR	AFIA 70					
APP	APPENDICE						

# Lista delle figure

Figura 1: Modello MoBL – ARMS (Saul et al., 2014)	23
Figura 2: Parametri inerziali dei segmenti corporei del modello (Saul et al., 2014)	23
Figura 3: Setup sperimentale	27
Figura 4: Posizionamento elettrodi superficiali: vista frontale, laterale e posteriore (2021)	28
Figura 5: visualizzazione di un trial in cui è presente uno spike	29
Figura 6: Esempio posizionamento dei target che si dispongono lungo i vertici di un dodecaedro durante	
l'esecuzione del compito isometrico. Le sfere rappresentano la posizione dei marker che il soggetto deve	
raggiungere, applicando la forza all'endpoint per controllare il cursore virtuale (Borzelli, 2013)	30
Figura 7: Angoli di azimut ed elevazione dei target del task isometrico (Borzelli et al., 2013)	30
Figura 8: Setup sperimentale	33
Figura 9: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto	
1Esempio di matrice H ottenuta dalla regressione lineare per il soggetto 1	36
Figura 10: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite OpenSim ottimizzato per il soggett	to
1. Esempio di matrice H ottenuta da OpenSim ottimizzato per il soggetto 1	36
Figura 11: A: Setup; B: Sessioni	40
Figura 12: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto	
1Esempio di matrice H ottenuta dalla regressione lineare per il soggetto 1	41
Figura 13: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite OpenSim ottimizzato per il sogget	to
1. Esempio di matrice H ottenuta tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1	42
Figura 14: Setup del protocollo sperimentale	46
Figura 15: Protocollo sperimentale	49
Figura 16: Soggetto 1	51
Figura 17: Soggetto 2	51
Figura 18: Soggetto 1	52
Figura 19: Soggetto 2	52
Figura 20: Soggetto 1	53
Figura 21: Soggetto 2	53
Figura 22: velocità priva si filtraggio a sinistra; velocità filtrata a destra	54
Figura 23: Soggetto 1	56
Figura 24: Soggetto 2	56
Figura 25: Grafico della velocità in funzione del tempo dove è possibile vedere l'onset di velocità, il primo	e il
secondo picco	57
Figura 26: Soggetto 1	57
Figura 27: Soggetto 2	58

Figura 28: Soggetto 1
Figura 29: Soggetto 2
Figura 30: Identificazione angolo primo picco59
Figura 31: Soggetto 1
Figura 32: Soggetto 2
Figura 33: Opinione soggetto 1
Figura 34: Opinione soggetto 2
Figura 35: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 1.
Esempio di matrice H ottenuta tramite regressione lineare per il soggetto 1
Figura 36: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto
1. Esempio di matrice H ottenuta tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1

## Lista delle tabelle

Tabella 1: Parametri CLF (Saul et al., 2014)	24
Tabella 2: Caratteristiche dei soggetti	33
Tabella 3: valori del coefficiente di determinazione ottenuti tramite la stima non vincolata e la stima	
vincolata	35
Tabella 4: Relazione fra errore angolare, rapporto dei moduli e modulo della differenza vs SNR, segnale e	
rumore	38
Tabella 5: caratteristiche dei soggetti	40
Tabella 6: Valori degli R2 ottenuti dalla regressione lineare	42
Tabella 7: valori degli R2 ottenuti con OpenSim ottimizzato	43
Tabella 8: risultati del linear mixed model	43
Tabella 9: risultati del linear mixed model	44
Tabella 10: caratteristiche dei soggetti	46
Tabella 11: valori dei coefficienti di determinazioni	63
Tabella 12: relazione fra gli 11 muscoli e l'errore angolare	77
Tabella 13: relazione fra gli 11 muscoli e il rapporto dei moduli	77
Tabella 14: relazione fra gli 11 muscoli e l'errore angolare	78
Tabella 15: relazione fra gli 11 muscoli e il rapporto dei moduli	78
Tabella 16: relazione fra gli 11 muscoli e l'errore angolare	79
Tabella 17: relazione fra gli 11 muscoli e rapporto dei moduli	79
Tabella 18: relazione fra gli 11 muscoli e il modulo della differenza	80
Tabella 19: relazione fra gli 11 muscoli e il modulo della differenza	80
Tabella 20: relazione fra gli 11 muscoli e il modulo della differenza	81
Tabella 21: relazione fra gli 11 muscoli con l'errore angolare	82
Tabella 22: relazione fra gli 11 muscoli con il modulo della differenza	83
Tabella 23: relazione fra gli 11 muscoli con il rapporto dei moduli	83

#### **1** INTRODUZIONE

La misurazione delle forze esercitate da muscoli differenti, può aiutare a identificare e valutare le prestazioni di un compito motorio. La conoscenza completa dei carichi interni che agiscono sul corpo umano, comprese le forze muscolari e i carichi articolari, è essenziale per la prevenzione degli infortuni (Bolsterlee et al., 2013), per la riabilitazione (Nettuno et al., 2000) e per vari programmi di chirurgia (Gomes et al., 2013). A tal fine, sono stati proposti all'interno dello studio di (Panettieri et al., 2020) due modelli di stima della mappatura tra il segnale elettromiografico (EMG) e la forza esercitata dall'arto superiore in corrispondenza della mano. Il primo modello era basato su una regressione lineare priva di vincoli anatomici, (implementata su MATLAB tramite la funzione regress). Tale mappatura risulta semplice da implementare e richiede un costo computazionale ridotto. Il secondo modello, invece, eseguiva una prima stima assumendo dei vincoli anatomici delle direzioni delle azioni dei vari muscoli, utilizzando un modello muscolo – scheletrico del braccio (MoBL-ARMS) implementato su OpenSim (controllo muscolare computerizzato), e successivamente adattava tale stima utilizzando i dati sperimentale di forza ed EMG acquisiti dal soggetto. Questo approccio, nonostante sia più anatomicamente corretto, risulta essere più complesso e computazionalmente oneroso. Per tale motivo l'obiettivo dello studio sperimentale sarà quello di valutare quale tra i due algoritmi di stima della matrice H (che mappa le attivazioni muscolari nella forza) sia migliore per l'esecuzione di un mio - controllo di forza in termini di performance e naturalezza del movimento percepito dal soggetto e cosa è dovuta la differenza tra le due matrici.

## 1.1 Applicazioni dell'EMG per la stima della forza generate e del movimento eseguito

I metodi di convalida indiretti non invasivi includono l'elettromiografia (EMG) e l'analisi di sensibilità (Zuk et al., 2016). Quest'ultima è definita come un metodo per determinare la robustezza di una valutazione esaminando quanta parte dei risultati può essere influenzata da cambiamenti nei metodi, modelli, valori di variabili non misurate o ipotesi con l'obiettivo di identificare i risultati che dipendono in gran parte da ipotesi discutibili o non supportate

(Schneeweiss et al., 2006). Ad oggi, l'EMG è stato l'approccio più comunemente utilizzato per convalidare le stime delle forze muscolari. Sebbene l'EMG non sia in grado di calcolare i momenti articolari, ha il potenziale per dare informazioni dirette e indirette sull'attività elettrica dei muscoli (Karimi et al., 2021). Alcuni dispositivi includono sensori EMG per monitorare contrazioni dei muscoli e/o rilassamento durante esercizi muscolari, ovvero per trasmettere informazioni sensoriali all'utente (biofeedback EMG). Un vantaggio dei dispositivi per esercizi basati su EMG è che offrono un mio-controllo maggiore ai pazienti consentendo loro di svolgere un ruolo più attivo e di praticare un allenamento regolare tra le sessioni. Secondo (Frank et al., 2010) un sistema di interazione biofeedback EMG per muscoli isometrici può aiutare i pazienti a controllare il proprio segnale biologico e a modularlo in modo sano. Anche (Anwer et al., 2011) ha usato dispositivi per esercizi isometrici esistenti basati su sensori EMG per trasmettere informazioni sui tempi e sull'entità delle contrazioni muscolari impiegando segnali acustici o visivi molto semplici. Tuttavia, negli ultimi anni, sono state impiegate soluzioni più sofisticate che forniscono stimoli più ricchi per trasmettere informazioni sul biosegnale. Un esempio è un EMG basato su un sistema di gioco che consente ai pazienti di controllare un gioco tramite una regolazione cosciente ed esplicita delle loro contrazioni muscolari (Garcia-Hernandez et al., 2019). Questo tipo di sistema è stato definito un gioco di biofeedback diretto (Dix, 2005). Un vantaggio di questo approccio è che gli ambienti virtuali e i giochi possono promuovere l'aderenza e la frequenza all'esercizio (Annesi et al., 1997; Clough et al., 2011), la motivazione dei pazienti e l'impegno (Reid et al., 2002). Inoltre, consente ai pazienti di controllare in tempo reale e coordinare le proprie azioni, oltre che ad aumentare la competizione nel gioco (Kuikkaniemi et al., 2010; Nacke et al., 2011).

Per realizzare questa valutazione è stato utilizzato un modello di regressione lineare che ricava lo sforzo di presa della mano a livello dell'EMG di superficie (sEMG) di un muscolo dell'avambraccio coinvolgendo partecipanti adulti sani e poi incorporato nella piattaforma di gioco basata su EMG. Gli studi di (Cohen et al., 2016; Fusco et al., 2018) forniscono non solo feedback espliciti, immediati e di performance, ma anche dati sensoriali in tempo reale per aumentare le prestazioni umane, l'interesse e la motivazione, nonché per massimizzare la sicurezza e l'efficacia. Inoltre, nella piattaforma di gioco basata su EMG sono stati rilevati cambiamenti nella forza di presa. La piattaforma promuove un maggiore aumento della forza

muscolare rispetto ai tradizionali esercizi di rinforzo della mano. Infatti, dopo la prova di 4 settimane, il gruppo di trattamento ha mostrato un miglioramento sulla forza di presa. Questo risultato è in accordo con uno studio precedente (Anwer et al., 2011), che indica che la combinazione di visivo, uditivo e tattile negli esercizi isometrici produce esiti migliori.

L'elettromiografia (EMG) viene spesso utilizzata come uno strumento per determinare l'attivazione muscolare in studi sperimentali sul movimento umano. (Bogey et al., 2006) ha sviluppato un approccio di elaborazione EMG-to-force per stimare la forza muscolare della caviglia dal segnale EMG durante la deambulazione. Questo metodo è stato adattato nello studio di (Heintz et al., 2007) per confrontarlo con il metodo dell'ottimizzazione statica costruito sulla base delle tradizionali tecniche di ottimizzazione, ovvero la minimizzazione vincolata. Il metodo di ottimizzazione statica descrive l'azione fisiologica del muscolo, ovvero la distribuzione delle forze in modo da minimizzare il dispendio energetico. È stato anche dimostrato che il costo correlato all'energia da consumare corrisponde al dispendio di ossigeno dei muscoli (Praagman et al., 2006). (Heintz et al., 2007) ha trovato che l'ottimizzazione statica è uno strumento appropriato per determinare forze muscolari nell'analisi clinica del cammino e può contribuire con importanti informazioni quantitative sul sistema muscolo - scheletrico, ottenendo una distribuzione ottimale delle forze. I risultati dell'ottimizzazione statica somigliavano, nella maggior parte dei casi, alla forma della normale attivazione EMG come riportato da (Hof et al., 2005). Ciò può indicare sia che i risultati dell'EMG sperimentale in questo studio erano imprecisi (Heintz et al., 2007) o soggetti a rumore sia che l'ottimizzazione produce modelli di forza più accurati. Inoltre, l'ottimizzazione statica calcola anche forze muscolari ottimali in muscoli le cui attivazioni non sono facilmente registrate da EMG di superficie, come l'ileopsoas e i glutei.

Nelle contrazioni isometriche submassimali è stata rilevata una relazione lineare tra l'intensità del segnale EMG prelevato e l'output della forza (Hof et al., 1984; Olney et al., 1985). L' approccio di elaborazione EMG-to-force della forza descritto da (Bogey et al., 2006) dimostra come le registrazioni del segnale EMG possono essere utilizzate per valutare momenti e forze di ogni singolo muscolo nella deambulazione. Questi risultati mostrano un ragionevole grado di accuratezza mettendo in evidenza che tale metodo può essere uno strumento pratico per determinare forze muscolari nella valutazione clinica del cammino.

Una stima della tipica variazione della misurazione è clinicamente utile per identificare cambiamenti reali. La variazione minima rilevabile (MDC) è il cambiamento più piccolo misurato che può essere interpretato come una vera differenza. Gli MDC sono utili per identificare veri cambiamenti e nella valutazione dell'efficacia degli interventi che hanno effetti eterogenei. Lo scopo dello studio di (Gardinier et al., 2013) era stabilire MDC per forze di contatto congiunte in un modello muscoloscheletrico EMG-driven del ginocchio. Per ottenere dati di ciascun soggetto durante la deambulazione per l'input del modello è stata usata l'analisi tridimensionale del movimento con l'elettromiografia (EMG). È stato utilizzato un metodo di modellazione basato sull'EMG per stimare le forze di contatto congiunte tra la linea di base e le successive misurazioni sono maggiori della tipica variazione giornaliera e possono essere identificate come cambiamento reale.

Lo studio di (Karimi et al., 2021) mirava a determinare la validità di un modello muscolo – scheletrico OpenSim per predire le forze muscolari rispetto all'EMG legate all'invecchiamento e per identificare meglio i meccanismi di compromissione del cammino negli anziani. Il modello di attività muscolare nell' EMG era relativamente diverso da quello di OpenSim. La forza di picco maggiore è stata osservata alla fine della fase di swing. Inoltre, è stata osservata una certa attività muscolare durante la fine della fase di scarico e il pre – pendolamento che non era presente in OpenSim. Nella valutazione qualitativa, i risultati mostrano che il più forte accordo con EMG si è verificato per il gastrocnemio mediale. Questo risultato è in accordo con studi precedenti (Zuc et al., 2018, Trinler et al., 2018) che hanno riportato un maggiore accordo per il gastrocnemio e soleo, ma accordo più debole per bicipite femorale, retto femorale e tibiale anteriore. I risultati del presente lavoro hanno dato una consistenza da bassa a moderata delle forze muscolari previste e una misurazione dell'attività muscolare durante la deambulazione nelle persone anziane. (Scarton et al., 2017) non hanno riportato differenze significative nella posizione dei picchi di inviluppo quando si confronta sperimentalmente l'attività muscolare misurata con OpenSim in soggetti diabetici. Attivazioni muscolari alterate simili sono state osservate tra esperimenti e OpenSim nei pazienti diabetici.

### 1.2 Il rumore e le fonti di errore nel segnale EMG

La qualità dei dati EMG può essere ridotta a causa di disturbi casuali elettrici dovuti ad un posizionamento errato degli elettrodi, tipo di tessuto, cross talk fisiologico, variazioni geometriche, rumore esterno e qualità degli elettrodi, impedenza della cute e dell'amplificatore utilizzato.

Il corpo umano è un buon conduttore elettrico, ma la conducibilità varia con il tipo di tessuto, spessore, condizioni fisiologiche e temperatura. Queste condizioni variano fortemente da soggetto a soggetto e anche nello stesso soggetto a seconda del posizionamento dell'elettrodo. È impossibile utilizzare il segnale EMG non processato per fare direttamente una comparazione quantitativa tra soggetti. Perciò, quando si vuole rilevare l'attività di un determinato muscolo, soprattutto se si utilizzano elettrodi di superficie, si può verificare cross - talk, ovvero un effetto di muscoli talmente vicini da non poter essere trascurabile (10-15% del totale). Il cross – talk è un contributo difficile da eliminare mediante algoritmi. Picchi del segnale elettrocardiografico si possono sovrapporre a quelli del segnale utile rilevato tramite elettrodi di superficie. L'effetto è maggiore quando si intende rilevare l'attività dei muscoli del tronco e/o delle spalle. Inoltre, durante la contrazione muscolare la posizione reciproca tra elettrodi e ventre muscolare può cambiare determinando variazioni geometriche. Questo è un problema intrinseco nelle misure dinamiche e può essere causato anche da una variazione di pressione sull'elettrodo. Un fattore determinante che influenza il segnale EMG è il rumore ambientale. Esso è dovuto in gran parte ad accoppiamento con sorgenti elettromagnetiche esterne (e.g. frequenza di rete). Anche la qualità degli elettrodi, l'impedenza della cute e dell'amplificatore utilizzato sono fonti di errore nel segnale EMG. Per ridurre al minimo l'impedenza (ordine 10-50 kOhm), la cute del soggetto deve essere preparata e pulita accuratamente con alcool isopropilico.

I metodi di ottimizzazione (OPT) rimangono quelli maggiormente usati (Dreischarf et al., 2016) per risolvere i problemi legati all'uso di EMG come la registrazione dell'attività dei muscoli profondi e larghi (Staudenmann et al., 2005; Stokes et al., 2003), cross-talk (Farina et al., 2004) e trovare guadagni adeguati per i muscoli per soddisfare le equazioni di

equilibrio (Mohammadi et al., 2015). In un problema di ottimizzazione comune, il risolutore minimizza o ottimizza una funzione costo per le forze muscolari (ad es. minimizzare la somma delle attivazioni al quadrato o al cubo) soggette alle equazioni di equilibrio e delimita il minimo/massimo per le forze muscolari. Nei metodi di ottimizzazione vengono considerati come difetti primari le mancate attivazioni realistiche di muscoli antagonisti (El Ouaaid et al., 2013). I metodi di ottimizzazione comuni sono implementati all'interno di molti sistemi muscoloscheletrici e piattaforme di modellazione, incluso OpenSim, che è la piattaforma open source più utilizzata in biomeccanica (Delp et al., 2007). Il risolutore di ottimizzazione statica (SO) in OpenSim stima le attivazioni muscolari e le forze. Nello studio di (Akhavanfar et al., 2019), SO è stato migliorato attraverso un'interfaccia MATLAB ad accesso aperto, dove le attivazioni muscolari calcolate possono inoltre soddisfare requisiti cruciali di stabilità meccanica.

Lo studio di (Trinler et al., 2018) mirava a confrontare le attivazioni muscolari stimate tramite ottimizzazione statica (SO) e approcci di modellazione CMC all'EMG registrato nei muscoli degli arti inferiori in dieci partecipanti sani che camminano a cinque velocità diverse. La differenza presentata tra l'attivazione muscolare stimata e registrata e la correlazione non lineare per alcuni muscoli che utilizzano un modello muscoloscheletrico indica che la stima delle attivazioni muscolari, e, quindi, la stima delle forze muscolari, necessita di ulteriori miglioramenti prima che possano essere implementati in un contesto clinico. Né SO né CMC hanno portato a un migliore accordo su EMG, e può essere preferito sopra l'altro. È necessario effettuare una maggiore ricerca sui pazienti per comprendere i vantaggi rilevanti di diverse tecniche di stima matematiche. Per questo, la ricerca futura deve trovare metodi efficienti in termini di costi per scalare i modelli muscoloscheletrici per facilitare la futura implementazione clinica. Pertanto, la stima delle forze muscolari richiede ulteriori miglioramenti nella modellazione muscolo-scheletrica prima che possano essere utilizzati nella pratica clinica.

# 1.3 Utilizzo dell'approssimazione lineare tra EMG e la forza che essi generano

Il segnale EMG può essere messo in relazione con la forza esercitata dal muscolo, tenendo conto che però esistono numerosi altri fattori che ne influenzano l'andamento. Modelli complessi considerano:

$$f = H(p, m, v) m \tag{1.3}$$

dove p è la postura, m è l'attivazione muscolare, v è la velocità. Tuttavia, se una parte del corpo, ad esempio il braccio, si trova in condizione isometrica, la forza esercitata dalla mano è approssimativamente una funzione lineare dell'attivazione muscolare agente su spalla e gomito:

$$f = H * m \tag{1.4}$$

dove f è la forza esercitata, m è attivazione muscolare, e H è la matrice attivazione muscolare - forza (Borzelli et al., 2013). La condizione isometrica elimina la relazione con la postura e la velocità, mentre la bassa attivazione fa sì che si possa approssimare la relazione come lineare.

Le sinergie muscolari possono mettere in evidenza le regolarità nel sistema sensomotorio aventi in comune compiti e condizioni, riducendo il numero di parametri da selezionare per generare un comando motore e da regolare per compensare una perturbazione o per acquisire una nuova abilità (Berger et al., 2013). Un'organizzazione modulare può consentire al SNC di acquisire rapidamente e controllare efficacemente le capacità motorie, superando la complessità inerente al coordinamento dei molti gradi di libertà dell'apparato locomotore (Bernstein, 1967). D'altronte l'adattamento alle perturbazioni meccaniche suggerisce che i cambiamenti nei modelli interni possono essere rappresentati da combinazioni lineari che mappano le variabili di stato, come posizione e velocità dell'end-effector, nei comandi del motore (Thoroughman et al., 2000; Donchin et al., 2003).

#### 1.4 Utilizzo della regressione non vincolata

La performance del controllo mioelettrico di soggetti sani è stata valutata attraverso una relazione lineare fra l'attività di presa dei muscoli flessori del polso con una protesi e il segnale elettromiografico. Ai soggetti è stato chiesto di attivare i muscoli flessori del polso e chiudere la protesi per raggiungere un target. Per valutare le prestazioni di base, sono stati utilizzati vari canali di feedback implicito (propriocezione, movimento e suono della protesi). Infine, il task della protesi è stato ripetuto con un feedback esplicito della forza visiva (Markovic et al., 2018).

La regressione non vincolata è stata utilizzata nello studio di (Buongiorno et al., 2018) per stimare momenti delle articolazioni umane con modelli neuromuscoloscheletrici basati su EMG e NMS. Per adattare i parametri del modello a un soggetto specifico in tale studio è stata necessaria un'ottimizzazione del modello. Due approcci di ottimizzazione sono stati confrontati: un metodo di ottimizzazione lineare (LO) e un metodo non lineare basato su un algoritmo genetico (GA). Il LO ottimizza un solo parametro per muscolo, invece l'approccio basato sul GA effettua una profonda personalizzazione del modello muscolare, (regolazione di 12 parametri per muscolo). Sebbene entrambi i metodi di ottimizzazione abbiano migliorato sostanzialmente le prestazioni del modello grezzo, i risultati dello studio suggeriscono che il LO potrebbe essere vantaggioso rispetto a GA poiché quest'ultimo è molto più pesante dal punto di vista computazionale e porta a miglioramenti minimi rispetto al primo.

La mappatura EMG - Forza non vincolata può essere conseguita anche tramite l'uso di stime non lineari. Nello studio di (Hashemi et al., 2011) è stata utilizzata una mappatura di identificazione in cascata parallela (PCI) come strumento di stima dinamica per la mappatura EMG – Forza con lo scopo di calcolare la forza al polso. Essa è composta da una successione di blocchi di dinamica lineare e statica non lineare. La dinamica della cross-correlazione tra input e output è stata stimata dai blocchi di dinamica lineare del modello, mentre i blocchi di statica non lineare sono sintetizzati dalla parte non lineare del sistema. La forza all'endpoint è stata calcolata da (Hashemi et al., 2011) dando in input alla cascata i segnali EMG acquisiti e le coordinate angolari del soggetto.

Una mappatura non lineare tra segnale EMG e forza è stata utilizzata da (Gonzales-Izal et al., 2010) per prevedere la perdita di forza muscolare durante esercizi di affaticamento dinamico in massima estensione del ginocchio utilizzando i segnali EMG di superficie registrati da più posizioni sopra il muscolo quadricipite. In tale studio la mappatura non lineare è stata realizzata implementando un *network* neurale a più *layer*.

Nello studio di (Ullah et al., 2009) è stato proposto un nuovo modello matematico per calcolare le coppie articolari sfruttando le regressioni non lineari con il fine di correlare il segnale EMG alla forza. Questo modello avevano parametri sconosciuti che ottimizzavano la funzione esponenziale, che legava la coppia articolare all'attivazione muscolare. Ai partecipanti all'esperimento è stato chiesto di svolgere attività non faticose e contrazioni volontarie massime a forza variabile (MVC) e contrazioni volontarie submassimali (SMVC). Sono stati registrati i segnali di coppia dell'articolazione del gomito e EMG prelevati da elettrodi posizionati sul braccio del paziente. I dati registrati sono stati inseriti nel modello, per stimare i valori dei parametri sconosciuti e con il risultato ottenuto è stata stimata la coppia articolare.

#### 1.5 Utilizzo di OpenSim e della stima vincolata

Un modello dell'arto superiore disponibile con il software OpenSim è stato utilizzato nello studio di (Holzbaur et al., 2005; Saul et al., 2015). Questo modello aveva il vantaggio di essere open-source, quindi disponibile per l'intera comunità di ricerca, ma era caratterizzato da diverse equazioni di regressione di accoppiamento (De Groot et al., 2001) per descrivere il movimento 3D sia della clavicola che della scapola rispetto all'elevazione omerale, ovvero il ritmo scapolo-omerale. Questo modello è stato costruito per consentire il ridimensionamento delle proprietà geometriche e inerziali, ma si riteneva che le equazioni di regressione ne limitassero l'uso in un movimento complesso. Si presumeva che questo modello fosse più fisiologico quando descriveva i movimenti complessi della spalla e si è dimostrato efficiente dal punto di vista computazionale. Tuttavia, è stato utilizzato solo per

studiare i movimenti del braccio di una singola articolazione e non compiti funzionalmente rilevanti.

Le applicazioni cliniche dei modelli muscoloscheletrici sono ampie perché consentono di indagare su ciò che non è misurabile in vivo. L'uso più comune nella scienza del movimento è stato nella stima dei carichi muscolari e articolari in persone sane e pazienti (Pandy et al., 2013) e molte applicazioni esistono nella riabilitazione per valutare l'efficacia degli interventi. La modellazione muscolo - scheletrico è un approccio diffusamente usato per stimare la meccanica interna dei carichi perché la misurazione diretta di questi carichi richiede metodi invasivi, nonché esperimenti complessi e costosi (Rohlmann et al., 1994; Wilke et al., 2001). Tutti i modelli biomeccanici devono soddisfare le equazioni di equilibrio dinamico. Tuttavia, all'interno dei modelli ad alta fedeltà, le equazioni di equilibrio non possono essere risolte deterministicamente perché il numero di forze muscolari sconosciute è maggiore del numero di equazioni (Dreischarf et al., 2016).

In generale, sono usati metodi di ottimizzazione (OPT), elettromiografia (EMG) o approcci ibridi per risolvere questa ridondanza (Dreischarf et al., 2016).

#### 1.6 Punto di partenza dello studio

Nello studio effettuato da (Panettieri et al., 2020), dopo aver stimato la mappatura EMGforza attraverso due algoritmi è stato calcolato il coefficiente di determinazione per valutare la bontà della stima effettuata. È stato eseguito un t- test appaiato, utilizzando la funzione *ttest* di MATLAB, per confrontare tra loro coppie di  $R^2$  e capire se queste siano statisticamente diverse.

Nella prima implementazione del t-test sono stati confrontati 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 ed è stato ottenuto un p-value < 0.05 (p-value = 0.037) che dimostra che le due distribuzioni sono statisticamente diverse. Nella seconda implementazione del t-test sono stati confrontati i valori di  $R^2$  ottenuti tramite la stima con la regressione lineare e i valori ottimizzati ottenuti tramite OpenSim ed è stato invece ottenuto un p-value = 0.13. Avendo riportato un p-value maggiore alla soglia di 0.05, non si può rifiutare l'ipotesi che le due distribuzioni abbiano la stessa media. Quindi, non è stato possibile stabilire se sia preferibile usare una mappatura ottenuta senza l'imposizione di alcun vincolo anatomico o definendo dei vincoli per stimare la forza tramite il segnale elettromiografico.

Nonostante ciò, la diversità tra le mappature ottenute utilizzando i due algoritmi può essere percepita dal soggetto. Per questo motivo lo scopo di tale studio, oltre a determinare quale delle sue stime sia preferibile, è avere una quantificazione soggettiva della naturalezza del movimento. Per fare ciò sono stati utilizzati differenti dataset, acquisiti nel Laboratorio di Neurofisiologia Motoria dell'Università di Messina, aventi in comune l'acquisizione simultanea della forza esercitata, tramite un trasduttore rigidamente connesso alla mano del partecipante, ed i segnali elettromiografici di 12 muscoli agenti sul gomito e la spalla durante un compito di generazione di forze isometriche. Tramite questi dataset si sono stimate le due mappature sopra descritte.

#### 2 Metodi

Il presente capitolo descrive i due algoritmi implementati da (Panettieri et al., 2020) utilizzati al fine di stimare la mappatura tra l'attivazione muscolare da più muscoli agenti su gomito e spalla, e la forza isometrica generata al livello della mano. La matrice H lega linearmente il segnale EMG, acquisito tramite elettromiografia di superficie, alla forza calcolata all'*endpoint*. Il segnale EMG può essere messo in relazione con la forza ricostruita dalla seguente relazione:

$$f_{ricostruita} = H * m \tag{2.1}$$

dove  $f_{ricostruita}$  è la forza stimata all'*endpoint*, *m* è attivazione muscolare acquisita tramite segnale elettromiografico, e *H* è la matrice EMG – Forza.

Il primo algoritmo ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione elettromiografica, senza imporre alcun vincolo, mentre il secondo impone dei vincoli anatomici, definiti attraverso un modello muscolo - scheletrico (OpenSim), ed una successiva ottimizzazione dei dati sperimentali.

Le limitazioni relative all'assunzione di una relazione lineare tra EMG e forza sono state approfondite nel paragrafo 1.3 della tesi.

Per eseguire il confronto tra i due algoritmi utilizzati per la stima della matrice H, è stato utilizzato il Linear Mixed Model (approfondito nel paragrafo 2.3 della tesi) e il calcolato del coefficiente di determinazione R<sup>2</sup>:

$$R^2 = 1 - \frac{RSS}{TSS} \tag{2.2}$$

dove:

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

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

In particolare:

 $y_i = dati osservati sperimentalmente;$  $\bar{y}_i = media dei dati sperimentali$ 

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

2.1 Stima non vincolata

La mappatura EMG – Forza priva di vincoli è stata calcolata tramite la regressione lineare, implementando la funzione *regress* di MATLAB, di tutti i dati EMG dei muscoli registrati su ogni componente di forza. Con questo procedimento è stata calcolata la matrice H, che lega, tramite l'equazione 2.1, la forza calcolata all'*end-effector* all'attivazione muscolare dei muscoli considerati. Tale mappatura risulta semplice da implementare e richiede un costo computazionale ridotto.

#### 2.2 Stima vincolata

L'algoritmo di stima vincolata per il calcolo della matrice H, che mappa la forza calcolata all'*end-effector* all'attivazione muscolare, è stato implementato su MATLAB tramite l'API di OpenSim permettendo di interfacciare il software di analisi muscolo – scheletrica impiegato per l'inserimento dei vincoli nel modello MoBL -ARMS (Saul et al., 2014) dell'arto superiore utilizzato per la simulazione del compito isometrico.

Nello studio sperimentale di (Panettieri et al., 2020) sono stati acquisiti i dati di forza e attivazione muscolare da 6 soggetti. La forza generata dal soggetto all'*endpoint* durante l'esecuzione di un compito isometrico è stata acquisita per mezzo di un trasduttore di forza a 6 assi 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, Deltoide Anteriore, Medio e Posteriore, Tricipite laterale e Tricipite capo lungo, Infraspinato, Muscolo Grande Rotondo e Dorsale Laterale). Per programmare una posa che posse essere analoga a quella del *task* isometrico, implementato sperimentalmente, per prima cosa bisogna imporre dei vincoli al modello muscolo – scheletrico utilizzato bloccando le coordinate del modello. In base alle caratteristiche antropometriche e muscolari dei soggetti considerati si scala il modello dell'arto superiore secondo l'approccio di *scaling* descritto in (Chapman et al., 2014).

La massa del modello è stata calcolata con la formula:

$$m_{UL_{model}^*} = m_{subj} * m_{UL_{model}} / m_{FB_{model}}$$
(2.2.1)

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 considerando la massa e l'altezza del soggetto:

$$scaleForce = h_{subj} * m_{subj} / (h_{FB_{model}} * m_{FB_{model}^*})$$
(2.2.2)

considerando che:  $h_{FB_{model}}$  sia l'altezza relativa al 50esimo percentile maschile (= 1,7 m) ed  $h_{subj}$  sia l'altezza del soggetto.

La fase di *scaling* ha cambiato le masse dei corpi specifici di cui è costituito il modello, in base alla massa dell'arto superiore del partecipante all'esperimento. In seguito per calcolare le coordinate del modello, i bracci dei momenti articolari e i momenti ai giunti sono stati implementati su MATLAB rispettivamente il Tool della cinematica inversa, il Tool dell'analisi muscolare e il Tool della dinamica inversa. Utilizzando i momenti ai giunti e le forze applicate all'*end-effector* è stato calcolato lo jacobiano inverso del modello muscolo – scheletrico nella 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. Una volta ottenuta la matrice jacobiana inversa trasposta ( $J^{-T}$ ), la matrice dei bracci dei momenti calcolata dall'Analisi Muscolare eseguita su OpenSim (*MomentArm*) e la matrice diagonale che contiene lungo la diagonale principale i valori di forza massima isometrica dei 12 muscoli considerati ( $F_{muscle}$ ), è stata calcolata la matrice H tramite l'equazione:

$$H = J^{-T} * MomentArm * F_{muscle}$$
(2.2.3)

Infine, è stata stimata la forza generata all'endpoint. Poiché alcuni parametri implementati in OpenSim non possono essere scalati in base alle caratteristiche del soggetto è stata effettuata un'ulteriore ottimizzazione della matrice H tramite l'implementazione di un cono di ottimizzazione grazie alla funzione *GlobalSearch* di MATLAB, che ricerca il minimo globale della funzione obiettivo. È stata calcolata nuovamente la forza generata all'*end* – *effector* (Panettieri et al., 2020).

#### 2.2.1 Modello OpenSim utilizzato

Il modello utilizzato è stato il MoBL-ARMS: si tratta di un modello a 7 gdl, realizzato a partire dal modello di (Holzbaur et al., 2005), dal quale sono stati rimossi 8 dei 15 gdl mettendo la mano in una posizione fissa e fissando i gdl del pollice e dell'indice. Il modello è composto da 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: Modello MoBL – ARMS (Saul et al., 2014)

Il torace non influisce sulla massa perché rappresenta il ground del modello. Quindi i corpi del modello sono: clavicola, scapola, omero, ulna, radio, carpo prossimale e mano.

I parametri inerziali dei corpi sono indicati nella tabella seguente:

Cent			ter of mass (m)		Inertia (kg m <sup>a</sup> )					
Segment	Mass (kg)	$R_x$	$R_y$	$R_z$	I <sub>xx</sub>	$I_{xy}$	$I_{xz}$	$I_{yy}$	$I_{yz}$	Izz
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

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

<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).

Figura 2: Parametri inerziali dei segmenti corporei del modello (Saul et al., 2014)

I parametri muscolari, presi 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. 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 rigidezza elastica e dello smorzamento. Per utilizzare uno smorzamento costante per le articolazioni, i parametri CLF vengono definiti per ciascuna coordinata del modello (Panettieri et al., 2020), come mostrato nella tabella 1.3.

Coordinate	Upper_limit (°)	Upper_stiffness (N m/°)	Lower_limit (°)	Lower_stiffness (N m/°)	Transition (°)	Damping (N m s/°)
Restraint torque CLF						
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
Damping CLF						
Shoulder elevation	190	0.00000001	190	0.0000001	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: Parametri CLF (Saul et al., 2014)

Tramite il modello utilizzato, MoBL – ARMS, si possono effettuare diverse simulazioni dinamiche:

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

Sia in questo studio che in quello di (Panettieri et al., 2020), visto che si tratta di un'analisi statica, è stato usato il modello MoBL – ARMS per calcolare le forze muscolari generate da 12 muscoli, dei quali sperimentalmente è stato acquisito il segnale EMG, per confrontare la mappatura segnale EMG - Forza, ottenuta tramite la stima vincolata, con quella non vincolata.

#### 2.3 Linear Mixed Model

Il *linear mixed model* (LMM), noto anche come modello lineare multilivello, modello lineare gerarchico o modello a effetti casuali, è ampiamente utilizzato, soprattutto per analizzare i

dati raggruppati.

Per l'implementazione del linear mixed model per prima cosa bisogna costruire una tabella dove sono presenti tutte le variabili del modello (fisse e casuali). La funzione *fitlme* prende in input questa tabella e la formula che rappresenta il modello e restituisce in output una struttura con tanti parametri. Tra tutti i parametri sono stati presi in considerazione il p-value e la stima.

A grandi linee, con effetti fissi, si vogliono valutare i livelli di una determinata variabile e utilizzare i dati di tutti i suoi livelli. D'altra parte, gli effetti casuali di solito raggruppano fattori che stiamo cercando di controllare.

Si tratta di migliorare i modelli e ottenere stime migliori.

#### **3** Sessione sperimentale

Nel presente capitolo sono stati testati e confrontati i due algoritmi implementati nello studio di (Panettieri et al., 2020) utilizzando 3 dataset diversi per la stima tra attivazione muscolare, registrata da più muscoli agenti su gomito e spalla, e forza isometrica generata al livello della mano tramite il calcolo di una matrice H. Il confronto, basato su parametri prestazionali e dinamici, avrà lo scopo di definire quale dei due approcci sia preferibile in termini di performance e naturalità percepita dal soggetto.

Lo script, compilato interamente su MATLAB R2021a è allegato nell'Appendice della tesi ed è commentato, per una maggiore comprensione degli step eseguiti. È stato compilato per essere interfacciato con OpenSim 4.1 e sarà utilizzato durante la fase sperimentale del progetto tesi, descritta in questo capitolo, per eseguire la procedura di mio – controllo della forza.

#### 3.1 Setup

Ogni soggetto è stato invitato a sedersi su un sedile automobilistico con la mano e l'avambraccio fissati in un'ortesi rigidamente collegata con un trasduttore di forza a 6 assi (Delta F/T Sensor; ATI Industrial Automation) e vincolata ad un tavolo, avente l'obiettivo di registrare online i segnali di forze e coppie generati in corrispondenza dell'*endpoint* (Fig. 1). Il busto e le spalle sono state bloccate al sedile tramite le cinture di sicurezza dell'auto, la fronte dei soggetti è stata poggiata su un poggiatesta regolabile. La distanza, la rotazione e l'altezza del sedile sono state regolate in modo che, una volta inserita l'ortesi, il centro del palmo della mano fosse allineato con la linea mediana del corpo all'altezza dello sterno, con mano pronata e gomito flesso a 90°. Un monitor 3D LCD da 21 pollici, posto sopra la mano del soggetto, mostrava in tempo reale un cursore sferico virtuale la cui posizione sul piano orizzontale era proporzionale alla forza orizzontale esercitata dal soggetto. La posizione iniziale a riposo del cursore sferico corrispondeva al centro del palmo della mano del soggetto sul piano orizzontale. I soggetti indossavano occhiali 3D per osservare tale cursore che si muove nello spazio tridimensionale.

Il movimento 3D del cursore è stato simulato in *real-time* utilizzando un sistema massa – molla – smorzatore, detto filtro adattivo. Secondo il funzionamento di tale filtro per mantenere una risposta rapida ai cambiamenti in vigore e ridurre l'effetto del rumore mioelettrico, una massa virtuale, smorzata in modo critico e fissata al cursore, si adatta dinamicamente alle variazioni dell'ampiezza della forza registrata (force control o EMG control) attraverso una funzione sigmoidale. Quindi, quando il soggetto ha generato una forza costante, ad es. quando si cercava di tenere il cursore in posizione fissa, la massa simulata era grande e il filtro adattivo era più efficace nel ridurre il movimento del cursore a causa del rumore mioelettrico. Al contrario, in risposta a un cambio di forza, ad esempio, quando il soggetto ha cercato di raggiungere rapidamente il target, la massa simulata era piccola, in modo da diminuire il ritardo introdotto dal filtro e rendere il cursore più reattivo. La costante elastica della molla è stata impostata in modo che la forza applicata dal soggetto per mantenere il cursore fermo sul target (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 varia da 15 a 140 g (Berger et al., 2013).

Il soggetto ha il compito di raggiungere con la sfera piccola (grigia) la sfera più grande (gialla) 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).



Figura 3: Setup sperimentale

L'attività EMG di superficie è stata registrata da 12 muscoli con elettrodi bipolari attivi (Delsys Trigno wireless) che agiscono sulla spalla e sul gomito: brachioradiale (BracRad), bicipite capo lungo (BicLong), bicipite capo corto (BicShort), pettorale maggiore sternale (PectMajStern), deltoide anteriore (DeltA), deltoide medio (DeltM), deltoide posteriore (DeltP), tricipite laterale capo lungo (TriLat), tricipite capo lungo (TriLong), infraspinato (InfraSp), muscolo grande rotondo (TerMaj) e dorsale laterale (LatDorsi).



Figura 4: Posizionamento elettrodi superficiali: vista frontale, laterale e posteriore (2021)

I segnali EMG vengono filtrati con filtro passa - banda a 20–450 Hz e amplificati con un guadagno pari a 1000. Visto che il segnale elettromiografico acquisito dipende dalle condizioni della cute e dal posizionamento degli elettrodi, prima dell'applicazione degli elettrodi EMG, la cute dell'intero arto superiore è stata detersa e sanificata con un batuffolo di cotone e alcool isopropilico. In tal modo ci si assicura di lavorare su una cute priva di impurità così che l'elettrodo aderisca bene e il segnale registrato non sia alterato. Gli elettrodi sono stati posizionati sulla cute dei soggetti seguendo le raccomandazioni e la procedura di posizionamento del progetto SENIAM (Hermens et al. 1999), secondo cui gli elettrodi vanno messi lungo la direzione delle fibre muscolari e prestando attenzione a non applicarli vicino ad una zona di innervazione (Fig. 2).

Dopo aver acquisito i segnali EMG, essi sono stati digitalizzati a 1 kHz utilizzando un convertitore analogico - digitale (PCI - 6229; National Instruments). Lo scenario virtuale visto sul monitor LCD, è stato renderizzato con una frequenza di aggiornamento di 60 Hz da una workstation utilizzando un software personalizzato. Le informazioni riguardanti la posizione del cursore vengono elaborate da una seconda workstation attraverso un sistema operativo che lavora in *real-time* e che trasmette alla prima stazione di lavoro.

In seguito all'acquisizione sperimentale del dataset, è stata creata una struttura di analisi "raw", cioè "grezza". Si tratta di una struttura di analisi con dati grezzi ovvero non processati, priva di filtraggio, sottrazione del baseline, ricampionamento e normalizzazione. Tramite analisi visiva dei dati grezzi si sono escluse quelle ripetizioni in cui si sono identificati degli andamenti non fisiologici nel segnale EMG.

Tutti i trials di ogni blocco, eccetto il primo, sono stati visualizzati e, quelli caratterizzati dalla presenza di uno spike (Fig. 8), sono stati deselezionati perché alterano la mappatura EMG - Forza.



Figura 5: visualizzazione di un trial in cui è presente uno spike

I dati sono stati elaborati attraverso il software MATLAB (MathWorks®). L'elaborazione consiste nella sottrazione del valore medio, nella rettificazione e nel filtraggio tramite un filtro passa-basso di tipo Butterworth del 2° ordine, con frequenza di taglio pari a 1 Hz. In seguito, è stato sottratto il valore medio calcolato a riposo, ovvero nell'istante che precede la comparsa del target da raggiungere, in cui si assume che il soggetto in quel momento sia plausibilmente fermo e che tutti i muscoli siano rilassati. Poi i segnali sono stati ricampionati a 100 Hz per ridurre il costo computazionale delle analisi successive e normalizzati al loro livello di EMG-sub-massimale, (sfruttando il metodo alternativo alla MVC,) dato che conosciamo i valori di forza in uscita. Nel nostro caso si normalizzerà il segnale EMG in corrispondenza del 25% della massima forza.

I soggetti partecipanti allo studio sono stati istruiti a 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 target. Il target si trova 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) (Berger et alt., 2013). Si tratta di due condizioni submassimali di una forza relativamente bassa e confortevole e durata del trial abbastanza limitata per cui si dovrebbero evitare effetti di fatica che potrebbero influenzare il calcolo. Quindi il target è posizionato nello spazio tridimensionale, dove ci sono forze verticali che il soggetto riesce a vedere con gli occhiali 3D.



Figura 6: Esempio posizionamento dei target che si dispongono lungo i vertici di un dodecaedro durante l'esecuzione del compito isometrico. Le sfere rappresentano la posizione dei marker che il soggetto deve raggiungere, applicando la forza all'endpoint per controllare il cursore virtuale (Borzelli, 2013)



Figura 7: Angoli di azimut ed elevazione dei target del task isometrico (Borzelli et al., 2013)

#### 3.2 Protocollo e compito

Il protocollo sperimentale consiste in 2 blocchi: uno di forza volontaria massima (MFV) e uno di *force control* (controllo in forza).

Nel primo blocco, è stato chiesto ai soggetti di esercitare una forza volontaria massima (MFV) lungo 8 direzioni planari equidistanti, che differiscono di 45° ciascuna per due ripetizioni, quindi in totale 16 direzioni. La MFV è stata calcolata come la forza massima lungo ogni direzione del target, mediata lungo tutte le direzioni. In tale blocco è stato calcolato anche il valore di massima contrazione volontaria (MCV) come attivazione massima di ogni muscolo lungo tutte le prove (Borzelli et al., 2019).

All'inizio di ogni *ripetizione* del primo blocco, i soggetti non devono applicare alcuna forza al fine di mantenere il cursore fermo per 1 s nella posizione di riposo all'interno di una sfera gialla con raggio più grande della sfera del cursore in grigio. In seguito, appare una freccia virtuale che punta in direzione di uno degli 8 target e il soggetto può muovere il cursore nella direzione indicata dalla freccia, generando la massima forza possibile per 10 s. Dopo i 10 s sia il cursore che il *target* spariscono, indicando al soggetto la fine del *trial* e suggerendogli di rilassare i muscoli. Tra un trial e l'altro, i soggetti potranno riposarsi 30 secondi per ridurre gli effetti della fatica. Tale blocco ha lo scopo di normalizzare la forza che verrà generata nei blocchi successivi (Berger et al., 2013).

Nel secondo blocco di controllo in forza (forza effettiva registrata dal trasduttore di forza), in seguito alla comparsa di un segnale di "start", dato da una sfera (target), ai soggetti è stato chiesto di tenere il cursore all'interno del target per 0.2 s (tolleranza del 2% MFV). Quando il cursore e il target scompaiono, dopo un periodo di riposo pari ad 1 s, la prova è terminata e 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 MCV (massima contrazione volontaria). I dati acquisiti da tale blocco verranno utilizzati per stimare le 2 matrici H vincolata e non vincolata, mediante opportuni algoritmi (Panettieri et al., 2020),

al fine di determinare successivamente quale stima della mappatura da EMG - Forza il soggetto percepisce come maggiormente naturale.

## 3.3 Dataset 1

### 3.3.1 Introduzione

Per testare i due algoritmi sono stati utilizzati i dati registrati nello studio di (Borzelli et al., 2020) in cui il controllo mioelettrico di un end-effector virtuale durante l'esecuzione di forze isometriche submassimali è stato utilizzato per studiare come il sistema nervoso centrale (SNC) si adatti alle perturbazioni simulate delle forze di trazione muscolare e per fornire un supporto diretto alle sinergie muscolari (Berger et al., 2013).

Il primo dataset è stato utilizzato per capire perché le due matrici di stima della forza vincolata e non vincolata tramite il segnale elettromiografico sono differenti e a cosa è dovuta tale discrepanza.

## 3.3.2 Peculiarità del setup e protocollo

18 soggetti sani hanno partecipato all'esperimento per stimare la mappatura EMG - forza vincolata e non vincolata. Sono stati precedentemente acquisiti dei dati di forza e di attivazione muscolare durante l'esecuzione di un *esercizio* isometrico.

Nella tabella 2 sono elencati i dati antropometrici dei soggetti analizzati, ottenuti utilizzando una bilancia elettronica e un metro da sarta.

Soggetto	Massa (kg)	Altezza (m)	Sesso	Età (anni)
<i>S1</i>	55	1.63	F	43
S2	60	1.63	F	30
<i>S3</i>	75	1.87	М	19
<i>S4</i>	84	1.80	М	32
<i>S</i> 5	74	1.75	М	21
<i>S6</i>	73	1.77	М	25
<b>S</b> 7	82	1.79	М	22
<i>S8</i>	56	1.58	F	26
<i>S</i> 9	70	1.67	М	21
<i>S10</i>	62	1.72	F	21
<i>S11</i>	79	1.84	М	30
<i>S12</i>	83	1.82	М	36
<i>S13</i>	77	1.83	М	22
<i>S14</i>	78	1.74	М	23
<i>S15</i>	75	1.70	М	34
<i>S16</i>	72	1.75	F	26
<u>S</u> 17	60	1.68	М	24
<u>S</u> 18	87	1.82	М	34
Media ± std	$\overline{72.3\pm9.87}$	$1.74 \pm 0.08$		$27.13 \pm 6.55$

Tabella 2: Caratteristiche dei soggetti



Figura 8: Setup sperimentale

Gli elettrodi EMG di superficie wireless bipolari hanno raccolto l'attività di 15 muscoli della spalla e del gomito di cui se ne sono selezionati 12 già presenti nel modello OpenSim utilizzato nella presente tesi (paragrafo 2.2.1).

Dopo un blocco iniziale che ha lo scopo di stimare la massima forza volontaria (MFV), i partecipanti hanno eseguito un compito di raggiungimento isometrico utilizzando il controllo in forza non perturbato composto da 120 trials utilizzato per la stima della mappatura EMG - forza. È stato chiesto ai partecipanti di spostare il cursore virtuale in modo accurato e rapido dalla posizione di riposo a un target, in una delle otto direzioni.

La matrice EMG-forza non vincolata è stata calcolata dalla regressione dei dati EMG su ciascuna componente di forza calcolata all'*endpoint*, mentre la matrice EMG-forza vincolata è stata calcolata usando OpenSim dopo la prima ottimizzazione.

#### 3.3.3 Risultati

Per valutare la bontà della stima è stato calcolato il coefficiente di determinazione ( $R^2$ ) tra la forza sperimentale e la forza stimata per le due matrici EMG – forza per ogni soggetto vincolata e non. Come mostrato in tabella 2, l' $R^2$  della ricostruzione non vincolata della forza tridimensionale, raccolto durante i blocchi di *force control* era 0.81 ± 0.05, mentre l' $R^2$  della ricostruzione vincolata era 0.63 ± 0.12.

Soggetto	R <sup>2</sup> (stima non vincolata)	R <sup>2</sup> (vincolata)
S1	0.83	0.75
S2	0.74	0.63
<b>S</b> 3	0.88	0.66
S4	0.82	0.73
S5	0.69	0.56
<b>S</b> 6	0.76	0.71
S7	0.77	0.60
<b>S</b> 8	0.81	0.32
<b>S</b> 9	0.79	0.57
S10	0.84	0.67
S11	0.84	0.68
S12	0.80	0.47
S13	0.79	0.63
S14	0.82	0.45
S15	0.86	0.66
S16	0.85	0.63
S17	0.86	0.84
S18	0.78	0.71
MEDIA ± STD	0.81 ± 0.05	$0.63 \pm 0.12$

Tabella 3: valori del coefficiente di determinazione ottenuti tramite la stima non vincolata e la stima

vincolata

È stato implementato il 'test Lilliefors', usando la funzione *lillietest* su MATLAB. Il test Lilliefors assume come ipotesi nulla la distribuzione normale dei dati ed è stato applicato per identificare una eventuale assenza di normalità (p: 0.05) negli R<sup>2</sup> per i 18 soggetti tramite le matrici vincolata e non vincolata. Essendo i p-value calcolati utilizzando l'ottimizzazione non vincolata (p: 0.5) e vincolata (p: 0.19) in entrambi i casi superiori alla soglia (p:0.05) non è stato possibile rigettare l'ipotesi di normalità e si è proceduto con l'utilizzo di test parametrici (t-test appaiato) nella successiva analisi. In seguito, i valori di  $\mathbb{R}^2$  sono stati confrontati tramite un test di Student appaiato, utilizzando la funzione *ttest* di MATLAB, assumendo l'ipotesi nulla che i due set di dati derivino dalla stessa distribuzione ed una soglia di p-value pari a 0.05. Il risultato indica una forte differenza statistica (p < 0.001), che permette di rigettare l'ipotesi nulla ed assumere che i due set di dati derivano da distribuzioni differenti. Il miglior valore medio ottenuto utilizzando una ricostruzione non vincolata (0.81) rispetto a quella vincolata (0.63) suggerisce la regressione non vincolata come algoritmo per la stima della forza a partire dall'attivazione EMG. Tuttavia, era immaginabile questo risultato, in quanto l'algoritmo utilizzato per la stima non vincolata ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione EMG, ma questo non esclude l'ottimizzazione vincolata come criterio per il calcolo della mappatura EMG-forza.



Figura 9: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto IEsempio di matrice H ottenuta dalla regressione lineare per il soggetto 1



Figura 10: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1. Esempio di matrice H ottenuta da OpenSim ottimizzato per il soggetto 1
Tale differenza di ricostruzione è dovuta alla differenza tra le due mappature la cui origine non è nota. Si è quindi ipotizzato che la mancanza di consistenza tra i due metodi possa essere dovuto all'ampiezza del segnale acquisito, al suo rumore o al rapporto tra i due. Si è proceduto quindi tramite un Linear Mixed Model per testare l'effetto di queste possibili sorgenti sulla variabilità della stima della mappatura EMG-forza tramite i due metodi, valutata come: angolo compreso tra le forze generate dallo stesso muscolo e stimate con i due approcci, il rapporto tra le loro ampiezze ed il modulo della differenza vettoriale tra esse. Si tratta di un'analisi molto avanzata che in questo studio permette di valutare insieme i 18 soggetti e i 12 muscoli in tutte le condizioni.

Si è interessati a trarre conclusioni su come il rapporto segnale – rumore, il solo rumore e il solo segnale influiscano: sull'angolo compreso tra le forze generate dallo stesso muscolo e stimate con i due approcci, sul rapporto tra le loro ampiezze e sul modulo della differenza vettoriale tra esse. Quindi il rapporto segnale – rumore, il rumore, il segnale e i 12 muscoli sono effetti fissi. D'altra parte, gli effetti casuali di solito raggruppano fattori che si sta cercando di controllare. In questo caso particolare, si voleva controllare gli effetti dei soggetti. Non sono stati campionati tutti i soggetti del mondo, ma solo 18, quindi i dati sono solo un campione casuale di tutti i soggetti esistenti. Non si è realmente interessati all'effetto di ogni specifico soggetto sul rapporto segnale – rumore, solo segnale o solo rumore, ma si sa che essi potrebbero essere correlati, quindi si vuole controllarli. Perciò, nella costruzione della tabella i 18 soggetti sono stati considerati come effetti random, il rapporto segnale – rumore, il segnale, il rumore e i 12 muscoli come effetti fissi. I muscoli sono stati rappresentati sotto forma di *dummy variable*, ovvero tante variabili quanti sono i muscoli (assegnare 1 alla variabile che rappresenta il muscolo e 0 a tutte le altre).

Come mostrato in tabella 4, per ogni relazione sono stati presi il p-value e la stima e, da come mostrato, è stato trovato un effetto significativo dell'errore angolare rispetto al rumore (p=0,012) suggerendo la relazione positiva (8.81) tra l'errore angolare e rumore del segnale.

#### Tabella 4: Relazione fra errore angolare, rapporto dei moduli e modulo della differenza vs SNR, segnale e rumore

	Errore angolare vs SNR	Rapporto dei moduli vs SNR	Modulo della differenza vs SNR	Errore angolare vs segnale	Rapporto dei moduli vs segnale	Modulo della differenza vs segnale	Errore angolare vs rumore	Rapporto dei moduli vs rumore	Modulo della differenza vs rumore
p-value	0,89	0,84	0,07	0,79	0,93	0,76	0,012	0,15	0,18
stima	0,04	9,5	-13,39	0,96	0,005	-31,11	8,81	-0,08	120,57

## 3.3.4 Discussione

I valori dei coefficienti di determinazione riportati in tabella 3, suggeriscono che la stima della forza a partire dall'attivazione EMG tramite l'algoritmo che usa la regressione non vincolata sia preferibile in un dataset composto da un gruppo numeroso di soggetti. Questo risultato era prevedibile in quanto l'algoritmo utilizzato per la stima non vincolata ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione EMG, ma ciò non respinge l'ottimizzazione vincolata come metodo per il calcolo della mappatura EMG-forza. Dal Linear Mixed Model emerge che il rumore influenza l'errore, perciò, se aumenta il rumore è più probabile che per quel particolare muscolo ci sia una maggior differenza tra i due algoritmi di stima della mappatura EMG – Forza.

#### 3.4 Dataset 2

#### 3.4.1 Introduzione

Nel paragrafo precedente è emerso che la differenza fra i due algoritmi utilizzati per la stima vincolata e non, è dovuta a rumore all'interno del segnale e che esso influenza l'angolo. Se non ci fosse il rumore perché le due matrici dovrebbero essere diverse? Per rispondere a questo quesito si valuta se sullo stesso soggetto la matrice vincolata e successivamente ottimizzata dà matrici più consistenti su più sessioni in cui ci sono errori nel riposizionamento degli elettrodi e nella postura del soggetto visto che essa fissa dei vincoli anatomici. Perciò in questo paragrafo non c'è il confronto diretto fra la matrice vincolata e

la matrice priva di vincoli anatomici, ma l'analisi principale è il calcolo della differenza tra la i - esima sessione e la prima. Sono stati testati i dati di forza dell'end-point, registrati durante una sessione, ed è stato valutato se era possibile ricostruirli correttamente utilizzando la matrice EMG-forza calcolata dai dati raccolti durante un'altra sessione. Ciò viene effettuato usando i due algoritmi di stima della forza, il primo utilizza una mappatura ottenuta senza l'imposizione di alcun vincolo anatomico, l'altro definendo dei vincoli. Lo scopo è quello di valutare se su più sessioni c'è una differenza fra le due ricostruzioni. Per fare ciò il calcolo dell'errore angolare, del rapporto dei moduli e del modulo della differenza si ripropone ma rispetto ad una matrice che viene detta corretta, perché è la prima matrice che viene estratta.

Per valutare se su più sessioni c'è una differenza fra le due matrici, sono stati utilizzati i dati acquisiti su 5 soggetti in 5 sessioni diverse dello studio di (Borzelli et al., 2019). Secondo tale studio una matrice EMG-forza, che mappa il segnale EMG in ogni componente di forza dell'end-point, è stimata sulla base di EMG sperimentali e dati di forza dell'end-point. Tuttavia, la relazione tra segnale EMG e forza può variare nelle diverse sessioni. Alcune possibili cause del cambiamento sono posizionamento degli elettrodi EMG in modo differente, condizioni della cute, condizioni fisiologiche e psicologiche del soggetto o rumore ambientale. Pertanto, in un protocollo in cui sono presenti diverse sessioni, possibilmente svolte in giorni differenti, non è chiaro se la mappatura EMG-forza rimane sufficientemente coerente (Borzelli et al., 2019).

#### 3.4.2 Peculiarità del setup e protocollo

Per la stima della mappatura EMG - forza vincolata e non vincolata è stato preso in considerazioni il dataset dei 5 soggetti partecipanti allo studio di (Borzelli et al., 2019).

Soggetto	Massa (kg)	Altezza (m)	Sesso	Età (anni)
<u>S1</u>	75	1,80	М	29
S2	85	1,82	М	32
<i>S3</i>	66	1,74	F	23
S4	84	1,79	М	21
<i>S</i> 5	60	1,68	М	23
Media ± std	$7,3 \pm 9,87$	$1,74 \pm 0,08$		$27,13 \pm 6,55$

Tabella 5: caratteristiche dei soggetti



Figura 11: A: Setup; B: Sessioni

L'esperimento consisteva in 5 sessioni eseguite in 2 giorni diversi. Le prime 4 sessioni sono state effettuate il primo giorno mentre la quinta sessione è stata eseguita il secondo giorno (Fig. 3B). Tra la prima e la seconda sessione al soggetto è stato chiesto di estrarre l'avambraccio dall'ortesi, inducendo così un piccolo cambiamento di postura. Tra la seconda e la terza seduta al soggetto è stato chiesto di alzarsi dal sedile, con una conseguente elevata variazione posturale. Tra la terza e la quarta sessione tutti gli elettrodi EMG sono stati staccati e attaccati nuovamente, simulando un casuale distacco degli elettrodi e successivo riposizionamento secondo i segni visibili sulla cute. Il posizionamento degli elettrodi il secondo giorno. Ogni sessione è iniziata con una forza volontaria massima (MVF), in cui al soggetto veniva

chiesto di esercitare la massima forza con la mano lungo 8 equidistanti direzioni planari, ciascuna direzione ripetuta due volte. L'MVF era calcolata come la forza massima tra ogni direzione target, mediata lungo tutte le direzioni. La massima contrazione volontaria (MVC) è stata calcolata come massimo dell'attivazione di ogni muscolo lungo tutte le prove. Successivamente, al soggetto è stato chiesto di esercitare 0.1, 0.2 e 0.3 delle forze isometriche MVF lungo 8 equidistanti direzioni planari del target e mantenere il cursore virtuale all'interno di una soglia di 0.02 MVF per 2 s, 3 ripetizioni ciascuna (blocco controllo in forza).

La matrice EMG-forza è stata calcolata sia come regressione dei dati EMG raccolti durante la sessione 1 che con OpenSim ottimizzato.

La forza esercitata dal soggetto durante il blocco di controllo in forza di una sessione i-esima è stata ricostruita dai dati EMG registrati durante la stessa sessione i-esima e moltiplicata per la matrice EMG-forza calcolata durante la stessa sessione i-esima. I dati EMG di ogni sessione sono stato normalizzati alla MFV calcolato durante la sessione i-esima.



Figura 12: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 1Esempio di matrice H ottenuta dalla regressione lineare per il soggetto 1



Figura 13: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1.<sup>2tto 1</sup>. Esempio di matrice H ottenuta tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1.

#### 3.4.3 Risultati

Sono stati calcolati i coefficienti di determinazione  $R^2$  fra la forza sperimentale e la forza stimata per tutte le sessioni eseguite da ogni soggetto. Una buona ricostruzione della forza finale registrata durante ogni sessione, come prodotto della matrice EMG - Forza ottenuta con regressione lineare moltiplicata per il segnale EMG, è stata riscontrata in tutte le sessioni dei 5 soggetti (Tabella 5). Una ricostruzione inferiore della forza registrata è stata ottenuta utilizzando la matrice EMG – Forza vincolata. In particolare, in tutte le sessioni del quinto soggetto sono stati conseguiti valori di  $R^2$  più bassi rispetto agli altri quattro soggetti (Tabella 6). Pertanto, questa potrebbe essere una conseguenza legata ad un errato riposizionamento degli elettrodi, se distaccato o a causa di diverse condizioni della cute.

		Soggetto							
		1	2	3	4	5			
Sessione	1	0.84	0.77	0.81	0.83	0.76			
	2	0.84	0.77	0.83	0.80	0.80			
	3	0.78	0.80	0.83	0.80	0.78			
	4	0.81	0.78	0.76	0.78	0.78			
	5	0.85	0.80	0.85	0.76	0.79			

Taballa 6.	Valori d	logli R?	ottonuti	dalla	rograssiono	lingaro
Tabella 0.	v atori a	$eg_{II} \Lambda_2$	onenun	aana	regressione	uneure

		Soggetto							
		1	2	3	4	5			
Sessione	1	0.61	0.74	0.80	0.71	0.45			
	2	0.68	0.75	0.67	0.66	0.32			
	3	0.50	0.78	0.79	0.68	0.28			
	4	0.68	0.74	0.75	0.64	0.51			
	5	0.74	0.78	0.77	0.67	0.37			

Tabella 7: valori degli R2 ottenuti con OpenSim ottimizzato

Successivamente è stato usato il linear mixed model per vedere se la mappatura EMG – Forza ottenuta con OpenSim ottimizzata possa essere più consistente su più sessioni in cui ci sono errori nel riposizionamento degli elettrodi. Tutte le matrici delle varie sessioni di ogni soggetto vengono confrontate con la matrice della sessione 1 (matrice corretta). I parametri da fittare sono l'angolo compreso tra le forze generate dello stesso muscolo e stimate con i due approcci, il rapporto tra le loro ampiezze e il modulo della differenza vettoriale tra esse delle ultime 4 sessioni rispetto alla prima per vedere se c'è un effetto di questi parametri con il tipo di ricostruzione della matrice. Quindi il linear mixed model deve andare a testare il tipo di ricostruzione. Nella costruzione della tabella del linear mixed model i 5 soggetti sono stati considerati come effetti random, le differenze fra la i – esima sessione e la prima come dummy variable, i 12 muscoli come effetti fissi. La ricostruzione è stata rappresentata sotto forma di dummy variable (assegnare 0 alla ricostruzione non vincolata e 1 alla ricostruzione vincolata).

Tabella 8: risultati del linear mixed model

	Errore angolare vs ricostruzione	Modulo della differenza vs ricostruzione	Rapporto dei moduli vs ricostruzione
p-value	<0,001	0,0015	0,22
stima	-24,42	-1580	11,63

#### Tabella 9: risultati del linear mixed model

	Errore angolare vs sessione 21	Errore angolare vs sessione 31	Errore angolare vs sessione 41	Modulo della differenza vs sessione 21	Modulo della differenza vs sessione 31	Modulo della differenza vs sessione 41	Rapporto dei moduli vs sessione 21	Rapporto dei moduli vs sessione 31	Rapporto dei moduli vs sessione 41
p-value	0,03	0,36	0,84	0,97	0,91	0,91	0,76	0,86	0,24
stima	-7,8	-0,21	-0,72	-27,23	78,84	-83,47	-4,1	-2,25	15,66

Si vuole vedere l'effetto del tipo di ricostruzione di un errore tra una i – esima sessione e la prima. Per fare ciò, è stato preso in considerazione il p-value e, da come mostrato in tabella 8, è stato trovato un effetto significativo dell'errore angolare rispetto alla ricostruzione (p-value <0.001) e del modulo della differenza rispetto alla ricostruzione (p-value = 0,0015). Inoltre, è stata presa in considerazione la stima. Il valore negativo della stima vuol dire che passando da 0 a 1 diminuisce l'errore angolare (1) ed il modulo della differenza (2) ovvero abbiamo matrici più simili; dunque, l'utilizzo di stima vincolata risulta più consistente nel caso di sessioni sperimentali multiple.

#### 3.4.4 Discussione

In questo paragrafo l'analisi è rivolta a capire se c'è una maggiore consistenza in termini di errore angolare, rapporto dei moduli e modulo della differenza delle matrici EMG - Forza ottenute con una stima non vincolata e vincolata estratte in una sessione i – esima (i = 2:5) rispetto alla sessione 1. Le diverse sessioni hanno simulato i cambiamenti nella postura del soggetto, distacco involontario degli elettrodi durante l'esperimento, e altri potenziali fattori che influenzano la consistenza della ricostruzione in diversi giorni. Buona consistenza della matrice EMG - Forza è stata trovata quando al soggetto è stato chiesto di cambiare la sua posizione (sessioni 2 e 3). Dai risultati negativi della stima è emerso che passando dalla ricostruzione effettuata con regressione lineare a OpenSim ottimizzato l'errore angolare e il modulo della differenza diminuiscono quindi si ottengono matrici più simili. Perciò, se da una parte la stima non vincolata sembra migliore considerando una singola sessione, come visto prima, dai risultati ottenuti si può concludere l'algoritmo di stima con OpenSim è preferibile su più sessioni in cui ci sono errori nel riposizionamento degli elettrodi e nella

postura del soggetto visto che fissa i vincoli anatomici.

Tuttavia, cura e competenza dello sperimentatore sono necessari per una buona riuscita di tutto l'esperimento eseguito in più sessioni.

#### 3.5 Dataset 3

#### 3.5.1 Introduzione

Nel presente paragrafo della tesi viene mostrato un protocollo sperimentale con il quale sono stati testati i due algoritmi usati per stimare la mappatura EMG – Forza con l'imposizione di vincoli anatomici o senza vincoli. Il protocollo sperimentale è stato eseguito presso il laboratorio di Neurofisiologia Motoria dell'Università di Messina e ha come obiettivo quello di confrontare in termini di parametri prestazionali e dinamici i due modelli di stima della forza dal punto di vista delle performance e della naturalità percepita dal soggetto. Si chiederà al soggetto di muovere il cursore da una posizione iniziale di riposo ad un target, generando una forza isometrica sub-massimale. Si confronterà la performance del soggetto attraverso parametri prestazionali e dinamici con l'obiettivo di definire quale algoritmo sia preferibile in termini di performance e naturalità percepita dal soggetto.

#### 3.5.2 Peculiarità del setup e protocollo

All'esperimento hanno partecipato 2 soggetti dopo aver sottoscritto il consenso informato. All'arrivo, i partecipanti sono stati verbalmente informati sulla natura dell'esperimento, sui dati misurati dal trasduttore di forza, e l'anonimato dei dati raccolti.



Figura 14: Setup del protocollo sperimentale

I dati antropometrici dei partecipanti allo studio, acquisiti tramite l'utilizzo di una bilancia elettronica e un metro da sarta, sono mostrati in **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.9**.

Tabella	<i>10</i> :	caratteristiche	dei	soggetti
---------	-------------	-----------------	-----	----------

Soggetto	Massa (kg)	Altezza (m)	Sesso	Età (anni)
S1	60	1.68	М	26
S2	80	1.74	М	25
Media ± std	$70 \pm 14.14$	$1.71 \pm 0.04$		$25.5 \pm 0.70$

Il protocollo sperimentale ha avuto luogo presso il laboratorio di Neurofisiologia del Movimento dell'Università di Messina al policlinico Gaetano Martino, padiglione G (torre Biologica), 5° piano. Tutte le procedure sono state condotte in conformità con la Dichiarazione di Helsinki e sono state approvate dall'Ethical Review Board della Fondazione di Santa Lucia.

Il protocollo sperimentale consiste in 6 blocchi: uno di massima forza, tre sul controllo di forza e due sul controllo con EMG. I 6 blocchi sono stati eseguiti lo stesso giorno da 2

soggetti sani. Nei soggetti il blocco 3 e il blocco 5 saranno alternati.

Nel primo blocco, è stato chiesto ai soggetti di esercitare una forza volontaria massima (MFV) lungo 8 direzioni planari equidistanti, che differiscono di 45° ciascuna per due ripetizioni, quindi in totale 16 direzioni. La MFV è stata calcolata come la forza massima lungo ogni direzione del target, mediata lungo tutte le direzioni. In tale blocco è stato calcolato anche il valore di massima contrazione volontaria (MCV) come attivazione massima di ogni muscolo lungo tutte le prove (Borzelli et al., 2019).

All'inizio di ogni *trial*, i soggetti non devono applicare alcuna forza al fine di mantenere il cursore fermo per 1 s nella posizione di riposo all'interno di una sfera gialla con raggio più grande della sfera del cursore in grigio. In seguito, appare una freccia virtuale che punta in direzione di uno degli 8 target e il soggetto può muovere il cursore nella direzione indicata dalla freccia, generando la massima forza possibile per 10 s. Dopo i 10 s sia il cursore che il *target* spariscono, indicando al soggetto la fine del *trial* e suggerendogli di rilassare i muscoli. Tra un trial e l'altro, i soggetti potranno riposarsi 30 secondi per ridurre gli effetti della fatica. Tale blocco ha lo scopo di normalizzare la forza che verrà generata nei blocchi successivi (Berger et al., 2013) e non verrà considerato nella fase di analisi dello studio. I soggetti hanno poi eseguito una serie di 600 trials suddivisi nei 5 blocchi (120 trials per ogni blocco).

Nel secondo blocco di controllo in forza, i soggetti eseguono 120 trials (20 direzioni per 2 distanze per 3 ripetizioni), posizionati sui 20 vertici di un dodecaedro. Viene stimata la forza effettiva registrata dal trasduttore di forza. In seguito alla comparsa di un segnale di "start" (target), ai soggetti è stato chiesto di tenere il cursore all'interno del target per 0.2 s (tolleranza del 2% MFV). Quando il cursore e il target scompaiono, dopo un periodo di riposo pari ad 1 s, la prova è terminata e 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 MCV (massima contrazione volontaria). I dati acquisiti da tale blocco verranno utilizzati per stimare le 2 matrici vincolata e non vincolata, mediante

opportuni algoritmi (Panettieri et al., 2020), al fine di determinare successivamente quale stima della mappatura da EMG a forza il soggetto percepisce come maggiormente naturale.

Nel terzo blocco di *EMG control* il segnale EMG di superficie viene acquisito dai 12 muscoli dell'arto superiore del soggetto considerato per effettuare il mio - controllo. In questo blocco la forza viene stimata in tempo reale dal segnale EMG registrato e rettificato ed a cui è stata sottratta l'attivazione media calcolata a riposo tramite il prodotto fra il segnale EMG e la matrice H calcolata con gli algoritmi del modello muscolo – scheletrico. La stima della posizione del cursore in tempo reale si potrà effettuare per mezzo della matrice H. 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 target sarà casuale e diverso per ogni soggetto.

Il quarto blocco di *force control* è uguale al secondo blocco. Viene utilizzato come *washout*, ovvero ha lo scopo di far dimenticare al soggetto il task eseguito nel blocco precedente in modo da evitare che si ottenga una performance nel quinto blocco falsata dall'apprendimento conseguente il controllo del cursore nel terzo blocco.

Nel quinto 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'algoritmo non vincolato. 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.

Il sesto blocco di force control, insieme al quarto, hanno il compito di valutare, nel caso in cui si verifica l'aftereffect, ovvero l'effetto dopo la perturbazione. Nel momento in cui la nostra percezione non è scrupolosa e non la si riesce a quantificare si ha una ricostruzione inesatta ed è come se il soggetto subisse una perturbazione. Se non c'è differenza fra il sesto e il secondo blocco e fra il quarto e il secondo blocco allora non si sono riscontrate grandi disparità perché non c'è un vero e proprio aftereffect. Nei compiti di apprendimento delle abilità, che non comportano una perturbazione, il miglioramento delle prestazioni si manifesta come ridotta variabilità motoria. I diversi processi di apprendimento includono l'adattamento, un processo basato su un modello interno che riduce gli errori di previsione sensoriale per riportare la performance a livelli di preperturbazione (Krakauer et al., 2011). Il sistema motore deve risolvere due problemi per ottenere il controllo motorio. Il primo problema è che il feedback sensoriale è rumoroso e ritardato, il che può determinare movimenti imprecisi e instabili. Il secondo problema è che la relazione tra un comando del motore e il movimento che produce è variabile, poiché il corpo e l'ambiente possono entrambi cambiare. Una soluzione è costruire modelli interni adattivi del corpo, detti forward models perché trasformano comandi motori in conseguenze sensoriali. Un chiaro vantaggio di fare previsioni sensoriali è che il cervello non deve aspettare le misurazioni sensoriali prima che possa agire. Però, c'è un vantaggio più fondamentale a fare previsioni, e questo ha a che fare con la percezione. La capacità di stimare lo stato del nostro corpo e il mondo esterno sembra essere una combinazione di due flussi di informazioni: uno in cui il nostro cervello prevede cosa dovrebbe accadere, e uno in cui il nostro sistema sensoriale riporta cosa ha fatto accadere. Il vantaggio di questo è che se le nostre previsioni sono imparziali quindi, la nostro la percezione sarà più accurata se combiniamo ciò che avevamo previsto con ciò che il nostro sistema sensoriale ha misurato (Shadmehr et al., 2010).



Figura 15: Protocollo sperimentale

### 3.5.3 Risultati

Per confrontare 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 performance e naturalezza del movimento percepito dal soggetto sono state implementate diverse misure basate su parametri prestazionali e dinamici.

- 1. Numero di trials che il soggetto riesce a raggiungere
- 2. Numero di trials in cui il soggetto riesce a rimanere nel target per mezzo secondo
- 3. Tempo dell'onset di velocità dopo che è apparso il target
- 4. Tempo per raggiungere il target
- 5. Deviazione angolare iniziale
- 6. Deviazione angolare primo picco di velocità
- 7. Deviazione angolare secondo picco di velocità
- 8. Opinione del soggetto

### 3.5.3.1 Numero di trials che il soggetto riesce a raggiungere

Effettuando la prova sia nel blocco 3 (EMG control con OpenSim) che nel blocco 5 (EMG control con regressione) è possibile osservare che nel soggetto 1 rispettivamente, l'8% e il 9% dei trials non sono riusciti a raggiungere il target; nel soggetto 2 rispettivamente il 56% e il 49% dei trials non sono riusciti a raggiungere il target.



Figura 16: Soggetto 1



Figura 17: Soggetto 2

# 3.5.3.2 Numero di trials in cui il soggetto riesce a rimanere nel target per mezzo secondo

Effettuando la prova sia nel blocco 3 (EMG control con OpenSim) che nel blocco 5 (EMG control con regressione) osserviamo che nel soggetto 1 rispettivamente, il 34% e il 49% dei trials non sono riusciti a raggiungere il target; nel soggetto 2 rispettivamente il 90% e l'85% dei trials non sono riusciti a raggiungere il target.



Figura 18: Soggetto 1



Figura 19: Soggetto 2

### 3.5.3.3 Tempo dell'onset dopo che è apparso il target

Si vuole vedere il tempo dell'onset dopo che appare il target perché, qualora ci fossero dei grandi errori di ricostruzione, il soggetto deve pensare al movimento che deve fare e l'onset aumenta. Se l'onset invece, è più o meno consistente con i 3 blocchi di controllo di forza allora vuol dire che il tipo di movimento è abbastanza naturale, ovvero il soggetto non deve pensare che movimento deve fare per raggiungere lo specifico target. Il tempo dell'onset dopo che è apparso il target è l'intervallo di tempo dall'evento 'Target go' all'onset di velocità, ovvero l'intervallo di tempo in cui il soggetto organizza il suo movimento: vede il target e pensa al movimento che deve fare.



Figura 20: Soggetto 1



Figura 21: Soggetto 2

#### 3.5.3.3.1 Onset e picco di velocità

L'*onset di velocità* è l'istante di tempo in cui si considera che il soggetto si sta muovendo. Per il calcolo dell'onset di velocità e del picco sono stati presi in considerazione i dati nella fase di riposo, quindi nell'intervallo di tempo precedente alla comparsa del target (preGoTime = 0.2). Per dimiuire il rumore e per evitare l'insorgenza di un'oscillazione che porta a tanti picchi, è stato eseguito un filtraggio Butterworth, secondo ordine, filtCutoff pari a 3 Hz.



Figura 22: velocità priva si filtraggio a sinistra; velocità filtrata a destra

In seguito, si è proceduto con l'estrazione della forza e del tempo ed è stata calcolata la velocità e il modulo della velocità nell'intervallo di tempo precedente alla comparsa del target.

Per la definizione della soglia di velocità è stata presa come soglia, per il rilevamento del movimento di onset, 'THRESH\_TYPE\_STD' che lavora sulla deviazione standard:

$$threshUsed(i,k) = mean(velMag(i,:)) + std(velMag(i,:)) * threshVal$$
(3.1)

dove, threshVal è pari a 2 e velMag è il modulo della velocità.

Viene calcolato il valor medio del modulo della velocità nell'intervallo precedente alla comparsa del target, che dovrebbe essere nullo perché il soggetto in quell'intervallo dovrebbe essere immobile, ma potrebbero esserci delle piccole oscillazioni dovute a rumore. Perciò, per trascurare tali oscillazioni, si prende il valor medio del modulo della velocità + 2 volte la deviazione standard del modulo della velocità in modo da trovarsi oltre il 95% di probabilità che venga identificato un movimento non intenzionale.

Per la definizione della soglia di velocità per il picco (threshPeakUsed) è stata presa 'THRESH\_TYPE\_MAX' come soglia per il rilevamento della velocità del primo picco:

$$threshPeakUsed = mean (velMag) * threshVal$$
 (3.2)

#### dove, threshPeakVal è pari a 5.

Per la defizione dell'onset di velocità l'onset e il picco sono stati cercati nell'intervallo di tempo che va da quando appare il target a quando viene raggiunto o fino alla fine del trial se non viene raggiunto. Viene calcolata nuovamente la velocità e il suo modulo nell'intervallo di tempo definito precedentemente. Se il modulo della velocità supera la soglia calcolata precedentemente (*threshUsed*) si pone l'indice dell'onset uguale al primo campione in cui la velocità supera la soglia definita (*threshUsed*).

Per la definizione del picco di velocità si deve verificare che si tratti di un picco; quindi, si controlla che il campione prima e il campione dopo siano inferiori. L'aumento e la diminuzione di velocità devono essere maggiori di una determinata soglia (*threshPeakUsed*).

# 3.5.3.4 Tempo per raggiungere il target

È l'intervallo di tempo dall' onset di velocità all'evento 'Target reached first', ovvero l'istante in cui il cursore raggiunge il target. Qualora l'evento 'Target reached first' non esistesse perché il soggetto non ha raggiunto il target, si considera il tempo totale del trial, cioè 'trial stop'.



Figura 23: Soggetto 1



Figura 24: Soggetto 2

#### 3.5.3.5 Deviazione angolare iniziale

La deviazione angolare è un angolo. È stato calcolato un trial per volta. Nella traiettoria della velocità è stato individuato l'onset di velocità e il punto che si trova sempre 100 ms dopo l'onset. È stato preso l'intervallo di tempo compreso fra i due punti, faccio una regressione sul set di punti appartenenti all'intervallo di campioni considerato. Quindi, è stata ottenuta la pendenza, ovvero la direzione media che il cursore sta percorrendo nell'intervallo di tempo immediatamente successivo all'onset di velocità. La deviazione angolare iniziale è l'angolo compreso fra la direzione del target e la direzione della forza esercitata.



Figura 25: Grafico della velocità in funzione del tempo dove è possibile vedere l'onset di velocità, il primo e il secondo picco



Figura 26: Soggetto 1



Figura 27: Soggetto 2

## 3.5.3.6 Deviazione angolare primo picco

È stato identificato il primo picco di velocità. È stato calcolato l'istante di tempo in cui si trova il primo picco partendo dall'inizio del trial ed è stato calcolato l'indice corrispondente al primo picco per lavorare in campioni. Sono stati presi 5 campioni prima e 5 campioni dopo l'indice del primo picco ed è stata fatta la regressione. L'angolo da considerare è rispetto alla direzione che unisce il punto del primo picco al target.



Figura 28: Soggetto 1



Figura 29: Soggetto 2

### 3.5.3.6.1 Identificazione angolo primo picco

Se il cursore si muove nella direzione che congiunge il punto zero al target l'errore angolare è zero. Immaginiamo di avere invece una traiettoria come quella in figura 28. Nel momento in cui ci si trova nel primo punto in rosso si considera la direzione in rosso come direzione che il cursore prende quindi bisogna considerare l'angolo in rosso. Quando si considera il primo picco la direzione che prende il cursore è quella in verde. Se si considera la direzione in grigio tratteggiata si sbaglia perché se il cursore si muovesse lungo questa direzione, non raggiungerebbe il target. Quindi l'angolo da considerare è quello in blu.



Figura 30: Identificazione angolo primo picco

## 3.5.3.7 Deviazione angolare secondo picco

È stato identificato il secondo picco di velocità. È stato calcolato l'istante di tempo in cui si trova partendo dall'inizio del trial ed è stato calcolato l'indice corrispondente al secondo picco (idxPeak2) per lavorare in campioni. Sono stati presi 5 campioni prima e 5 campioni dopo idxPeak2 ed è stata fatta la regressione. L'angolo da considerare è rispetto alla direzione che unisce il punto del secondo picco al target.



Figura 31: Soggetto 1



Figura 32: Soggetto 2

### 3.5.3.8 Opinione del soggetto

È stato posto al soggetto un questionario per avere una quantificazione soggettiva del controllo per determinare la percezione della naturalezza del movimento.

Il questionario è basato sulla classica scelta da 1 a 5:

- per niente naturale 1
- 2 poco naturale
- 3 mediamente naturale
- abbastanza naturale 4
- totalmente naturale 5

è stato chiesto:

- Quanto hai trovato naturale il controllo di ogni blocco?
- Hai preferito il terzo blocco (EMG control con OpenSim) o il quinto blocco (EMG • control con regressione)?

#### Soggetto 1

1. Quanto hai trovato naturale il controllo di ogni blocco?

- Secondo blocco (Force Control)  $\rightarrow 5$
- Terzo blocco (EMG control con OpenSim) → 3 **→** 5
- Quarto blocco (Force Control)
- Quinto blocco (EMG control con regressione)  $\rightarrow$  3 >
- Sesto blocco (Force Control)  $\rightarrow 5$
- 2. Hai preferito il terzo blocco (EMG control con OpenSim) o il quinto blocco (EMG control con regressione)? Ha preferito il quinto blocco (EMG control con regressione).

Figura 33: Opinione soggetto 1



Figura 34: Opinione soggetto 2

Da quanto riportato in Fig. 33 e 34 pare che entrambi i soggetti abbiano preferito il mio – controllo senza imporre alcun vincolo.



Figura 35: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite regressione lineare per il soggetto 1. Esempio di matrice H ottenuta tramite regressione lineare per il soggetto 1



Figura 36: Confronto tra forza sperimentale e forza ricostruita tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1. Esempio di matrice H ottenuta tramite OpenSim ottimizzato per il soggetto 1

Inoltre, per valutare la bontà della stima è stato calcolato il coefficiente di determinazione ( $R^2$ ) tra la forza sperimentale e la forza stimata per le due matrici EMG – forza per ogni soggetto vincolata e non. Come mostrato in tabella 8, l' $R^2$  della ricostruzione non vincolata della forza tridimensionale, raccolto durante i blocchi di *force control* era 0.76 ± 0.05, mentre l' $R^2$  della ricostruzione vincolata era 0.67 ± 0.07.

Tabella 11: valori dei coefficienti di determinazioni

Soggetto	<b>R</b> <sup>2</sup> (stima non vincolata)	R <sup>2</sup> (vincolata)
S1	0.74	0.72
S2	0.81	0.62
MEDIA ± STD	$0.76\pm0.05$	$0.67\pm0.07$

In seguito, i valori di  $\mathbb{R}^2$  sono stati confrontati tramite un test di Student appaiato, utilizzando la funzione *ttest* di MATLAB, assumendo l'ipotesi nulla che i due set di dati derivino dalla stessa distribuzione ed una soglia di p-value pari a 0.05. Il risultato indica una forte differenza statistica (p < 0.001), che permette di rigettare l'ipotesi nulla ed assumere che i due set di dati derivano da distribuzioni differenti. Il miglior valore medio ottenuto utilizzando una ricostruzione non vincolata (0.76) rispetto a quella vincolata (0.67) suggerisce la regressione non vincolata come algoritmo per la stima della forza a partire dall'attivazione EMG. Tuttavia, era immaginabile questo risultato, in quanto l'algoritmo utilizzato per la stima non vincolata ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione EMG, ma questo non esclude l'ottimizzazione vincolata come criterio per il calcolo della mappatura EMG-forza.

#### 3.5.4 Discussione

A livello tecnico viene da dire che la matrice non vincolata è migliore perché ricostruisce meglio la forza. Questa ipotesi però è una ridondanza poiché la regressione, per definizione, ottimizza la ricostruzione delle forze a partire dalle attivazioni muscolari, ricostruzione questa valutata tramite il coefficiente di determinazione. Tuttavia, i risultati delle analisi svolte per questo approccio sperimentale sono in contrapposizione per cui non si è arrivati ad una risposta definitiva sulla naturalezza e sulle performances dell'una o dell'altra. Questo

è dovuto soprattutto al fatto che tale protocollo sperimentale è stato svolto su un campione ridotto di soggetti. Per ottenere dei risultati più consistenti servirebbe altra sperimentazione con un campione di soggetti più cospicuo.

#### 4 CONCLUSIONI

L'obiettivo della tesi è stato quello di confrontare due algoritmi, che si differenziano per complessità e accuratezza anatomica, utilizzati al fine di stimare la mappatura tra l'attivazione muscolare da più muscoli agenti su gomito e spalla, e la forza isometrica generata al livello della mano. Il primo algoritmo ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione elettromiografica, senza imporre alcun vincolo. È stato calcolato tramite la regressione lineare, implementando la funzione regress di MATLAB, di tutti i dati EMG dei muscoli registrati su ogni componente di forza. Con questo procedimento è stata calcolata la matrice H, che lega, tramite l'equazione 1.4, la forza calcolata all'end-effector all'attivazione muscolare dei muscoli considerati. Tale mappatura risulta semplice da implementare e richiede un costo computazionale ridotto. Il secondo algoritmo è stato implementato nello studio di (Panettieri et al., 2020) su MATLAB tramite l'API di OpenSim permettendo di interfacciare il software di analisi muscolo - scheletrica impiegato per l'inserimento dei vincoli nel modello MoBL -ARMS (Saul et al., 2014) dell'arto superiore utilizzato per la simulazione del compito isometrico. Esso impone dei vincoli anatomici definiti attraverso il modello muscolo - scheletrico (OpenSim), ed una successiva ottimizzazione dei dati sperimentali.

Il confronto ha avuto lo scopo di definire quali siano le cause della discrepanza tra i due approcci attraverso parametri prestazionali e dinamici e stabilire quale sia preferibile in termini di performance e naturalità percepita dal soggetto. Per rispondere a tale quesito sono stati utilizzati 3 differenti dataset, eseguiti nel Laboratorio di Neurofisiologia Motoria dell'Università di Messina. I partecipanti allo studio erano seduti su un sedile automobilistico con busto e spalle immobilizzate dalla cintura dell'auto, la mano e l'avambraccio fissati in un'ortesi rigidamente connessa con un trasduttore di forza con il quale veniva acquisita la forza esercitata. Un monitor 3D, posto sopra la mano del soggetto, mostrava in tempo reale un cursore sferico virtuale e target sferici. I soggetti indossavano occhiali 3D per osservare tale cursore che si muoveva nello spazio tridimensionale. Lo spostamento del cursore da una posizione di riposo centrale corrispondente alla posizione del palmo era proporzionale alla forza esercitata (blocchi di controllo della forza) in tempo

reale. Gli elettrodi EMG di superficie wireless bipolari hanno raccolto l'attività dei muscoli della spalla e del gomito. I target si trovavano nello spazio tridimensionale, quindi c'erano forze verticali che il soggetto riusciva a vedere con occhiali 3D. Le 2 ampiezze di forza sono il 15% e il 25% della MFV. Perciò, ci si trovava in due condizioni sub-massimali di una forza relativamente bassa e confortevole e durata del trial abbastanza limitata per cui si dovrebbero evitare effetti di fatica che potrebbero influenzare il calcolo.

A partire da questi dataset si sono stimate le due mappature sopra descritte ed al fine di determinare quale possa essere l'approccio migliore, si sono utilizzati diverse misure sia dinamiche che della performance dei soggetti. Nel primo dataset sono stati utilizzati i dati registrati nello studio di (Borzelli et al., 2020) ed è stato utilizzato per capire perché le due matrici di stima della forza vincolata e non vincolata tramite il segnale elettromiografico sono differenti e a cosa è dovuta tale discrepanza. Gli elettrodi EMG di superficie wireless bipolari hanno raccolto l'attività di 15 muscoli della spalla e del gomito di cui se ne sono selezionati 12 già presenti nel modello OpenSim utilizzato nella presente tesi (paragrafo 2.2.1). Dopo un blocco iniziale che ha lo scopo di stimare la massima forza volontaria (MFV), i partecipanti hanno eseguito un compito di raggiungimento isometrico utilizzando il controllo in forza non perturbato composto da 120 trials utilizzato per la stima della mappatura EMG - forza. È stato chiesto ai partecipanti di spostare il cursore virtuale in modo accurato e rapido dalla posizione di riposo a un target, in una delle otto direzioni. Sono state calcolate le matrici EMG-forza non vincolata e vincolata. Per valutare la bontà della stima è stato calcolato il coefficiente di determinazione  $(R^2)$  tra la forza sperimentale e la forza stimata per le due matrici EMG – forza per ogni soggetto vincolata e non. I valori dei coefficienti di determinazione riportati in tabella 3, suggeriscono che la stima della forza a partire dall'attivazione EMG tramite l'algoritmo che usa la regressione non vincolata sia preferibile in un dataset composto da un gruppo numeroso di soggetti. Questo risultato era prevedibile in quanto l'algoritmo utilizzato per la stima non vincolata ottimizza la ricostruzione della forza a partire dall'attivazione EMG, ma ciò non respinge l'ottimizzazione vincolata come metodo per il calcolo della mappatura EMG-forza. Dal Linear Mixed Model emerge che il rumore influenza l'errore, perciò, se aumenta il rumore è più probabile che per quel particolare muscolo ci sia una maggior differenza tra i due

algoritmi di stima della mappatura EMG – Forza. Per capire se c'è una maggiore consistenza in termini di errore angolare, rapporto dei moduli e modulo della differenza delle matrici EMG - Forza ottenute con una stima non vincolata e vincolata estratte in una sessione i esima (i = 2:5) rispetto alla sessione 1 è stata implementata l'analisi del dataset 2. Per valutare se sullo stesso soggetto la matrice vincolata e successivamente ottimizzata dà matrici più consistenti su più sessioni in cui ci sono errori nel riposizionamento degli elettrodi e nella postura del soggetto, visto che essa fissa dei vincoli anatomici, sono stati utilizzati i dati acquisiti su 5 soggetti in 5 sessioni diverse dello studio di (Borzelli et al., 2019). Perciò in questo paragrafo non è stato effettuato il confronto diretto fra la matrice vincolata e la matrice priva di vincoli anatomici, ma l'analisi principale è stata calcolare la differenza tra la i - esima sessione e la prima. Sono stati testati i dati di forza dell'end-point, registrati durante una sessione, ed è stato valutato se era possibile ricostruirli correttamente utilizzando la matrice EMG-forza calcolata dai dati raccolti durante un'altra sessione. Le diverse sessioni hanno simulato i cambiamenti nella postura del soggetto, distacco involontario degli elettrodi durante l'esperimento, e altri potenziali fattori che influenzano la consistenza della ricostruzione in diversi giorni. Buona consistenza della matrice EMG -Forza è stata trovata quando al soggetto è stato chiesto di cambiare la sua posizione (sessioni 2 e 3). Dai risultati negativi della stima è emerso che passando dalla ricostruzione effettuata con regressione lineare a OpenSim ottimizzato l'errore angolare e il modulo della differenza diminuiscono quindi si ottengono matrici più simili. Perciò, se da una parte la stima non vincolata sembra migliore considerando una singola sessione, come visto prima, dai risultati ottenuti si può concludere l'algoritmo di stima con OpenSim è preferibile su più sessioni in cui ci sono errori nel riposizionamento degli elettrodi e nella postura del soggetto visto che fissa i vincoli anatomici. Tuttavia, cura e competenza dello sperimentatore sono necessari per una buona riuscita di tutto l'esperimento eseguito in più sessioni. Infine, per confrontare in termini di parametri prestazionali e dinamici i due modelli di stima della forza dal punto di vista delle performance e della naturalità percepita dal soggetto è stato eseguito un protocollo sperimentale con il quale sono stati testati in modo diretto i due algoritmi usati per stimare la mappatura EMG - Forza con l'imposizione di vincoli anatomici o senza vincoli. È stato chiesto ai partecipanti di muovere il cursore da una posizione iniziale di riposo ad un target, generando una forza isometrica sub-massimale. Il protocollo

sperimentale consisteva in 6 blocchi. Il primo blocco di massima forza normalizza la forza che viene generata nei blocchi successivi e non verrà considerato nelle analisi effettuate. Nel secondo blocco di controllo in forza vengono acquisiti i segnali EMG per effettuare una stima delle due matrici H. Nel terzo blocco di miocontrollo con stima vincolata e ottimizzata si ottiene la forza stimata in tempo reale dal segnale EMG registrato e rettificato tramite l'equazione 2. Il quarto blocco di controllo in forza è uguale al blocco 2 con la differenza che esso funge da wash - out, ovvero evita che il soggetto ottenga nel blocco 5 una performance falsata conseguente il controllo del cursore nel blocco 3. Nel quinto blocco, di miocontrollo con stima non vincolata si ottiene la forza ricostruita con l'equazione 2 utilizzando l'altro algoritmo. Infine, il blocco 6, di controllo in forza, ha il compito di vedere l'aftereffect cioè l'effetto dopo la perturbazione. I 6 blocchi sono stati eseguiti lo stesso giorno da 2 soggetti. Nei soggetti il blocco 3 e il blocco 5 saranno alternati. La preferenza di un approccio rispetto all'altro è stata valutata in termini di performance e naturalezza del movimento percepito dal soggetto tramite l'implementazione di diverse misure basate su parametri prestazionali e dinamici: numero di ripetizioni in cui il soggetto riesce a raggiungere il target, tempo dell'onset di velocità dopo che è apparso il target, tempo per raggiungere il target, deviazione angolare iniziale, primo e secondo picco e opinione del soggetto. A livello tecnico viene da dire che la matrice non vincolata è migliore perché ricostruisce meglio la forza. Questa ipotesi però è una ridondanza poiché la regressione, per definizione, ottimizza la ricostruzione delle forze a partire dalle attivazioni muscolari, ricostruzione questa valutata tramite il coefficiente di determinazione. Tuttavia, i risultati delle analisi svolte per questo approccio sperimentale sono in contrapposizione per cui non si è arrivati ad una risposta definitiva sulla naturalezza e sulle performance dell'una o dell'altra. Questo è dovuto soprattutto al fatto che tale protocollo sperimentale è stato svolto su un campione ridotto di soggetti. Per ottenere dei risultati più consistenti servirebbe altra sperimentazione con un campione di soggetti più cospicuo.

Il presente studio trova la sua applicazione per l'apprendimento degli studi con controllo mioelettrico eseguiti in diversi giorni, ma anche come primo passo per ottimizzare l'uso affidabile di dispositivi (ad es. protesi ed esoscheletri) controllati dai segnali EMG in robotica e applicazioni cliniche. (Borzelli, 2019), per l'allenamento con il controllo

mioelettrico in un ambiente virtuale utile anche nella neuroriabilitazione. La misura dell'EMG in ambito medico è utilizzata per studiare l'attivazione neuro-muscolare nell'ambito di task posturali, movimenti funzionali, riabilitazione. Inoltre, il crescente interesse dell'industria della produzione nei robot indossabili per assistenza e scopi riabilitativi apre la sfida per lo sviluppo di un controllo intuitivo e strategie naturali. Controllo mioelettrico, o miocontrollo, che consiste nel decodificare l'intento motorio umano dall'attività muscolare e la sua mappatura, rappresenta un modo naturale per stabilire un'intima connessione uomo-macchina (Buongiorno et al., 2018).

### BIBLIOGRAFIA

Akhavanfar M.H., Brandon S.C.E., Brown S.H.M., Graham R.B. (2019) - Development of a novel MATLAB-based framework for implementing mechanical joint stability constraints within OpenSim musculoskeletal models - Journal of Biomechanics

Annesi J.J., Mazas J. (1997) - *Effects of virtual reality-enhanced exercise equipment on adherence and exercise-induced feeling states* - Percept. Mot. Skills

Anwer S., Quddus N., Miraj M., Equebal A. (2011) - *Effectiveness of electromyographic biofeedback training on quadriceps muscle strength in osteoarthritis of knee* - Hong Kong Physiotherapy J.

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

Bernstein N. (1967) - *The co-ordination and regulation of movement* - Oxford, UK: Pergamon.

Bogey RA, Perry J, Gitter AJ (2006) - *An EMG-to-force processing approach for determining ankle muscle forcs during normal human gait* - IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng

Borzelli D., Gurgone S., Mezzetti M., De Pasquale P., Berger D. J., Milardi D., Acri G., D'Avella A. (2020) - *Adaptation to virtual surgeries across multiple practice sessions* - International Conference on NeuroRehabilitation

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

Borzelli D., Berger D. J., Pai D. K, D'Avella A. (2013) - *Effort minimization and synergistic muscle recruitment for three-dimensional force generation* – Frontiers in Computational Neuroscience

Bolsterlee B., Veeger D.H., Chadwick E.K., (2013) - *Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb* - Med. Biol. Eng. Compu

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.

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)

Clough B.A., Casey L.M. (2011) - *Technological adjuncts to increase adherence to therapy: a review* - Clin. Psychol. Rev.

Cohen, I., Brinkman, W.-P., Neerincx, M.A. (2016) - *Effects of different real-time feedback types on human performance in high-demanding work conditions* - Int. J. Hum. Comput. Stud.

De Groot J.H., Brand R. (2001) - A three-dimensional regression model of the shoulder *rhythm* - Clin Biomech

Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Thelen D.G. (2007) - *OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement* - IEEE Trans. Biomed. Eng.

Dix K. M. G. a. A., (2005) - Affective videogames and modes of affective gaming: assist *me, challenge me, emote me* - In: Proceedings of the 2005 DiGRA International Conference: Changing Views: Worlds in Play

Dreischarf M., Shirazi-Adl A., Arjmand N., Rohlmann A., Schmidt H., (2016) - *Estimation of loads on human lumbar spine: a review of in vivo and computational model studies* - J. Biomech.

Donchin O., Francis J.T., Shadmehr R., (2003) - *Quantifying generalization from trial-by-trial behavior of adaptive systems that learn with basis functions: theory and experiments in human motor control.* - J Neurosci 23: 9032–9045.

El Ouaaid Z., Shirazi-Adl A., Arjmand N., Plamondon A. (2013) - *Coupled objective function to study the role of abdominal muscle forces in lifting using the kinematics-driven model* - Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.

Farina D., Merletti R., Enoka R.M. (2004) - *The extraction of neural strategies from the surface EMG* - J. Appl. Physiol.

Frank D.L., Khorshid L., Kiffer J.F., Moravec C.S., McKee M.G. (2010) - *Biofeedback in medicine: who, when, why and how?* - Mental Health in Family Medicine
Fusco A., Giancotti G., Foster C., Varalda C., Capranica L., Cortis C. (2018) - *Effect of Visual Biofeedback On Wobble Board Balance Performance in Relation to Gender* - J Curr Res Sports

Gardinier E.S., Manal K., Buchanan T.S., Snyder-Mackler L. (2013) - *Gait and neuromuscular asymmetries after acute anterior cruciate ligament rupture* - Medicine and Science in Sports and Exercise

Gomes, G.T., Van Cauter, S., De Beule, M., Vigneron, L., Pattyn, C., Audenaert, E.A. (2013) - *Patient-specific modelling in orthopedics: from image to surgery*. In: Biomedical imaging and computational modeling in biomechanics. Springer, Dordrecht

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

Heintz S., Gutierrez-Farewik E.M. (2007) - *Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach* - Gait & Posture

Hermens H. J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Block J., Rau G., Disselhorst C. and Hagg G. (1999) – *European Recommendations for Surface Electromyography* 

Hof A. (1984) - EMG and muscle force: an introduction - Hum Mov Sci

Hof A, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma J. (2005) - Detection of nonstandard EMG profiles in walking - Gait Posture

Holzbaur K.R.S., Murray W.M., Delp S.L. (2005) - A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control - Ann Biomed Eng

Karimi M. T., Hemmati F., Mardani M. A., Sharifmoradi K., Hosseini S. I., Fadayevatan R., Esrafilian A. (2021) - *Determination of the correlation between muscle forces obtained* 

*from OpenSim and muscle activities obtained from electromyography in the elderly* - Physical and Engineering Sciences in Medicine

Krakauer J.W., Mazzoni P. (2011) - Human sensorimotor learning: adaptation, skill, and beyond - Current Opinion in Neurobiology

Kuikkaniemi K., Laitinen T., Turpeinen M., Kosunen I., Ravaja N. (2010) - *The influence of implicit and explicit biofeedback in first-person shooter games* - ACM

Lemley K. J., Drewek B., Hunter S. K., Hoeger Bement M. K., (2014) - Pain relief after isometric exercise is not task-dependent in older men and women - Med. Sci. Sports Exerc.

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

Mohammadi Y., Arjmand, N., Shirazi-Adl A. (2015) - Comparison of trunk muscle forces, spinal loads and stability estimated by one stability-and three EMGassisted optimization approaches - Med. Eng. Phys.

Nacke L.E., Kalyn M., Lough, C., Mandryk R.L. (2011) - *Biofeedback game design: using direct and indirect physiological control to enhance game interaction* - Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. Vancouver, BC, Canada. ACM

Neptune R.R., Kautz S.A., (2000) - *Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies* - Clin. Biomech

Olney SJ, Winter DA (1985) - *Predictions of knee and ankle moment of force in walking from EMG and kinematic data* - J Biomech

Pandy M.G., Andriacchi T.P. (2013) - *Muscle and joint function in human locomotion* - Annual Review of Biomedical Engineering

Panettieri M.C., Gastaldi L., Borzelli D., Pastorelli S.P. (2020) - *Estimation of the mapping between EMG signal and dynamic characteristics of the upper limb* - Politecnico di Torino, Corso di laurea magistrale in Ingegneria Biomedica

Praagman M, Chadwick E, van der Helm F, Veeger H. (2006) - *The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption* - J Biomech

Reid D.T., (2002) - Benefits of a virtual play rehabilitation environment for children with cerebral palsy on perceptions of self-efficacy: a pilot study - Develop. Neurorehabl.

Rohlmann A., Bergmann G., Graichen F. (1994) - A spinal fixation device for in vivo load measurement - J. Biomech.

Saul K.R., Hu X., Goehler C.M., Vidt M.E., Daly M., Velisar A., et al. (2015) -Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model - Comput Methods Biomech Biomed Eng

Scarton A., Jonkers I., Guiotto A., Spolaor F., Guarneri G., Avogaro A., Cobelli C., Sawacha Z. (2017) - *Comparison of lower limb muscle strength between diabetic neuropathic and healthy subjects using OpenSim* - Gait Posture

Schutte L. M., Rodgers M. M., Zajac F. E. and Glaser R. M. (1993) – *Improving th efficacy* of electrical stimulation – induced leg cycle ergometry: ana analysis based on a dynamic muscluloskeletal model – IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering, Volume 1, No 2.

Shadmehr R., Smith M. A., Krakauer J. W. (2010) - *Error Correction, Sensory Prediction, and Adaptation in Motor Control* - Annual Review of Neuroscience

Staudenmann D., Kingma I., Stegeman D.F., van Dieën J.H., (2005) - *Towards optimal multi-channel EMG electrode configurations in muscle force estimation: a high density EMG study* - J. Electromyogr. Kinesiol

Stokes I.A., Henry S.M., Single R.M., (2003) - *Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles* - Clin. Biomech

Thoroughman K.A., Shadmehr R., (2000) - *Learning of action through adaptive combination of motor primitives.* - Nature 407:742–747.

Trinler U, Leboeuf F, Hollands K, Jones R, Baker R (2018) - *Estimation of muscle activation during different walking speeds with two mathematical approaches compared to surface EMG* - Gait Posture

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

Waleed S.M., Ragab K.E., Ahmed S.A. (2017) - *Influence of isometric exercise training on quadriceps muscle architecture and strength in obese subjects with knee osteoarthritis* - Int. J. Med. Res. Health Sci.

Wilke H.J., Neef P., Hinz B., Seidel H., Claes L., (2001) - *Intradiscal pressure together with anthropometric data–a data set for the validation of models* - Clin. Biomech.

Żuk M, Syczewska M, Pezowicz C (2018) - Use of the surface electromyography for a quantitative trend validation of estimated muscle forces - Biocybern Biomed Eng

## APPENDICE

## Dataset 1

*Final\_18Sogg.m*: si tratta della funzione in cui vengono estratti i segnali EMG, le forze applicate al braccio e i vettori tempo e tramite la funzione *regress* di MATLAB e la funzione *calcoloH\_OpenSim.m* di (Panettieri et al., 2020) sono state calcolate rispettivamente la matrice priva di vincoli anatomici e la matrice vincolata per ogni soggetto e alla fine della funzione vengono calcolati i valori del coefficiente di determinazione R<sup>2</sup>. Sono state implementate le funzioni *segnale18Sogg.m*, *Noise18Sogg.m* e *SNR18Sogg.m* per calcolare il segnale, il rumore e il loro rapporto per tutti i soggetti. Infine, nello script Statistica18Sogg.m sono stati implementati: il *lillietest*, il *t-test* e il *linear mixed model*. Nelle tabelle a seguire sono riportati i risultati del linear mixed model, in particolare si vuole vedere se c'è una dipendenza dell'errore angolare, del rapporto dei moduli e del modulo della differenza rispetto ai muscoli considerati nella sperimentazione.

Ps: nelle tabelle manca il 12esimo muscolo considerato, il dorsale laterale, poiché nella formula da dare in input alla funzione *fitlme* bisognava togliere una variabile.

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	70,85	7,28	9,73	203	<0,001	56,50	85,20
'BRD'	-43,77	9,73	-4,50	203	<0,001	-62,95	-24,58
'BIClong'	-19,23	9,56	-2,01	203	0,0456	-38,09	-0,38
'BICshort'	0,93	9,89	0,09	203	0,9251	-18,57	20,43
'PECM2'	-46,57	9,46	-4,92	203	<0,001	-65,23	-27,91
'DELT1'	-36,90	9,83	-3,75	203	<0,001	-56,28	-17,52
'DELT2'	-9,95	9,79	-1,02	203	0,3107	-29,25	9,35
'DELT3'	-20,19	10,01	-2,02	203	0,0449	-39,92	-0,46
'TRIlat'	-48,89	9,98	-4,90	203	<0,001	-68,57	-29,21
'TRIlong'	-41,20	9,62	-4,28	203	<0,001	-60,17	-22,23
'INFSP'	-29,65	9,63	-3,08	203	0,0024	-48,64	-10,66
'TMAJ'	-6,91	9,69	-0,71	203	0,4768	-26,02	12,20

Tabella 12: relazione fra gli 11 muscoli e l'errore angolare

Tabella 13: relazione fra gli 11 muscoli e il rapporto dei moduli

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	0,26	0,12	2,14	203	0,0334	0,02	0,49
'BRD'	0,93	0,16	5,83	203	<0,001	0,62	1,25
'BIClong'	0,34	0,16	2,19	203	0,0298	0,03	0,65
'BICshort'	0,17	0,16	1,04	203	0,2979	-0,15	0,49
'PECM2'	0,56	0,16	3,61	203	<0,001	0,25	0,87
'DELT1'	0,69	0,16	4,29	203	<0,001	0,37	1,01
'DELT2'	0,89	0,16	5,54	203	<0,001	0,57	1,21
'DELT3'	0,22	0,16	1,32	203	0,1889	-0,11	0,54
'TRIlat'	0,77	0,16	4,70	203	<0,001	0,45	1,09
'TRIlong'	0,66	0,16	4,16	203	<0,001	0,35	0,97
'INFSP'	0,20	0,16	1,29	203	0,1996	-0,11	0,51
'TMAJ'	0,07	0,16	0,45	203	0,6503	-0,24	0,39

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	71,07	6,65	10,69	203	<0,001	57,96	84,17
'BRD'	-43,84	9,49	-4,62	203	<0,001	-62,55	-25,13
'BIClong'	-19,25	9,41	-2,05	203	0,042	-37,80	-0,71
'BICshort'	0,69	9,69	0,07	203	0,943	-18,42	19,81
'PECM2'	-46,52	9,36	-4,97	203	<0,001	-64,97	-28,08
'DELT1'	-36,91	9,48	-3,89	203	<0,001	-55,60	-18,22
'DELT2'	-9,95	9,46	-1,05	203	0,2943	-28,60	8,71
'DELT3'	-20,29	9,60	-2,11	203	0,0358	-39,22	-1,36
'TRIlat'	-49,10	9,70	-5,06	203	<0,001	-68,23	-29,97
'TRIlong'	-41,17	9,40	-4,38	203	<0,001	-59,70	-22,64
'INFSP'	-29,59	9,39	-3,15	203	0,0019	-48,10	-11,08
'TMAJ'	-6,94	9,45	-0,73	203	0,4637	-25,57	11,70

Tabella 14: relazione fra gli 11 muscoli e l'errore angolare

Tabella 15: relazione fra gli 11 muscoli e il rapporto dei moduli

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	0,26	0,11	2,43	203	0,0161	0,05	0,48
'BRD'	0,94	0,16	6,02	203	<0,001	0,63	1,24
'BIClong'	0,35	0,15	2,26	203	0,025	0,04	0,65
'BICshort'	0,18	0,16	1,11	203	0,2687	-0,14	0,49
'PECM2'	0,57	0,15	3,68	203	<0,001	0,26	0,87
'DELT1'	0,70	0,16	4,50	203	<0,001	0,39	1,01
'DELT2'	0,90	0,16	5,78	203	<0,001	0,59	1,20
'DELT3'	0,23	0,16	1,43	203	0,1546	-0,09	0,54
'TRIlat'	0,78	0,16	4,88	203	<0,001	0,46	1,09
'TRIlong'	0,66	0,15	4,30	203	<0,001	0,36	0,97
'INFSP'	0,21	0,15	1,36	203	0,1751	-0,09	0,51
'TMAJ'	0,08	0,16	0,51	203	0,6124	-0,23	0,38

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	70,41	6,52	10,81	203	<0,001	57,57	83,26
'BRD'	-45,77	9,25	-4,95	203	<0,001	-64,00	-27,53
'BIClong'	-20,57	9,22	-2,23	203	0,0268	-38,76	-2,38
'BICshort'	-3,03	9,37	-0,32	203	0,7466	-21,50	15,44
'PECM2'	-47,19	9,21	-5,13	203	<0,001	-65,35	-29,04
'DELT1'	-38,42	9,23	-4,16	203	<0,001	-56,63	-20,21
'DELT2'	-11,59	9,24	-1,26	203	0,2109	-29,81	6,62
'DELT3'	-22,10	9,25	-2,39	203	0,0178	-40,34	-3,86
'TRIlat'	-52,22	9,33	-5,60	203	<0,001	-70,61	-33,83
'TRIlong'	-42,70	9,23	-4,63	203	<0,001	-60,90	-24,50
'INFSP'	-30,76	9,22	-3,34	203	0,001	-48,94	-12,58
'TMAJ'	-8,73	9,24	-0,94	203	0,3462	-26,95	9,50

Tabella 16: relazione fra gli 11 muscoli e l'errore angolare

Tabella 17: relazione fra gli 11 muscoli e rapporto dei moduli

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	0,27	0,11	2,54	203	0,0119	0,06	0,49
'BRD'	0,96	0,15	6,28	203	<0,001	0,66	1,26
'BIClong'	0,37	0,15	2,39	203	0,0176	0,06	0,67
'BICshort'	0,22	0,16	1,43	203	0,1538	-0,08	0,53
'PECM2'	0,57	0,15	3,76	203	<0,001	0,27	0,87
'DELT1'	0,72	0,15	4,71	203	<0,001	0,42	1,02
'DELT2'	0,92	0,15	6,00	203	<0,001	0,62	1,22
'DELT3'	0,25	0,15	1,64	203	0,1029	-0,05	0,55
'TRIlat'	0,82	0,15	5,29	203	<0,001	0,51	1,12
'TRIlong'	0,68	0,15	4,46	203	<0,001	0,38	0,98
'INFSP'	0,22	0,15	1,47	203	0,1427	-0,08	0,53
'TMAJ'	0,10	0,15	0,66	203	0,5083	-0,20	0,40

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	1.404,80	185,98	7,55	203	<0,001	1.038,10	1.771,50
'BRD'	-610,44	248,66	-2,45	203	0,0149	-1.100,70	-120,15
'BIClong'	-642,46	244,36	-2,63	203	0,0092	-1.124,30	-160,65
'BICshort'	-5,41	252,69	-0,02	203	0,9829	-503,65	492,83
'PECM2'	-531,16	241,85	-2,20	203	0,0292	-1.008,00	-54,30
'DELT1'	-325,48	251,21	-1,30	203	0,1966	-820,79	169,83
'DELT2'	-560,29	250,17	-2,24	203	0,0262	-1.053,60	-67,03
'DELT3'	-693,50	255,69	-2,71	203	0,0073	-1.197,70	-189,35
'TRIlat'	379,02	255,06	1,49	203	0,1388	-123,88	881,92
'TRIlong'	-412,42	245,89	-1,68	203	0,095	-897,25	72,41
'INFSP'	-27,16	246,08	-0,11	203	0,9122	-512,37	458,06
'TMAJ'	-419,49	247,71	-1,69	203	0,0919	-907,91	68,93

Tabella 18: relazione fra gli 11 muscoli e il modulo della differenza

Tabella 19: relazione fra gli 11 muscoli e il modulo della differenza

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	1.254,00	169,46	7,40	203	<0,001	919,88	1.588,10
'BRD'	-767,58	240,58	-3,19	203	0,0016	-1.241,90	-293,22
'BIClong'	-758,67	239,92	-3,16	203	0,0018	-1.231,70	-285,62
'BICshort'	-213,82	243,61	-0,88	203	0,3811	-694,16	266,52
'PECM2'	-613,11	239,49	-2,56	203	0,0112	-1.085,30	-140,91
'DELT1'	-491,92	240,17	-2,05	203	0,0418	-965,47	-18,37
'DELT2'	-722,16	240,26	-3,01	203	0,003	-1.195,90	-248,42
'DELT3'	-889,95	240,62	-3,70	203	<0,001	-1.364,40	-415,53
'TRIlat'	166,41	242,55	0,69	203	0,4934	-311,82	644,65
'TRIlong'	-543,18	240,07	-2,26	203	0,0247	-1.016,50	-69,83
'INFSP'	-154,12	239,79	-0,64	203	0,5211	-626,92	318,68
'TMAJ'	-567,77	240,38	-2,36	203	0,0191	-1.041,70	-93,81

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	1.272,20	171,20	7,43	203	<0,001	934,67	1.609,80
'BRD'	-720,53	228,06	-3,16	203	0,0018	-1.170,20	-270,85
'BIClong'	-726,61	225,35	-3,22	203	0,0015	-1.170,90	-282,27
'BICshort'	-131,22	234,63	-0,56	203	0,5766	-593,84	331,41
'PECM2'	-596,42	223,71	-2,67	203	0,0083	-1.037,50	-155,32
'DELT1'	-451,30	227,71	-1,98	203	0,0488	-900,28	-2,31
'DELT2'	-681,02	227,12	-3,00	203	0,0031	-1.128,80	-233,21
'DELT3'	-837,90	231,66	-3,62	203	<0,001	-1.294,70	-381,13
'TRIlat'	241,16	234,89	1,03	203	0,3058	-221,97	704,29
'TRIlong'	-508,93	225,13	-2,26	203	0,0248	-952,82	-65,04
'INFSP'	-125,90	224,78	-0,56	203	0,576	-569,09	317,30
'TMAJ'	-525,42	226,81	-2,32	203	0,0215	-972,62	-78,23

Tabella 20: relazione fra gli 11 muscoli e il modulo della differenza

## Dataset 2

*Final5x5.m*: si tratta della funzione usata per estrarre i segnali EMG, le forze applicate al braccio e i vettori tempo e tramite la funzione *regress* di MATLAB e la funzione *calcoloH\_OpenSim.m* di (Panettieri et al., 2020) sono state calcolate rispettivamente la matrice priva di vincoli anatomici e la matrice vincolata per ogni soggetto e alla fine della funzione vengono calcolati i valori del coefficiente di determinazione  $R^2$ . Nello script Statistica5x5.m sono stati implementati è stato implementato il *linear mixed model*. Nelle tabelle a seguire sono riportati i risultati del linear mixed model, in particolare si vuole vedere se c'è una dipendenza dell'errore angolare, del rapporto dei moduli e del modulo della differenza rispetto ai muscoli considerati nella sperimentazione e alle differenze tra la sessione i-esima (i = 2:5) e la prima sessione.

Ps: nelle tabelle manca il 12esimo muscolo considerato, il dorsale laterale, poiché nella formula da dare in input alla funzione *fitlme* bisognava togliere una variabile.

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	59,58	4,99	11,93	464	<0,001	49,77	69,39
'BRD'	-26,67	6,11	-4,36	464	<0,001	-38,68	-14,65
'BIClong'	-0,04	6,11	-0,01	464	0,9946	-12,06	11,97
'BICshort'	-3,89	6,11	-0,64	464	0,5248	-15,91	8,12
'PECM2'	-25,07	6,11	-4,10	464	<0,001	-37,09	-13,06
'DELT1'	-17,63	6,11	-2,88	464	0,0041	-29,65	-5,62
'DELT2'	-14,04	6,11	-2,30	464	0,0221	-26,05	-2,02
'DELT3'	-22,96	6,11	-3,76	464	<0,001	-34,98	-10,95
'TRIlat'	-10,65	6,11	-1,74	464	0,0823	-22,66	1,37
'TRIlong'	-22,93	6,11	-3,75	464	<0,001	-34,94	-10,91
'INFSP'	-3,51	6,11	-0,57	464	0,5661	-15,53	8,50
'TMAJ'	-19,32	6,11	-3,16	464	0,0017	-31,34	-7,31

Tabella 21: relazione fra gli 11 muscoli con l'errore angolare

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	1.788,40	990,14	1,81	464	0,0715	-157,28	3.734,20
'BRD'	-445,01	1.212,70	-0,37	464	0,7138	-2.828,00	1.938,00
'BIClong'	5.874,10	1.212,70	4,84	464	<0,001	3.491,10	8.257,10
'BICshort'	-445,08	1.212,70	-0,37	464	0,7138	-2.828,10	1.937,90
'PECM2'	-502,81	1.212,70	-0,41	464	0,6786	-2.885,80	1.880,20
'DELT1'	-465,56	1.212,70	-0,38	464	0,7012	-2.848,60	1.917,40
'DELT2'	-419,40	1.212,70	-0,35	464	0,7296	-2.802,40	1.963,60
'DELT3'	-659,59	1.212,70	-0,54	464	0,5868	-3.042,60	1.723,40
'TRIlat'	-265,94	1.212,70	-0,22	464	0,8265	-2.648,90	2.117,10
'TRIlong'	-21,27	1.212,70	-0,02	464	0,986	-2.404,30	2.361,70
'INFSP'	-373,52	1.212,70	-0,31	464	0,7582	-2.756,50	2.009,50
'TMAJ'	-252,19	1.212,70	-0,21	464	0,8354	-2.635,20	2.130,80

Tabella 22: relazione fra gli 11 muscoli con il modulo della differenza

Tabella 23: relazione fra gli 11 muscoli con il rapporto dei moduli

	Estimate	SE	tStat	DF	pValue	Lower	Upper
'(Intercept)'	-5,72	18,93	-0,30	464	0,7626	-42,93	31,48
'BRD'	-1,47	23,19	-0,06	464	0,9495	-47,03	44,09
'BIClong'	-0,51	23,19	-0,02	464	0,9825	-46,07	45,06
'BICshort'	-0,64	23,19	-0,03	464	0,9778	-46,21	44,92
'PECM2'	-1,17	23,19	-0,05	464	0,9597	-46,74	44,39
'DELT1'	-0,79	23,19	-0,03	464	0,9727	-46,36	44,77
'DELT2'	-1,50	23,19	-0,06	464	0,9483	-47,07	44,06
'DELT3'	-1,17	23,19	-0,05	464	0,9599	-46,73	44,40
'TRIlat'	-1,57	23,19	-0,07	464	0,946	-47,14	43,99
'TRIlong'	-1,19	23,19	-0,05	464	0,9592	-46,75	44,38
'INFSP'	84,26	23,19	3,63	464	<0,001	38,70	129,83
'TMAJ'	-1,38	23,19	-0,06	464	0,9527	-46,94	44,19

## Dataset 3

Analisi.m: Si tratta dello script che processa i dati dei soggetti in input, li estrae dalla structure ed esegue una serie di misure per confrontare in termini di performance e naturalezza del movimento i due algoritmi di stima della forza, regressione lineare non vincolata e modello muscolo – scheletrico OpenSim vincolato. Per ogni struttura si considerano 5 blocchi, il primo di massima forza volontaria no perché ha soltanto il compito di normalizzare la forza che verrà generata nei blocchi successivi. Viene fatto un ciclo sui 5 blocchi di ogni soggetto considerati e utilizzando la funzione AnalFilter.andFilter.m si vede il j-esimo elemento del blocco del soggetto selezionato. Successivamente si esegue un ciclo su tutti i trials del blocco considerato e si cerca il trialIdx sempre usando la funzione AnalFilter.andFilter.m. In seguito, si fa girare la funzione get angularDeviation 1 2 peaks.m che permette di calcolare deviazione angolare iniziale, deviazione angolare primo picco e secondo picco, istante di tempo della velocità iniziale, del primo picco e del secondo picco, numero dei picchi, istante di tempo della deviazione iniziale, istante di tempo dell'onset di velocità, del terzo e quarto picco. Si forniscono in input alla funzione il singolo trial, il blocco, la forza visualizzata e zero. Poi si calcola il tempo dell'onset dopo che è apparso il target e il tempo necessario per raggiungere il target, si stabilisce l'intervallo della fase dinamica, dall'istante in cui appare il target a quando lo si raggiunge, si estrae la forza visualizzata, il tempo e con la funzione velocity.m si calcola velocità e successivamente il modulo della velocità.

Nella fase seguente dello script si plottano il modulo della velocità nell'intervallo di tempo considerato, la forza tridimensionale in x, y, z e poi si calcola media e deviazione standard di ogni misura effettuata per graficarle con *barplot* ed *errorbar* in funzione dei 5 blocchi considerati per vedere se c'è una differenza tra i 5 blocchi, e soprattutto, tra le 2 ricostruzioni.

La parte finale dello script calcola il numero di trials in cui il soggetto riesce a raggiungere il target anche solo per un istante e il numero di trials in cui riesce a rimanerci per mezzo secondo e grafica tali risultati in funzione dei blocchi considerati. In seguito per valutare la bontà della stima è stato calcolato il coefficiente di determinazione  $R^2$  e successivamente i valori di  $R^2$  sono stati confrontati tramite un test di Student appaiato, utilizzando la funzione *ttest* di MATLAB.

Le funzioni utilizzate e necessarie al *running* dello script Analisi.m sono contenute nel pacchetto workspace\_OpenSim e sono:

HFSPAnalCreate.m

EventDecoderKinematics (è una classe, tolgo)

getTimePeakMinMax\_ClosestPeak.m

getDynamicPhase.m

EventDecoder (classe)

set\_TimeEvents\_firstSecondPeaks2.m

DataVisualizerGUI.m

velocity.m

extractdata.m

extracttime.m

Le funzioni MATLAB create sono:

*AnalStructs\_raw\_prova.m*  $\rightarrow$  funzione che crea una struttura di analisi con dati grezzi, non processati, priva di filtraggio, sottrazione del baseline, normalizzazione e ricampionamento a 1000 Hz.

*createAnalStructs\_prova.m*  $\rightarrow$  funzione che crea una struttura di analisi di dati processati: c'è il filtraggio, la sottrazione del baseline e il ricampionamento a 100 Hz.

ATTENZIONE: Lo script è stato scritto utilizzando MATLAB R2021a e OpenSim 4.1, entrambi da 64 bit.

N.B. Ricordarsi di aprire MATLAB come amministratore, altrimenti le funzioni che richiamano i Tool di OpenSim non girano.

Toolbox MATLAB da scaricare: Per far funzionare lo script ho dovuto scaricare il Toolbox di Matlab: *Mapping Toolbox*, che contiene la funzione *extractfield*, che mi permette di estrarre i valori dei campi di una struttura Matlab. Tale Toolbox funziona su versioni di Matlab uguali o superiori a MATLAB R2006a. Ho dovuto scaricare anche il Toolbox '*Global Optimization Toolbox*' che contiene la funzione *GlobalSearch.mat*, che ricerca il minimo globale di una funzione obiettivo. Ho dovuto scaricare anche il Toolbox '*Curve Fitting Toolbox*', che adatta curve e superfici ai dati usando regressione, interpolazione e linearizzazione.