

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Analisi e controllo di un esoscheletro per arti inferiori

Relatore

Prof. Augusto Ferrante

Laureando

Leonardo Varotto

ANNO ACCADEMICO 2023-2024

Data di laurea 25/09/2024

Non c'è felicità in un mondo che scarta e discrimina il diverso come inutile.

Monkey D. Dragon

Abstract

Gli esoscheletri per arti inferiori furono inizialmente progettati come strumento di assistenza per la riabilitazione motoria. Con l'avanzare delle ricerche si stanno evolvendo in robot in grado di sostenere pazienti con disabilità neuromuscolari. L'obiettivo è raggiungere un'interazione uomo-macchina tale da permettere a chiunque di potersi muovere liberamente negli spazi frequentati quotidianamente. Per raggiungere questo traguardo è indispensabile passare da metodi di controllo rigidi basati su traiettorie e soglie predefinite ad un controllo personalizzato e volontario attraverso l'uso di segnali biomedici, i quali permettono all'esoscheletro di comprendere le intenzioni dell'utilizzatore, in modo da supportarlo nel momento e nel modo corretto. L'uso di questi dispositivi, oltre ad offrire indipendenza, sarebbe una soluzione per una serie di problematiche di salute e psicologiche associate alla sedentarietà.

Questa tesi fornisce una panoramica inerente alla situazione dei principali esoscheletri per arti inferiori sviluppati e si focalizza sull'elettromiografia come segnale di controllo dell'esoscheletro; in particolare analizza il metodo di controllo dell'esoscheletro HAL-3.

Indice

1	Il segnale elettromiografico	1
1.1	Controllo della contrazione muscolare volontaria	1
1.2	Trasmissione dell'impulso	3
1.3	Il potenziale d'azione	3
1.4	Il segnale elettromiografico	5
1.5	Misurazione del segnale elettromiografico di superficie	7
2	Gli esoscheletri per arti inferiori	11
2.1	Panoramica sugli esoscheletri per arti inferiori	11
2.2	Limitazioni dell'hardware	13
2.3	Gli esoscheletri soft	14
2.4	Metodi di controllo dell'esoscheletro per arti inferiori	15
2.5	Utilizzo dell'esoscheletro	17
2.6	Studi sulle potenzialità degli esoscheletri	17
2.7	Considerazioni sullo stato attuale degli esoscheletri per arti inferiori	19
3	Controllo dell'esoscheletro per arti inferiori	21
3.1	Esoscheletro HAL-3	21
3.2	Controllo degli attuatori del ginocchio	22
3.3	Modello muscoloscheletrico della gamba dell'operatore con HAL-3	24
3.4	Stima delle proprietà viscoelastiche dell'arto inferiore	25
3.5	Controllo delle proprietà viscoelastiche di HAL-3	27
3.6	Esperimenti svolti	28
3.6.1	Esperimento in assenza di assistenza	30
3.6.2	Esperimento con l'assistenza dell'esoscheletro HAL-3	30
3.7	Risultati ottenuti	31
4	Conclusione	33

Elenco delle figure

1.1	Collocazione corteccia motoria primaria e corteccia premotoria.[1]	1
1.2	Rappresentazione somatotopica della corteccia motoria primaria.[2]	2
1.3	Potenziale d'azione di un neurone.[3]	4
1.4	Unità motoria[5]	6
1.5	Le due figure (a) e (b) mostrano il funzionamento dei principali muscoli dell'arto inferiore durante il passo.[6]	7
1.6	Elettromiografo di superficie MiniWave.[7]	8
2.1	Dispositivo robotico per la riabilitazione Lokomat.[10]	11
2.2	Esoscheletri per arti inferiori. L'immagine in alto a sinistra riassume le tipologie di esoscheletri in base alla disposizione degli attuatori.[11]	12
2.3	Esempio di esoscheletro soft progettato dall'Università di Harvard.[13]	14
2.4	Meccanismo di un attuttore a cavo Bowden.[14]	15
2.5	Utilizzatore mentre indossa l'esoscheletro per arti inferiori HAL.[15]	16
2.6	Grafici riassuntivi sulla ricerca effettuata sugli esoscheletri per arti inferiori.[11]	18
3.1	Esoscheletro HAL-3.[16]	22
3.2	Processo di misurazione della mioelettricità.[16]	23
3.3	Esempio di metodo di calibrazione di HAL-3.[16]	24
3.4	Modello muscoloscheletrico della gamba con l'attuttore di HAL-3.[16]	26
3.5	Configurazione per misurare la deformazione del telaio dell'esoscheletro di HAL-3.[16]	29
3.6	Comparazione degli esperimenti con e senza assistenza dell'esoscheletro HAL-3.[16]	31

Capitolo 1

Il segnale elettromiografico

La contrazione muscolare volontaria è controllata principalmente da specifiche aree della corteccia cerebrale, le quali generano e inviano impulsi elettrici chiamati **potenziali d'azione**. Questi stimoli passano attraverso i nervi spinali e raggiungono i motoneuroni bersaglio, che attivano la contrazione del muscolo che innervano.

Il risultato degli impulsi elettrici è il segnale elettromiografico. Attraverso questo segnale possiamo comprendere l'entità e la durata di attivazione dei vari muscoli.

1.1 Controllo della contrazione muscolare volontaria

I segnali che attivano il processo che porta alla contrazione muscolare volontaria hanno origine prevalentemente in due aree corticali presenti sulla parte posteriore del lobo frontale: la **corteccia motoria primaria** e la **corteccia premotoria**.

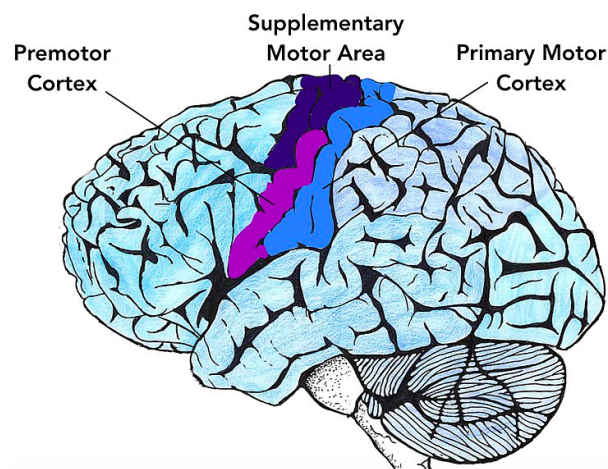


Figura 1.1: Collocazione corteccia motoria primaria e corteccia premotoria.[1]

La corteccia motoria contiene una rappresentazione somatotopica della periferia motoria, cioè ogni regione della corteccia motoria controlla i muscoli di una determinata parte del corpo. Questa rappresentazione è detta **homunculus motorio**, in cui, l'arto inferiore risulta rappresentato sulla superficie mediale dell'emisfero.

Nell'homunculus le dimensioni dell'area relativa ad una certa parte del corpo sono proporzionali al numero di neuroni dedicati al suo controllo motorio e non alla massa dei muscoli controllati.

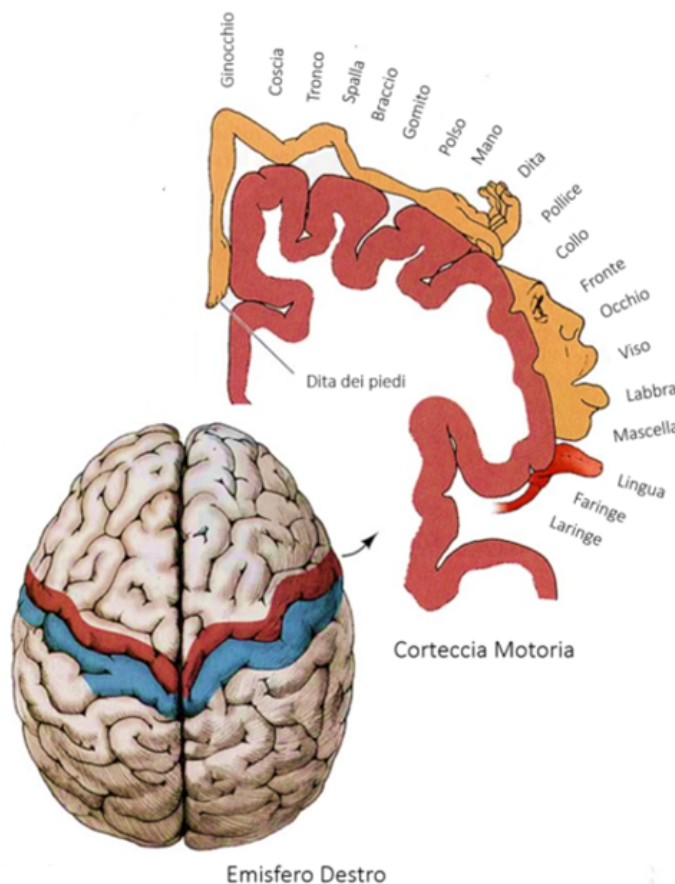


Figura 1.2: Rappresentazione somatotopica della corteccia motoria primaria.[2]

Inoltre, la mappa somatotopica, presenta una notevole plasticità e può essere modificata con l'apprendimento. Infatti, la ripetizione di un programma motorio porta a migliorarne l'efficienza e ciò è accompagnato da un aumento dell'estensione dell'area corticale che controlla i muscoli interessati. Analogamente, la lesione di un nervo periferico, oltre a provocare la paralisi del muscolo da esso innervato, determina anche un riassetto delle aree corticali che regolano l'attività di quel nervo, le quali diventano in grado di controllare l'attività dei muscoli adiacenti al muscolo denervato. Infine, un altro componente cerebrale importante per il controllo della contrazione muscolare volontaria, è il cervelletto. Infatti, si è dimostrato che una lesione del cervelletto porta alla perdita della capacità di compiere movimenti in maniera

precisa, poiché coordina l'attività di muscoli e articolazioni.

I controlli dei movimenti su cui questa tesi si focalizza sono la *locomozione* e la *postura*. Per **locomozione** si intende una serie sequenziale di movimenti alterni di estensione e flessione degli arti inferiori che consente di muovere il corpo nello spazio senza perdere equilibrio. Questa attività di base viene controllata da varie aree del sistema nervoso centrale: dalle aree corticali motorie, per cui lo schema di base del movimento viene adeguato alle specifiche situazioni in modo volontario; da vari centri mesencefalici e del tronco encefalico, che sembrano regolare la velocità della locomozione; dal cervelletto, che è in grado di controllare istante per istante la correttezza degli atti motori e la coordinazione dei vari schemi base.

Per **postura** si intende il mantenimento di un adeguato orientamento del corpo nello spazio, sia in condizioni statiche che dinamiche, per mantenere il baricentro del corpo all'interno della base di appoggio. La postura non viene mantenuta solamente grazie a movimenti volontari, ma anche attraverso una complessa integrazione di attività riflesse organizzate nel tronco encefalico e nel midollo spinale.

1.2 Trasmissione dell'impulso

I movimenti volontari vengono eseguiti in seguito all'attivazione dei motoneuroni spinali. Gli impulsi elettrici, per raggiungere questi particolari neuroni, devono passare per le vie motrici, che sono percorsi neurali connessi direttamente o indirettamente al midollo spinale. I **motoneuroni** sono direttamente collegati alle fibre muscolari, attraverso la giunzione neuromuscolare, solitamente posta a metà della fibra dimezzando il massimo tempo di conduzione dell'impulso. Inoltre, la velocità di conduzione dello stimolo è proporzionale al diametro della fibra. Per questo motivo nelle fibre efferenti dei nervi spinali, deputate al controllo motorio, la velocità di trasmissione è di 70-120 m/s, in un soggetto sano alla temperatura corporea. Questo anche grazie alla presenza di mielina, la quale riveste l'assone dei neuroni, permettendo la conduzione *saltatoria* del potenziale d'azione.

1.3 Il potenziale d'azione

Gli stimoli generati dal sistema nervoso centrale, i quali viaggiano fino ai nervi periferici, sono chiamati *potenziali d'azione*. Il potenziale d'azione è un evento che si verifica a livello della membrana nelle cellule eccitabili, in seguito ad uno stimolo abbastanza forte, che attiva i canali ionici posti sulla membrana. In particolare, è un'escursione del potenziale di membrana che avviene in determinati passaggi comuni a tutte le cellule eccitabili. Nonostante questo, ogni tipo

di cellula eccitabile ha una forma caratteristica del proprio potenziale d'azione, poiché varia in base alla propria funzione. Le fasi in cui viene suddiviso il potenziale d'azione sono una rapida fase iniziale di **depolarizzazione**, un altrettanto rapida e transitoria inversione di polarità, seguita da un più lento ripristino del potenziale di riposo detto **ripolarizzazione**.

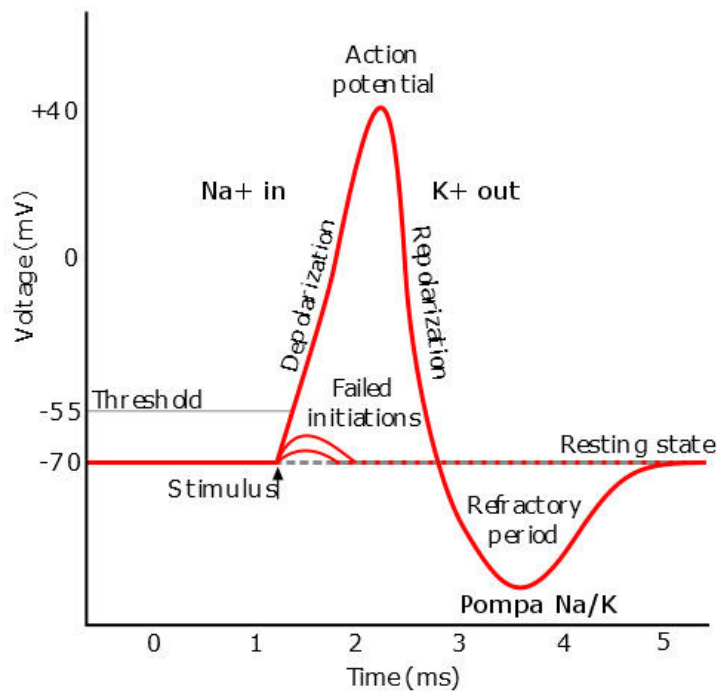


Figura 1.3: Potenziale d'azione di un neurone.[3]

In particolare si consideri il neurone, che è la cellula nervosa specializzata nella conduzione degli impulsi. Il potenziale di riposo della membrana del neurone è di -70mV e viene mantenuto costante da un particolare tipo di canale denominato *pompa sodio/potassio* (Na-K). Questo canale ionico ad ogni iterazione espelle dall'interno della membrana tre ioni Na^+ e introduce due ioni K^+ all'interno della cellula, mantenendo stabili le concentrazioni di ioni e di conseguenza il potenziale di membrana.

La *depolarizzazione* che porta il potenziale di membrana alla soglia si definisce **pie**. La soglia del potenziale d'azione per la membrana del neurone è di circa -55mV , raggiunta la quale inizia la fase di depolarizzazione, se invece non viene raggiunta si ottiene solamente una variazione momentanea del potenziale di membrana.

Una corrente in grado di portare il potenziale di membrana alla soglia minima è detta **liminare**. Il potenziale d'azione scaturito da una corrente *sovraliminare* è sempre il medesimo

generato da una corrente *liminare*, da questo si può comprendere un'importante proprietà: il potenziale d'azione è un fenomeno di tipo **tutto-o-nulla**.

Durante la **fase di depolarizzazione**, dopo aver raggiunto il livello di soglia, si innescano, nella membrana, dei meccanismi che cambiano lo stato dei canali ionici e inducono una rapida *depolarizzazione* che prosegue in modo indipendente dallo stimolo fino a invertire la polarità del potenziale di membrana di qualche decina di millivolt. La velocità di variazione di potenziale in questa fase arriva alle centinaia di Volt per secondo. Raggiunto il valore di picco del potenziale d'azione la traiettoria del potenziale di membrana si inverte.

Infine, c'è la **fase di ripolarizzazione** in cui il potenziale di membrana si negativizza fino a diventare inferiore al potenziale di riposo, si ottiene così un'*iperpolarizzazione*. Questa fase è la più eterogenea nei diversi tipi di cellule eccitabili. In particolare, nei neuroni e nelle cellule muscoloscheletriche ha una durata simile, pari a pochi millisecondi.

A causa dell'iperpolarizzazione, terminato il potenziale d'azione, si manifesta un periodo refrattario, in cui uno stimolo liminare non può indurre un secondo potenziale d'azione. Il periodo refrattario può essere suddiviso nel periodo di *refrattarietà assoluta* e nel periodo di *refrattarietà relativa*.

Durante la **refrattarietà assoluta**, uno stimolo di corrente, di qualunque intensità, non può indurre un nuovo potenziale d'azione. Ne segue il periodo di **refrattarietà relativa** in cui è necessario uno stimolo sovraliminare per evocare un nuovo potenziale d'azione; più vicino si è al periodo di refrattarietà assoluta, maggiore deve essere l'ampiezza dello stimolo.

Per le cellule che presentano una geometria cilindrica, come i neuroni e le fibre muscolari, c'è un'altra proprietà da considerare. In queste tipologie di cellule, il potenziale d'azione tende a spostarsi dalla regione in cui viene generato alle aree limitrofe, propagandosi sempre in maniera identica. Questa proprietà assieme alla refrattarietà, permette al potenziale d'azione di propagarsi in un unico verso, cioè senza tornare nel sito dove è stato generato.[4]

1.4 Il segnale elettromiografico

L'insieme dei potenziali elettrici che si formano in un muscolo durante la sua contrazione volontaria costituisce il **segnale elettromiografico**.

Come introdotto nelle sezioni precedenti, questi potenziali sono causati dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari in risposta all'arrivo di un impulso elettrico alla sinapsi neuromuscolare. La **sinapsi neuromuscolare** è il sito che collega il motoneurone alle fibre muscolari e permette il passaggio degli impulsi elettrici.

Il segnale risultante è la somma dei contributi di tutte le unità motorie nel muscolo osservato. Un'**unità motoria** è composta dal motoneurone e dalle fibre che esso innerva. Il numero di fibre muscolari presenti in una unità motoria può variare da qualche decina ad alcune migliaia e questo influenza la forza generata dalla contrazione del muscolo innervato.

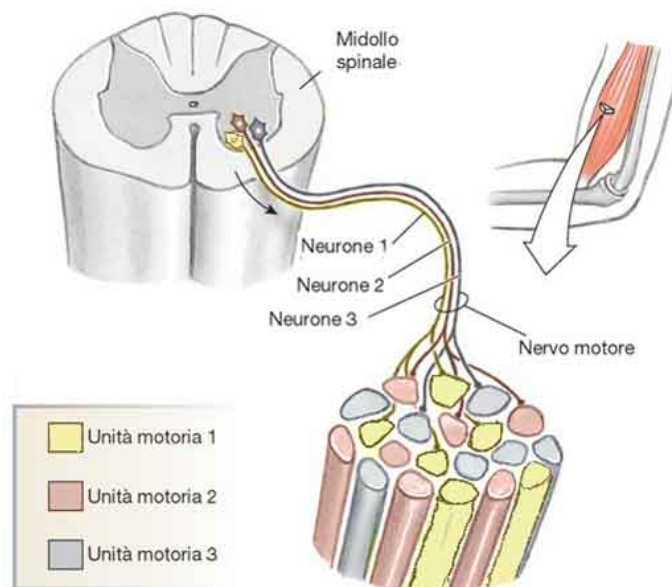


Figura 1.4: Unità motoria[5]

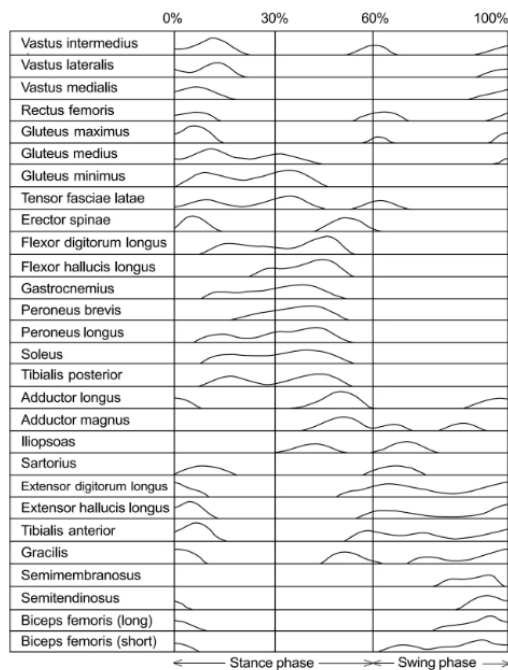
Inoltre, durante la contrazione muscolare volontaria, la forza esercitata è modulata da altri due parametri indipendenti tra loro, che sono il numero di unità motorie reclutate e la frequenza di sparo, cioè la frequenza con cui avvengono potenziali d'azione in un'unità motoria (potenziale d'azione unità motoria - MUAP).

In generale, la banda in frequenza del segnale elettromiografico varia dai 5Hz fino ai 10kHz, mentre l'ampiezza è compresa tra i 100 μ V e qualche millivolt.

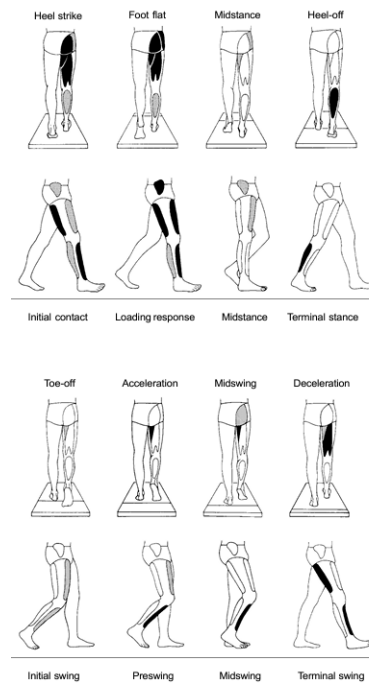
Dal segnale elettromiografico è possibile comprendere vari aspetti della contrazione muscolare. Innanzitutto, la morfologia del segnale fornisce indicazioni riguardo all'attività globale di un muscolo o gruppo muscolare; in base all'ampiezza del segnale si comprende

l'entità dell'attivazione del muscolo; dal timing si coglie il momento e la durata dell'attivazione muscolare, infine, dalle frequenze si può analizzare l'affaticamento.

Al giorno d'oggi, questo segnale viene utilizzato per l'analisi del movimento, per il controllo di protesi, ma anche per la diagnosi di disturbi neuromuscolari e in ambito sportivo per monitorare la fatica e le funzioni muscolari. Nelle seguenti immagini è possibile vedere un'analisi sull'attivazione muscolare dei principali muscoli degli arti inferiori durante il passo.



(a) Attività elettromiografica durante il passo.



(b) Attività muscolare durante il passo.

Figura 1.5: Le due figure (a) e (b) mostrano il funzionamento dei principali muscoli dell'arto inferiore durante il passo.[6]

1.5 Misurazione del segnale elettromiografico di superficie

Il segnale elettromiografico si misura prevalentemente tramite elettrodi posti sulla pelle sopra le fibre muscolari.

Gli elettrodi utilizzati possono essere di varie tipologie, a seconda del fine specifico della misurazione; generalmente, per l'elettromiografia si utilizzano elettrodi Ag-AgCl. Un'altra delle caratteristiche più importanti da considerare è la configurazione degli elettrodi, monopolare o bipolare. Solitamente, per una maggiore efficienza, si usano gli elettrodi bipolari, in cui il segnale di interesse è il differenziale tra due elettrodi, mentre si annulla la componente

comune, formata principalmente dal rumore.

Poi in base alla dimensione degli elettrodi, si possono considerare sezioni maggiori del muscolo oppure essere più selettivi.

L'elettromiografo di superficie è composto da un'unità ricevente collegata tramite fili o wi-fi ad una o più sonde. Le sonde si compongono di clip per elettrodi e una parte di elettronica, formata da un amplificatore, un convertitore AD (analogico-digitale) ed eventuale trasmettitore del segnale wi-fi.



Figura 1.6: Elettromiografo di superficie MiniWave.[7]

Durante il prelievo del segnale elettromiografico bisogna considerare la poca conduttività dello strato corneo dell'epidermide, attraverso cui, il passaggio di ioni è reso possibile grazie ai follicoli piliferi, ai dotti sudoripari e alle ghiandole sebacee. Lo strato corneo è formato dalla parte più esterna dell'epidermide, circa gli ultimi 20 strati di cellule. Per diminuirne l'impedenza occorre preparare la pelle con una rasatura e pulizia con pasta abrasiva, per poi applicare del gel che permette un contatto più efficiente con l'elettrodo. Infatti, il gel utilizzato evita che l'aria si infiltri tra il conduttore elettrico e l'epitelio, isolando il passaggio di cariche.

D'altra parte, il resto dell'epidermide è più conduttivo dello strato superficiale e si comporta come una resistenza.

Altre problematiche da valutare sono gli artefatti da movimento e i *cross-talk*. I primi avvengono quando la zona di pelle con l'elettrodo si muove, ad esempio in seguito a strofinamento, ma possono essere filtrati, considerando che i potenziali dovuti a fattori meccanici hanno componenti che generalmente non superano i 30 Hz. Mentre i *cross-talk* sono artefatti generati

da muscoli non interessati, per contrastare ciò è importante un posizionamento studiato degli elettrodi.[8][9]

Capitolo 2

Gli esoscheletri per arti inferiori

2.1 Panoramica sugli esoscheletri per arti inferiori

La riabilitazione robotica del cammino è cominciata a partire dal 1994 in seguito allo sviluppo del dispositivo Lokomat, come alternativa alle terapie di riabilitazione convenzionale.



Figura 2.1: Dispositivo robotico per la riabilitazione Lokomat.[10]

La riabilitazione robotica del cammino può offrire un allenamento altamente controllato, ripetitivo e intensivo in un ambiente coinvolgente, ridurre il carico fisico per il terapeuta e fornire valutazioni oggettive e quantitative della progressione dei pazienti.

Da allora sono stati sviluppati diversi prototipi di esoscheletri fissi al suolo come Lokomat, di esoscheletri a attuatore finale come Gait Trainer e di esoscheletri indossabili come Rewalk e HAL. Questi ultimi possono migliorare la mobilità e l'indipendenza nelle persone non deambolanti, anche al di fuori delle strutture riabilitative, e possono ridurre le complicanze mediche secondarie legate alla sedentarietà, con molteplici vantaggi alla salute dei pazienti. Le

complicanze mediche secondarie possono essere problematiche muscolari e ossee, come atrofia muscolare e osteoporosi, obesità, problemi gastrointestinali, infezioni alle vie urinarie e dolori cronici, oltre che di carattere psicologico.

La maggior parte degli esoscheletri per arti inferiori assistono attivamente due o tre articolazioni, mentre alcuni ne assistono una tra caviglia, ginocchio e anca. Inoltre, il numero di gradi di libertà più diffuso è di due per gamba, anche se può variare dal valore di uno a tre, nel solo piano sagittale. L'eccezione è l'esoscheletro REX il quale ha libertà di movimento anche nei piani frontale e trasversale. Le articolazioni degli esoscheletri, invece, si dividono in *attive* e *passive* in base alla presenza di attuatori o meno, ad eccezione dell'articolazione della caviglia che può anche essere *fissa*. Per quanto riguarda gli attuatori, sono quasi completamente usati motori elettrici, molto probabilmente grazie alla facilità di controllo e alla loro precisione.



Figura 2.2: Esoscheletri per arti inferiori. L'immagine in alto a sinistra riassume le tipologie di esoscheletri in base alla disposizione degli attuatori.[11]

Attualmente esistono esoscheletri per arti inferiori disponibili nel commercio, con l'approvazione FDA e/o il marchio CE. Nonostante ciò, l'uso di questa tecnologia è ancora limitato dal fatto che i dispositivi sono pesanti e ingombranti, e richiedono supervisione e l'uso di ausili per la deambulazione. In aggiunta, solo un esoscheletro è stato progettato per uso pediatrico.

Infine, come ultima innovazione, si stanno progettando degli esoscheletri chiamati soft, in quanto sono leggeri, comodi e poco ingombranti, cercando di imitare il più possibile la vestibilità di normali indumenti, nonostante la presenza di attuatori.

Nel frattempo, in Europa, è nato il progetto Eurobench che ha l'obiettivo di creare il primo schema di valutazione per i sistemi robotici in Europa, per permettere ad aziende e ricercatori di testare le prestazioni dei robot in qualsiasi fase dello sviluppo.[12]

2.2 Limitazioni dell'hardware

Gli esoscheletri per arti inferiori attualmente progettati hanno delle limitazioni che impediscono il loro ingresso nel mercato come dispositivo medico ad uso quotidiano.

Innanzitutto, gli esoscheletri indossabili, che hanno come obiettivo l'indipendenza del paziente, sono dispositivi pesanti e ingombranti a causa delle loro strutture rigide, attuatori e batterie. Esoscheletri con lo stesso numero di articolazioni attive hanno pesi simili, a prescindere dalla patologia degli utilizzatori a cui sono destinati. Però, pazienti con necessità maggiori, per esempio con lesione del midollo spinale, hanno bisogno di un esoscheletro con più articolazioni attive, di conseguenza più pesante. Per esempio, il peso medio di un esoscheletro che sostiene attivamente anca e ginocchio è di 7.14 kg per gamba, che è oltre la metà del peso medio della gamba di un adulto.

Inoltre, la durata della batteria dei prototipi attualmente presenti raggiunge al massimo 6 ore di utilizzo nel caso dell'esoscheletro H2, ma generalmente la durata è compresa tra le 2 e le 4 ore di uso continuo.

In seguito, sono state riscontrate problematiche a causa di disallineamenti tra gli utilizzatori e la vestibilità degli esoscheletri, portando ad un incremento del costo metabolico per l'esecuzione di movimento e un aumento delle casistiche di dolori, infortuni e di fratture ossee. Questo perché i modelli non sono creati seguendo l'antropometria dei singoli utilizzatori. Infatti, anche gli intervalli di altezze e pesi dei pazienti che possono usufruire degli odierni esoscheletri

indossabili sono limitati. Approssimativamente, l'altezza del paziente può variare dai 145 ai 195 centimetri, mentre il peso massimo sostenuto può arrivare fino ai 100 chilogrammi e questo potrebbe essere un fattore limitante, in quanto persone con disabilità neuromuscolari presentano un tasso più elevato di obesità.

In aggiunta, l'utilizzo degli esoscheletri indossabili per arti inferiori richiede assistenza da parte di operatori sanitari, sia durante la deambulazione sia durante l'applicazione e la rimozione del dispositivo. Infatti, per indossare l'esoscheletro sono richiesti fino a 30 minuti, mentre per la rimozione fino a 10 minuti, generalmente sempre con l'aiuto di assistenti. Oltre alla necessità di operatori, è spesso richiesto l'impiego di strumenti per la deambulazione, come stampelle, deambulatore o bastoni da passeggio, per evitare cadute. Ciò può limitare sia i movimenti dei pazienti e provocare dolori alle spalle, sia limitare l'utilizzo degli esoscheletri per arti inferiori a chi possiede una sufficiente forza nella parte superiore del corpo.

Infine, il costo di un esoscheletro per arti inferiori è eccessivo, rendendolo un dispositivo spesso inaccessibile.

2.3 Gli esoscheletri soft

Per mitigare alcune delle limitazioni degli esoscheletri rigidi convenzionali trattate in precedenza, la ricerca ha iniziato a concentrarsi anche su un nuovo tipo di esoscheletri, gli esoscheletri soft o *exosuit*.

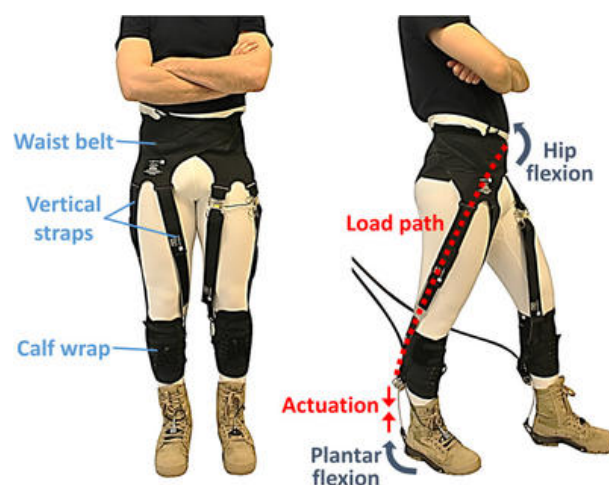


Figura 2.3: Esempio di esoscheletro soft progettato dall'Università di Harvard.[13]

Gli esoscheletri soft si distinguono per l'assenza di telai rigidi. Infatti, sono dispositivi tessili che agiscono sulle articolazioni dell'utente tramite trasmissioni basate su cavi Bowden.

Di conseguenza, i dispositivi robotici soft sono molto più leggeri, solitamente più facilmente indossabili e rimovibili, meno ingombranti, quindi non limitano la mobilità dell'utilizzatore, sono maggiormente confortevoli e riducono il costo metabolico nei movimenti.

Tuttavia, gli attuatori a cavo Bowden possono sostenere dei momenti torcenti relativamente bassi, per cui non sono in grado di assistere individui con gravi disabilità motorie, ma solamente di sostenere pazienti con limitate difficoltà di deambulazione.

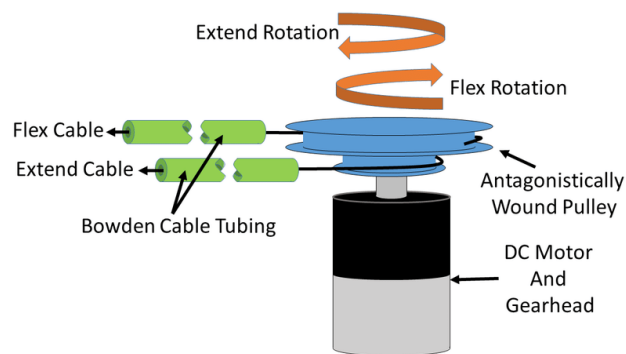


Figura 2.4: Meccanismo di un attuttore a cavo Bowden.[14]

2.4 Metodi di controllo dell'esoscheletro per arti inferiori

Inizialmente gli esoscheletri sono stati implementati con metodi di controllo rigido basati su traiettorie predefinite. Tuttavia, l'innovazione della tecnologia degli esoscheletri si sta aprendo a pazienti che non sono completamente paralizzati e, per incoraggiare una partecipazione attiva dell'utente e fornire un maggiore controllo volontario, stanno diventando più frequenti metodi di controllo basati sull'interazione utente-esoscheletro.

Infatti, oltre ad una maggiore libertà di movimento, soggetti che utilizzano esoscheletri che sfruttano metodi di controllo basati sull'interazione utente-esoscheletro, presentano un costo metabolico inferiore. Questo perché il robot è in grado di seguire meglio il movimento degli arti, poiché sfrutta i segnali biologici per comprendere le intenzioni dell'utilizzatore, precedentemente all'azione.

Circa la metà degli esoscheletri per arti inferiori sviluppati implementa metodi di controllo basati sull'interazione utente-esoscheletro in aggiunta a traiettorie predefinite, le quali vengono adattate al movimento dell'utilizzatore. Tra questi, l'esoscheletro HAL sfrutta i segnali elettromiografici per interagire con l'utente.



Figura 2.5: Utilizzatore mentre indossa l'esoscheletro per arti inferiori HAL.[15]

Indipendentemente dal tipo di controllo, durante la deambulazione, ci sono due elementi ricorrenti per il funzionamento dell'esoscheletro: gli algoritmi per la rilevazione delle fasi del passo e per l'inizio del passo. Generalmente, gli esoscheletri utilizzano metodi deterministici basati su soglie per riconoscere le fasi del passo; i metodi più applicati per rilevarle sfruttano le forze di reazione al suolo, gli angoli articolari e misurazioni inerziali. Nei casi in cui gli utenti conservino la funzione locomotoria, gli esoscheletri misurano anche le coppie articolari o i segnali elettromiografici generati dall'utente per avviare i passi. Infine, come ultimo metodo, alcuni esoscheletri utilizzano input espliciti come pulsanti o joystick per controllare l'esoscheletro.

2.5 Utilizzo dell'esoscheletro

Per gli utenti, comandare un esoscheletro non è naturale né immediato. L'apprendimento dell'uso di un esoscheletro richiede tempo ed è variabile tra gli utenti.

Imparare ad utilizzare un esoscheletro richiede sia uno sforzo fisico sia uno mentale. È stato dimostrato che l'uso del biofeedback potrebbe accelerare il processo di apprendimento, in quanto gli utenti prendono consapevolezza dei segnali che il proprio corpo genera nelle varie situazioni e imparano ad adattarli al meglio alle risposte del dispositivo.

Un passo avanti nella ricerca sarebbe sviluppare protocolli di apprendimento, i quali permetterebbero agli utilizzatori di fare un allenamento creato su misura e, inoltre, di confrontare le difficoltà di utilizzo dei vari dispositivi.

Per cominciare, i pazienti familiarizzano con il dispositivo e si dedicano allo sviluppo delle competenze di base per utilizzarlo correttamente. In questa fase di familiarizzazione, i soggetti solitamente praticano in piedi e seduti, l'equilibrio e le rotazioni. Se i pazienti non sono in grado di eseguire le misurazioni di base autonomamente, per esempio se non riescono ad alzarsi in piedi o camminare, queste sono effettuate indossando l'esoscheletro in una fase precoce del protocollo di addestramento e le metriche sono confrontate in diversi momenti dell'allenamento. Le misurazioni di base sono necessarie per comprendere se l'esoscheletro è adatto a tale individuo, per calibrare l'esoscheletro, oltre che a monitorare i progressi fatti nel tempo.

Ulteriormente a movimenti di base, alcuni studi si sono concentrati con l'addestramento su attività più avanzate come camminare all'aperto, salire le scale, camminare su superfici diverse e complesse, aprire porte o utilizzare l'ascensore.

2.6 Studi sulle potenzialità degli esoscheletri

Nel corso degli ultimi anni, gli studi su esoscheletri per arti inferiori sono aumentati, concentrandosi su pazienti con patologie differenti, con esoscheletri di varie tipologie e seguendo metodi di addestramento personalizzati.

Nonostante ciò, diverse ricerche hanno mostrato progressi in termini di mobilità funzionale mediante l'adattamento dei pazienti all'esoscheletro. I test usati più frequentemente sono la velocità del cammino, il test di camminata di 10 metri (*10MWT*), il test di camminata di 6 minuti (*6MWT*) e il test *TUG* in cui si valuta l'abilità di alzarsi, sedersi e camminare in modo consecutivo.

In altri casi, per esempio per pazienti post-ictus, i quali utilizzano gli esoscheletri per intraprendere un programma di riabilitazione, vengono valutate la capacità motorie di deambulazione senza esoscheletro al termine delle sessioni di allenamento. I risultati ottenuti con alcuni pazienti hanno mostrato significativi miglioramenti nella velocità del cammino, lunghezza del passo

e simmetria spaziale, oltre a maggiore resistenza e cambiamenti nell'eccitabilità corticospinale del muscolo retto femorale paretico.

Risultati ancora più rilevanti sono stati raggiunti combinando sessioni di esercizi con esoscheletro per arti inferiori con allenamenti convenzionali, i quali comprendono anche fisioterapia. Inoltre, i test ripetuti dopo la fine degli allenamenti, hanno riportato un mantenimento dei miglioramenti fino a tre mesi.

Di seguito è presente una tabella che racchiude il numero di studi e di pazienti compresi nella ricerca per lo sviluppo di esoscheletri per arti inferiori dal 2008 al 2019, suddivisi in categorie:

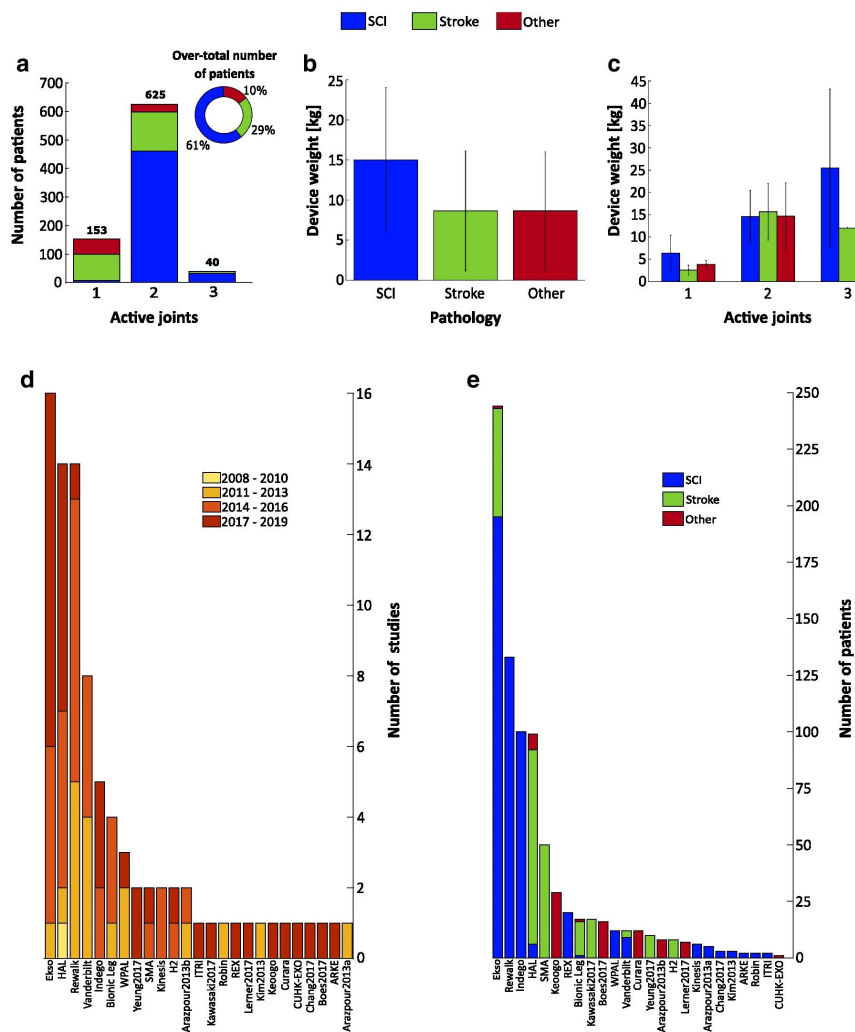


Figura 2.6: Grafici riassuntivi sulla ricerca effettuata sugli esoscheletri per arti inferiori.[11]

Oltre ai risultati positivi, bisogna considerare che non tutti gli studi effettuati hanno portato agli esiti sperati. Alcuni studi hanno riportato peggioramenti in certi test, mentre altri hanno evidenziati effetti avversi correlati all'utilizzo di esoscheletri indossabili. Gli incidenti comprendevano cadute, abrasioni cutanee, affaticamento degli arti superiori dato dall'uso di

strumenti di supporto, dolore lombare, grave ipertensione del ginocchio, frattura del talo e del calcagno. Tra questi, sono stati facilmente risolvibili le abrasioni, con imbottiture e regolazione delle dimensioni, e l'affaticamento degli arti superiori, con la pratica.

2.7 Considerazioni sullo stato attuale degli esoscheletri per arti inferiori

Dal loro esordio, il campo degli esoscheletri indossabili ha mostrato progressi significativi nel sostenere la funzione di camminata per individui con compromissioni neuromuscolari. Tuttavia, il settore affronta ancora sfide notevoli, come una base di evidenze sperimentali limitata, una lenta accettazione, problemi tecnici complessi e costi eccessivi di acquisto.

Allo stato attuale gli esoscheletri indossabili rimangono dispositivi pesanti e ingombranti che generalmente richiedono supervisione, da parte del personale clinico, e l'uso di ausili per la deambulazione, limitando così la mobilità e l'indipendenza dell'utente. In generale, gli esoscheletri utilizzano algoritmi deterministici per la rilevazione della fase del cammino, incentrati su pressioni di pulsanti o approcci basati su soglie. I metodi di controllo realizzati su traiettorie predefinite sono stati tra i primi ad essere implementati, ma ora si stanno diffondendo i metodi di controllo basati sull'interazione utente-esoscheletro, che richiedono una partecipazione più attiva dell'utente. Inoltre, l'allineamento articolare rimane un problema che può aumentare i costi metabolici, il disagio e il rischio di abrasioni cutanee e fratture.

Gli esoscheletri indossabili devono evolversi verso sistemi modulari in grado di adattarsi alle capacità e limitazioni motorie dell'utente. I metodi di controllo dovrebbero basarsi su algoritmi che adattano l'assistenza alla necessità dell'utilizzatore, per personalizzare convenientemente l'azionamento.

In futuro, le tecnologie fondate sullo sfruttamento dei segnali biomedici per comprendere le intenzioni dell'utente potrebbero rivestire un ruolo importante. Questo per far cooperare al meglio l'uomo con il robot, creando un'interfaccia attraverso i segnali elettromiografico e neurale, cioè permettendo un controllo diretto e volontario dei dispositivi.

Gli esoscheletri per arti inferiori indossabili sono uno strumento che ha il potenziale di migliorare la qualità della vita di milioni di persone nella quotidianità, ma gli sviluppi da fare per raggiungere tale traguardo sono molteplici.[11]

Capitolo 3

Controllo dell'esoscheletro per arti inferiori

Attualmente, come già illustrato precedentemente, un esoscheletro per arti inferiori è controllato prevalentemente da misure che non considerano le intenzioni dell'utilizzatore, ma solo l'azione che sta svolgendo, come le misure inerziali o gli angoli articolari. Questo permette di compiere azioni ripetute come camminare una volta riconosciuto il pattern.

Nel futuro degli esoscheletri si ambisce ad un controllo determinato anche dai segnali biologici, i quali permettono di comprendere le intenzioni dell'utente, migliorando le prestazioni delle attività volontarie del robot, come un cambio di attività immediato o attuare movimenti non ripetitivi. Questo permetterebbe di adattare i movimenti dell'esoscheletro all'ambiente circostante, rendendo questo dispositivo adatto all'uso giornaliero da parte dei pazienti.

In questa tesi si tratta un modello di controllo basato sul segnale elettromiografico, progettato durante lo sviluppo dell'esoscheletro HAL-3.

3.1 Esoscheletro HAL-3

L'esoscheletro HAL-3 (*HAL Mark three*) è stato progettato per permettere il movimento oscillante della parte inferiore della gamba. Il robot consiste in un esoscheletro con attuatori per le articolazioni del ginocchio e dell'anca in ciascuna gamba. L'angolo di ogni articolazione viene misurato con un potenziometro collegato all'articolazione. Per prevenire l'*iperestensione* o l'*iperflessione*, ogni attuatore è dotato di limitatori meccanici.

Questo esoscheletro è stato implementato come dispositivo di assistenza per gli arti inferiori in modo da imitare le funzioni dei muscoli umani.

L'essere umano può produrre adeguatamente la coppia di contrazione muscolare e controllare la

viscoelasticità delle articolazioni attraverso lo sforzo muscolare. Di conseguenza è necessario che l'esoscheletro generi una coppia in accordo con l'intenzione dell'utilizzatore e che controlli anche la viscoelasticità del dispositivo.

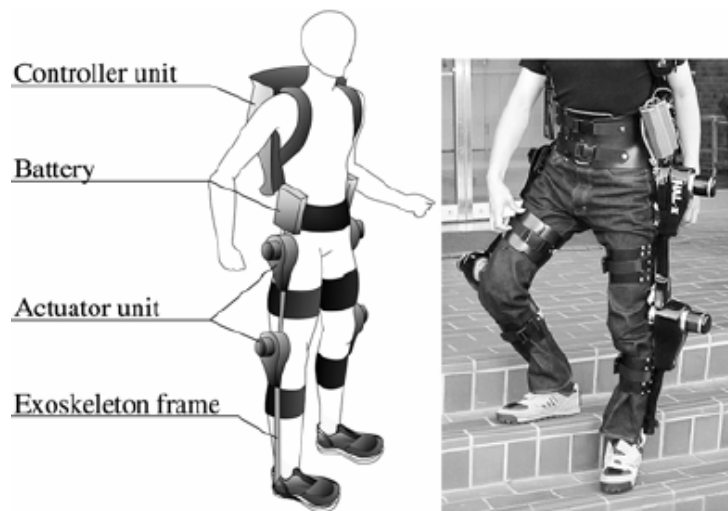


Figura 3.1: Esoscheletro HAL-3.[16]

A tale scopo, HAL-3 produce un momento corrispondente alla coppia di contrazione muscolare facendo riferimento al segnale elettromiografico. Inoltre, il comportamento viscoelastico dell'esoscheletro viene regolato in proporzione alla viscoelasticità dell'operatore, che viene stimata dalle informazioni sul movimento utilizzando un metodo di identificazione dei parametri in tempo reale, perchè misurarla in modo diretto sarebbe complesso.

3.2 Controllo degli attuatori del ginocchio

Gli attuatori, come introdotto in precedenza, sono controllati per produrre una coppia corrispondente alla coppia di contrazione muscolare utilizzando la mioelettricità.

Per misurare il segnale elettromiografico, due unità di sensori sono fissate sulla pelle dell'operatore vicino al flessore e all'estensore che azionano l'articolazione del ginocchio. L'unità di sensori è composta da due elettrodi e da un amplificatore di strumentazione. I due segnali di mioelettricità provenienti dal flessore e dall'estensore vengono filtrati e amplificati.

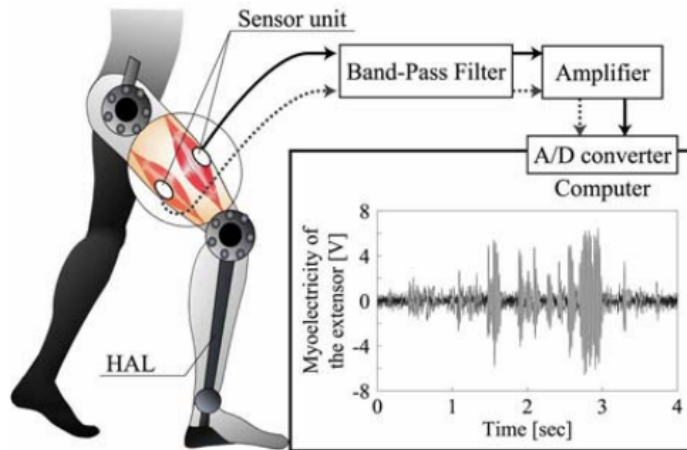


Figura 3.2: Processo di misurazione della mioelettricità.[16]

L'attività mioelettrica $E(t)$, che rappresenta l'involuppo dell'ampiezza della mioelettricità, è definita con la seguente formula:

$$E(t) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t-T}^t m^2(t) dt},$$

dove m è la mioelettricità misurata. Questa equazione è applicata in tempo continuo sia per i muscoli flessori, sia per i muscoli estensori. La coppia $\hat{\mu}$ generata dai muscoli della coscia è stimata considerando la differenza tra la coppia stimata generata dai muscoli estensori e la coppia stimata generata dai muscoli flessori, secondo la seguente equazione:

$$\hat{\mu} = \hat{\mu}_{\text{ex}} - \hat{\mu}_{\text{flex}} = (a_e E_e(t) + b_e) - (a_f E_f(t) + b_f),$$

dove $E_e(t)$ e $E_f(t)$ sono rispettivamente il segnale elettromiografico misurato dagli estensori e dai flessori, mentre a_e , a_f , b_e e b_f sono i coefficienti di conversione dal segnale elettromiografico al momento torcente.

È possibile determinare il momento desiderato dall'esoscheletro HAL τ_μ moltiplicando il parametro di guadagno α_μ per $\hat{\mu}$.

$$\tau_\mu = \alpha_\mu \hat{\mu}$$

I coefficienti di conversione necessari per determinare il momento torcente, generato dai muscoli, dal segnale elettromiografico dipendono dalle condizioni fisiche dell'utilizzatore e dal posizionamento dei sensori elettromiografici; di conseguenza è necessaria una calibrazione. Per la calibrazione, l'utente che indossa HAL-3 deve contrastare coppie di riferimento generate dall'esoscheletro, evitando il più possibile eventuali co-contrazioni, per misurare solamente la contrazione necessaria per opporsi al dispositivo. L'esercizio di calibrazione è effettuato indi-

vidualmente per il flessore e l'estensore dell'articolazione, provando ad attivare solo il gruppo muscolare che è agonista durante il singolo esercizio.

Per ottenere i valori dei coefficienti di conversione, è stato applicato un metodo di minimi quadrati convenzionale. Di seguito si mostra un esempio pratico.

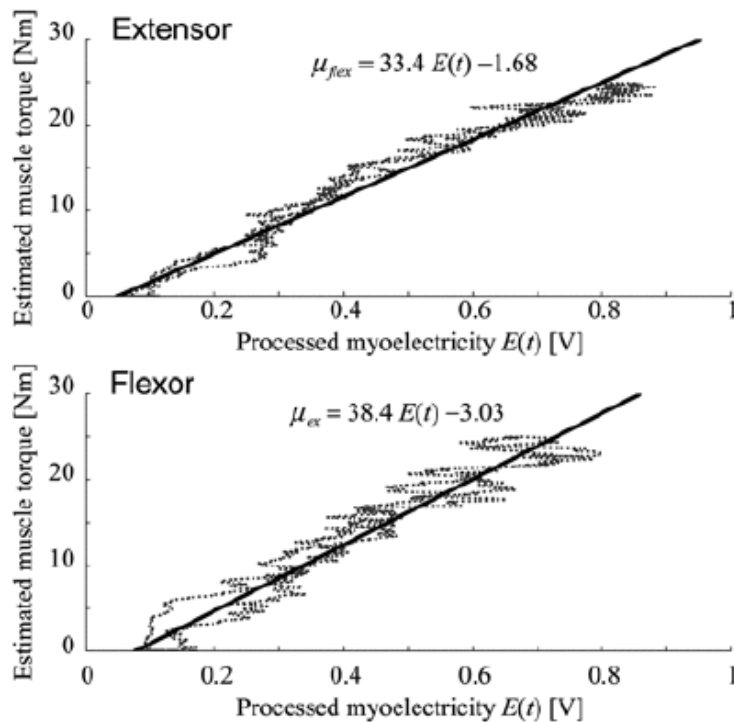


Figura 3.3: Esempio di metodo di calibrazione di HAL-3.[16]

Nell'esempio corrente possiamo vedere come sono state tracciate le rette che minimizzano la somma dei quadrati delle differenze tra i valori reali del segnale e i valori previsti dalla retta, in quanto si è usato il metodo dei minimi quadrati. In questo modo si determinano i valori di conversione dal segnale mioelettrico al momento generato.

3.3 Modello muscoloscheletrico della gamba dell'operatore con HAL-3

Il modello muscoloscheletrico dell'arto inferiore dell'operatore equipaggiato con l'attuatore dell'HAL-3 è stato creato, in primo luogo per stimare le proprietà viscoelastiche dei muscoli articolari, successivamente per controllare le proprietà dell'esoscheletro. In questo modello consideriamo i muscoli che agiscono sull'articolazione come un gruppo muscolare.

I muscoli del gruppo possono rispettivamente produrre coppia nella direzione della contrazione,

ma non possono produrla nella direzione dell'estensione. Pertanto, il gruppo muscolare necessita di due generatori di coppia corrispondenti alle due direzioni.

Le proprietà viscoelastiche del gruppo muscolare possono essere rappresentate come una combinazione di un elemento viscoso e un elemento elastico. La viscosità e l'elasticità si assumono come parametri variabili nel tempo. La gamba dell'operatore con HAL-3 è considerata come un sistema a pendolo a più giunti. L'equazione del moto dell' i -esimo componente del modello è espressa come segue:

$$I_i \ddot{\theta}_i + (D_i + R_i) \dot{\theta}_i + K_i \theta_i + M_i g l_i \sin \theta_i = \tau_i + \mu_i + \sigma_i$$

dove:

- θ_i è l'angolo del segmento i -esimo,
- I_i è l'inerzia totale attorno all'articolazione,
- D_i e K_i sono rispettivamente i coefficienti viscosi ed elastici del gruppo muscolare dell'operatore,
- R_i è il coefficiente viscoso dell'attuatore di HAL-3,
- M_i è la massa del segmento della gamba dell'operatore equipaggiato con l'attuatore dell'esoscheletro HAL-3,
- l_i è la distanza tra l'articolazione e il centro di massa del segmento della gamba dell'operatore con l'esoscheletro,
- τ_i è la coppia prodotta dall'attuatore di HAL-3,
- μ_i è la coppia muscolare prodotta dall'operatore,
- σ_i è la coppia totale di interazione tra i segmenti adiacenti.

3.4 Stima delle proprietà viscoelastiche dell'arto inferiore

Come già anticipato precedentemente, per controllare le proprietà viscoelastiche dell'esoscheletro si stimano in tempo reale le proprietà del gruppo muscolare dell'operatore. A tal proposito si semplifica e linearizza l'equazione del moto del modello esposto al paragrafo precedente:

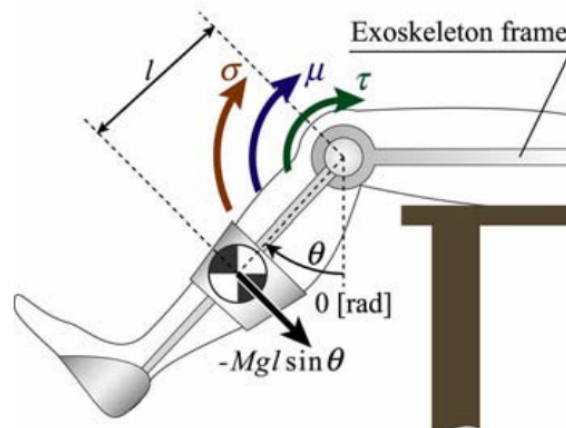


Figura 3.4: Modello muscoloscheletrico della gamba con l'attuatore di HAL-3.[16]

$$K' = K + G(\theta), \quad D' = D + R.$$

$$G(\theta) = \begin{cases} \frac{Mgl \sin(\theta)}{\theta}, & \text{se } \theta \neq 0, \\ Mgl, & \text{se } \theta = 0. \end{cases}$$

E si ottiene la seguente equazione:

$$I\ddot{\theta} + D'\dot{\theta} + K'\theta = \tau + \mu + \sigma$$

Da questa equazione di secondo ordine si può ottenere un modello di stato, con le seguenti caratteristiche:

- l'ingresso del sistema è la somma dei vari momenti torcenti

$$u = \tau + \mu + \sigma$$

- lo stato del sistema $x(t)$ è

$$x(t) = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta(t) \\ \dot{\theta}(t) \end{bmatrix}$$

Infine, si ottiene il modello di stato:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\frac{K'}{I} & -\frac{D'}{I} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{I} \end{bmatrix} u(t) \\ \theta(t) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix} \end{cases}$$

Per determinare l'evoluzione del modello di stato si deve conoscere lo stato iniziale $x(0)$ e l'andamento dell'ingresso $u(t)$ per $t \geq 0$.

L'evoluzione dello stato per $t \geq 0$ è data da

$$x(t) = \begin{bmatrix} \theta(t) \\ \dot{\theta}(t) \end{bmatrix} = e^{At} x_0 + \int_0^t e^{A(t-\tau)} b u(\tau) d\tau,$$

$$\text{con } A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\frac{K'}{I} & -\frac{D'}{I} \end{bmatrix}, b = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{I} \end{bmatrix}. [17]$$

Conoscere $x(t)$ nel tempo, cioè la velocità angolare e l'angolo dell'arto, permette di stimare i momenti che agiscono sulla gamba e le proprietà viscoelastiche dell'arto istante per istante. Ciò consente di controllare l'esoscheletro considerando sia i momenti agenti sulla gamba dell'utilizzatore, sia le proprietà viscoelastiche dei muscoli.

3.5 Controllo delle proprietà viscoelastiche di HAL-3

L'obiettivo di questo esoscheletro è sostenere le gambe e simulare il comportamento dei muscoli; per ottenere questo risultato le proprietà viscoelastiche di HAL-3 devono risultare simili a quelle del tessuto muscolare dell'utilizzatore. Per determinare il momento torcente $\tau_{i\zeta}$ dell'attuatore necessario per controllare tali proprietà si utilizza il metodo di controllo dell'impedenza. Dunque, bisogna considerare due aspetti del comportamento meccanico dell'esoscheletro, i quali danno origine all'impedenza meccanica: lo *smorzamento*, che è dato dall'attrito ed è proporzionale alla velocità di rotazione, e la *rigidità* del meccanismo, che indica il momento necessario per fare avvenire una determinata rotazione.

Il momento che deve generare l'attuatore per soddisfare tutte queste richieste è:

$$\tau_i = \tau_{i\zeta} + \tau_{i\mu} + \tau_{ic},$$

dove $\tau_{i\zeta} = \alpha_{i\zeta}(-D_i\dot{\theta}_i - K_i\theta_i)$ è il momento che permette all'attuatore di avere le proprietà viscoelastiche desiderate, $\alpha_{i\zeta}$ è il termine di guadagno delle proprietà viscoelastiche, $\tau_{i\mu}$ è il momento illustrato nel *paragrafo 3.2* necessario per sostenere il movimento e τ_{ic} è il momento necessario per compensare l'impedenza meccanica. Sostituendo nell'equazione del moto si ottiene:

$$(I_i - I_{ih})\ddot{\theta}_i + (1 + \alpha_{i\zeta})D_i\dot{\theta}_i + (1 + \alpha_{i\zeta})K_i\theta_i + M_i g l_i \sin \theta_i = (1 + \alpha_{i\mu})\mu_i + \sigma_i,$$

con I_{ih} momento d'inerzia del componente i-esimo.

Questa equazione suggerisce che HAL-3 produce il momento torcente dell'attuatore amplificando il momento muscolare dell'operatore e le proprietà viscoelastiche secondo i parametri di guadagno $\alpha_{i\mu}$ e $\alpha_{i\zeta}$. Di conseguenza, il metodo proposto ridurrebbe i carichi sui muscoli dell'utente, mantenendo proprietà viscoelastiche proporzionali.

3.6 Esperimenti svolti

Per valutare l'efficacia del metodo proposto, è applicato ad un movimento oscillatorio della gamba inferiore. L'operatore che indossa HAL-3 si siede su una sedia con un'altezza sufficiente per evitare che il piede tocchi il suolo. Successivamente oscilla la gamba inferiore destra su e giù, evitando di attivare altre articolazioni oltre al ginocchio destro. La combinazione di piede e gamba inferiore sono considerate come un unico segmento, poiché l'articolazione della caviglia è fissa. Partendo da queste considerazioni, il termine σ_i , che comprende l'interazione tra componenti adiacenti, è considerata nulla.

Le prove effettuate, per comprendere l'efficacia del modello sviluppato, sono di due tipologie. Nel primo esperimento, non è applicato alcun metodo di assistenza. L'esoscheletro produce solo il momento τ_c per compensare la sua impedenza meccanica. Nel secondo esperimento, è applicato il metodo proposto. Il momento prodotto dall'attuatore di HAL-3 in questo esperimento considera l'intenzione del movimento, misurata attraverso il segnale elettromiografico, e la viscoelasticità stimata del muscolo, misurata secondo il modello mostrato in precedenza. Ai parametri di guadagno α_μ e α_ζ sono assegnati i valori rispettivamente di 1.0 e 0.5. L'obiettivo è raggiungere una frequenza di oscillazione di 0.5Hz, con un'ampiezza degli angoli di 1 radiante per l'estensione e di -0.3 radianti per la flessione. Tuttavia, non è

richiesto che l'operatore segua gli angoli obiettivo. Infatti, può variare l'angolo di oscillazione dell'articolazione tramite un display del computer.

Tra le prove, l'utilizzatore si deve riposare sufficientemente per ridurre l'influenza della fatica muscolare sui movimenti e sull'attività mioelettrica.

È applicato un estensimetro al telaio tra il dispositivo di fissaggio per il polpaccio e l'attuatore dell'articolazione del ginocchio.

Nel corso dell'esperimento, quando l'articolazione dell'operatore è fissata, il segnale ottenuto dall'estensimetro è proporzionale al momento prodotto da HAL-3. Mentre, durante il movimento oscillatorio, si suppone che il segnale ottenuto includa le influenze delle dinamiche del sistema esoscheletrico di HAL-3. Tuttavia, le influenze delle dinamiche si considerano abbastanza minori rispetto alla forza applicata dall'esoscheletro. Pertanto, in questo studio, si assume che il segnale ottenuto sia proporzionale alla forza applicata alla gamba dell'operatore da HAL-3. In tutti gli esperimenti, il segnale del misuratore di deformazione non è utilizzato per il controllo dell'esoscheletro.

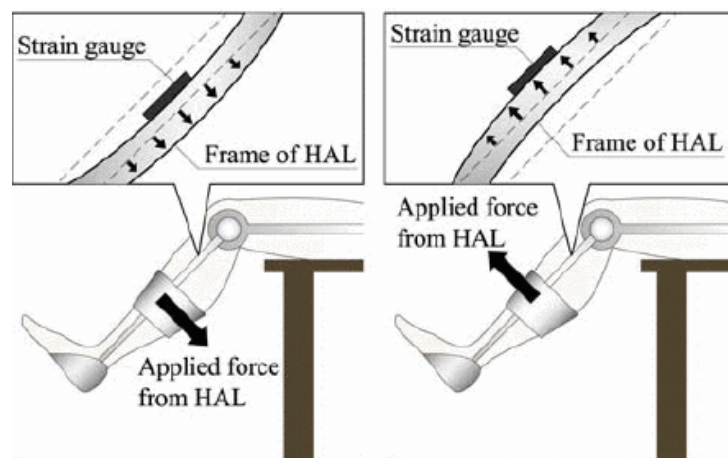


Figura 3.5: Configurazione per misurare la deformazione del telaio dell'esoscheletro di HAL-3.[16]

Per confrontare i dati sperimentali, il movimento oscillatorio è suddiviso in due fasi: la fase di salita e la fase di discesa. La fase di salita è definita come il periodo in cui l'angolo e la velocità angolare dell'articolazione del ginocchio sono positivi. La fase di discesa è definita come il periodo in cui l'angolo è positivo e la velocità angolare è negativa. Durante gli esperimenti sono misurati: l'angolo dell'articolazione del ginocchio, l'attività mioelettrica e il segnale dell'estensimetro. L'attività mioelettrica dell'estensore è rappresentata come positiva, al contrario quella del flessore come negativa, mentre il segnale di deformazione dell'estensimetro è definito come

positivo quando il momento derivato da HAL-3 agisce sulla gamba inferiore dell'operatore in direzione di estensione.

3.6.1 Esperimento in assenza di assistenza

Le attività mioelettriche dell'estensore e del flessore sono rispettivamente di circa 0.1 V e 0.04 V, ogni volta che i muscoli dell'operatore attorno all'articolazione del ginocchio sono rilassati in tutti gli esperimenti di valutazione. Durante la fase di salita, l'attività mioelettrica dell'estensore del ginocchio è predominante e la direzione del momento muscolare è la stessa della direzione di rotazione dell'articolazione del ginocchio. Questo risultato suggerisce che l'estensore lavora come agonista. Durante la fase di discesa, l'attività mioelettrica dell'estensore è predominante, suggerendo che il momento muscolare dell'operatore è nella direzione opposta alla rotazione dell'articolazione del ginocchio. Inoltre, è osservata l'attivazione simultanea sia dell'estensore che del flessore nelle fasi di discesa, suggerendo una co-contrazione dell'estensore e del flessore.

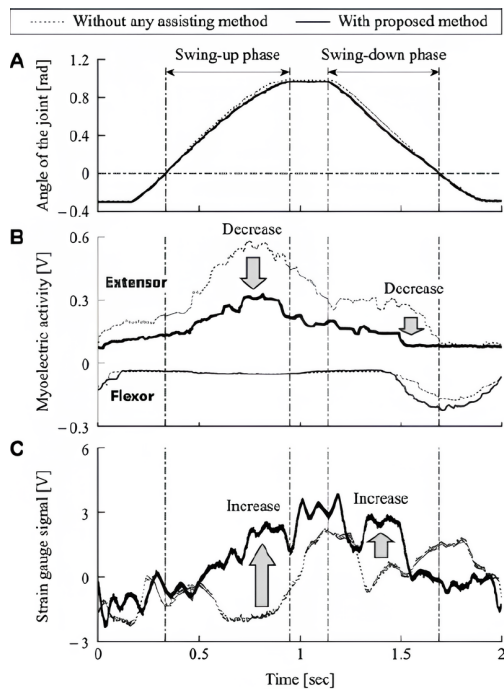
Durante le fasi di salita, il segnale di deformazione risulta negativo. Quindi, la forza applicata alla gamba inferiore dall'esoscheletro agisce nella direzione flessoria. Durante la fase di discesa, il segnale di deformazione rimane quasi positivo, il che suggerisce che la forza agisce in direzione di estensione. Pertanto, si suppone che HAL-3, che non produce momento di assistenza, agisca approssimativamente in direzione opposta alla rotazione dell'articolazione del ginocchio.

3.6.2 Esperimento con l'assistenza dell'esoscheletro HAL-3

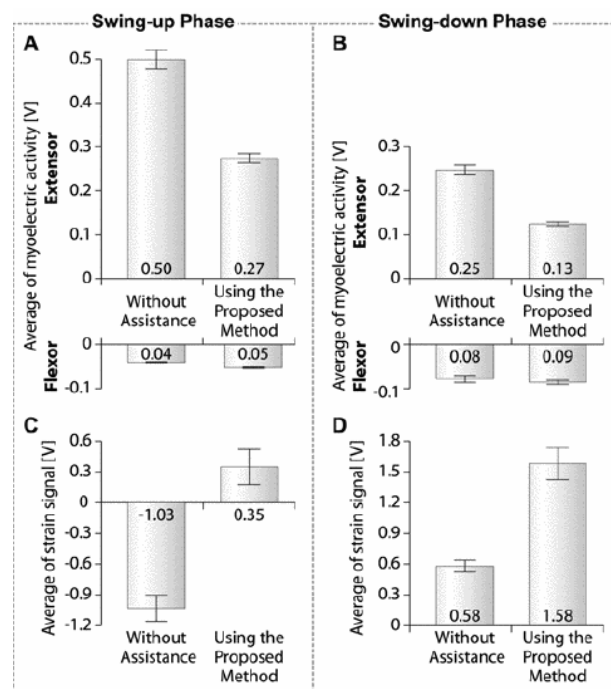
In questo esperimento, l'attività mioelettrica dell'estensore è minore rispetto all'attività osservata nel caso in cui non venga applicato alcun metodo di assistenza. Inoltre, la co-contrazione dell'estensore e del flessore è osservata raramente.

Durante le fasi di salita, il segnale di deformazione è approssimativamente positivo. Inoltre, nella parte centrale della fase di discesa, il segnale di deformazione aumenta. Questi risultati indicano che la forza applicata alla gamba inferiore da HAL-3 agisce in direzione di estensione.

Di seguito, nella *figura 3.6 (a)*, è possibile comparare le due tipologie di esperimenti. La linea continua mostra i dati acquisiti durante un ciclo tipico di una prova con il sostegno dell'esoscheletro HAL-3, mentre la linea tratteggiata mostra i dati acquisiti durante un ciclo tipico di una prova in assenza di sostegno. Nella *figura 3.6 (b)* si possono vedere i valori medi delle attività mioelettriche e i valori medi di deformazione tra esoscheletro e gamba.



(a) Misure acquisite durante una sequenza tipica degli esperimenti.



(b) Confronto delle medie delle attività mioelettriche e dei segnali degli estensimetri.

Figura 3.6: Comparazione degli esperimenti con e senza assistenza dell'esoscheletro HAL-3.[16]

3.7 Risultati ottenuti

Per apprezzare i risultati ottenuti è stata fatta una comparazione tra i movimenti eseguiti con e senza il sostegno dell'esoscheletro HAL-3.

Dalla figura 3.6 (b) si può vedere che le attività mioelettriche medie sono diminuite quando è applicato il metodo proposto. D'altra parte, le attività mioelettriche medie del flessore nelle fasi di salita sono circa 0.04 V. Questi risultati indicano che l'operatore non ha utilizzato il flessore e che il metodo di assistenza non ha avuto alcun effetto sul flessore durante le fasi di salita.

Le attività mioelettriche medie del flessore nelle fasi di discesa sono circa 0.08 V in tutti gli esperimenti. Questo risultato indica che il metodo proposto ha avuto poco effetto sul flessore durante le fasi di discesa. Inoltre, il segnale medio di deformazione è negativo durante le fasi di salita senza alcun metodo di assistenza. Ne consegue che HAL-3 agisce sull'articolazione del ginocchio dell'operatore nella direzione della flessione. Al contrario, i segnali medi di deformazione nelle fasi di salita sono positivi quando è applicato il metodo proposto. Di conseguenza, è confermato che l'esoscheletro agisce efficacemente sull'articolazione del ginocchio dell'operatore nella direzione dell'estensione. Durante le fasi di discesa, quando è

applicato il metodo proposto, HAL-3 agisce più intensamente sull'articolazione del ginocchio dell'operatore nella direzione dell'estensione.

Con i dati acquisiti è possibile fare alcune considerazioni sul metodo di controllo sviluppato. Il segnale di deformazione durante l'esperimento senza assistenza non è nullo, perciò si può considerare che l'impedenza meccanica dell'esoscheletro non sia compensata completamente. Inesattezza riconducibile a errori nei parametri del modello e ritardi nel controllo. Quando è applicato il metodo proposto, HAL-3 estende l'articolazione del ginocchio dell'utilizzatore nelle fasi di salita e agisce sull'articolazione del ginocchio dell'operatore nella direzione dell'estensione nelle fasi di discesa. Questo funzionamento di HAL-3 è coerente con i principali ruoli dei muscoli in ciascuna fase. Inoltre, sono state osservate riduzioni delle attività mioelettriche. Pertanto, si considera che HAL-3 agisca al posto dei muscoli dell'operatore in modo appropriato utilizzando il metodo proposto per controllare gli attuatori di HAL-3.

Tuttavia, durante gli esperimenti con presenza di assistenza dell'esoscheletro, le attività mioelettriche del flessore aumentano rispetto al caso senza alcun metodo di assistenza. Questo risultato implica anche che l'operatore produca il momento muscolare per flettere l'articolazione del ginocchio perché HAL-3 contiene la flessione del ginocchio più di quanto l'operatore si aspetti. Perciò, il parametro di guadagno $\alpha_\zeta = 0.5$ è considerato ancora troppo grande in questo esperimento, per il modello utilizzato. Sarà necessario sviluppare un metodo per regolare i parametri di guadagno in modo appropriato come lavoro futuro.

In conclusione, il modello risulta efficace durante il movimento oscillatorio sperimentato in quanto l'esoscheletro HAL-3 riesce a supportare con successo i movimenti del paziente, e parzialmente a simulare le proprietà viscoelastiche durante la fase di salita, mentre, come risultato non favorevole, durante la fase di discesa oppone resistenza meccanica.[16]

Capitolo 4

Conclusione

Gli esoscheletri per arti inferiori indossabili stanno emergendo come una tecnologia rivoluzionaria. Questi dispositivi hanno la potenzialità di fornire supporto a chi ha difficoltà o impossibilità a deambulare, con un conseguente miglioramento della qualità di vita. Le problematiche per arrivare a questo obiettivo sono diverse e comprendono sia l'hardware dell'esoscheletro sia il sistema di controllo. In primo luogo, il dispositivo dovrebbe essere personalizzato per il destinatario per comodità, libertà di movimento ed evitare il rischio di infortuni. Inoltre è necessario superare barriere come la durata della batteria, l'ingombro del dispositivo e la difficoltà per indossarlo. Parte di queste problematiche si stanno risolvendo con gli esoscheletri soft, i quali sono esoscheletri con la vestibilità di un normale indumento, a meno di leggeri attuatori. In secondo luogo, bisogna individuare sistemi di controllo che garantiscano l'equilibrio senza mezzi secondari di deambulazione o sostegno da operatori. In aggiunta, bisognerebbe determinare sistemi di controllo più raffinati, i quali permettano una vasta gamma di azioni seguendo la volontà dell'utilizzatore. Infine, è necessario stabilire dei protocolli di addestramento per apprendere ad usare l'esoscheletro indossabile, con il fine di aiutare chi lo deve utilizzare e di confrontare le diverse tipologie di esoscheletro.

Questa tesi conferma l'efficacia del segnale elettromiografico come ingresso del sistema di controllo di un esoscheletro indossabile, in quanto permette un'interazione diretta tra l'utente e l'esoscheletro, permettendo una sinergia durante la realizzazione di azioni. Il segnale elettromiografico permette all'esoscheletro di sapere le intenzioni dell'utilizzatore e l'intensità e le tempistiche delle contrazioni che vuole attuare. È stato dimostrato che l'uso del segnale elettromiografico assieme agli angoli articolari e misurazioni inerziali permettono un controllo completo e sicuro dell'esoscheletro per conseguire azioni parzialmente predefinite. Tuttavia gli studi da attuare sono ancora molteplici in quanto sono limitate le evidenze sperimentali sull'uso di questi dispositivi.

Bibliografia

- [1] Wizeprep, *Corteccia motoria*, 2024. indirizzo: <https://www.wizeprep.com/online-courses/18509/chapter/12/core/3/1>.
- [2] V. centro medico, *Homunculus*, 2018. indirizzo: <https://vivavoceinstitute.com/homunculus-la-caricatura-di-sensi-e-movimento/>.
- [3] Osteolab, *Potenziale d'azione*, 2015. indirizzo: <https://www.osteolab.net/potenziale-dazione/>.
- [4] V. Taglietti, *Fondamenti di Fisiologia generale e integrata*. EdiSES, 2019, isbn: 978-8833190525.
- [5] A. Altervista, *Unità motoria*. indirizzo: https://altrimondi.altervista.org/i-muscoli-unita-motoria-tetano-completo-tetano-incompleto-unita-rapide-unita-lente/?doing_wp_cron=1725578432.7364330291748046875000.
- [6] J. C. O. B. Christopher L Vaughan Brian L Davis, *Dynamics of human gait*. Kiboho, 1999, isbn: 0-620-23558-6.
- [7] MedicalExpo, *Elettromiografo MiniWave*. indirizzo: <https://www.medicalexpo.it/prod/cometa/product-123699-875692.html>.
- [8] S. D. Favero, *Tecnologia e strumentazione biomedica*, Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica, 2024.
- [9] M. Veronese, *Elaborazione dei segnali biomedici*, Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica, 2024.
- [10] C. Hospital, *Lokomat*. indirizzo: <https://campolongohospital.com/ecco-il-lokomat-la-nuova-frontiera-della-riabilitazione-al-campolongo-hospital/>.
- [11] L.-P. J. F.-L. J. Rodríguez-Fernández A., «Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments.» *J. NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2021. indirizzo: <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00815-5>.

- [12] Eurobench, *EUROBENCH project*, 2022. indirizzo: <https://neuralrehabilitation.org/projects/EUROBENCH/>.
- [13] H. B. Lab, *Soft exosuits*. indirizzo: <https://biodesign.seas.harvard.edu/soft-exosuits>.
- [14] G. S. F. Christopher Nycz Michael Delph, «Modeling and design of a tendon actuated soft robotic exoskeleton for hemiparetic upper limb rehabilitation.» *ResearchGate*, 2015. indirizzo: https://www.researchgate.net/publication/307822298_Modeling_and_design_of_a_tendon_actuated_soft_robotic_exoskeleton_for_hemiparetic_upper_limb_rehabilitation.
- [15] Orthexo, *Esoscheletro HAL*. indirizzo: <https://orthexo.de/it/esoschelettri/riabilitazione-e-ausili/hal-reha/>.
- [16] Y. S. T. Hayashi H. Kawamoto, «Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information,» *IEEE*, 2005. indirizzo: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1545505>.
- [17] A. Ferrante, *Appunti di Automatica per Ingegneria Biomedica*. Edizioni Progetto Padova, 2022, isbn: 978-8831901604.

Ringraziamenti

Grazie al professore Ferrante per la sua professionalità e disponibilità nell'assistermi come relatore nelle diverse fasi di creazione di questo elaborato; per la passione con cui svolge il suo ruolo di insegnante.

Grazie ai miei genitori per il supporto e gli stimoli che mi hanno sempre dato, facendomi vivere i miei errori come lezioni per migliorarmi e non come fallimenti.

Grazie a mio fratello Francesco perché è sempre stato un punto di riferimento nelle varie sfide che ho dovuto affrontare.

Grazie al mio amico Francesco perché è stato fonte di ispirazione e forza durante i miei periodi di difficoltà.

Grazie alla mia fidanzata Ilaria che è stata una compagna importante in questi tre anni; per tutto quello che abbiamo condiviso, le difficoltà superate con il suo sostegno e i momenti di carica che ci hanno spinto fino alla fine.

Grazie a tutti i parenti e amici che hanno reso più carico di emozioni e lieto il mio percorso accademico vissuto finora.