

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

---

**SCUOLA DI INGEGNERIA**

Dipartimento di Ingegneria dell'Energia Elettrica e dell'Informazione  
“Guglielmo Marconi”  
DEI

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA DELL'AUTOMAZIONE

**TESI DI LAUREA**  
in  
FOUNDATIONS OF INDUSTRIAL ROBOTICS

**Simulazione e controllo di un esoscheletro attivo per  
l'assistenza del gomito**

Candidato:  
**LAURA CALZONI**

Relatore:  
**PROF. CLAUDIO MELCHIORRI**  
Correlatore:  
**DOTT. ROBERTO MEATTINI**

ANNO ACCADEMICO 2020/2021

Sessione di Laurea II



# Abstract

In questa tesi vengono studiate e confrontate delle metodologie di controllo di un esoscheletro attivo, con particolare focus sull'assistenza del gomito. Un essere umano che indossa un esoscheletro può essere modellato come un sistema di controllo parallelo che include due controllori: un controllore dell'esoscheletro e il cervello. Tale interazione caratterizza la progettazione del controllore dell'esoscheletro. Il *motion control system* del corpo umano che indossa un esoscheletro è modellato come un algoritmo di controllo amplificato da un guadagno fittizio (GF). Il GF deve essere regolato per compensare i cambiamenti nella dinamica muscolare, dovuti a menomazioni fisiche, o più semplicemente per compensare la presenza di carichi variabili. Ne vengono discusse le possibili realizzazioni, e di ognuna le peculiarità. Viene inoltre proposto un controllo di coppia per la minimizzazione della forza muscolare.

## Parole chiave

Esoscheletro; guadagno fittizio; coppia di assistenza; margine di incertezza

## **Ringraziamenti**

Prima di iniziare desidero ringraziare infinitamente il mio relatore, il professore Claudio Melchiorri, e il mio correlatore, il dottore di ricerca Roberto Meattini, per avermi seguito in questo lavoro, per i preziosi consigli ricevuti, per la pazienza. Per l'entusiasmo con cui mi hanno impartito i loro insegnamenti, per la passione che mi hanno trasmesso, grazie.

Ringrazio la mia famiglia, il mio fidanzato e i miei amici, per il sostegno che non è mancato mai, per avere sempre creduto in me, per gli incoraggiamenti e per aver condiviso i traguardi e le difficoltà di questo percorso. Grazie, perché se in me ho trovato gli strumenti che hanno reso possibile il raggiungimento di questo risultato, questo lo devo a voi.

Infine, un grazie anche a me stessa.

Laura

# Indice

<b>Introduzione.....</b>	<b>3</b>
<b>Capitolo 1 .....</b>	<b>5</b>
<b>Segnali EMG.....</b>	<b>5</b>
1.1 Background anatomico .....	6
1.2 Sorgenti di rumore nei segnali EMG .....	8
<b>Capitolo 2 .....</b>	<b>10</b>
<b>Controllo di un esoscheletro basato sul Guadagno Fittizio .....</b>	<b>10</b>
2.1 Il concetto del Guadagno Fittizio .....	10
2.2 Implementazione del GF .....	12
2.3 Analisi di robustezza del controllore dell'esoscheletro .....	14
2.4 Scelta di GF .....	18
<b>Capitolo 3 .....</b>	<b>22</b>
<b>Caso di studio: assistenza del gomito.....</b>	<b>22</b>
3.1 Modello Simulink del gomito assistito .....	22
3.2 Simulazioni di assistenza in condizioni nominali e senza carico .....	26
3.3 Verifica del comportamento del sistema in presenza di un carico .....	31
3.4 Simulazioni di assistenza con incertezze nel plant .....	32
3.5 Soppressione dei tremori .....	37
3.6 Controllore di coppia .....	41
<b>Conclusioni.....</b>	<b>43</b>
<b>Appendice A.....</b>	<b>44</b>
<i>Closed-Loop PID Autotuner .....</i>	<i>44</i>
<b>Bibliografia e Sitografia.....</b>	<b>46</b>



# Introduzione

Gli esoscheletri sono nati come strumenti di assistenza all'uomo in battaglie, costruzioni e ambienti pericolosi. Tali dispositivi, costituiti da una catena cinematica fisicamente collegata all'utente, amplificano la forza/coppia sviluppata dal corpo umano. Negli ultimi decenni stanno però assumendo sempre più importanza in campo medico, per l'assistenza ai pazienti e alle persone anziane nella vita quotidiana. A differenza dei tradizionali dispositivi di riabilitazione, che possono essere adoperati e sfruttati solo in ambienti particolari come ospedali, gli esoscheletri possono essere utilizzati in ogni momento e luogo. Sono impostati in modo da reagire allo (stimato) sforzo umano con la generazione di una forza assistiva, in modo da ridurre il carico di lavoro muscolare, utile per chi deve effettuare lavori pesanti o per chi ha disabilità motorie, o di una forza resistiva, per migliorare l'efficacia di svariate terapie muscolari. Nella riabilitazione neuro-muscolare, la resistenza generata dall'esoscheletro induce i pazienti a generare uno specifico profilo di coppia muscolare richiesto. Similmente, nella preabilitazione, i muscoli dei pazienti che si accingono ad essere ospedalizzati per lunghi periodi vengono rinforzati e allenati tramite cicli di specifiche contrazioni, sviluppate in risposta a coppie resistive [1].

La struttura degli esoscheletri può essere molto variabile, da dispositivi di assistenza a terra, in cui la funzione assistiva è resa possibile tramite una connessione fisica tra l'utente e il solo end-effector del robot, a dispositivi portabili e indossabili, dove la struttura antropomorfica permette una miglior ridistribuzione delle forze applicate.

Il controllo di tali sistemi robotici è complesso, poiché devono “interagire” con il cervello, il controllore del corpo umano. Inoltre, la performance dell'esoscheletro, in termini di comfort ed efficienza, è necessariamente sottoposta al giudizio personale dell'utente e alla sua sensibilità. Questo rende impossibile slegare il design del controllo dell'esoscheletro dalle caratteristiche del sistema nervoso umano. Se si considera solamente le performance di tracking del riferimento nello sviluppare il controllore dell'esoscheletro, il controllore può essere implementato con un alto guadagno per migliorare la reiezione dei disturbi, e la forza muscolare generata

dall'intenzione umana può essere vista essa stessa come disturbo, dal punto di vista dell'esoscheletro. Sotto tali ipotesi, un semplice metodo per impostare il controllo del dispositivo di assistenza è quello di seguire la risposta del cervello. Per la corretta implementazione di tale strategia di controllo, le tecnologie di sensing per la rilevazione dell'intenzione umana risultano essere fondamentali. Un'efficace soluzione è l'elettromiografia (sEMG), che fornisce una misurazione dell'attività muscolare che genera la coppia applicata all'articolazione. Tuttavia, i sensori EMG sono soggetti ad alcune limitazioni pratiche, quali la necessità di normalizzazione e la sensibilità rispetto all'ambiente e alla posizione di installazione. Per persone con disabilità fisica che necessitano di assistenza per la riabilitazione, è già stato efficacemente impiegato il controllo di impedenza [2]. In alcune di tali applicazioni, è stato richiesto al paziente di seguire e ripetere movimenti predefiniti che gli venivano mostrati su uno schermo, mentre veniva fornita una forza di assistenza per compensare la mancanza di forza muscolare. In questi casi, controllori semplici, come PD, sono stati utilizzati come controllori di impedenza. Questa soluzione, però, non risulta funzionale e appropriata per coloro che hanno bisogno di assistenza nella loro quotidianità.

Kyoungchul Kong e Masayoshi Tomizuka hanno sviluppato un diverso approccio al problema, introducendo l'idea di un guadagno fittizio (GF) tarato in modo da incrementare o decrementare la sensibilità del corpo umano, in base alle necessità [3]. Tale concetto era stato precedentemente proposto da Kazerooni *et al* [4]. Il controllore dell'esoscheletro viene di conseguenza implementato in modo da realizzare gli effetti del GF tramite l'esoscheletro stesso. È in questo contesto che si inserisce il mio lavoro di tesi: mi sono occupata di svolgere un'analisi più approfondita del controllo di un esoscheletro attivo per l'assistenza del gomito, partendo dall'approccio controllistico ideato da K.Kong e M. Tomizuka. I risultati ottenuti sono stati evidenziati tramite simulazioni di svariati scenari di assistenza. Come ambiente di simulazione è stato usato Matlab-Simulink.



# Capitolo 1

## Segnali EMG

Per completezza, andrò in questo capitolo a fornire alcune informazioni generali sui segnali elettromiografici, le loro caratteristiche e le problematiche ad essi associati. Essi rappresentano infatti una delle soluzioni più usate per la stima della forza sviluppata dai muscoli del nostro corpo, misura fondamentale per garantire e verificare il corretto funzionamento di un esoscheletro. Le informazioni seguenti sono tratte da [5] e [6], si faccia riferimento a questi per ulteriori dettagli.

L'elettromiografia (EMG) registra il segnale elettrico collettivo proveniente dai muscoli, che è controllato dal sistema nervoso e prodotto durante la contrazione muscolare. Il segnale rappresenta le proprietà anatomiche e fisiologiche dei muscoli; infatti, un segnale EMG è l'attività elettrica delle unità motorie di un muscolo e si distingue in: EMG di superficie, registrati da elettrodi non invasivi, EMG intramuscolare, la cui acquisizione sfrutta elettrodi a filo o ad ago posizionati direttamente nel muscolo. I segnali rilevati dalla superficie sono preferibilmente utilizzati per ottenere informazioni sul tempo o sull'intensità dell'attivazione muscolare superficiale. Il metodo di base per comprendere i comportamenti del corpo umano in condizioni normali e patologiche è fornito dalla registrazione dei segnali EMG: le forme e le frequenze di scarica dei potenziali d'azione delle unità motorie (MUAP) nei segnali EMG forniscono un'importante fonte di informazioni per la diagnosi dei disturbi neuromuscolari. Ogni volta che un segnale EMG viene registrato dal muscolo, vari tipi di rumori lo contaminano. Pertanto, l'analisi e la classificazione dei segnali EMG è molto difficile, specialmente quando si verifica il movimento. I segnali EMG possono essere utilizzati per generare comandi di controllo per apparecchiature riabilitative, come protesi robotiche, e in interfacce uomo-macchina per la Human Computer Interface (HCI). Sono stati anche implementati in molte applicazioni cliniche e industriali. I sistemi di controllo basati sulla classificazione dei segnali EMG sono generalmente noti come sistemi di controllo mioelettrici (MCS): le protesi

elettriche degli arti superiori e le carrozzine elettriche sono due delle principali potenziali applicazioni di MCS. Tuttavia, per utilizzare efficacemente queste applicazioni, un'acquisizione accurata del segnale EMG è un prerequisito. Quando si acquisisce un segnale EMG, la misurazione viene disturbata da vari rumori di fondo, dovuti alla presenza di apparecchiature elettroniche e fattori fisiologici, molto difficili da rimuovere perfettamente.

## **1.1 Background anatomico**

EMG sta per elettromiografia ed è lo studio dei segnali elettrici muscolari, anche se è talvolta indicato come attività mioelettrica. Un muscolo è composto da fasci di cellule specializzate capaci di contrazione e rilassamento che rendono il tessuto muscolare estensibile ed elastico. Tre tipi di tessuto muscolare possono essere identificati sulla base della struttura, delle proprietà contrattili e dei meccanismi di controllo: muscolo scheletrico, muscolo liscio e muscolo cardiaco. L'EMG viene applicato allo studio del muscolo scheletrico. Il tessuto muscolare scheletrico è attaccato all'osso e la sua contrazione, generalmente sotto controllo volontario, è responsabile del sostegno e del movimento dello scheletro. Le fibre muscolari scheletriche sono ben fornite di particolari tipologie di neuroni, i motoneuroni, ciascuno dei quali, di solito, fornisce stimolazione a molte fibre muscolari.

Nello stato di riposo, la membrana delle cellule nervose è polarizzata, a causa della diversa composizione ionica da una parte all'altra della membrana plasmatica: esiste una differenza di potenziale tra i fluidi intracellulari ed extracellulari della cellula. In risposta a uno stimolo del neurone, una fibra muscolare si depolarizza, il segnale si propaga lungo la sua superficie e la fibra si contrae. La depolarizzazione, accompagnata da un movimento di ioni, genera un campo elettrico vicino a ciascuna fibra muscolare. Un segnale EMG è il treno del potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP) che mostra la risposta muscolare alla stimolazione neurale. La Figura 1.1 mostra schematicamente il processo di acquisizione del segnale EMG e la decomposizione per ottenere i MUAP.

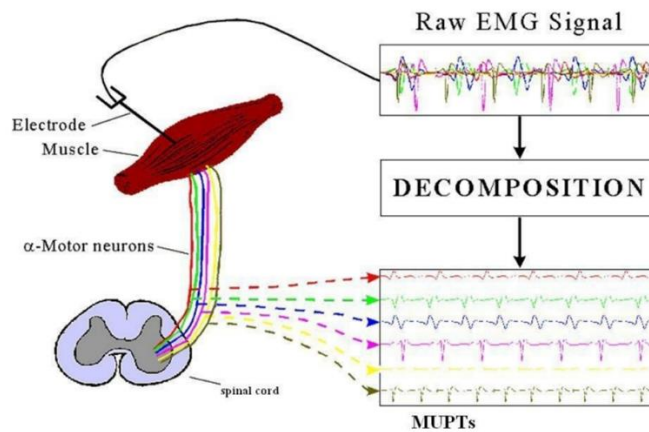


Figura 1.1: Segnale EMG e decomposizione dei MUAP

L'equazione seguente mostra un semplice modello del segnale EMG:

$$x(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n)$$

dove:

- $x(n)$  = segnale EMG modellato
- $e(n)$  = punto elaborato, rappresenta l'impulso di sparo
- $h(r)$  = MUAP
- $w(n)$  = rumore gaussiano bianco
- $N$  = numero di accensioni dell'unità motoria

Il segnale viene raccolto all'elettrodo e amplificato. L'intervallo di ampiezza del segnale EMG è circa 0-10 mV prima dell'amplificazione. Tipicamente, un amplificatore differenziale viene utilizzato come primo stadio, ma possono seguire ulteriori fasi di amplificazione. Prima di essere visualizzato o memorizzato, il segnale deve essere elaborato per eliminare il rumore in bassa e/o alta frequenza. Il segnale viene inoltre frequentemente rettificato, in quanto l'utente è spesso interessato all'ampiezza del segnale EMG.

## 1.2 Sorgenti di rumore nei segnali EMG

Le caratteristiche del segnale EMG dipendono dalla struttura interna del soggetto, inclusa la tipologia della pelle, la velocità del flusso sanguigno, le temperature cutanee misurate, la struttura del tessuto (muscolo, grasso, *ecc.*), il sito di misurazione e altro. Esistono, quindi, diversi tipi di segnali di rumore, che inquinano il segnale EMG originario e ne influiscono l'analisi:

- A. Rumore intrinseco nell'elettrodo:** Tutti i tipi di apparecchiature elettroniche generano rumore elettrico, altrimenti noto come rumore intrinseco. Questo rumore ha componenti di frequenza che vanno da 0 Hz a diverse migliaia di Hz ed è sempre presente; l'utilizzo di componenti elettronici di alta qualità può solo ridurlo. È stato riscontrato che elettrodi fatti di argento/cloruro d'argento forniscono un adeguato rapporto segnale-rumore e sono elettricamente molto stabili e vengono per questo ampiamente usati come elettrodi di superficie. Gli elettrodi devono essere scelti a bassa impedenza, poiché un'elevata impedenza riduce la qualità del segnale e il rapporto segnale-rumore. È bene anche che la dimensione dell'elettrodo sia il più ridotta possibile, per garantire il comfort del paziente. Tuttavia, al diminuire delle dimensioni, aumenta l'impedenza.
- B. Instabilità intrinseca del segnale:** L'ampiezza dell'EMG è di natura randomica. Il segnale EMG è influenzato dalla frequenza di attivazione delle unità motorie, che, nella maggior parte delle condizioni, è compresa tra 0 e 20 Hz. Poiché la frequenza di attivazione delle unità motorie ha anch'essa natura randomica, queste componenti frequenziali del segnale sono instabili e quindi considerate rumore indesiderato. Il numero di unità motorie attive, la loro frequenza di attivazione e l'interazione meccanica tra le fibre muscolari possono modificare l'andamento dell'informazione nel segnale EMG.
- C. Motion Artifact:** Il movimento del cavo che collega l'elettrodo all'amplificatore e l'interfaccia tra la superficie dell'elettrodo e la pelle creano movimenti artefatti. Quando il muscolo è attivato, la lunghezza del muscolo diminuisce e il muscolo, la pelle e gli elettrodi si muovono l'uno rispetto all'altro. In quel momento, gli elettrodi mostrano alcuni movimenti artefatti. La gamma di frequenza del rumore di movimento è solitamente 1-10 Hz e ha una

tensione paragonabile all'ampiezza dell'EMG. Per ridurli, si può aggiungere uno strato di gel conduttivo tra la superficie della pelle e l'interfaccia dell'elettrodo. Un fenomeno analogo si verifica a causa della differenza di potenziale tra gli strati della pelle. Questo tipo di rumore, invece, può venire attenuato riducendo l'impedenza cutanea.

- D. Rumore elettromagnetico ambientale:** La superficie del corpo è continuamente inondata di radiazioni elettriche e magnetiche che sono la fonte del rumore elettromagnetico. Evitarne l'esposizione è impossibile. L'ampiezza del rumore ambientale varia dall'essere uno fino a tre ordini di grandezza superiore rispetto all'ampiezza del segnale EMG di interesse. Il problema principale legato al rumore ambientale deriva dalla radiazione a 50 Hz (o 60 Hz), chiamata Power-Line Interference (PLI), proveniente dalla rete di alimentazione, poiché avendo armoniche in banda base, è difficile da filtrare.
- E. Crosstalk:** Un segnale EMG indesiderato proveniente da un gruppo muscolare che non sta venendo monitorato viene chiamato diafonia (*crosstalk*). Tale fenomeno contamina il segnale e ne può causare un'interpretazione errata. La diafonia dipende da molti parametri fisiologici e può essere ridotta al minimo scegliendo con attenzione la dimensione dell'elettrodo e le distanze tra gli elettrodi, mentre aumenta con l'aumentare dello spessore del grasso sottocutaneo. La diafonia ha una forma d'onda diversa rispetto ai segnali rilevati direttamente su un muscolo attivo nonché una banda più ampia.
- F. Artefatti elettrocardiografici (ECG):** L'attività cardiaca (artefatto ECG) spesso contamina i segnali EMG, specialmente nell'elettromiografia dei muscoli del tronco. Il posizionamento degli elettrodi EMG, vincolato al gruppo muscolare patologico, spesso determina il livello di contaminazione ECG negli EMG. La contaminazione dell'ECG negli EMG può essere mantenuta a un livello minimo mediante la reiezione del modo comune del segnale, se possibile mediante l'attento posizionamento di elettrodi bipolari lungo l'asse del cuore. Un appropriato filtraggio passa-alto è un metodo molto efficace per eliminare tale rumore.

## Capitolo 2

### Controllo di un esoscheletro basato sul Guadagno Fittizio

In questo capitolo viene analizzata l'implementazione del controllore dell'esoscheletro: come quest'ultimo deve essere scelto affinché realizzi gli effetti di un guadagno fittizio sul corpo umano, come in [3]. Verranno discussi e sviluppati solamente gli aspetti teorici alla base della tipologia di controllo suddetta. Simulazioni e risultati verranno presentati nei capitoli successivi.

#### 2.1 Il concetto del Guadagno Fittizio

L'encefalo e i muscoli svolgono rispettivamente il ruolo di controllore e di attuatore nel corpo umano. Dell'encefalo sono di interesse, in particolare, il midollo spinale e il cervello, poiché i riflessi sono controllati dal midollo spinale (riflesso spinale) mentre i movimenti intenzionali sono governati dal cervello. Nella trattazione che segue, il sistema di controllo del corpo umano è considerato un sistema in retroazione, come si vede in Figura 2.1.1.

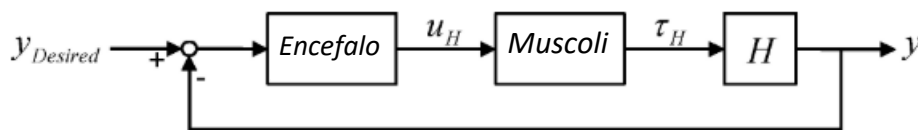


Figura 2.1.1: schema concettuale di Motion Control nel corpo umano

Il blocco in figura relativo all'encefalo deve riferirsi, in realtà, a qualsiasi organo che controlli i movimenti umani.  $H$  rappresenta la parte muscolo-scheletrica del corpo umano, che è il sistema da controllare. Il cervello controlla i muscoli in modo tale che  $H$  segua il movimento desiderato ( $y_{Desired}$ ), generato dall'intenzione umana. L'output di

controllo ( $u_H$ ) generato dal cervello è chiamato segnale di controllo motorio o segnale di controllo muscolare e viene trasferito attraverso i motoneuroni, fino al tessuto muscolare.

Essendo il cervello intelligente, esso è in grado di stabilizzare il corpo in modo robusto e adattivo. Tuttavia, se i muscoli sono fisicamente compromessi o il carico supera la forza muscolare massima, il muscolo non è più in grado di eseguire il comando del cervello e richiede dunque assistenza. Pertanto, viene introdotto un guadagno fittizio  $K(s)$ , come mostrato in Figura 2.1.2, per compensare tale menomazione fisica dei muscoli e/o aumentare la potenza muscolare.

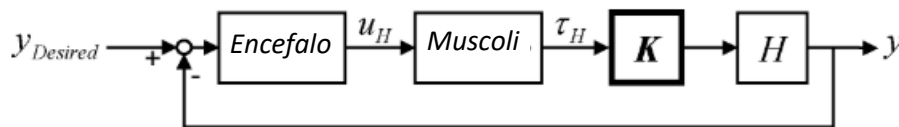


Figura 2.1.2: schema concettuale di Motion Control nel corpo umano con Guadagno Fittizio **K**

Il concetto del Guadagno Fittizio (GF) è semplice: se un essere umano ha bisogno di assistenza o vuole aumentare la potenza muscolare, il guadagno fittizio viene aumentato. Alcune persone, invece, come i pazienti con paralisi cerebrale, possono essere affette da forti tremori dovuti a contrazioni muscolari involontarie. In questo caso, il GF viene diminuito per ridurre il guadagno di potenza del corpo umano. In queste circostanze, poiché l'esoscheletro non fa assistenza ma resistenza, l'utente percepisce il suo corpo più pesante di prima. Quando gli spasmi muscolari sono gravi, il GF può essere progettato in modo tale che il dispositivo resista ai movimenti di una certa frequenza. Poiché il GF aumenta o riduce il guadagno di potenza del corpo umano, è efficace per le persone la cui capacità di controllo del movimento non è completamente compromessa; tale approccio di controllo dell'esoscheletro non può quindi essere applicato all'assistenza di pazienti totalmente invalidi o con plegia degli arti.

## 2.2 Implementazione del GF

La struttura di controllo di un corpo umano che interagisce col sistema di un esoscheletro è raffigurata in Figura 2.2.1. Indossando l'esoscheletro, il corpo umano, cioè  $H$ , non è più azionato dalla sola forza del muscolo  $\tau_H$ , ma somma del momento muscolare e del momento assistivo,  $\tau_A$ . Come si nota anche dalla figura, un corpo umano che indossa un esoscheletro si traduce in un sistema di controllo parallelo con due anelli, che quindi include due controllori: il cervello umano e il controllore dell'esoscheletro ( $C$ ).

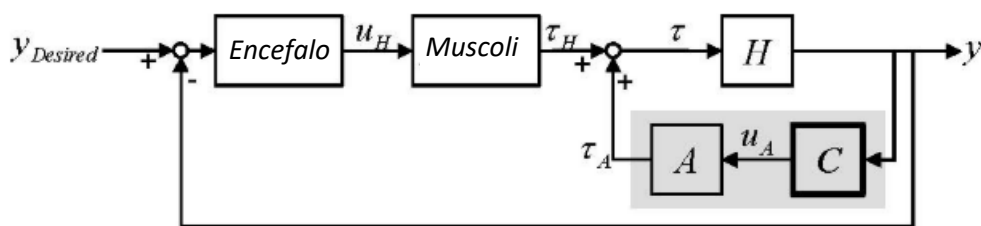


Figura 2.2.1: schema concettuale di un corpo umano che interagisce con un esoscheletro

Per semplicità, si suppone che la struttura di controllo del movimento sia un sistema lineare a ingresso singolo- singola uscita (SISO). Si fanno inoltre le seguenti ipotesi:

1.  $K(s)$  è unitariamente stabile, cioè sia  $K(s)$  che  $1/K(s)$  sono stabili.
2. L'attuatore,  $A$  in Figura 2.2.1, è un generatore di forza ideale con impedenza zero, cioè  $A(s) = 1$ .

La prima ipotesi rende stabile il controllore dell'esoscheletro, ma impone una limitazione sulla scelta del GF. Da questo vincolo deriva che  $|K(j\omega)|$  deve essere diverso da zero per l'intero spettro di frequenze. La seconda ipotesi non sarebbe accettabile e valida nei sistemi reali, a causa dell'inerzia, dello smorzamento, dell'attrito e/o di qualsiasi non linearità e non idealità intrinseca degli attuatori. Tuttavia, la dinamica dell'attuatore può essere trascurata (cioè,  $A(s) = 1$ ) assumendo che un algoritmo di controllo di livello inferiore reietti efficacemente tale dinamica dell'attuatore. La compensazione della dinamica degli attuatori per una migliore interazione fisica uomo-robot, infatti, è stata studiata approfonditamente negli ultimi



anni (per esempio, vedere [7]). È comunque necessario includere la massa dell'esoscheletro in  $H$ , poiché la dinamica del corpo umano “esteso” è modificata dalla presenza dell'esoscheletro. Per questo motivo, è bene che il dispositivo robotico di assistenza sia progettato il più leggero possibile.

Affinché gli schemi di controllo rappresentati in Figura 2.1.2 e in Figura 2.2.1 siano equivalenti, il controllore dell'esoscheletro  $C(s)$  in Figura 2.2.1 deve essere selezionato in modo che l'anello di retroazione locale in Figura 2.2.1 sia uguale a  $H$  amplificato da  $K(s)$ , come in Figura 2.1.2.

$$\frac{H(s)}{1 - C(s)H(s)} = K(s)H(s) \quad (1)$$

L'anello di controllo che rappresenta l'esoscheletro, in Figura 2.2.1, ha una retroazione positiva: il denominatore del termine a destra di (1) deve presentare il segno di sottrazione. Trovo quindi l'espressione di  $C(s)$  dall'equazione (1):

$$\begin{aligned} \frac{1}{1 - C(s)H(s)} &= K(s) \rightarrow 1 - C(s)H(s) = \frac{1}{K(s)} \\ C(s) &= \frac{K(s) - 1}{K(s)} H(s)^{-1} \end{aligned} \quad (2)$$

La presenza in (2) del termine  $H(s)^{-1}$ , funzione di trasferimento che mette in correlazione il movimento umano (dominio di partenza) con la coppia articolare necessaria ad effettuarlo (dominio di arrivo), complica molto l'implementazione del controllo (ovvero,  $C(s)$ ).  $H(s)^{-1}$ , infatti, rappresenta l'inversione della dinamica del corpo umano, la quale è difficile da modellare in una funzione di trasferimento lineare. Anche se alcune parti del corpo possono essere modellate come pendoli semplici, non sono o non possono essere facilmente linearizzabili a causa dell'ampia gamma di movimenti umani. Pertanto, si introduce una stima della coppia articolare  $\hat{\tau}$ :

$$u_A(t) = C^*(s)[\hat{\tau}(t)] \quad (3)$$

Dove

$$C^*(s) = \frac{K(s) - 1}{K(s)} \quad (4)$$

Se è possibile stimare la coppia prodotta dai muscoli con un metodo appropriato, come i sensori EMG introdotti nel Capitolo 1, l'implementazione di  $H(s)^{-1}$  non è più necessaria. Sfruttando dunque un appropriato stimatore di coppia muscolare (SCM), il controllore dell'esoscheletro che realizza l'effetto del Guadagno Fittizio viene progettato come mostrato in Figura 2.2.2: il controllore dell'esoscheletro ispirato dal GF è costituito da  $C^*(s)$  definito come in (4) e da uno stimatore della coppia muscolare. Il controllore mostrato in Figura 2.2.2 determina, in questo modo, la forza/coppia di assistenza sulla base della coppia stimata.

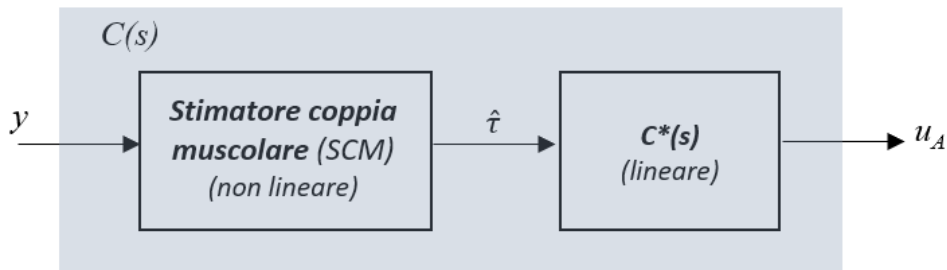


Figura 2.2.2: Controllore dell'esoscheletro

Metodi tradizionali che amplificano semplicemente le coppie stimate potrebbero non garantire prestazioni soddisfacenti, a causa della scarsa robustezza del sistema di controllo complessivo. Da questo punto di vista, il concetto del GF ha il vantaggio di consentire la progettazione di un algoritmo di elaborazione del segnale,  $C^*(s)$ , che consideri sia la robustezza che le prestazioni dei sistemi esoscheletrici. Inoltre, come già accennato,  $C^*(s)$  può essere progettato per avere uno scopo particolare, come la soppressione del tremore ad una particolare frequenza, selezionando in modo semplice e intuitivo un GF appropriato. La robustezza del metodo di controllo analizzato è quindi discussa nel paragrafo seguente.

### 2.3 Analisi di robustezza del controllore dell'esoscheletro

La coppia stimata potrebbe non essere accurata a causa di incertezze nella misurazione così come nei parametri utilizzati nell'algoritmo di stima. Anche solo la massa della parte del corpo che sta venendo assistita dall'esoscheletro non è un parametro semplice

da definire con precisione. Inoltre, le proprietà meccaniche di un corpo umano sono variabili nel tempo e incerte. Pertanto, è fondamentale che il controllore dell'esoscheletro sia sufficientemente robusto per garantire un'assistenza sicura e confortevole dell'utente e l'efficacia del dispositivo anche a fronte di incertezze parametriche, pressoché inevitabili. Poiché un corpo umano che indossa un esoscheletro viene attuato dalla somma del momento muscolare e della coppia assistiva, l'esoscheletro assume la forma di un anello di retroazione positiva, come già mostrato in Figura 2.2.1. Bisogna ricordare inoltre che il sistema è governato da un altro controllore, l'encefalo. Dunque, l'analisi di stabilità richiede di considerare le caratteristiche del cervello. Grazie alla presenza di due controllori, l'instabilità nel loop dell'esoscheletro non è detto che porti necessariamente all'instabilità del sistema complessivo, perché il cervello potrebbe essere in grado di stabilizzare il sistema instabile dell'esoscheletro. In ogni caso, si desidera progettare un controllore stabilizzante, in modo tale che il cervello non debba eseguire tale compito non necessario.

Supponiamo che le incertezze derivanti dalla modellazione della dinamica del corpo umano siano rappresentabili con un termine moltiplicativo  $\Delta$ , come mostrato in Figura 2.3.1. Allora risulta:

$$\tilde{H}(s) = H(s)[1 + \Delta(s)] \quad (5)$$

dove  $H(s)$  è la dinamica nominale del corpo umano e  $\Delta(s)$  è una casuale funzione di trasferimento lineare e stabile, rappresentante l'incertezza nella dinamica del corpo umano. Si assume che l'ampiezza di  $\Delta$  sia limitata da  $|\Delta|$ , dove  $\Delta$  è una funzione dell'incertezza limite:  $|\Delta(j\omega)| \leq |\Delta(j\omega)|$  per ogni valore di  $\omega$ . Per semplificare l'analisi, si ipotizza che:

- 1) lo stimatore della coppia muscolare applichi l'inversione della dinamica, ovvero  $\hat{\tau} = H^{-1}(y, t)$
- 2) la coppia sviluppata dall'articolazione sia stimata accuratamente (cioè,  $\hat{\tau} = \tau$ ) e che dunque tutte le incertezze derivino da  $\Delta$

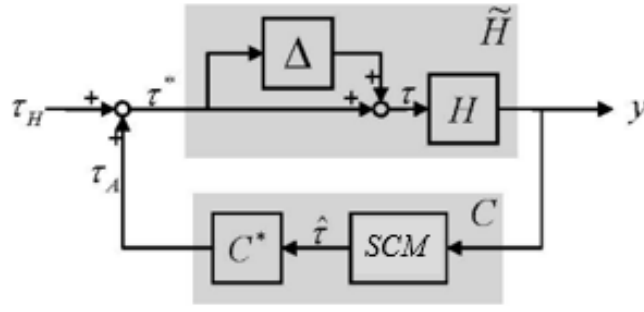


Figura 2.3.1: Rappresentazione delle incertezze parametriche nel modello

La funzione di trasferimento di anello aperto da  $\tau^*$  a  $\tau_A$  descritta dalla Figura 2.3.1 è:

$$L(s) = C^*(s)H^{-1}(s)H(s)[1 + \Delta(s)] \quad (6)$$

dove  $L(s)$  è la funzione di trasferimento di anello aperto. Per la seconda ipotesi, la coppia muscolare umana è misurata o stimata esattamente, e quindi il termine  $H^{-1}(s)H(s)$  si annulla. Risulta quindi:

$$L(s) = C^*(s)[1 + \Delta(s)] \quad (7)$$

Poiché  $C^*(s)$  è un controllore lineare e stabile definito da (4),  $L$  è a sua volta lineare e stabile. Per il teorema di stabilità di Nyquist il sistema ad anello chiuso dell'esoscheletro è stabile per tutte le funzioni di trasferimento  $L$  se e solo se  $L(j\omega)$  non circonda il punto  $1 + 0j$ , che è il criterio per i sistemi con retroazione positiva. La Figura 2.3.2 mostra il diagramma di Nyquist per l'analisi di stabilità di  $L$ . Poiché  $\Delta$  non è noto, è rappresentato come un disco, e ogni punto sul disco è un possibile  $L$ . Per (7) si ha che  $L(j\omega) = C^*(j\omega) + C^*(j\omega)\Delta(j\omega)$  e l'ampiezza massima di  $\Delta(j\omega)$  è  $|\Delta(j\omega)| \forall \omega$ . Dunque, il raggio del cerchio (che rappresenta l'incertezza massima) è determinato da  $|C^*(j\omega)\Delta(j\omega)|$ , come mostrato in Figura 2.3.2, in cui  $|C^*(j\bar{\omega})\Delta(j\bar{\omega})|$  rappresenta il raggio del disco ad una data frequenza  $\bar{\omega}$ . La linea continua passante per il cerchio è il valore nominale di  $L(j\omega)$ , ovvero  $C^*(j\omega)$ , poiché in condizioni nominali

$\Delta(j\omega) = 0$ . Gli “accerchiamenti” sono evitati se nessuno dei dischi interseca il punto  $(1 + 0j)$ . Matematicamente:

$$|C^*(j\omega)\Delta(j\omega)| < |1 - C^*(j\omega)| \quad \forall \omega. \quad (8)$$

Sostituendo la (4) in (8) ottengo la condizione che deve essere rispettata per la scelta del GF (cioè  $K(s)$ ) affinché il sistema dell’esoscheletro sia stabile in retroazione:

$$\left| \frac{K(j\omega) - 1}{K(j\omega)} \Delta(j\omega) \right| < \left| 1 - \frac{K(j\omega) - 1}{K(j\omega)} \right| \quad \forall \omega$$

$$\left| \frac{K(j\omega) - 1}{K(j\omega)} \Delta(j\omega) \right| < \left| \frac{K(j\omega) - K(j\omega) + 1}{K(j\omega)} \right| \quad \forall \omega$$

$$|[K(j\omega) - 1] * \Delta(j\omega)| < 1 \quad \forall \omega$$

Risulta

$$|K(j\omega) - 1| < |\Delta(j\omega)|^{-1} \quad \forall \omega \quad (9)$$

La condizione (9) impone un vincolo sul massimo valore che il Guadagno Fittizio può assumere. Se l’incertezza è nulla, il sistema dell’esoscheletro è stabile per qualsiasi valore positivo reale di GF.

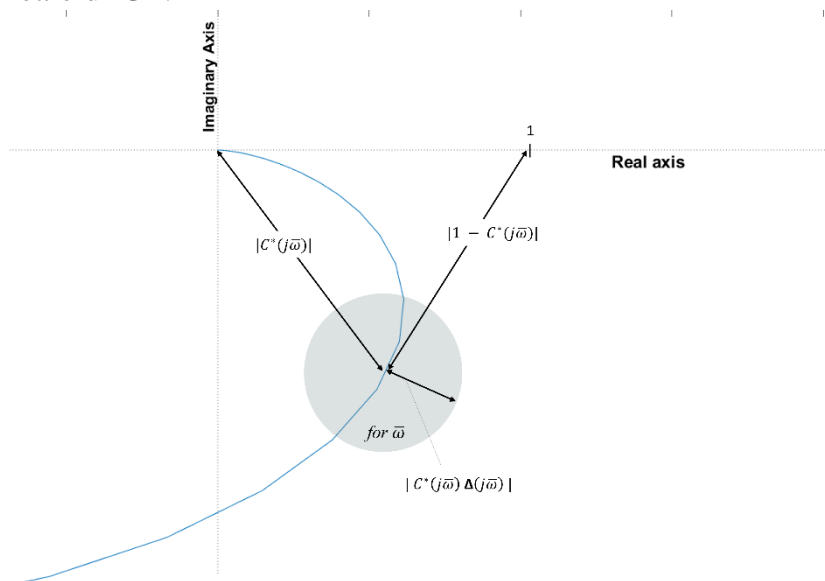


Figura 2.3.2: diagramma di Nyquist per l'analisi di stabilità di  $L$

## 2.4 Scelta di GF

In questo paragrafo vengono proposte delle possibili espressioni e implementazioni del GF: come costante e come filtro. Vengono poi analizzate le caratteristiche di ognuna delle casistiche.

**GF costante:** suppongo che il guadagno fittizio ( $K(s)$ ) sia rappresentabile da un guadagno costante  $k$ , con  $k$  numero reale positivo. In questo caso, la legge di controllo (3) e (4) diventa

$$u_A(t) = \frac{k-1}{k} \hat{t}(t)$$

A seconda del valore di  $k$ , la legge di controllo può essere divisa in tre stati, come presentato nella Tabella 1.

Valore di $K$	Legge di Controllo	Effetto
$k > 1$	$u_A(t) = c\hat{t}(t)^{1)}$	Assistenza
$k = 1$	$u_A(t) = 0$	Nulla
$0 < k < 1$	$u_A(t) = -c\hat{t}(t)^{1)}$	Resistenza

<sup>1)</sup>  $c = |(k-1)/k|$

Tabella 1: leggi di controllo da (3) e (4) per GF costante

Per  $k > 1$ , l'esoscheletro genera una coppia in fase con la coppia muscolare. In questo caso, il movimento umano è assistito, in modo che l'utente possa eseguire lo stesso movimento ma con meno sforzo muscolare. Se  $k = 1$ , l'esoscheletro non produce alcuna coppia assistiva. Similmente, per  $0 < k < 1$ , la coppia generata dall'esoscheletro è fuori fase rispetto alla coppia muscolare e il movimento umano è contrastato. Pertanto, il metodo di controllo proposto è in grado sia di assistere che di resistere ai movimenti umani in base al valore scelto per GF. All'aumentare di  $k$ , l'essere umano è più assistito, ma il margine di incertezza accettabile diminuisce per (9). Allo stesso modo, il margine di incertezza aumenta al diminuire del GF, ma l'essere umano è meno assistito nel movimento.

**GF filtro:** poiché i movimenti umani hanno una certa larghezza di banda, il GF può essere progettato come un filtro selettivo in frequenza, come mostrato in Figura 2.4.1, dove il guadagno del GF è grande, per una migliore assistenza, nella gamma frequenziale dei movimenti del corpo umano, mentre è piccolo (o vicino a uno), per una migliore robustezza, in alta frequenza.

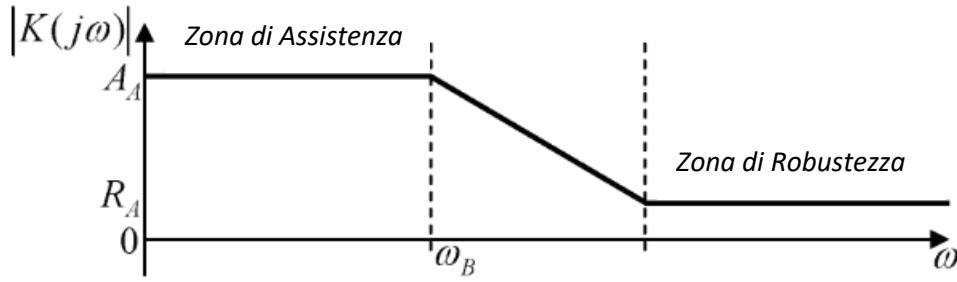


Figura 2.4.1: GF come filtro selettivo in frequenza

Una funzione di trasferimento che ha gli asintoti come in Figura 2.4.1 è

$$K(s) = \frac{R_A s + A_A \omega_B}{s + \omega_B} \quad (10)$$

in cui  $A_A$  è un fattore di assistenza,  $R_A$  è un fattore di robustezza e  $\omega_B$  è la pulsazione di attraversamento. Sostituendo (10) in (4), si ottiene l'espressione di  $C^*(s)$  associata a tale scelta di GF:

$$\begin{aligned} C^*(s) &= \left( \frac{R_A s + A_A \omega_B}{s + \omega_B} - 1 \right) * \frac{s + \omega_B}{R_A s + A_A \omega_B} \\ C^*(s) &= \left( \frac{R_A s + A_A \omega_B - s - \omega_B}{s + \omega_B} \right) * \frac{s + \omega_B}{R_A s + A_A \omega_B} \\ C^*(s) &= \frac{(R_A - 1)s + (A_A - 1)\omega_B}{R_A s + A_A \omega_B} \end{aligned} \quad (11)$$

La Figura 2.4.2 mostra le risposte in frequenza di  $K(s)$  e  $C^*(s)$  con  $A_A = 2$ ,  $R_A = 1$ ,  $\omega_B = 8$  Hz (valori plausibili). Come mostrato in figura, l'ampiezza di  $K(j\omega)$  risulta grande alle basse frequenze e piccola alle alte frequenze.

Il  $C^*(j\omega)$  che ne deriva è un filtro passa basso, e quindi l'esoscheletro non genera forze di assistenza alle alte frequenze che di solito includono grandi incertezze.

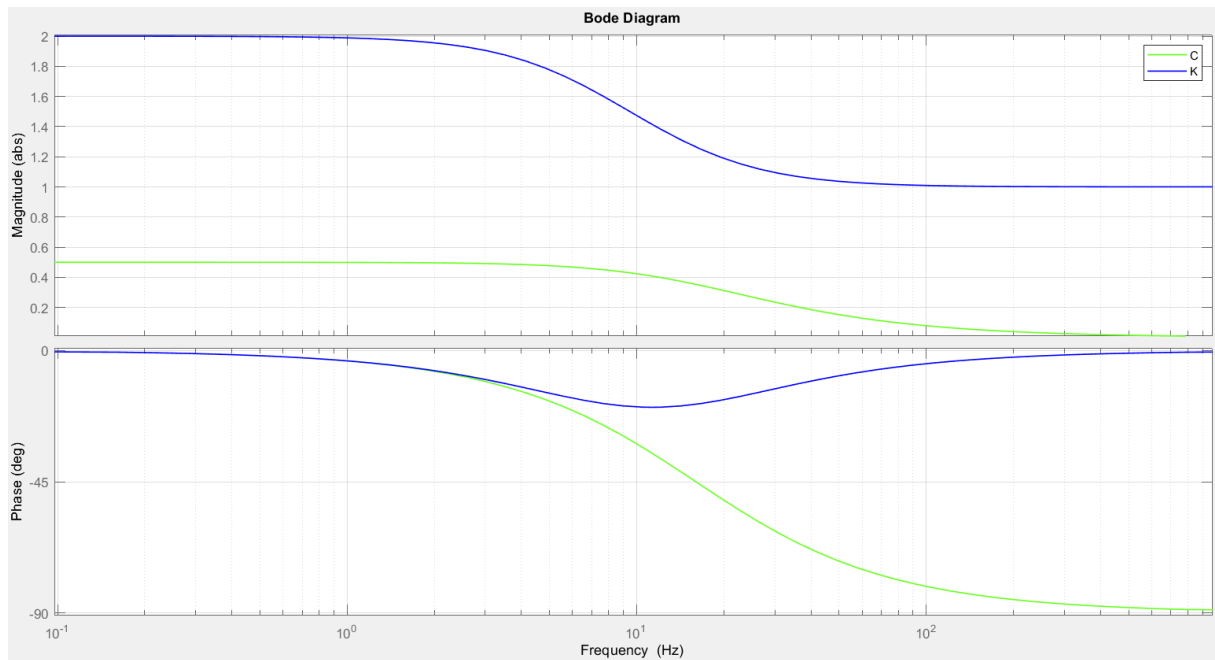


Figura 2.4.2: diagramma di Bode del GF e del corrispondente controllore dell'esoscheletro

Scegliendo  $R_A = 1$ , infatti, ad alte frequenze (oltre  $\omega_B$ ) il guadagno statico di  $K(s)$  risulta unitario e la (9), conseguentemente, risulta soddisfatta per ogni  $\Delta$ : in zona di robustezza il sistema tollera ogni grado di incertezza, poiché l'esoscheletro non contribuisce, è come se fosse spento.

La Figura 2.4.3 mostra i margini di incertezza per i due diversi tipi di GF (cioè un guadagno costante e un filtro selettivo in frequenza come in (11)). Nel caso di GF di tipo filtro sono assegnati ai parametri gli stessi valori della Figura 2.4.2. I margini di incertezza, cioè  $|\Delta(j\omega)|$  (l'ampiezza massima di  $\Delta$ ), sono ottenuti da (9) per i due dati GF. A bassa frequenza, entrambi i GF hanno margine di incertezza pari a uno. Al contrario, il margine di incertezza risulta aumentato alle alte frequenze scegliendo il GF di tipo filtro, fino a tendere a infinito per  $\omega \gg \omega_B$ . Si nota, infatti, che entrambi i GF hanno lo stesso fattore di assistenza alle basse frequenze, mentre il GF di tipo filtro ha una migliore robustezza alle alte frequenze.



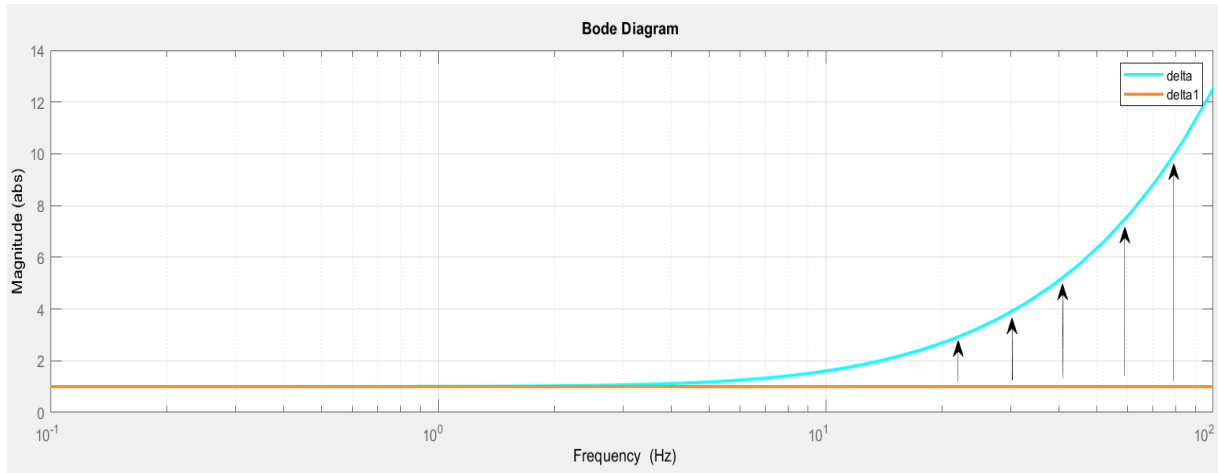


Figura 2.4.3: margini di incertezza.  
delta = margine di incertezza GF filtro; delta1 = margine di incertezza GF costante

**GF per la soppressione dei tremori:** quando gli spasmi muscolari sono intensi e si desidera resistere ai movimenti aventi una certa frequenza, il GF può essere implementato come un filtro elimina banda, anche detto filtro notch, ovvero:

$$K(s) = \frac{s^2 + 2R_T\omega_c s + \omega_c^2}{s^2 + 2\omega_c s + \omega_c^2} \quad (12)$$

in cui  $\omega_c$  è la frequenza centrale e  $R_T < 1$  è un fattore che determina il grado di resistenza. Al diminuire di  $R_T$  cala l'ampiezza di  $K(j\omega_c)$ . Il controllore dell'esoscheletro  $C^*(s)$  corrispondente a tale tipologia di GF si ottiene sostituendo (4) in (12):

$$C^*(s) = \left( \frac{s^2 + 2R_T\omega_c s + \omega_c^2}{s^2 + 2\omega_c s + \omega_c^2} - 1 \right) \frac{s^2 + 2\omega_c s + \omega_c^2}{s^2 + 2R_T\omega_c s + \omega_c^2}$$

$$C^*(s) = \frac{s^2 + 2R_T\omega_c s + \omega_c^2 - s^2 - 2\omega_c s - \omega_c^2}{s^2 + 2R_T\omega_c s + \omega_c^2}$$

$$C^*(s) = \frac{2\omega_c s(R_T - 1)}{s^2 + 2R_T\omega_c s + \omega_c^2} \quad (13)$$

## Capitolo 3

### Caso di studio: assistenza del gomito

Il metodo basato sul Guadagno Fittizio approfondito nel Capitolo 2 è ora verificato mediante simulazioni di diversi scenari di assistenza dell'articolazione del gomito.

#### 3.1 Modello Simulink del gomito assistito

Poiché la stabilità dell'esoscheletro non può essere direttamente testata su un essere umano per ovvie ragioni di sicurezza, l'articolazione del gomito assistita dall'esoscheletro deve prima essere modellata in un opportuno ambiente di simulazione. La Figura 3.1.1 mostra un'ortesi attiva, tipico strumento riabilitativo.

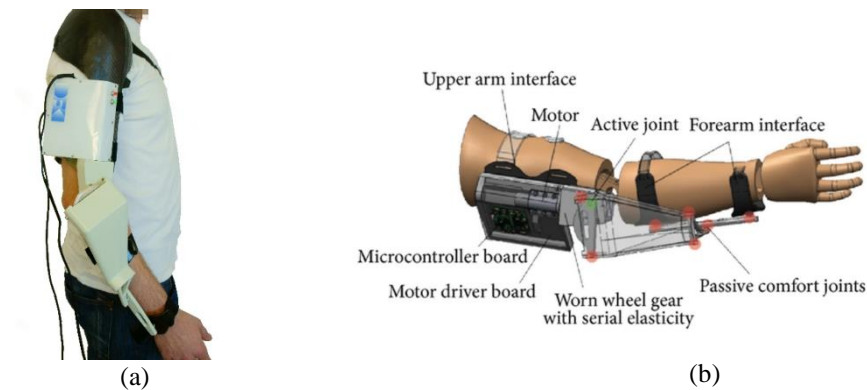


Figura 3.1.1: ortesi attiva per l'assistenza del gomito (a) e relativo schema (b)

La simulazione rende inoltre agevole verificare la robustezza del controllo (Capitolo 2.3) a fronte di incertezze parametriche. La Figura 3.1.2 mostra come un pendolo semplice possa essere preso come modello semplificato del gomito. I parametri  $m$  e  $l_c$  rappresentano rispettivamente la massa dell'avambraccio e la distanza del suo centro di

massa dall'articolazione. Si assume che  $m$  sia la massa effettiva, che quindi include la massa del dispositivo robotico. Per realizzare efficacemente l'effetto del GF, è necessario che l'attuatore sia in modalità forza (coppia) con impedenza minima. In caso contrario, la dinamica dell'attuatore va ad influire sulla precisione del controllo e l'essere umano non viene assistito come desiderato. Si ipotizza che un controllore di livello inferiore reietti la dinamica dell'attuatore, in modo tale che possa essere trascurata nella progettazione del controllore dell'esoscheletro.

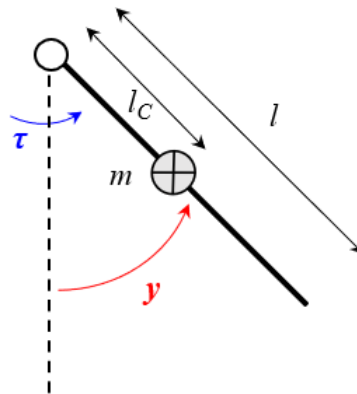


Figura 3.1.2: modello semplificato di un gomito

Lo stimatore di coppia muscolare per il gomito (SCM) applica il metodo di inversione della dinamica. Sebbene l'inversione della dinamica non sia necessariamente l'opzione migliore per la stima della coppia, è comunque adatta per questo esempio poiché il modello fisico dell'articolazione del gomito è semplice (vedi Figura 3.1.2).

Il modello può essere ricavato con il metodo di Lagrange. Considerando l'avambraccio come un cilindro uniforme di massa  $m$  e lunghezza  $l$ , le energie cinetica  $K$  e potenziale  $U$  del sistema sono calcolate come segue:

- $K = \frac{1}{2}I\omega^2 = \frac{1}{6}ml^2\dot{y}^2$   
con  $\omega = \dot{y}$  e  $I = \frac{1}{3}ml^2$  (momento d'inerzia di un'asta rispetto a una retta perpendicolare passante per un'estremità)
- $U = mgl_c(1 - \cos y)$

La Lagrangiana, pertanto, risulta:  $L = K - U = \frac{1}{6}ml^2\dot{y}^2 - mgl_c + mgl_c \cos y$ .

L'equazione del moto si ricava dall'equazione di Eulero-Lagrange:

$$\begin{aligned}\hat{\tau} &= \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} \right) - \frac{\partial L}{\partial y} = \frac{d}{dt} \left( \frac{1}{3}ml^2\dot{y} \right) + mgl_c \sin y \\ \hat{\tau} &= \frac{1}{3}ml^2\ddot{y} + mgl_c \sin y\end{aligned}\tag{14}$$

La (14) fornisce, quindi, l'equazione del SCM (rappresentato nello schema a blocchi di Figura 3.1.4): la forza muscolare sviluppata dal gomito può essere stimata conoscendone la posizione angolare  $y$  e l'accelerazione  $\ddot{y}$ . L'informazione sulla posizione può essere ricavata usando un encoder. Se quest'ultimo ha anche un'elevata risoluzione, è possibile calcolare numericamente in real-time la derivata prima e seconda del segnale in uscita dall'encoder stesso: anche l'accelerazione può essere così misurata.

Per poter simulare l'interazione uomo-esoscheletro, si assume che il cervello sia modellabile come un controllore che stabilizza il corpo. Nello schema a blocchi in Figura 3.1.3, il controllore PID svolge il ruolo dell'encefalo. La taratura di tale controllore è stata conseguita sfruttando il *tool Closed-Loop PID-Autotuner* di Simulink (vedi Appendice A), a partire da un primo PID di partenza ottenuto dal *tool Tune PID Controller* (inadeguato perché ottenuto tramite linearizzazione del plant attorno a un punto di equilibrio). Poiché questo controllore ha il solo scopo di rappresentare nell'ambiente simulativo l'azione stabilizzante del cervello, e dunque non dovrà essere effettivamente implementato quando si faranno esperimenti sull'essere umano, la sua taratura risulta poco significativa e non verrà quindi discussa ulteriormente.

Il modello del pendolo in Simulink (Figura 3.1.3) è stato ottenuto invertendo (14):

$$\frac{3\hat{\tau}}{ml^2} - \frac{3mgl_c \sin y}{ml^2} = \ddot{y}$$

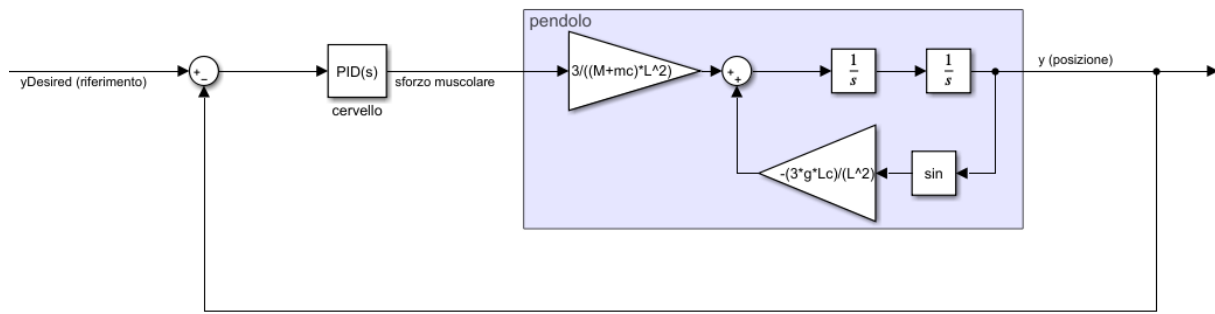


Figura 3.1.3: schema Simulink del gomito

Come si può notare da queste figure, è stato aggiunto il parametro  $m_c$  (variabile) al plant, per rappresentare un carico aggiuntivo nel caso in cui l'utente debba sollevare un peso.

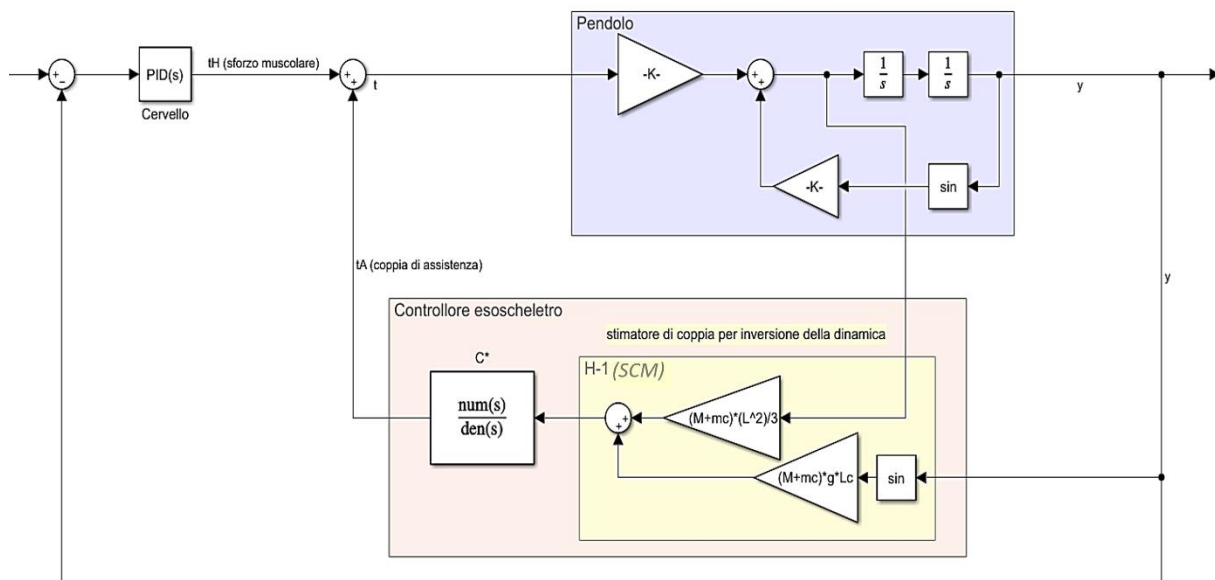


Figura 3.1.4: schema Simulink del gomito col controllore dell'esoscheletro

Nelle simulazioni, i valori nominali assegnati a  $m$ ,  $l$  e  $l_c$  sono rispettivamente 4 kg, 0.3 m, 0.15 m. Gli input di riferimento,  $y_{Desired}$ , sono stati impostati considerando la banda frequenziale dei movimenti del gomito umano, e sono mostrati in Figura 3.1.5. Verranno mostrati nelle prossime pagine solamente i plot ottenuti per Figura 3.1.5 (a) e (d), ma le considerazioni che seguiranno possono essere estese anche ai restanti segnali di ingresso.

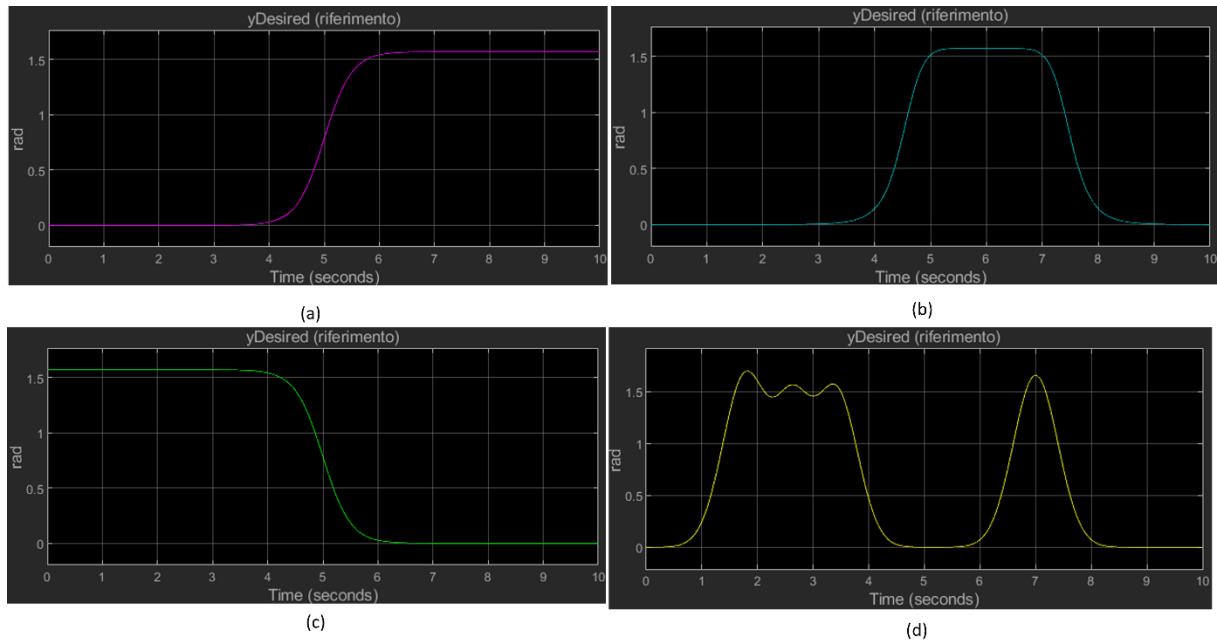


Figura 3.1.5: segnali di test usati nelle simulazioni

In Figura 3.1.5 (a)(b)(c) sono rappresentati semplici movimenti di flessione ed estensione dell'avambraccio, che partendo da steso viene portato a  $90^\circ$  o viceversa. Questi sono stati riprodotti mediante (somma di) sigmoidi (*Membership Functions*, *Fuzzy Logic Toolbox* di Simulink). Il movimento simulato in Figura 3.1.5 (d), invece, è più complesso ed è stato riprodotto poiché usato come segnale di test in [3]. Per replicarlo sono state sommate tra loro quattro gaussiane differenti.

### 3.2 Simulazioni di assistenza in condizioni nominali e senza carico

Per verificare l'efficacia del GF, si deve osservare l'entità della coppia muscolare,  $\tau_H$ , mentre l'articolazione del gomito è controllata in modo tale da seguire il movimento impostato come riferimento. Pensando a future verifiche sperimentali sull'uomo, tale informazione può essere fornita da sensori EMG (vedi Capitolo 1) posizionati sul braccio. In questa simulazione è inizialmente applicato un GF a guadagno costante  $k$ . Si è ipotizzata l'assenza di incertezze e la perfetta stima della coppia in SCM. Sono eseguite quattro simulazioni con diversi valori di  $k$ : 2, 1.5, 1.25, 0.75. La Figura 3.2.1 mostra i risultati della simulazione per i quattro diversi guadagni su due set point differenti (a) e (b). L'umano "simulato" esegue correttamente il movimento desiderato per tutti i GF selezionati, mentre la coppia muscolare richiesta risulta tanto più ridotta

al crescere di  $k$ . In particolare, si evince che è necessaria una coppia muscolare più elevata del normale quando  $k$  è inferiore a 1 ( $k = 0.75$ ): il movimento del gomito è contrastato dall'esoscheletro.

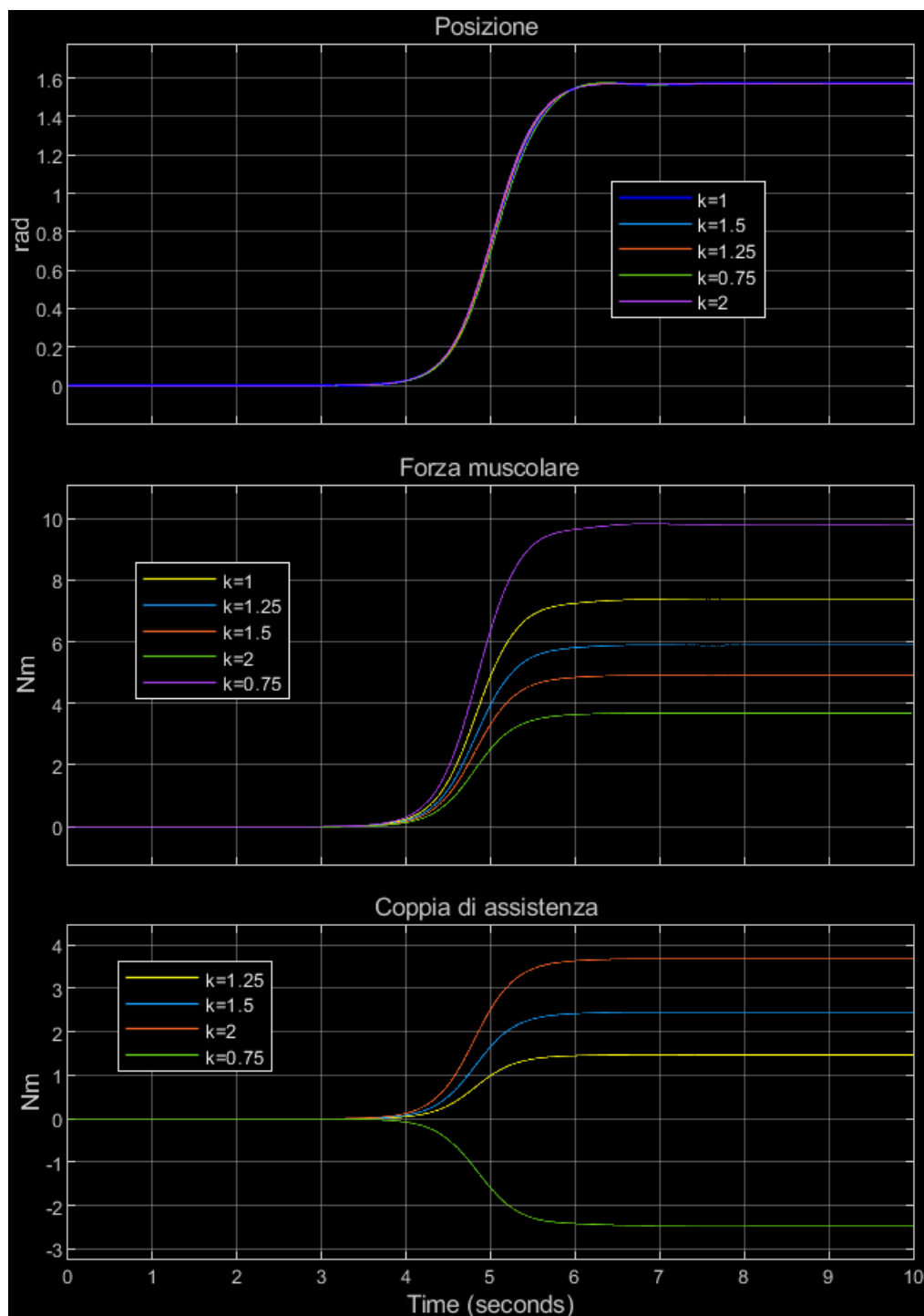
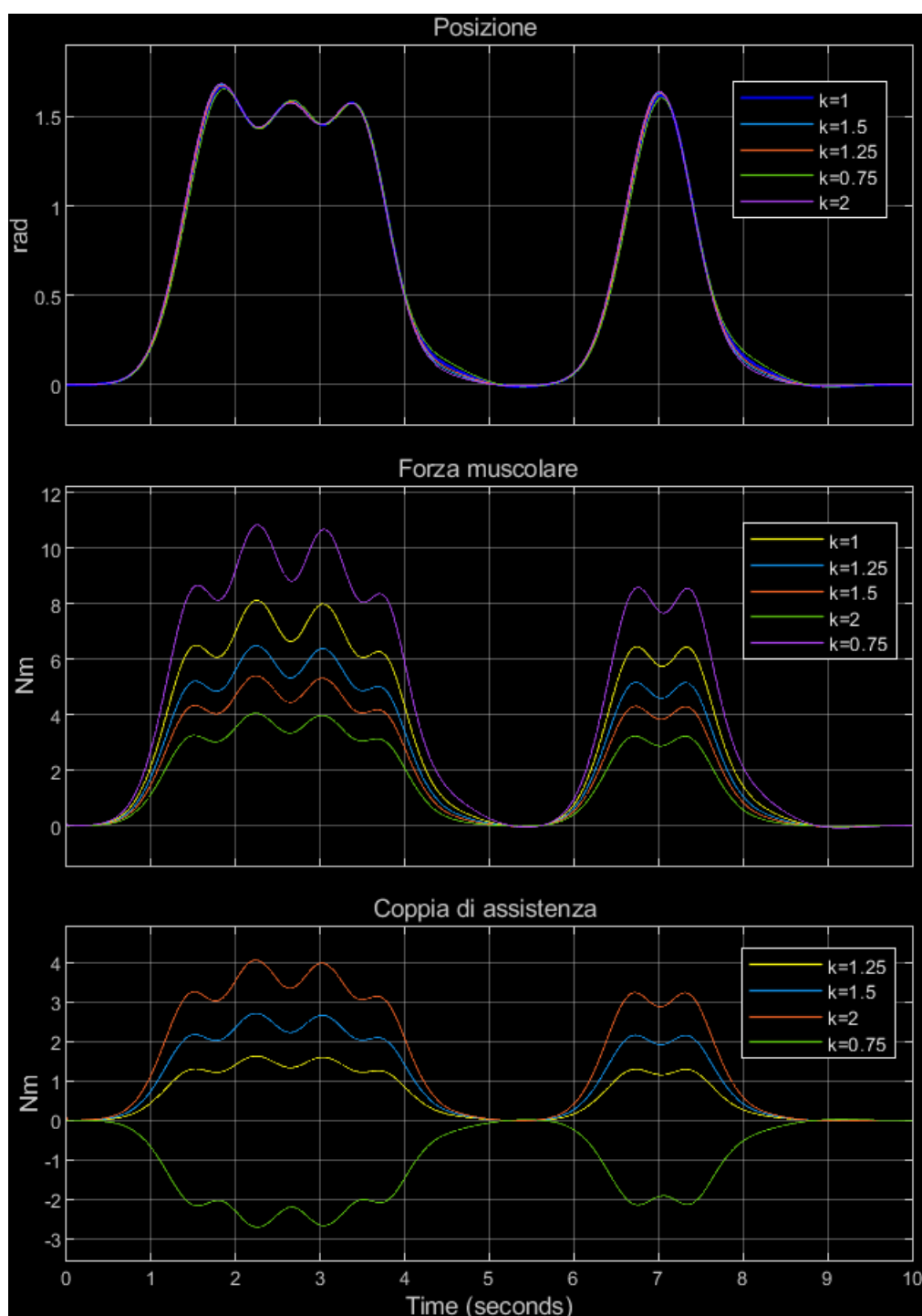


Figura 3.2.1 (a)

Figura 3.2.1 (b)



Si ha quindi la conferma che tanto più  $k$  aumenta tanto più l'utente è assistito, e di conto cresce la forza  $\tau_A$  che l'esoscheletro sviluppa. Si nota che per  $k = 0.75$  la coppia di assistenza risulta in controfase rispetto alla coppia sviluppata dal gomito, poiché oppone resistenza (vedi Tabella 1, in Capitolo 2.4).



Successivamente, per confrontare i risultati con quelli ottenuti sopra, viene applicato un GF di tipo filtro ( $C^*(s)$  come in (11)) impostando, come in precedenza,  $A_A = 2$ ,  $R_A = 1$  e  $\omega_B = 8$  Hz.

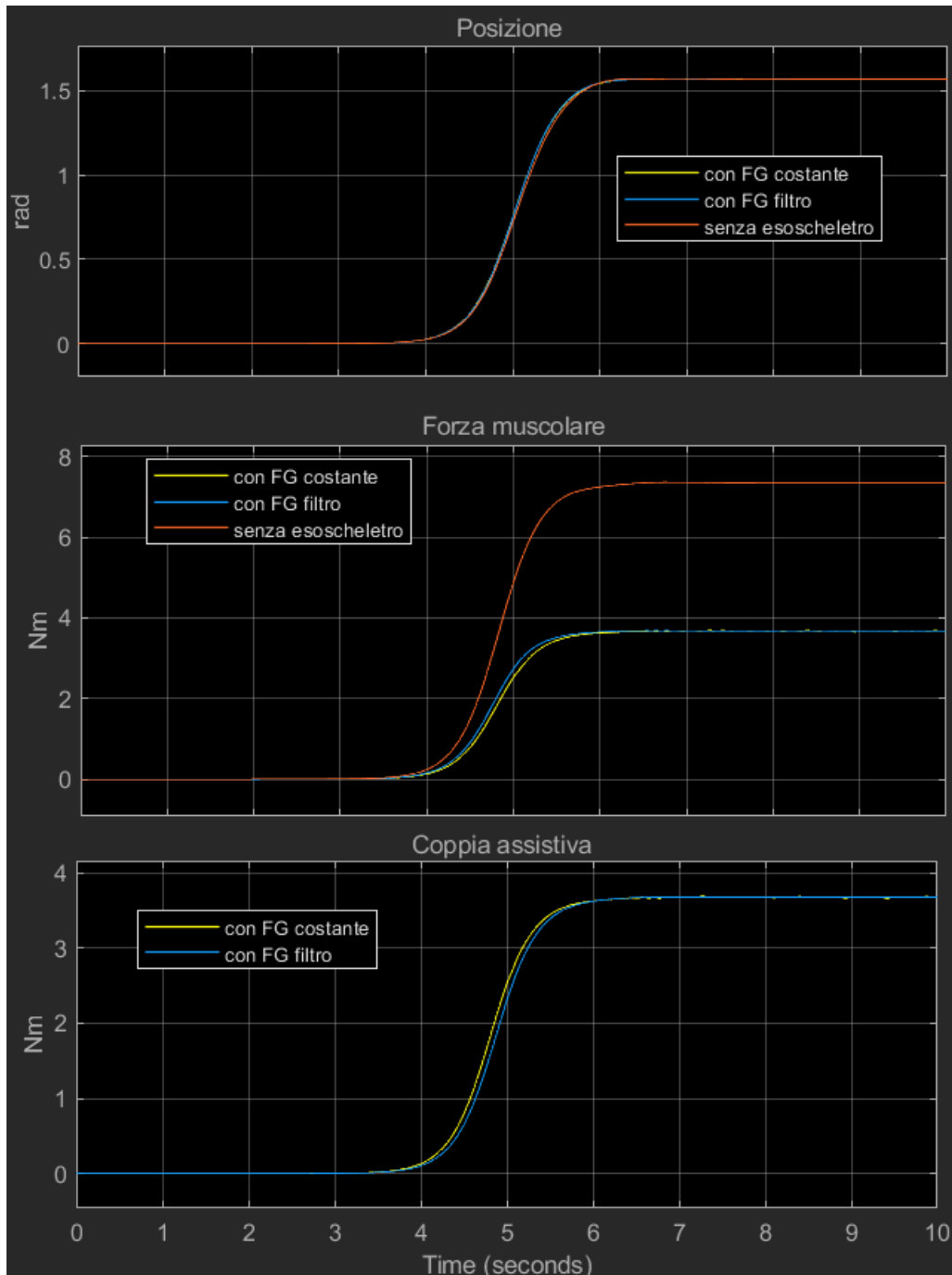


Figura 3.2.2 (a)

La Figura 3.2.2 (a) e (b) mostra gli andamenti di  $y$  (posizione del gomito),  $\tau_H$  (forza muscolare) e  $\tau_A$  (coppia di assistenza) nel caso di GF-filtro e GF-costante (con  $k = 2$ ).

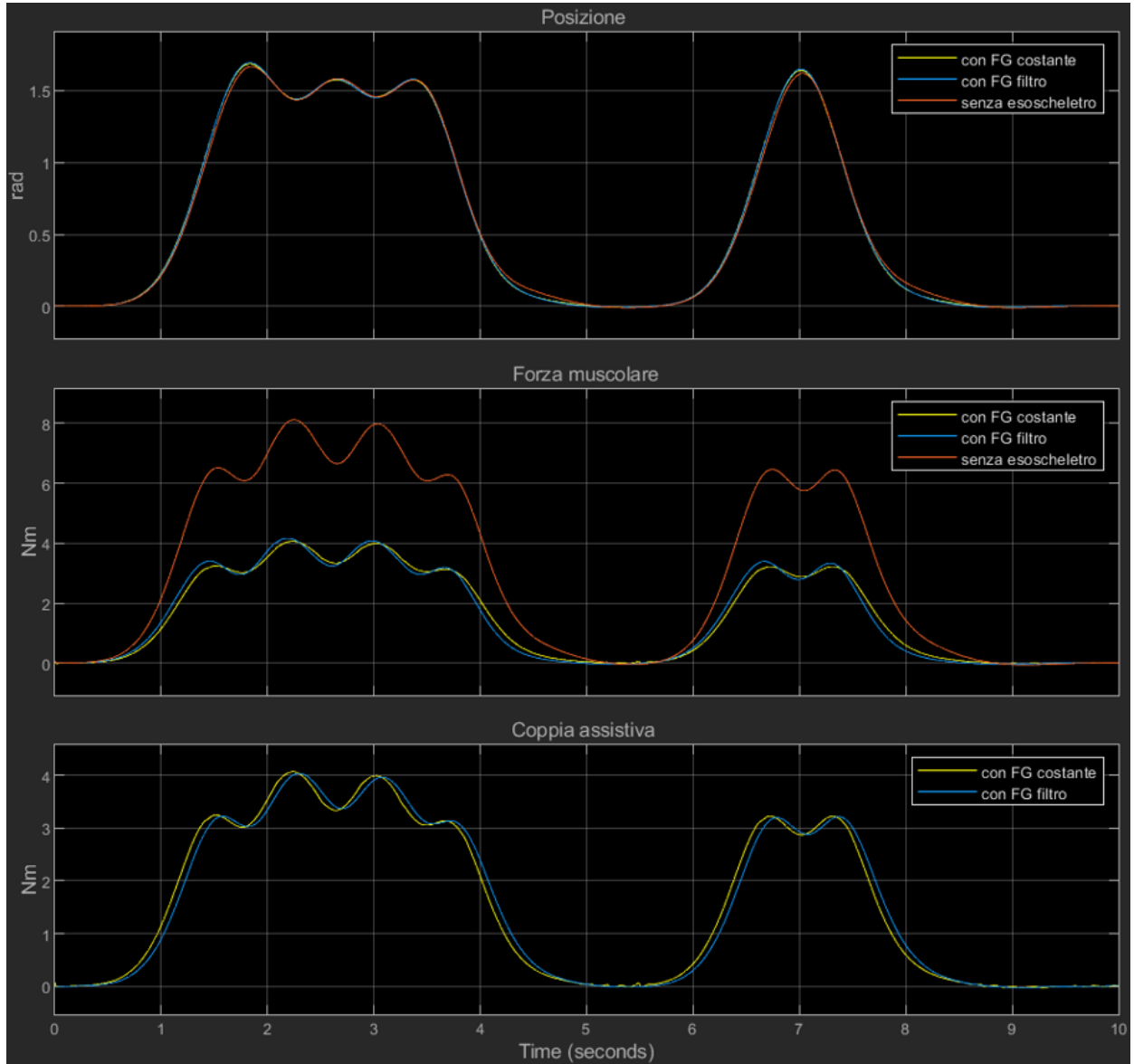


Figura 3.2.2 (b)

In condizioni nominali (parametri del plant supposti perfettamente noti) e senza carico non si apprezzano quindi differenze significative in termini di prestazioni tra le due tipologie di controllo dell'esoscheletro. L'utente è maggiormente assistito al crescere del fattore di assistenza  $A_A$ .

### 3.3 Verifica del comportamento del sistema in presenza di un carico

La presenza di un carico non determina una differenza di performance (rispetto al punto precedente) tra i due tipi di controllo dell'esoscheletro, poiché ha come effetto quello di incrementare semplicemente la massa del sistema. Sono stati effettuati diversi test, simulando fino a un massimo di 15 kg aggiuntivi. L'andamento del segnale di uscita nel complesso è buono [vedi Figura 3.3 (a) e (b)]: il riferimento viene inseguito con un errore che aumenta all'aumentare del carico e al crescere della complessità della traiettoria da seguire (ovvero del movimento da effettuare con l'avambraccio). Quanto ottenuto è in linea con ciò che accade in effetti nella realtà. I risultati in Figura 3.3 sono per GF di tipo filtro.

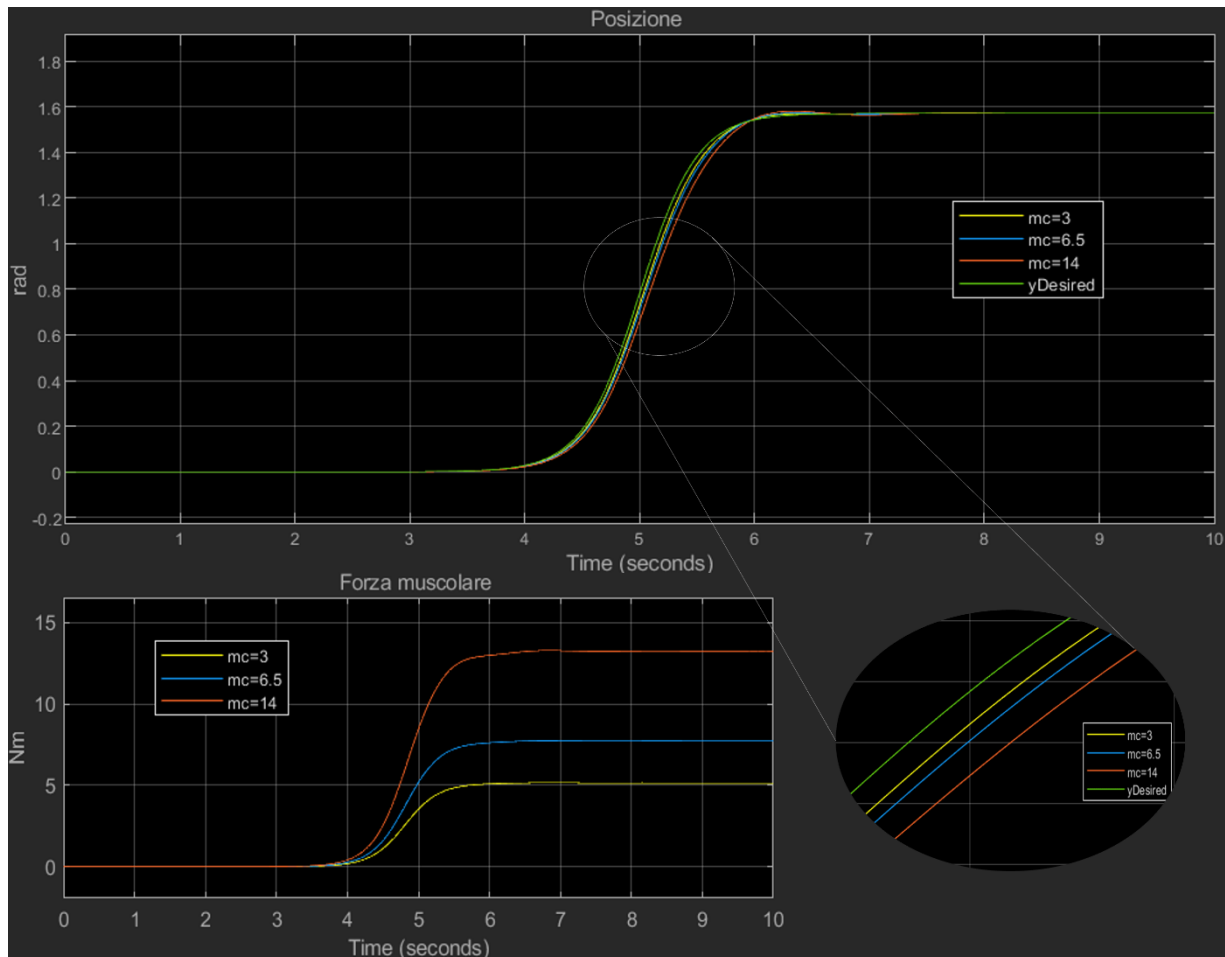


Figura 3.3 (a)

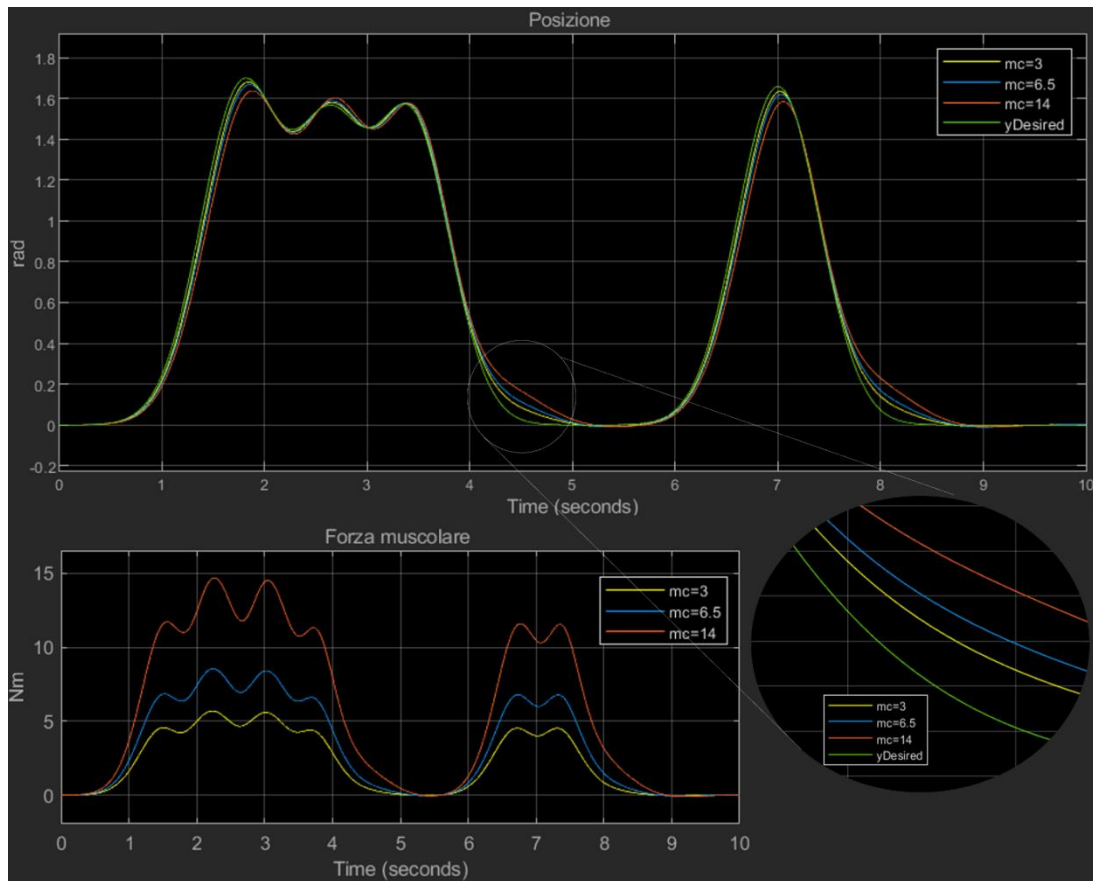


Figura 3.3 (b)

### 3.4 Simulazioni di assistenza con incertezze nel plant

Nelle simulazioni svolte finora, poiché il modello era considerato perfettamente noto, i valori per  $m$  e  $l$  usati nel plant e nello stimatore di coppia coincidevano. In tali condizioni, entrambe le strategie di controllo sono risultate efficaci. Considerevoli e determinanti differenze si apprezzano, invece, nel momento in cui si considerano incertezze nel modello. In questa simulazione sono quindi applicati e confrontati nuovamente i due diversi tipi di GF: GF a guadagno costante con  $k = 2$  e GF di tipo filtro con fattore di assistenza uguale a 2 (sia  $k$  che  $A_A$  sono scelti pari a 2 per garantire la comparabilità dei risultati). Mentre i valori nominali usati nel SCM restano  $M = 4\text{kg}$  e  $L = 0.3\text{ m}$ , nel pendolo (modello del gomito) si scelgono  $m = 2\text{ kg}$  e  $l = 0.15\text{ m}$ . Il plant viene quindi sovrastimato. In Figura 3.4.1 si vede che il sistema diventa instabile se si usa il GF costante (a), mentre quando è applicato il GF di tipo filtro il movimento desiderato è eseguito con successo (b).

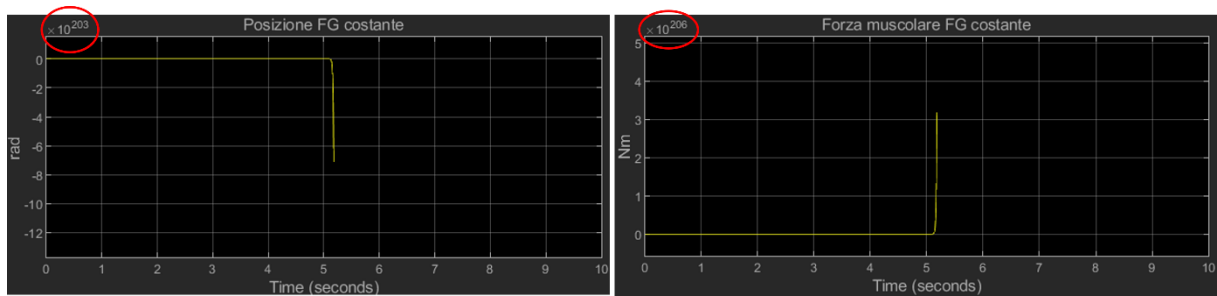


Figura 3.4.1 (a)

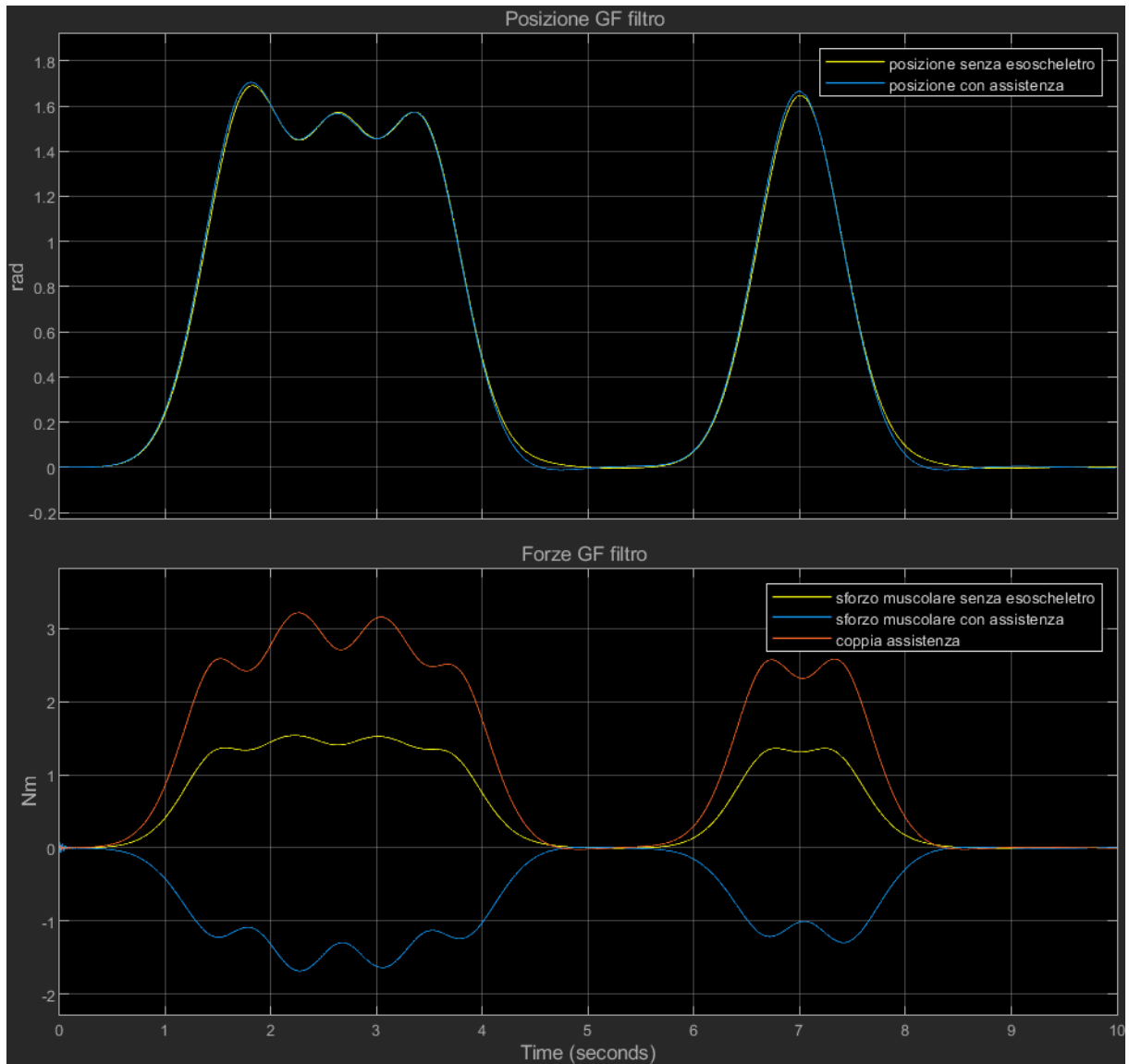


Figura 3.4.1 (b)

Sebbene nel caso di GF-filtro il sistema complessivo risulti stabile, dalla (b) si nota un comportamento particolare della forza muscolare, che sembra essere in controfase, nonostante l'esoscheletro sia in modalità assistiva.

Per approfondire tale aspetto, ho cercato di calcolare il  $\Delta$  moltiplicativo che risulta coi valori di incertezza impostati. La procedura è solo approssimativa. Da (14):

$$\frac{3\hat{t}}{ML^2} - \frac{3gL_c \sin y}{L^2} = \ddot{y}$$

Poiché  $M$  (valore nominale) =  $2m$  e  $L$  (valore nominale) =  $2l$ , sostituendo:

$$\begin{aligned} \frac{3\hat{t}}{(2m)(2l)^2} - \frac{3g2l_c \sin y}{(2l)^2} &= \ddot{y} \\ \frac{3\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2} &= \ddot{y} \end{aligned} \quad (15)$$

Da (5) e (15):

$$\begin{aligned} \frac{3\hat{t}}{ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{l^2} &= \left( \frac{3\hat{t}}{ML^2} - \frac{3gL_c \sin y}{L^2} \right) (1 + \Delta) \\ \frac{3\hat{t}}{ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{l^2} &= \left( \frac{3\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2} \right) (1 + \Delta) \\ \frac{21\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2} &= \left( \frac{3\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2} \right) \Delta \\ \frac{\frac{21\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2}}{\frac{3\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2}} &= \Delta (> 1) \\ 1 + \frac{\frac{18\hat{t}}{8ml^2}}{\frac{3\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c \sin y}{2l^2}} &= \Delta \end{aligned}$$

Studio il caso peggiore, che si ha per  $\sin y = 1$ , poiché deve valere in ogni condizione di funzionamento:

$$1 + \frac{\frac{18\hat{t}}{8ml^2}}{\frac{3\hat{t}}{8ml^2} - \frac{3gl_c}{2l^2}} = 1 + \frac{\frac{6\hat{t}}{8m}}{\frac{\hat{t}}{8m} - \frac{gl_c}{2}} = \Delta$$

Il termine  $\frac{gl_c}{2}$  è trascurabile poiché  $l_c = 0.075$ :  $\Delta \cong 7$

Per l'analisi fatta nel Capitolo 2.3, a bassa frequenza, per un GF di tipo filtro il margine di incertezza è pari a 1.  $\Delta = 7$  è quindi un valore troppo alto. Con i valori utilizzati, la stabilità del controllore dell'esoscheletro non è dunque rispettata (l'espressione (9) non è rispettata), ma il riferimento viene comunque inseguito grazie all'azione stabilizzante del PID (ergo del "cervello"). La  $L(s)$  (funzione di trasferimento di anello aperto) considerata in (7), da cui deriva (9), non comprende infatti il PID. L'andamento in controfase della coppia muscolare che si osserva, in presenza di incertezze, potrebbe trovare spiegazione in questo.

La Figura 3.4.2 mostra l'andamento della forza muscolare al variare di  $\Delta$ : rimane in fase finché  $\Delta < 1$ . Si è aggiunto il termine di incertezza moltiplicativa al plant, come in Figura 2.3.1, mentre i parametri sono stati reimpostati al loro valore nominale.

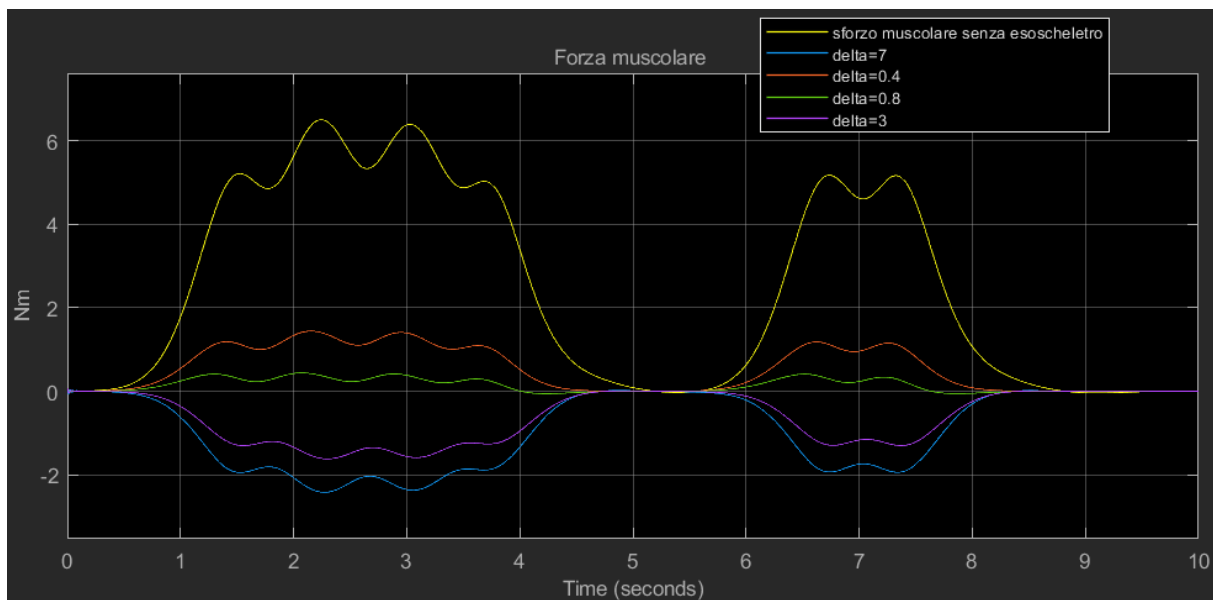
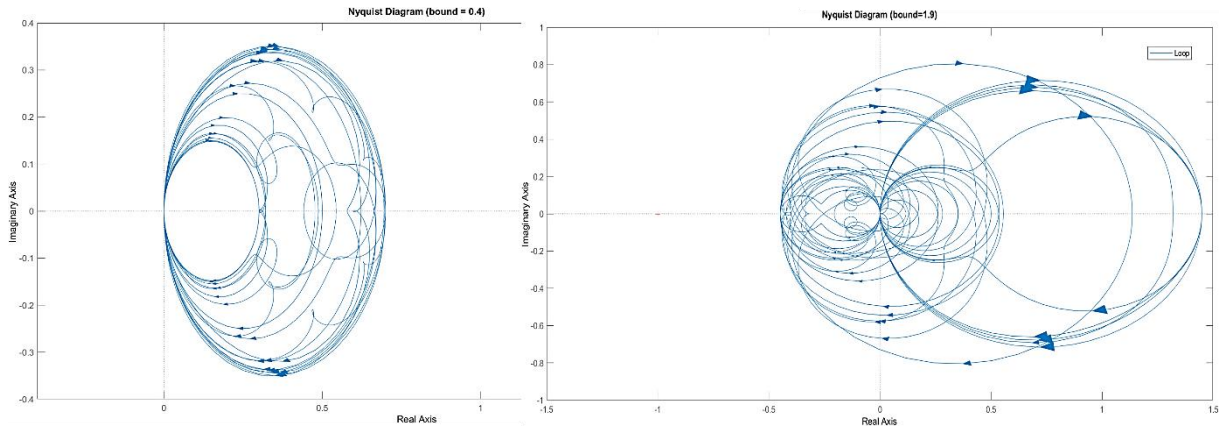


Figura 3.4.2: andamento di  $\tau_H$  al variare di  $\Delta$

Ho anche plottato il diagramma di Nyquist di  $L(s)$  in (7), considerando  $C^*(s)$  come in (11), per diversi valori di  $\Delta$  (Figura 3.4.3). I grafici non circondano mai il punto  $1+0j$ , per ogni  $\Delta$ , solo se si tiene  $\Delta < 1$ . Tali grafici sono stati ottenuti definendo  $\Delta$  in (7) con la funzione `ultidyn` di Matlab (come in Figura 3.4.4), che crea una funzione lineare tempo-invariante, non definita, usata per rappresentare oggetti dinamici sconosciuti di cui sono noti solo alcuni attributi.

Figura 3.4.3



`delta = ultidyn('delta',[1 1], 'Type', 'GainBounded','Bound', 1.9);`

↑ upper bound sull'ampiezza  
 sistema SISO                      valore margine di incertezza

Figura 3.4.4

Nel diagramma di destra, la variabile 'Bound', rappresentativa di  $\Delta$ , è stata impostata a 0.4 e, infatti, i grafici non circondano mai il punto critico. Nel diagramma di sinistra, invece, Bound = 1.9 e il sistema in retroazione risulta instabile per il criterio di Nyquist in alcuni casi.

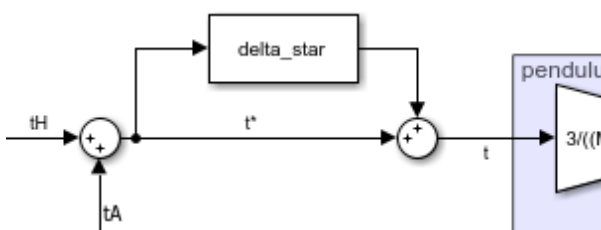


Figura 3.4.5: aggiunta di  $\Delta$  al modello

L'implementazione in Simulink (Figura 3.4.5) della funzione di trasferimento  $\Delta(j\omega)$ , definita come in Figura 3.4.4, è stata ottenuta sfruttando il blocco *Uncertain State Space (Robust Control Toolbox)* e cambiando di volta in volta il valore di

Bound. Poiché la funzione `ultidyn` restituisce un randomico numero di funzioni di trasferimento, aventi un guadagno al massimo pari a Bound, si è ristretto il numero di tali *sample* a uno e si è verificato che il guadagno statico fosse effettivamente quello desiderato in tutti i casi considerati.



La robustezza del GF di tipo filtro rispetto al GF-costante a fronte di incertezze parametriche è apprezzabile, infatti, ad alte frequenze, mentre i segnali di ingresso che sono stati usati ricadono, come detto, all'interno del range di frequenze comunemente associato ai movimenti umani. La Figura 3.4.6 mostra i risultati della simulazione se si considera un riferimento sinusoidale in alta frequenza (anche se non può rappresentare un movimento dall'avambraccio) e le stesse incertezze nel plant, con un GF-filtro. Affinché sia tollerato  $\Delta \cong 7$ , la sinusoide di ingresso deve avere frequenza pari ad almeno 50 Hz (da Figura 2.4.3). Come si evince dal plot, la forza muscolare non risulta in controfase come in precedenza, prova che il loop dell'esoscheletro è stabile anche con un elevato grado di incertezze nel plant.

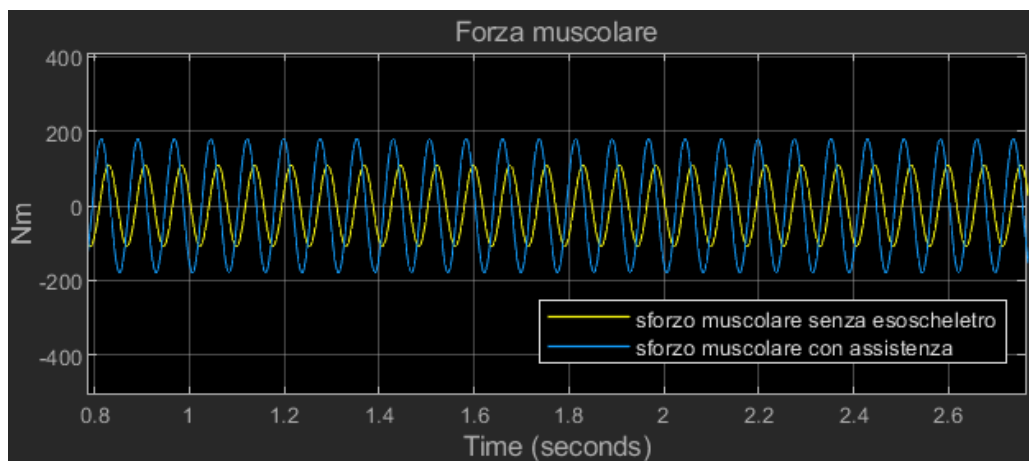


Figura 3.4.6: risposta nel sistema per un ingresso sinusoidale a 50 Hz e plant sovrastimato con GF di tipo filtro

### 3.5 Soppressione dei tremori

Un tremore è un movimento involontario, oscillatorio, ritmico, compiuto da un segmento corporeo rispetto ad un asse di equilibrio. Le informazioni che seguono, riguardanti questo disturbo, sono state tratte da [8] e [9]. Poiché in questo caso di studio si vuole assistere l'articolazione del gomito durante i movimenti, si deve considerare il tremore d'azione, tipologia di tremore che compare come conseguenza di una contrazione muscolare volontaria. Il tremore d'azione può o meno intensificarsi quando si raggiunge l'obiettivo di un movimento e può verificarsi a frequenze molto diverse, ma sempre  $< 13$  Hz. Può essere ulteriormente classificato in tremore posturale e tremore cinetico (semplice o d'azione specifico), come in Figura 3.5.1.:

- Posturale: compare durante il mantenimento di un segmento corporeo in una postura, con l'applicazione di una forza contro la gravità; si verifica a una frequenza di 5-8 Hz.
- Cinetico semplice: compare nell'ultima parte di un movimento verso un bersaglio, ha bassa ampiezza
- Cinetico d'azione-specifico o Intenzionale: compare elettivamente durante l'esecuzione di una specifica attività e peggiora quando viene raggiunto l'obiettivo del movimento; si verifica a una frequenza di 3-10 Hz.

In particolare, il tremore essenziale (TE) rappresenta la più frequente causa di tremore. Può essere di tipo posturale e/o cinetico e di solito interessa gli arti superiori. La frequenza del TE si colloca tra i 4 e i 12 Hz, con ampie sovrapposizioni. Tende, con il passare del tempo, a divenire più ampio e a ridurre la frequenza; la sua severità risulta direttamente correlata alla durata di malattia e non all'età in sé. Per tali caratteristiche, si è scelto, in questa sezione, di considerare il movimento di un paziente affetto da TE.

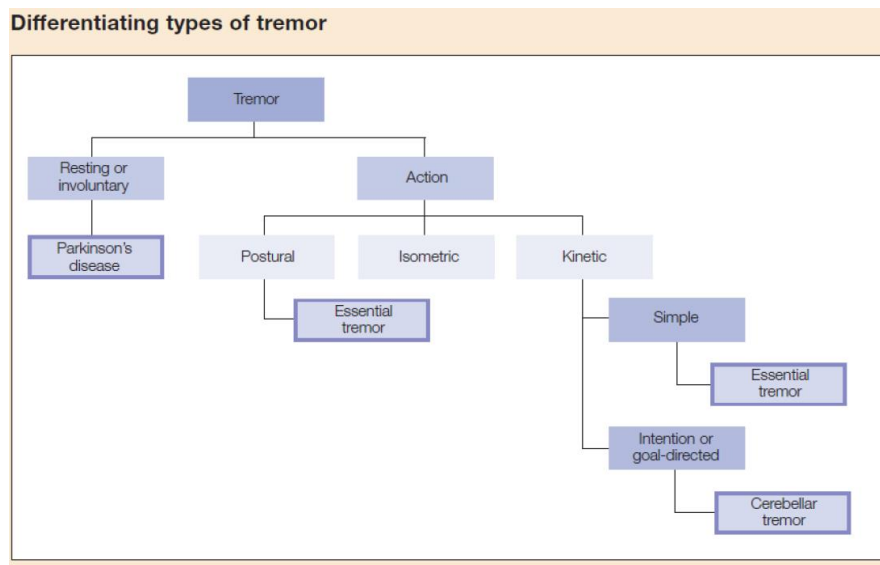


Figura 3.5.1: tipologie di tremore

Per simulare il tremore essenziale durante il movimento è stato sovrapposto al riferimento un ripple sinusoidale a frequenza 10 Hz. La frequenza centrale del filtro di notch [ $\omega_c$  in (13)] è stata quindi impostata a 12 Hz.

Come si osserva dalla Figura 3.5.2, al diminuire del fattore  $R_T$  ( $0 < R_T < 1$ ) l'andamento in uscita è sempre più “pulito”. Poiché per eseguire un movimento molto rapido, come quello affetto da spasmi, è necessaria una coppia elevata, più il tremore viene ridotto, più diminuisce la forza totale ( $\tau_H + \tau_A$ ) che è necessario entri nel sistema, come si evince dalla Figura 3.5.4.

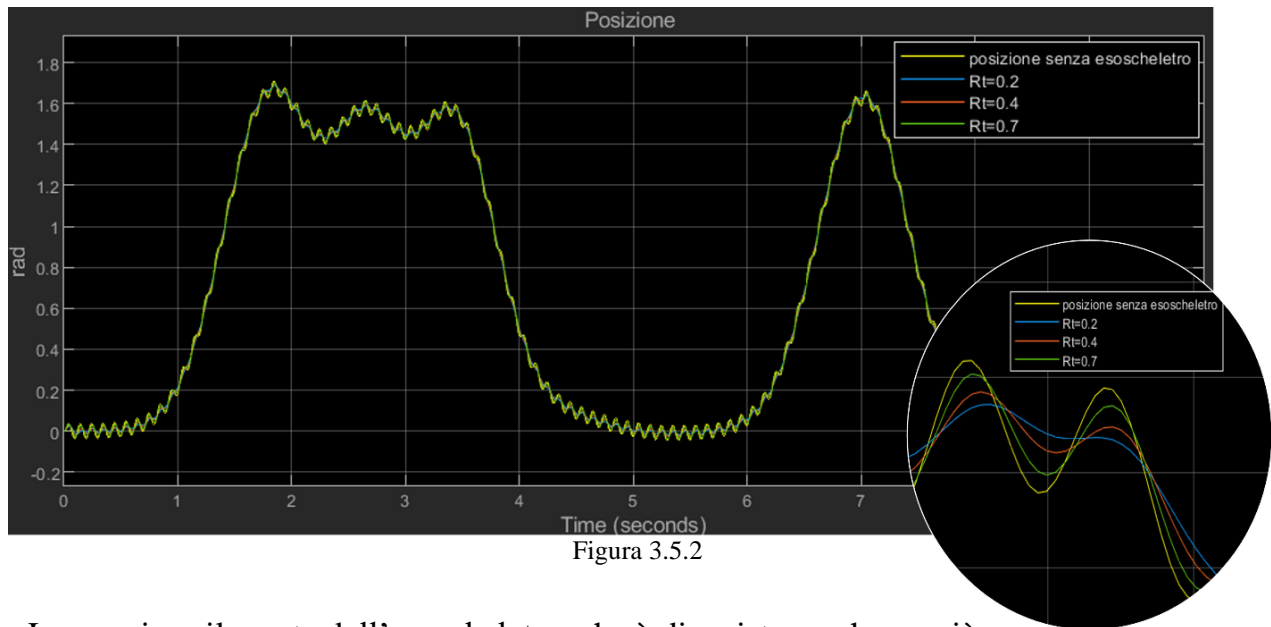
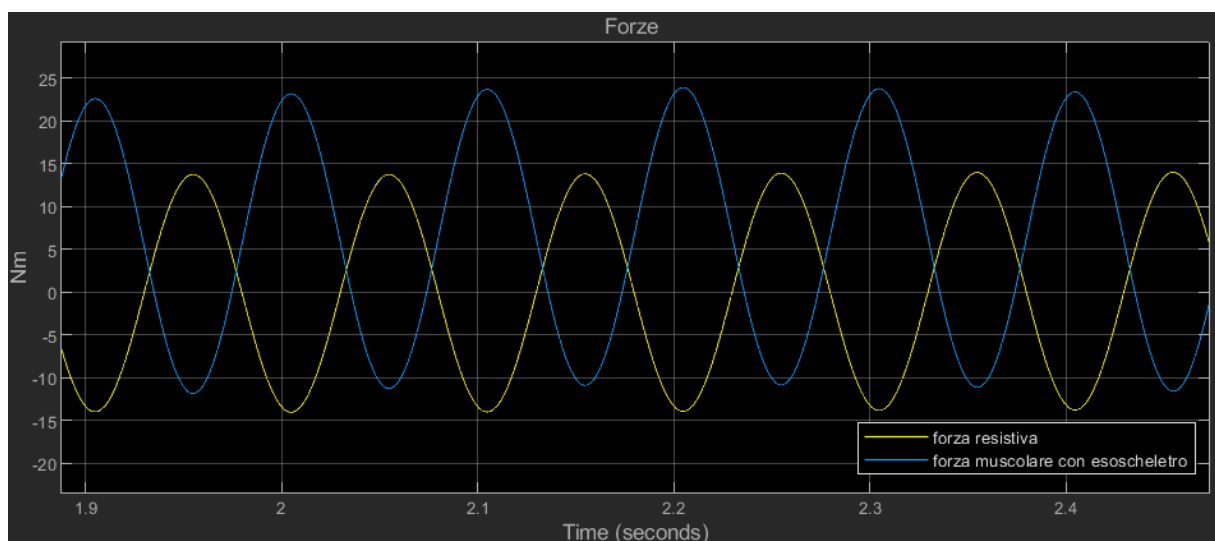


Figura 3.5.2

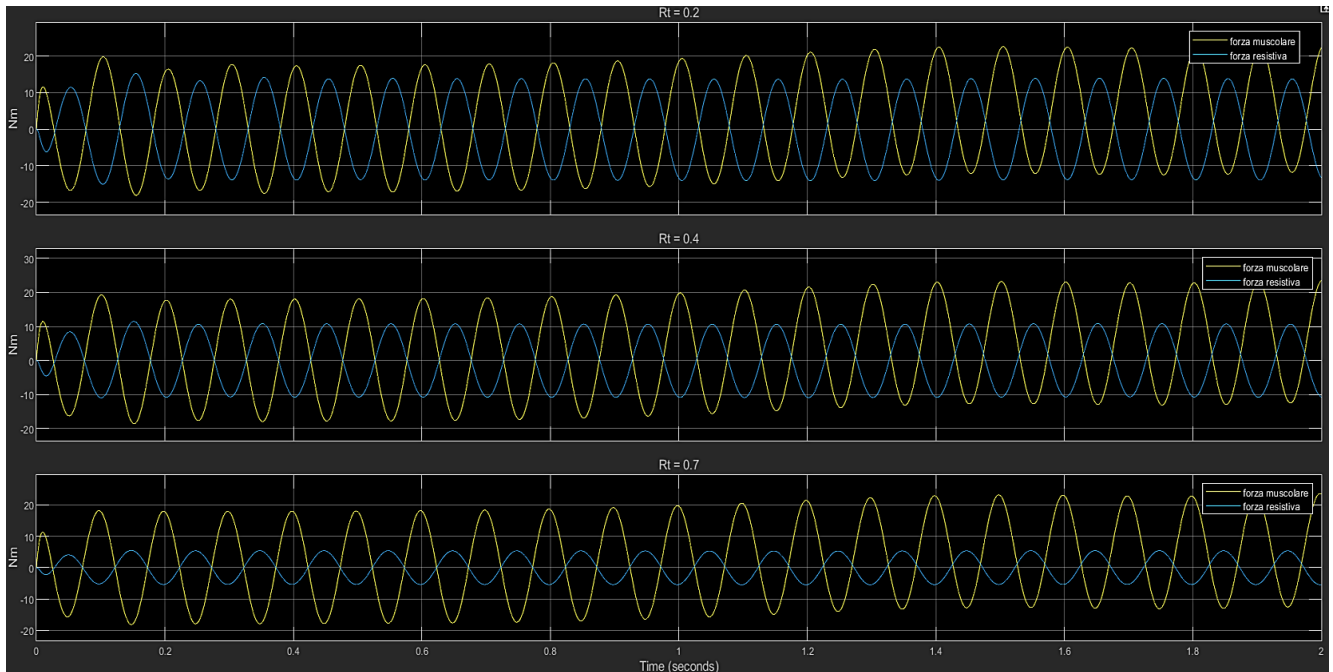
La coppia sviluppata dall'esoscheletro, che è di resistenza, ha perciò fase opposta rispetto a quella prodotta dai muscoli, ma ovviamente diversa ampiezza istante per istante, non dovendosi annullare vicendevolmente, come si vede accanto in Figura 3.5.3.

Figura 3.5.3: la coppia generata dall'esoscheletro ha fase opposta rispetto alla forza muscolare



All'aumentare di  $R_T$  cala la forza resistiva generata dall'esoscheletro (in modulo) e di conseguenza  $\tau_H - |\tau_A|$  aumenta.

Figura 3.5.4: forza di resistenza e corrispettiva forza muscolare al variare di  $R_T$



Il corrispettivo di un filtro di notch nel caso di GF a guadagno costante è scegliere  $k < 1$ : in questo caso, le performance di inseguimento però sono peggiori se ci cerca un abbattimento del tremore più spinto (Figura 3.5.5). Per il caso di movimento affetto da tremori non è stata considerata la presenza di un carico aggiuntivo in quanto non mi sembrava opportuno per la terapia di un soggetto affetto da tale condizione.

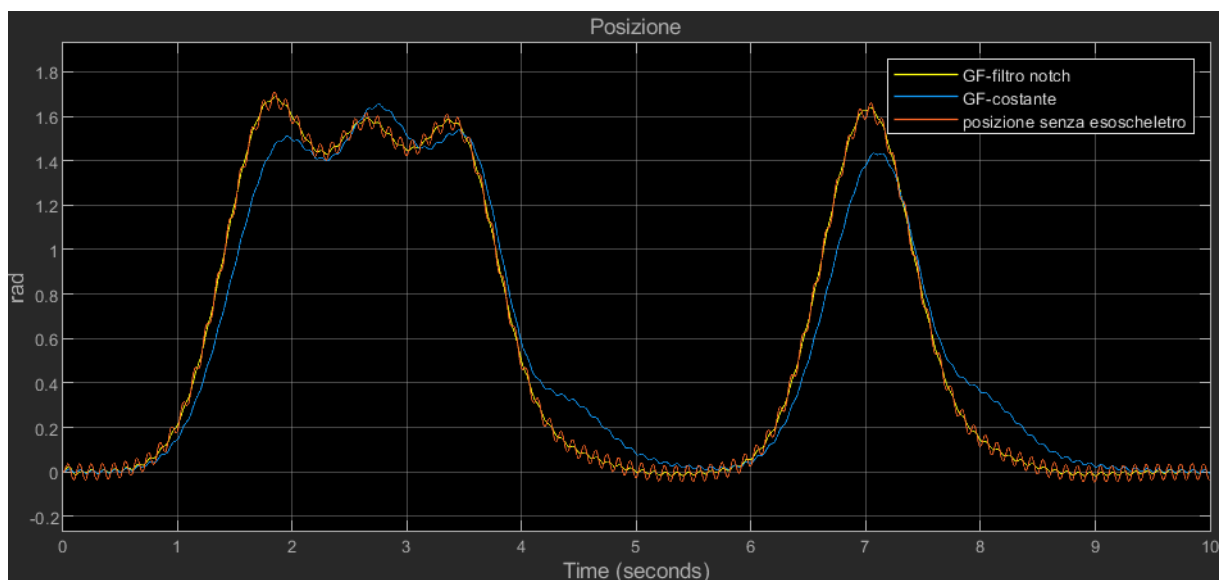


Figura 3.5.5 prestazioni con GF di tipo costante ( $k = 0.2$ ) e con GF di tipo filtro ( $R_T = 0.2$ )

### 3.6 Controllore di coppia

La metodologia di controllo dell'esoscheletro presentata finora non consente però di regolare la coppia muscolare: se desidero controllare il dispositivo in modo da raggiungere un preciso livello di attività del muscolo, è necessario cambiare tecnica. Similmente, come già anticipato, non posso far lavorare esclusivamente l'esoscheletro mantenendo la forza muscolare a zero. Per ottenere questo risultato, in [1] sono stati sfruttati i segnali EMG.

In questo caso, per arrivare ad inseguire un riferimento di coppia mantenendo la struttura generale, si può sostituire il  $K(s)$ , che amplifica/riduce  $\tau_H$ , con un PID tarato in maniera opportuna (vedi Figura 3.6.1).

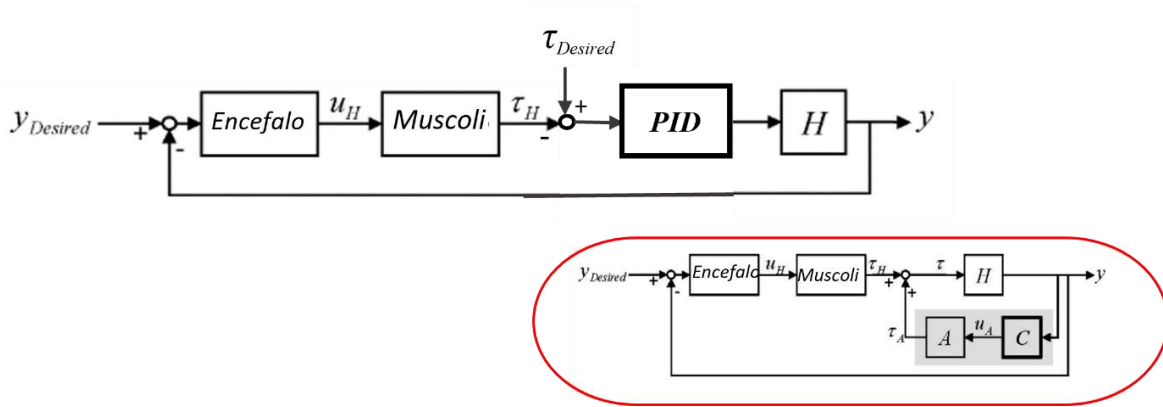


Figura 3.6.1

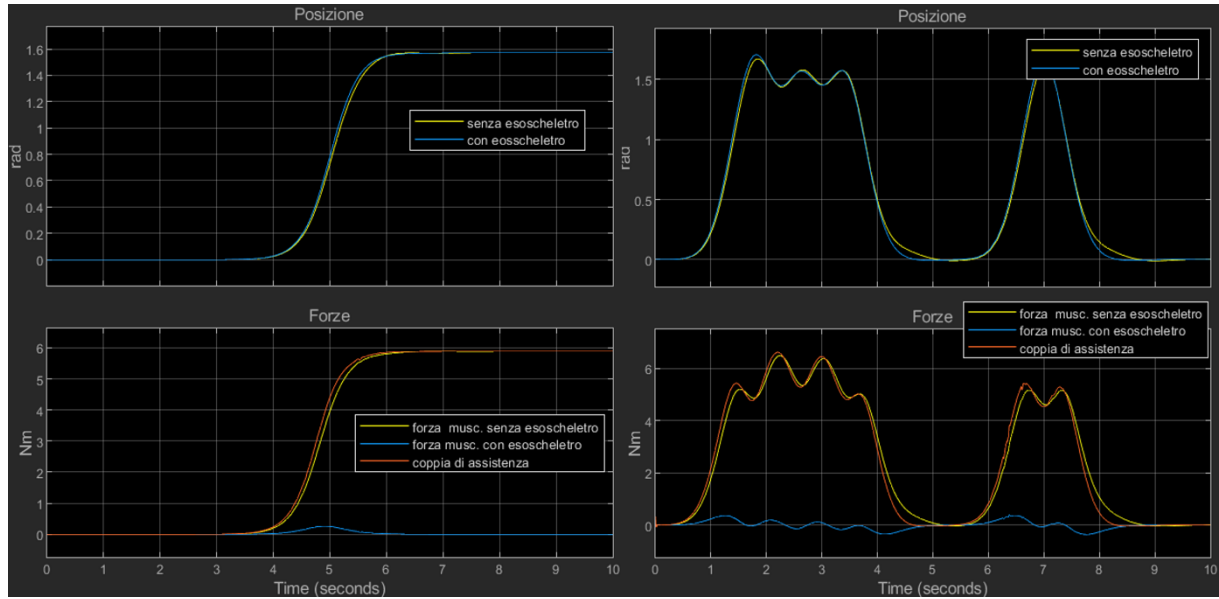
Ripercorrendo i passaggi fatti nel Capitolo 2.2, l'anello di retroazione locale dell'esoscheletro deve essere uguale ad  $H$  seguito dal PID  $\left( \frac{H(s)}{1-C(s)H(s)} = K(s)H(s) \right)$  da cui segue:

$$C(s) = \frac{PID - 1}{PID} H(s)^{-1} \quad (16)$$

In particolare, Il PID è stato tarato sfruttando nuovamente il tool *Closed-Loop PID Autotuner*, le cui peculiarità di funzionamento sono spiegate in Appendice A. Si sono ottenuti i seguenti valori:  $\mathbf{P} = -2.97$ ,  $\mathbf{I} = -22.3$ ,  $\mathbf{D} = -0.0193$ . Dopo un primo transitorio, la forza muscolare si assesta al valore  $\tau_{Desired}$ , mentre l'esoscheletro compensa il lavoro restante. In questo modo, se si imposta  $\tau_{Desired} = 0$ , come si vede in Figura

3.6.2, l'utente non deve effettuare nessuno sforzo per realizzare il moto, che resta totalmente a carico dell'esoscheletro.

Figura 3.6.2: se il riferimento di coppia è nullo,  $\tau_H \approx 0$  e  $\tau_A \approx \tau$



Grazie al controllo di coppia si può quindi eseguire qualunque movimento con l'avambraccio spendendo una prefissata forza. Può essere utile sia per scopi riabilitativi, ad esempio per sottoporre i muscoli del paziente a cicli di contrazioni di intensità via via crescente, sia per ridurre al minimo lo sforzo muscolare dell'utente, nel caso in cui adoperi l'esoscheletro per lavori pesanti. In Figura 3.6.3, è mostrato l'andamento di  $\tau_H$  al variare del riferimento di coppia  $\tau_{Desired}$ . Si è considerato un peso aggiuntivo ( $m_C$ ) di 12 kg a dimostrazione del fatto che le performance risultano buone anche in presenza di carichi.

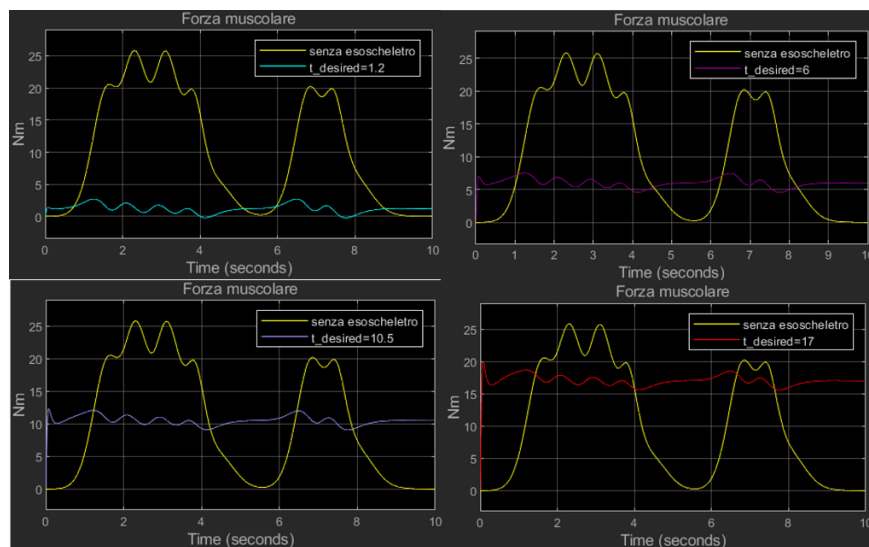


Figura 3.6.3

## Conclusioni

In questa tesi, sono state analizzate delle metodologie di controllo per esoscheletri, simulando i risultati ottenuti nel caso di assistenza del gomito. Il controllore è stato progettato sulla base di un Guadagno Fittizio (GF), come proposto in [3], che si suppone interagisca col sistema di *motion control* del corpo umano. Per l'analisi di tale sistema, il “cervello” è stato rappresentato da un PID stabilizzante seguito dal GF. La grandezza del GF è stata selezionata in base alla quantità richiesta di assistenza o resistenza. Inoltre, è stato dimostrato che il GF può essere riprogettato come un filtro passa basso per una migliore robustezza soprattutto alle alte frequenze. Sulla base dell'GF così modellato, è stato ottenuto il controllore dell'esoscheletro  $C(s)$ , che ne implementa gli effetti nei sistemi esoscheletrici. Lo studio è composto da due fasi principali:

- 1) il progetto dello stimatore di coppia articolare
- 2) il progetto del guadagno fittizio

In questa tesi sono state presentate diverse tipologie di progetto del GF, e del controllore dell'esoscheletro di conseguenza. È stato applicato il metodo della dinamica inversa per stimare il momento sviluppato dall'articolazione del gomito. Le caratteristiche dei metodi di controllo proposti, come le prestazioni e la robustezza, sono state discusse e verificate mediante simulazioni. I segnali EMG possono essere utilizzati come misura dell'effetto di assistenza. Infine, è stato anche studiato un controllore di coppia che ha lo scopo di far convergere la coppia muscolare sviluppata durante il movimento a un valore desiderato.

## Appendice A

### *Closed-Loop PID Autotuner*

Il blocco *Closed-Loop PID Autotuner* di Simulink (Figura A, libreria *Simulink Control Design*) consente di tarare un PID in tempo reale per il controllo di un impianto fisico. Tuttavia, il processo di taratura richiede di avere già un controllore PID iniziale che garantisca la stabilità del sistema in retroazione. L'impianto rimane sotto il controllo ad anello chiuso del PID iniziale durante l'intero processo di *autotuning*. Questo *tool* può regolare il PID per ottenere una larghezza di banda e un margine di fase specificati. Se si dispone di un prodotto di generazione di codice come Simulink Coder, è possibile generare il codice che implementa l'algoritmo di ottimizzazione sull'hardware, consentendo la taratura del PID in tempo reale con o senza utilizzare Simulink per gestire il processo di autotuning. Se si dispone di un impianto modellato in Simulink e di un controllore PID iniziale, è possibile eseguire l'autotuning ad anello chiuso del PID sull'impianto modellato. In questo modo è possibile visualizzare in anteprima la risposta dell'impianto e aggiustare di conseguenza i parametri del PID prima di regolare il controllore in tempo reale. A differenza del blocco *Open-Loop PID Autotuner*, l'anello di controllo rimane chiuso durante la taratura, aiutando a mantenere il funzionamento sicuro dell'impianto durante l'esperimento di stima. È possibile utilizzare il blocco *Closed-Loop PID Autotuner* per la taratura di un PID per:

- qualsiasi plant stabile
- qualsiasi plant (sia modellato in tempo continuo che discreto) con uno o più integratori (caso del pendolo) o una o più coppie di poli puramente immaginari



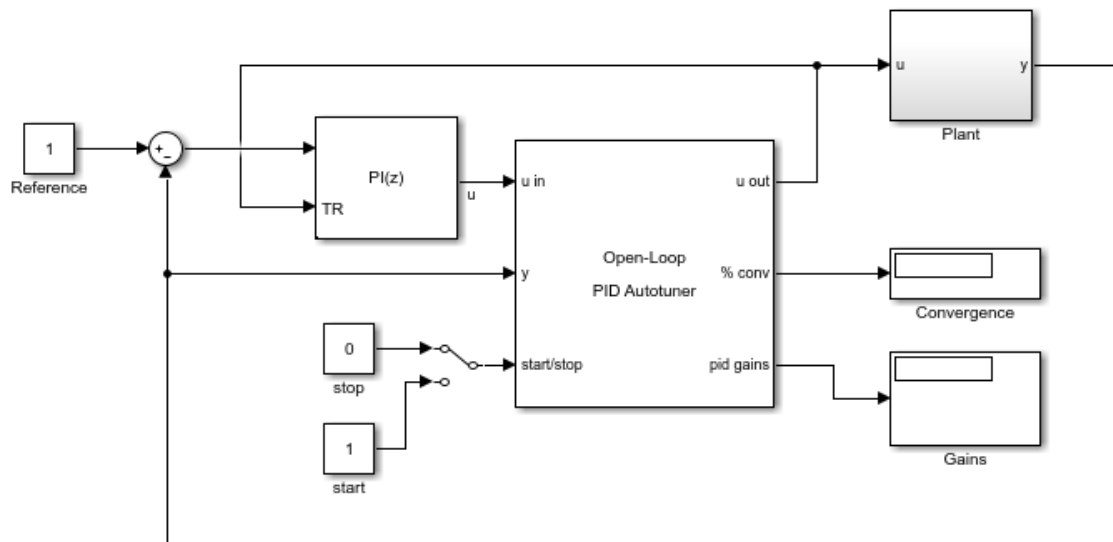


Figura A

IL segnale di controllo  $u$  del PID viene immesso nella porta  $u-in$  dell'Autotuner, mentre la porta  $u-out$  alimenta l'ingresso di controllo dell'impianto. Prima di iniziare il processo di autotuning, l'autotuner invia il segnale di controllo  $u$  del PID direttamente da  $u-in$  a  $u-out$  e al plant. In tale stato, il PID Autotuner non ha alcun effetto sul comportamento del sistema o del controllore. Durante il processo di autotuning, il *tool* inietta segnali di test all'ingresso dell'impianto e misura la risposta in  $y$ . Il segnale di avvio/arresto controlla l'inizio e la fine del processo di autotuning. Al termine dell'esperimento, vengono calcolati i guadagni del PID in base alla risposta in frequenza stimata del sistema e agli obiettivi di ottimizzazione specificati, e restituiti sul display *Gains*. Se si sceglie di configurare il segnale di avvio/arresto come un interruttore manuale, il processo va fatto terminare quando il segnale all'uscita *%Convergence* si stabilizza vicino al 100%. Se invece il segnale di avvio/arresto è stato impostato per iniziare e terminare l'esperimento automaticamente in momenti specifici, è bene che la simulazione perduri fino alla fine.

## Bibliografia e Sitografia

- [1] Meattini, R., Chiaravalli, D., Hosseini, M., Palli, G., Paik, J., & Melchiorri, C. (2020, October). Robotic Muscular Assistance-As-Needed for Physical and Training/Rehabilitation Tasks: Design and Experimental Validation of a Closed-Loop Myoelectric Control in Grounded and Wearable Applications. In *International Workshop on Human-Friendly Robotics* (pp. 16-30). Springer, Cham.
- [2] Blaya, J. A., & Herr, H. (2004). Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 12(1), 24-31.
- [3] Kong, K., & Tomizuka, M. (2009). Control of exoskeletons inspired by fictitious gain in human model. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 14(6), 689-698.
- [4] Kazerooni, H., Racine, J. L., Huang, L., & Steger, R. (2005, April). On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). In *Proceedings of the 2005 IEEE international conference on robotics and automation* (pp. 4353-4360). IEEE.
- [5] M. B. I. R. M. A. B. M. A. A. A. B. K. C. T. G. C. Rubana H. Chowdhury, «PMC-U.S. National Institutes of Health's National Library of Medicine,» Settembre 2013. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3821366/>.
- [6] M. H. M.-Y. M.B.I. Raez, «PMC- US National Library of Medicine,» 26 Marzo 2006. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1455479/>.
- [7] Kong, K., Bae, J., & Tomizuka, M. (2009). Control of rotary series elastic actuator for ideal force-mode actuation in human–robot interaction applications. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 14(1), 105-118.
- [8] H. A. Gonzalez-Usigli, «Manuale MSD-Versione per i professionisti,» Maggio 2020. [Online]. Available: <https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/malattie-neurologiche/disturbi-del-movimento-e-cerebellari/tremore>.
- [9] D. Ghianda, «Il punto (sul trattamento) del Tremore,» 2013.