POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica orientamento Automazione

Tesi di Laurea Magistrale

Progettazione e controllo di un esoscheletro industriale azionato con motori brushless



Relatore e Correlatori

Raparelli Terenziano
Eula Gabriella
Mazza Luigi
Mala Riccardo
Pontin Marco

Candidato

Campisi Paolo

Sommario

ABSTRA	NCT	4
INTROD	DUZIONE	5
1.1	Obiettivi	5
1.2	Classificazione degli esoscheletri	5
1.3	Storia e Stato dell'Arte	8
CAPITO	LO 2	22
2.1	Regolazione antropometrica	22
2.2	Progetto leg link	28
2.3	Progetto telaio posteriore (back frame)	29
CAPITO	LO 3	31
3.1	Analisi cinematica del piegamento	31
3.2	Analisi dinamica del piegamento	39
CAPITO	LO 4	49
4.1	Assemblato esoscheletro	49
4.2	Dimensionamento dei componenti	54
4.2.	.1 MOTORE ELETTRICO	54
4.2.	.2 FRIZIONE	56
4.2.	.3 RIDUTTORE ARMONICO	57
4.2.	.4 BATTERIA DI ALIMENTAZIONE	60
CAPITO	LO 5	61
5.1	Modello motore elettrico	61
5.2	Logica e realizzazione controllo	67
CAPITO	LO 6	75
6.1	Simscape Multibody ™	75
6.2	Modello Simscane Multibody™ uomo	Q1

6.3	Modello Simscape Multibody ™ uomo con esoscheletro	85
CAPITO	OLO 7	91
7.1	Conclusioni	91
7.2	Sviluppi futuri	92
Bibliog	ırafia	93
Sitogra	afia	95
Append	dice	96
Rinara	ziamenti	98

ABSTRACT

Gli obiettivi di questo elaborato sono lo studio, il progetto e la realizzazione del controllo di un esoscheletro attivo per applicazioni industriali. In esso, un attuatore elettrico si occupa di riprodurre il lavoro dell'articolazione dell'anca. Infatti, questo dispositivo deve fornire un aiuto ai lavoratori in caso di flessione ed estensione del tronco, lasciando la possibilità all'operatore di camminare liberamente se necessario.

Il lavoro sviluppato è frutto di uno studio molto approfondito dei robot indossabili disponibili in letteratura, i quali hanno portato ad avere un'ampia visione dello stato dell'arte, così da comprendere il problema di partenza e impostare un obiettivo di progettazione per sviluppare una soluzione ottimale per realizzarlo.

Tale studio è seguito dalla progettazione della struttura meccanica prestando particolare attenzione alle regolazioni antropometriche per rendere il robot indossabile da una quantità di persone più ampia possibile e, successivamente, dal dimensionamento dei componenti necessari al funzionamento dell'attuatore elettrico.

La scelta dell'unità di attuazione tiene conto sia dei movimenti da seguire durante il lavoro e la flessione dell'operatore, sia della libertà delle gambe dell'uomo durante la camminata normale.

Nella seconda parte dell'elaborato è realizzato un'analisi approfondita della cinematica e della dinamica del piegamento, con l'obiettivo principale del calcolo della coppia all'anca necessaria a stabilire l'equilibrio statico. Tale coppia, viene erogata per il 30% dal sistema di attuazione elettrico così da fornire un ausilio all'operatore durante il piegamento completo.

Il documento si conclude con la presentazione del modello del motore elettrico realizzato e della logica di controllo sviluppata mediante degli studi in MatlabTM, sia attraverso l'interfaccia SimulinkTM che Simscape MultibodyTM, inoltre, è presente una sezione dedicata agli sviluppi futuri della ricerca sperimentale.

INTRODUZIONE

1.1 Obiettivi

L'obiettivo di questo elaborato è quello di analizzare, studiare e progettare un dispositivo che sia in grado di aiutare un operaio in un'industria sostenendo parte del peso superiore del corpo attraverso un sistema di attuazione elettrico sul giunto d'anca. Questo dispositivo dev'essere in grado di fornire aiuto per movimenti particolari, per ridurre l'affaticamento del tronco durante il piegamento, e soprattutto fungendo da sostegno quando un operaio ha la necessità di lavorare per un periodo di tempo in posizione flessa.

È stato dimostrato che l'affaticamento muscolare ha un impatto negativo sui lavoratori, perché porta l'individuo a compiere dei movimenti errati e ad una diminuzione dell'efficienza di lavoro.

La progettazione dell'esoscheletro indossabile è effettuata con particolare attenzione alla geometria, al design includendo le regolazioni antropometriche per far sì che, il dispositivo sia indossabile al maggior numero possibile di individui.

Nella seconda parte dell'elaborato, dopo aver concluso la progettazione del dispositivo, l'obiettivo principale è la realizzazione di un controllo efficiente dell'esoscheletro attivo e di un'interfaccia funzionale tra l'uomo e il dispositivo indossabile.

1.2 Classificazione degli esoscheletri

Un esoscheletro è un dispositivo indossabile, che attraverso un sistema elettrico, pneumatico o idraulico può portare al movimento di un arto o all'aumento della forza di azione di un individuo e funge da ausilio in tutti i sensi.

I punti fondamentali per la realizzazione di un dispositivo sono i giunti del corpo umano: alla caviglia, all'anca, al ginocchio e al tronco.

La distinzione degli esoscheletri può essere effettuata rispetto a diversi aspetti riguardanti la loro principale funzione, e le varie divisioni si possono contraddistinguere in base:

- alle parti del corpo movimentate (possono essere a corpo pieno, oppure applicati solo agli arti);
- al sistema di attuazione (possono essere attivi o passivi);
- alla mobilità (sistema fisso o mobile);
- al sistema di controllo (classificati in base all'interfaccia macchina-uomo).

Può essere fatta un'altra classificazione degli esoscheletri in base al loro utilizzo, infatti possono essere divisi in:

- esoscheletri per uso militare;
- esoscheletri per uso medico;
- esoscheletri per applicazione industriale.

Gli esoscheletri per uso militari sono dei robot potenzianti, infatti hanno l'obiettivo di aumentare le capacità umane, in particolare in termini di forza e resistenza per esempio utilizzati tipicamente per il trasporto di carichi pesanti.

Gli esoscheletri per uso medico possono essere robot di riabilitazione usati tipicamente in combinazione con altri strumenti come computer e tapis roulant, oppure possono essere robot indossabili dall'utente senza un apparato di supporto. Questi ultimi possono essere utilizzati sia in un ospedale che in casa, e forniscono all'utente un aiuto per riacquisire alcune capacità perdute o per agire come supporto e protezione per lo svolgimento di alcuni movimenti particolari. Nella categoria degli esoscheletri per uso medico possono essere inseriti anche i robot di assistenza; robot passivi che hanno la funzione di sicurezza e inducono l'individuo ad eseguire movimenti corretti.

Gli esoscheletri per applicazione industriale costituiscono il campo di applicazione più giovane e innovativo. Alcune aziende importanti hanno recentemente intrapreso questa strada, realizzando dei robot indossabili per aiutare i lavoratori al fine di aumentare l'efficienza del loro lavoro e allo stesso tempo migliorare le condizioni. In questa categoria possono essere inseriti i robot potenzianti che permettono di aumentare la resistenza umana legata alla fatica e permettono di svolgere un sollevamento di carichi in modo agevolato.

Ma, come già anticipato precedentemente, la differenza sostanziale tra due esoscheletri è nel sistema di attuazione. Negli esoscheletri passivi non vi è alcun sistema di attuazione, ci sono degli elementi (molle) che permettono l'immagazzinamento dell'energia e il rilascio viene utilizzato per aiutare il soggetto. Non avendo un sistema di attuazione in questa tipologia di robot è impossibile avere un controllo programmato del sistema di risposta dell'esoscheletro rispetto alla richiesta dell'individuo, infatti non è possibile definire una specifica percentuale di lavoro da far svolgere all'esoscheletro. Negli esoscheletri attivi, invece, almeno uno dei giunti del robot è azionato in modo elettrico.

Negli esoscheletri attivi, invece, almeno uno dei giunti del robot è azionato in modo elettrico, pneumatico o idraulico, al fine di fornire una forza o una coppia esterna della quale l'individuo possa usufruire per l'applicazione richiesta. Questi robot hanno necessariamente bisogno di un sistema di controllo adeguato, con minimi tempi di risposta e che fornisca esattamente ciò che l'utente chiede. Il sistema di controllo da implementare può essere in open-loop o in closed-loop, per quest'ultimo è necessario un adeguato sistema di sensori.

Sono stati realizzati anche degli esoscheletri ibridi in cui vengono messi insieme parti attive e parti passive.

Tornando alla differenza sui sistemi di attuazione, si può fare una piccola digressione analizzando vantaggi e svantaggi degli attuatori usati nell'automazione e che sono applicati maggiormente nella realizzazione di esoscheletri attivi [27].

TIPO	VANTAGGI	SVANTAGGI		
Elettrico	Facilità di alimentazione e	Complessa regolazione della		
	trasmissione dell'energia.	forza e della velocità.		
	Velocità di rotazione alta.	Necessità di riduttore per ottenere		
	Buona precisione e ottima	coppie alte.		
	dinamica nel posizionamento.	Inquinamento elettromagnetico.		
	Assenza di perdite inquinanti.	Limitazioni di utilizzo in ambienti		
	Collegamenti semplici.	esplosivi e deflagranti		
Pneumatico	Funzionamento semplice e	Necessità di impianto di		
	affidabile.	compressione.		
	Completa compatibilità in	Rumorosità del compressore e		
	ambienti esplosivi e deflagranti.	degli sfiati dell'aria compressa.		
	Assenza di perdite inquinanti.	Forza e coppie massime limitate.		
	Velocità di rotazione molto alta.	Necessità di riduttore per ottenere		
	Semplice regolazione della forza	coppie alte.		
	(coppia) e della velocità.	Bassa precisione e dinamica nei		
	Collegamenti semplici.	sistemi di posizionamento.		
Oleodinamico	Rapporto peso/potenza molto alto.	Necessità di centrale		
	Forza e coppia massime molto	oleodinamica.		
	alte.	Rumorosità della centrale		
	Possibilità di utilizzo in ambienti	oleodinamica.		
	esplosivi e deflagranti.	Perdite inquinanti.		
	Buona precisione e dinamica nei	Velocità di movimento lineare		
	sistemi di posizionamento.	bassa.		
	Semplice regolazione della forza	Velocità di rotazione bassa.		
	(coppia) e della velocità.	Collegamenti complessi.		

Dopo aver effettuato quest'ampia classificazione degli esoscheletri e degli attuatori non entrando troppo nei particolari, è possibile definire i robot trovati in letteratura. Nel prossimo paragrafo verrà fornita una visione generale di quello che è già stato realizzato nel campo degli esoscheletri indossabili, focalizzandosi sul progresso e sulle parti che sono risultate interessanti per la progettazione e lo svolgimento dell'esoscheletro realizzato in questo elaborato.

1.3 Storia e Stato dell'Arte

L'esoscheletro è una struttura elettromeccanica che viene indossata e abbinata alle funzioni del corpo umano; attraverso l'uso di questo robot si può aumentare la capacità delle articolazioni, dei muscoli e di parti umane non utilizzabili a causa di malattie o altro. La caratteristica più importante da sfruttare è il poter unire la potenza della macchina con l'intelligenza umana, infatti l'esoscheletro dev'essere in grado di svolgere il suo lavoro funzionando in parallelo con il corpo umano [22].

Il primo esoscheletro è stato progettato negli anni '60 dall'esercito americano e General Electric per aumentare l'abilità dell'uomo per scopi militari. L'Hardiman era un esoscheletro formato in realtà da una serie di esoscheletri sovrapposti indossati da un operatore umano, è stata utilizzata un'architettura di tipo master-slave la quale permetteva di creare un rapporto tra componenti hardware per la manipolazione di apparecchiature radioattive [19]. Questo dispositivo era alimentato da un sistema elettroidraulico e doveva aumentare la forza del soldato che lo indossa facendogli sollevare un peso molto elevato. Purtroppo, però, il progetto non è riuscito a causa delle risposte troppo lente agli input degli utenti o con movimenti violenti e incontrollati.



Figura 1. 1965-71 - G.E. Hardiman I Exoskeleton [19]

A partire dagli anni '70 la ricerca si è concentrata anche sul campo medico, cercando di soddisfare tutte le esigenze delle persone con problemi fisici, soprattutto per aiutarli nella riabilitazione. I problemi più importanti riscontrati durante la progettazione sono legati alla difficoltà di diminuire il peso della struttura, all'affidabilità dell'esoscheletro soprattutto riguardo alla diminuzione dei tempi di risposta, e all'aumento dell'efficienza. Alcuni di questi problemi non sono stati ancora risolti tutt'ora, ma sono stati compiuti passi sostanziali portando l'uso dell'esoscheletro anche nel campo industriale negli ultimi anni.

Cercando di fornire una panoramica ampia e dettagliata degli esoscheletri esistenti si possono analizzare gli esoscheletri che sono progettati per essere indossati in tutto il corpo distinguendo quelli per attività estreme o per applicazione industriale e quelli per riabilitazione. L'hardware progettato per le attività estreme deve essere con una sorgente di potenza in gradi di essere trasportata in modo tale che il dispositivo sia un'unità completamente autonoma.

Il primo dispositivo su cui è importante focalizzare l'attenzione è l'esoscheletro degli arti inferiori di Berkeley (BLEEX). È un esoscheletro in grado di aumentare la forza umana con un sistema robotico che consente all'operatore di trasportare dei carichi significativi, senza l'uso di energia esterna [1]. Il sistema include 7 gradi di libertà, i segmenti delle gambe sono collegati con giunti rotanti a 3 gradi di liberà (2 azionati sull'anca e 1 sul ginocchio) su ciascun ginocchio e altri giunti rotanti con 3 gradi di libertà sulle caviglie, un alimentatore e un telaio simile ad uno zaino. La struttura dell'esoscheletro è rigidamente collegata ai piedi e al tronco di chi la indossa in modo tale che il telaio del dispositivo scarichi le forze di reazione al carico direttamente a terra.



Figura 2. Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) [8]

La progettazione dell'esoscheletro è stata realizzata con i requisiti di coppia e potenza analizzati dal movimento umano di un individuo di 75 kg che cammina alla velocità di 1,3 m/s. BLEEX utilizza un sistema di azionamento idraulico, poiché per l'elevato rapporto potenza/peso non è possibile usare dei motori elettrici. Gli attuatori idraulici utilizzati sono commerciali, a doppia azione e di piccolo diametro, che funzionano a 6,9 MPa. Durante la sperimentazione del dispositivo il sistema di azionamento idraulico ha mostrato perdite di pressione significative tra le servovalvole quando è richiesta una pressione inferiore rispetto a quella del sistema.

Dalle analisi del gruppo di BLEEX, complessivamente si è visto che la struttura ha bisogno di una potenza idraulica di 2,27 kW e 220W di energia elettrica per adattarsi all'arrampicata [8]. BLEEX ha implementato con successo sia l'amplificazione della sensibilità che uno schema di controllo assistito ibrido basato sul controllo di posizione che regola la coppia desiderata.

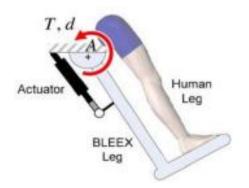


Figura 3. Articolazione gamba BLEEX [9]

Nella parte di amplificazione della sensibilità i controllori BLEEX tentano di ridurre al minimo le forze di interazione tra l'utente e l'esoscheletro, puntando ad evitare misurazioni dirette delle forze stesse. Nel controllo viene implementata un'interfaccia tra uomo ed esoscheletro in cui l'utente può intervenire per stabilizzare ed equilibrare i disturbi. BLEEX utilizza le informazioni di 8 encoder e 16 accelerometri per determinare l'angolo, la velocità angolare e l'accelerazione di otto giunti azionati. Nel sistema di controllo è compreso un interruttore a pedale ed un sensore di distribuzione del carico su ciascun piede. Per eseguire il controllo della forza a basso livello su ciascun attuatore idraulico ci sono otto sensori di forza ad asse singolo che ne forniscono le misure. Un sensore che rivela l'inclinazione indica l'orientamento dello zaino rispetto alla gravità.

Facendo delle prove sperimentale e usando questo schema di controllo dell'amplificazione della sensibilità, BLEEX ha ottenuto una camminata ben riuscita a 1,3 m/s con un carico utile di 34 kg [9].

Il secondo dispositivo in cui è coinvolto tutto il corpo dell'utente e sul quale è doveroso soffermarsi in modo dettagliato è l'esoscheletro ibrido di supporto assistito (HAL), sviluppato dall'Università di Tsukuba e Cyberdyne per aumentare la forza umana e per supportare l'utente nella riabilitazione. La lombalgia è una delle malattie moderne più gravi dovuta al sovraccarico della zona lombare durante il mantenimento di una postura statica, il sollevamento di un carico pesante e durante il movimento di rotazione della parte bassa della schiena [3]. Questi fenomeni si possono riscontrare nella vita quotidiana, nello svolgimento di alcuni movimenti che possono essere difficoltosi non solo per pazienti ma anche per persone sane. HAL ha migliorato la capacità dell'utente che lo indossa di alzarsi e camminare amplificando la coppia nelle articolazioni e riducendo il carico fisico. Sono stati sviluppati diversi tipi di sistemi HAL: corpo completo, solo parte superiore del corpo, solo parte inferiore del corpo e singolo giunto. HAL-5 Tipo-B è stato sviluppato per supportare lavori pesanti come l'assistenza infermieristica; HAL-5 LB di tipo C può supportare pazienti paraplegici completi stimando l'intenzione di chi lo indossa sul movimento preliminare della parte superiore del corpo e sulle condizioni della postura; HAL-SJ è un dispositivo molto compatto e supporta solo un singolo giunto di chi lo indossa.

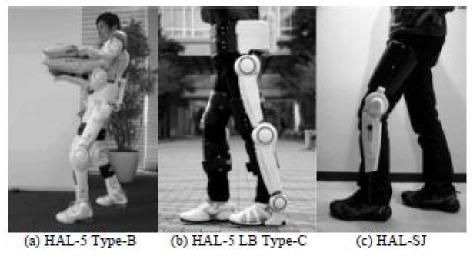


Figura 4. Dispositivi di supporto HAL [7]

Nonostante HAL-5 sia un esoscheletro completo, nel piano sagittale vengono attivate solo le articolazioni di anca, ginocchio e caviglia, utilizzando dei motori a correnti continua con riduttori armonici sulle articolazioni così da aumentare la coppia prodotta e diminuire la dimensione del motore in grado di fornire la coppia richiesta. La batteria AC 100V è integrata come fonte di alimentazione e progettata per supportare la massima velocità nella camminata umana e la coppia richiesta in modo permanente. Questa batteria ha una durata di 160 minuti di funzionamento continuo e consente all'esoscheletro di sollevare fino a 70 kg [28]. Per supportare l'individuo, l'esoscheletro deve essere attaccato all'utente, HAL usa delle cinture in vita, nel polpaccio e nella coscia; a differenza dell'esoscheletro BLEEX il telaio di HAL non trasferisce il carico a terra.



Figura 5. Struttura esoscheletro HAL [29].

Il sistema di sensori di HAL include il rilevamento attraverso sensori per elettromiografia (EMG), sensori in gradi di rilevare l'attività elettrica nei muscoli, compatibili con microprocessori e kit di sviluppo come Arduino che permettono di creare innumerevoli applicazioni al di là dell'ambito medico. In questa applicazione i sensori per elettromiografia sono installati sotto l'anca dell'operatore o sopra il ginocchio sia davanti che dietro. Nel sistema di sensori HAL vi sono anche sensori angolari, accelerometri e sensori forza che sono applicati nelle scarpe, in grado di misurare la forza di reazione al suolo. Un sensore IMU (Inerzia Measurement Unit) viene applicato nello zaino di HAL per stimare la posa del busto [25].

Rispetto al metodo di amplificazione della sensibilità usato in BLEEX, l'uso di dati acquisiti da i sensori EMG consente di stimare l'intenzione senza amplificare i disturbi esterni, ma i dati sono estremamente difficili da gestire per gli elevati requisiti di calibrazione.

Il terzo dispositivo da analizzare è chiamato MAE (mobility assist exoskeleton) ed è stato progettato principalmente come esoscheletro di assistenza per disabili. Un tema ricorrente in tutta la letteratura degli esoscheletri è la difficoltà a leggere l'intenzione dell'utente per una serie di motivi; allora i progettisti di MAE hanno pensato di utilizzare degli attuatori lineari con alimentazione elettrica. Il moto in questi attuatori viene fornito tramite una vite a ricircolo di sfere che permette di fornire una traslazione sfruttando il moto di rotazione del motore. A differenza di un attuatore lineare classico, questi dispositivi sfruttano l'azione di una serie di elementi elastici montati tra il carrello montato sulla vite e l'output dell'attuatore stesso.

In questo modo l'attuatore impone uno spostamento anziché una forza facilitando il sistema di controllo e poi si riesce a diminuire la rigidezza della struttura e di conseguenza l'intensità delle forze di reazione. Gli attuatori dell'anca e del ginocchio sono stati progettati per essere in grado di fornire una coppia di 40 Nm durante la fase di posizionamento del ciclo dell'andatura. In figura 6 è mostrato il meccanismo a molla che si trova tra il cambio e l'uscita del giunto; il meccanismo utilizza molle e un encoder angolare per misurare l'uscita della coppia del giunto. La molla è stata utilizzata perché ha un comportamento favorevole sull'accumulo di energia.

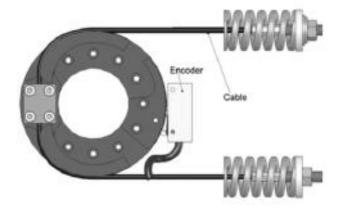


Figura 6. Meccanismo elastico SEA [13]

Il principale svantaggio di questo meccanismo è la larghezza di banda molto bassa dell'attuatore che limita il controllo della coppia a circa 10 Hz ad ampiezze superiori a 15 Nm e fino a 30 Hz per forze inferiori. L'esoscheletro MAE è controllato da un computer esterno ed è alimentato tramite un cavo. La tuta include sensori di posizione e di forza negli attuatori, oltre a due interruttori a pedale per piede. Gli interruttori a pedale vengono utilizzati per rilevare se il sistema è in fasi di supporto singola o doppia [13].

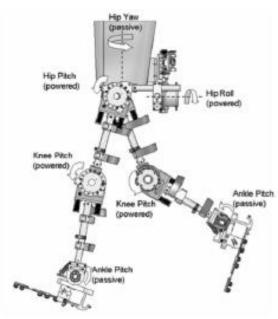


Figura 7. Struttura esoscheletro IHMC MAE [13]

In questo dispositivo il controllo è realizzato dando al controllore una coppia desiderata, questo valore viene confrontato con il valore di coppia di uscita misurata su ciascun attuatore, quindi viene utilizzato questo valore e la sua derivata per calcolare un segnale di comando dell'attuatore in corrente. Il secondo approccio di controllo di basso livello è rappresentato da una combinazione di un controllore basato sulla posizione e un controllore di coppia ad anello interno. Il controllore è un PD che rileva le traiettorie articolari desiderate e le confronta con le posizioni articolate misurate. Questa seconda soluzione di controllo è la migliore, ma comunque rimane la domanda precedente sulla difficoltà di ottenere le traiettorie del giunto desiderate. Una possibilità trovata è stata quella di utilizzare i dati di dell'analisi statistica dell'andatura clinica e riportarli nel controllo così da riprodurre efficacemente la traiettoria comune. In questo caso, i sensori a pedale saranno sfruttati per rilevare le transizioni di fase consentendo ai controllori di regolare i dati registrati in tempo reale.

Dopo aver analizzato e descritto gli esoscheletri che supportano tutto il corpo umano si può focalizzare l'attenzione su quelli che si occupano dell'articolazione dell'anca, poiché è il giunto principale su cui è incentrata la realizzazione dell'elaborato e la progettazione dell'esoscheletro. Il primo dispositivo da analizzare è stato realizzato dal dipartimento di ingegneria dei sistemi meccanici dell'Università di Tokyo. È stata sviluppata una tuta di servoassistenza motorizzata che aiuta a sollevare un carico. La struttura con gli attuatori elettrici era abbastanza pesante per questo è stato progettato un prototipo con molle a torsione. Il prototipo è nato per fornire assistenza infermieristica, e per diminuire il mal di schiena delle badanti; infatti, un questionario mostra che su 1692 badanti in Giappone, 1'85% di questi soffre di lombalgia [6]. Le prestazioni sono valutate con sensore per elettromiografia di superficie in cui vengono controllate le attività dei muscoli che vengono utilizzati in un movimento di sollevamento di un peso.



Figura 8. Prima soluzione con attuatori elettrici [26]

La soluzione migliore ha una molla con coppia di 50 Nm e due elementi sono fissati su entrambi i lati dell'unità della cintura della struttura di assistenza, quindi viene generata una coppia di 100 Nm alla massima deflessione che aiuta l'utente riducendo lo sforzo fisico nel sollevare un carico . Il peso della tuta è di circa 5 kg, mentre la versione motorizzata pesa circa 15 kg; avendo una tuta più leggera, la tensione fisica per l'utente è migliorata notevolmente [26].

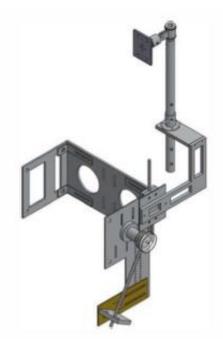


Figura 9. Seconda soluzione con molle [26]

Il secondo dispositivo è un esoscheletro dell'anca potenziato (PH-EXOS) progettato dall'università di Nanchino in Cina per fornire assistenza locomotiva a soggetti con difficoltà motorie. L'esoscheletro ha due gradi di libertà passivi e un grado di libertà attivo per ogni articolazione dell'anca.

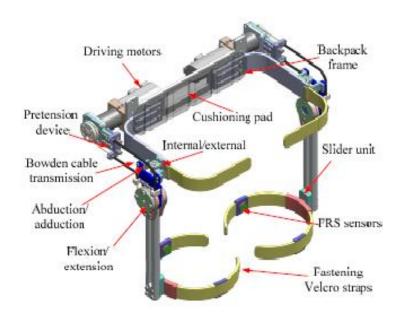


Figura 10. Architettura di PH-EXOS [23]

Nell'anca viene installato un giunto universale passivo che permette il movimento adduzione/abduzione e il movimento interno/esterno, il giunto attivo è azionato da un motore a corrente alternata con un riduttore. I motori di guida sono montati dietro il telaio dello zaino in modo abbastanza rigido, così la struttura consente di mantenere il baricentro vicino a chi lo indossa evitando interferenze tra i motori e gli avambracci. La larghezza del telaio dello zaino può essere regolata lungo la parte posteriore dell'articolazione, allentando e serrando i bulloni filettati nelle fessure di scorrimento, rendendo l'esoscheletro a utenti con parametri diversi. La parte delle cosce è collegata all'utente con due cinturini in velcro in cui sono installati dei sensori FRS che permettono di misurare le forze di interazione tra uomo e robot, e stimare l'intenzione di movimento dell'utente. Il motore è comandato tramite degli algoritmi che hanno come segnali di input gli output di questi sensori [23]. L'hardware di controllo è costituito principalmente da due computer che acquisiscono i dati dei sensori sulle bretelle e dei potenziometri che misurano l'angolo e la velocità del giunto in tempo reale. Il segnale del sensore viene amplificato e viene trasferito a un convertitore A/D. Nel controllo interviene un controllore PID in cascata, che è stato sviluppato per eseguire le attività di tracciamento delle traiettorie in modalità di controllo passivo, e inoltre interviene un controllore fuzzy adattivo in base alle informazioni sulla pressione sulla coscia, che è sviluppato per eseguire camminate e assistenza in modalità di controllo attivo.

La traiettoria angolare del giunto attivo in flessione/estensione è approssimativamente sinusoidale, questa viene confrontata con il valore letto dal potenziometro angolare, e la differenza è inviata al controllore PID che controlla il movimento del motore. La massima velocità di rotazione del motore è limitata da un modulo di saturazione allo scopo di garantire la sicurezza dell'utente. Durante le prove sperimentali con tapis roulant i parametri del controllore PID in cascata sono stati accuratamente modificati fino a migliorare l'accuratezza del controllo e le prestazioni del sistema [23].

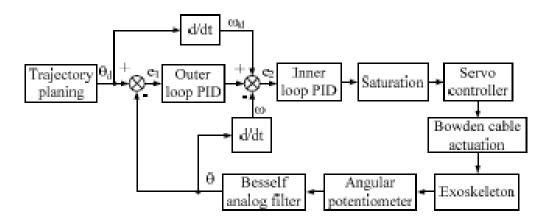


Figura 11. Controllo passivo PID PH-EXOS [23]

Per l'utente è scomodo camminare passivamente con l'esoscheletro, poiché la traiettoria del movimento è predeterminata e all'utente non è consentito regolare la lunghezza del passo e il periodo dell'andatura. Per questo motivo è stato sviluppato un algoritmo di controllo attivo che fornisse un'assistenza adeguata alle caratteristiche arbitrarie dell'andatura umana. Vengono sfruttati i sensori FRS che leggono la pressione di contatto tra uomo e robot, e inoltre da prove sperimentali si è visto che il muscolo genera una forza prima dell'azione dell'articolazione dell'anca e il segnale del sensore precede il movimento articolare di circa 0,2 secondi; proprio per questo il segnale del sensore è anche importante come riconoscimento del movimento. Per implementare il controllo fuzzy non vengono usati i valori di pressione perché sono influenzati dal precarico iniziale della cinghia di fissaggio, ma vengono utilizzate le velocità di variazione delle pressioni misurate. La derivazione delle regole di controllo fuzzy viene determinata analizzando il comportamento del processo di deambulazione [15]. Le funzioni di appartenenza a triangolo e trapezio sono applicate per gli input e gli output; per la defuzzificazione viene usato il metodo del centro di gravità (COG).

Il terzo dispositivo sul giunto d'anca che è importante analizzare è stato progettato per aiutare le persone anziane a mantenere la propria mobilità e indipendenza. È stato progettato un nuovo design di un'ortesi motorizzata dell'anca per aiutare le persone anziane mentre camminano, salgono le scale e durante le transizioni da seduto all'in piedi. Per la realizzazione di questo dispositivo sull'analisi cinematica del giunto d'anca sono stati presi come limiti:

- flessione/estensione (rotazione nel piano sagittale): da -10° a 120°;
- adduzione/abduzione (rotazione nel piano frontale): da -30° a 40°;
- rotazione interna/esterna (movimento attorno all'asse della gamba): da -35° a 35°.

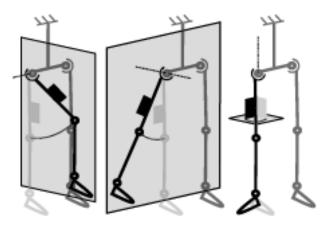


Figura 12. Analisi cinematica del giunto d'anca [21]

La struttura è formata da due gradi di libertà rotazionali situati nella giunzione pelvica e gli altri quattro sono composti da un giunto prismatico e un giunto sferico e si trovano nella connessione con la coscia.

La rotazione interna è resa possibile dal fatto che i due giunti sferici sono posti uno accanto all'altro nella catena cinematica. A causa della cinematica scelta l'adduzione/abduzione è consentita solo se l'angolo di flessione è piccolo. È stato progettato un meccanismo con un rapporto di trasmissione variabile dovuto alle diverse applicazioni. La coppia massima sarà richiesta durante il passaggio da seduto all'in piedi con angolo di flessione compreso tra 70° e 80°. Il sistema è gestito da un meccanismo di azionamento posteriore con un motore da 60 W e un mandrino.

Il contatto con l'utente è applicato su grandi superfici, e la cinematica proposta impone solo forze alla connessione della coscia che limitano il disagio, poiché l'ultimo giunto sferico non può trasmettere coppie [21].

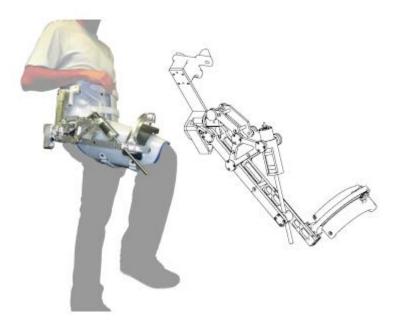


Figura 13. Ortesi su un giunto d'anca [21]

Dopo aver analizzato e descritto gli esoscheletri che si occupano dell'articolazione dell'anca è giusto focalizzare l'attenzione sugli esoscheletri realizzati per applicazioni industriali. Come è stato già detto in precedenza, ci sono tantissimi fattori ambientali e pericolosi che possono portare a condizioni di lavoro difficili e ad incidenti. L'adozione di sistemi robotici ha una vasta gamma di meriti tra cui il miglioramento della qualità, della produttività e della sicurezza.

Il sistema AWN-03 fornisce supporto alla schiena, rileva il movimento dei lavoratori e invia un segnale ai motori che ruotano gli ingranaggi. Ha una struttura che abbraccia la spalla, il bacino e la coscia dell'utente ed è usato per assistere il movimento dei lavoratori quando sollevano e trattengono oggetti pesanti. Questo dispositivo funziona con una batteria che ha un'autonomia di 6 ore ed alimenta i motori per poter ridurre lo stress lombare dei lavoratori di 15 kg [34].

Un altro esoscheletro indossabile per applicazione industriale è FORTIS, esso aumenta la forza degli utenti, offrendo vantaggi ai lavoratori quando sollevano carichi pesanti o utilizzano strumenti industriali. Grazie alle caratteristiche della struttura è stato realizzato in modo tale che possa trasferire i carichi attraverso lo scheletro a terra quando gli utenti si alzano o si inginocchiano. Il design ergonomico dell'esoscheletro si muove in modo naturale con chi lo indossa ed è in grado di adattarsi alle diverse altezze e tipologie del corpo [30]. L'esoscheletro è capace di supportare nelle braccia uno strumento fino a trenta chili, e viene utilizzato per funzionare in orizzontale con strumenti di grandi dimensioni, o in verticale con martelli o smerigliatrici.



Figura 14. Esoscheletro FORTIS [30]

Tra le applicazioni industriali analizzate per la progettazione dell'esoscheletro, è stato doveroso analizzare il dispositivo indossabile attivo "Muscle Suit" dal quale è stato possibile prendere spunto per la progettazione della struttura. Lo scopo di questo esoscheletro è aiutare gli utenti nelle lavorazioni manuali. Vengono utilizzati i muscoli artificiali McKibben, sono degli attuatori lineari che si possono contrarre e rilassare come i muscoli umani grazie alla pressione del fluido all'interno. La struttura del muscolo è abbastanza semplice, ed è costituita da una membrana flessibile collegata ad entrambe le estremità al carico. Sovrapposta alla membrana, è posta una struttura composta da fibre flessibili che contengono l'espansione della membrana interna mantenendo una forma cilindrica per distribuire la pressione in modo più uniforme possibile. Il fluido che viene utilizzato per generare la forza può essere sia liquido che gas e può operare in sovrapressione o in sottopressione [5]. Inizialmente le tute muscolari erano a supporto delle persone con disabilità fisiche, ma in questo esoscheletro sono state applicate ai lavoratori manuali per risolvere i disturbi fisici legati al lavoro. Nell'analisi del piegamento, in questo dispositivo è stata effettuata la semplificazione secondo cui l'inclinazione anteriore della parte superiore del corpo è considerata come la rotazione della parte superiore del corpo sulla parte inferiore, attorno all'articolazione dell'anca.

In figura 15 la puleggia blu mostrata ruota attorno a un centro nero, ed è collegata al telaio posteriore e un'estremità dell'attuatore è montata sulla parte superiore del telaio stesso. Il filo collegato all'altra estremità dell'attuatore è fissato alla puleggia fissa attraverso la puleggia montata sul telaio posteriore.

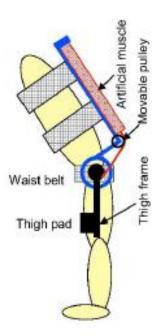


Figura 15. Sistema di attuazione Muscle Suit [20]

Secondo questo schema la struttura è stata inizialmente realizzata in un modo, ma dopo alcune prove e ulteriori studi è stato individuato un problema che disturba il movimento quando il lavoratore torce il corpo da un lato all'altro, poiché il telaio orizzontale superiore colpisce il corpo, le braccia e il gomito entrano in contatto con il telaio verticale nella parte posteriore della tuta muscolare.

È stata quindi proposta una seconda struttura in cui la parte superiore del corpo si allarga man mano che la lunghezza tra l'anca e la spalla aumenta.

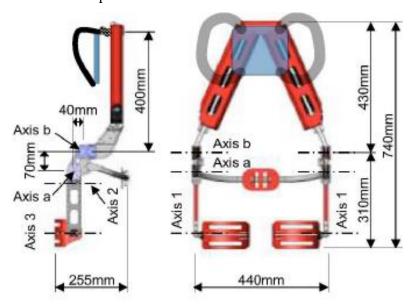


Figura 16. Struttura Muscle Suit [20]

Inoltre, è stato osservato che la tuta muscolare scivolava sul corpo poiché, essendo collegata all'utente tramite la tracolla, la cintura scivola verso l'alto. Nel caso di un essere umano infatti, quando la parte superiore del corpo si piega in avanti, la distanza tra l'articolazione dell'anca e la parte inferiore della spina dorsale si estende principalmente.

Al fine di risolvere questo problema, gli assi dell'anca e della parte inferiore della spina dorsale sono stati differenziati, l'asse a è l'asse dell'anca e l'asse b (figura 16) è l'asse della parte inferiore della spina dorsale, in modo che l'allungamento della schiena sia assorbito quando si piega la parte superiore del corpo. Come si può vedere sempre in figura 16, nella parte superiore della coscia ci sono degli elementi che servono per scaricare le forze degli attuatori sulla coscia [20].

Negli esperimenti per il miglioramento e la verifica della funzionalità sono stati studiati la stima quantitativa delle prestazioni e l'efficienza della tuta muscolare di supporto della schiena in termini di sollevamento di pesi pesanti in verticale mediante l'utilizzo dell'elettromiografia integrale (IEMG). I risultati hanno indicato che i valori dell'elettromiografia integrale sono ridotti di circa il 40% utilizzando la muta muscolare.

Gli esoscheletri citati fino ad ora non rappresentano la totalità dei robot indossabili già sviluppati ma è possibile affermare che maneggiando queste conoscenze si può avere una buona visione generale a livello strutturale e anche riguardo il controllo dell'esoscheletro.

CAPITOLO 2

In questo capitolo sono spiegati tutti i calcoli effettuati sul corpo umano, analizzando gli aspetti di interesse per la realizzazione dell'esoscheletro. È stato opportuno calcolare le dimensioni e le masse di alcune parti del corpo per permettere un'ampia regolazione nel progetto del dispositivo indossabile, facendo in modo che possa essere usato da una quantità di persone più ampia possibile. Nella parte finale del capitolo vengono rappresentate le soluzioni tridimensionali adottate.

2.1 Regolazione antropometrica

In anatomia il movimento del corpo umano è suddiviso nel movimento in tre piani: il piano sagittale, il piano frontale o coronale e il piano trasversale.

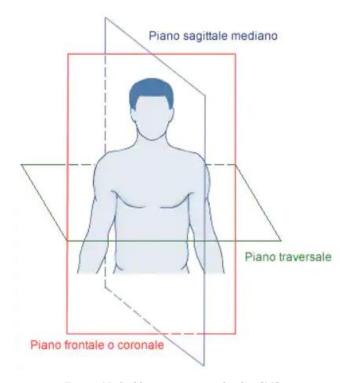


Figura 17. Suddivisione piani individuo [33]

L'esoscheletro realizzato in questa tesi, per ipotesi, fornirà coppia solo su un asse perpendicolare con il piano sagittale. Infatti, durante lo svolgimento dell'elaborato il corpo umano sarà spesso schematizzato come un sistema bidimensionale, composto solo da articolazioni rotazionali e collegamenti rigidi, muovendosi solo su questo piano. Introducendo la terminologia anatomica, i movimenti angolari del tronco rispetto all'articolazione dell'anca sono definiti come flessione (tronco in avanti) ed estensione (tronco all'indietro).

Per ipotesi è stato scelto che durante il movimento di flessione, l'angolo tra la verticale e il tronco del lavoratore non superi i 70°, e che le gambe umane siano sempre in posizione verticale.

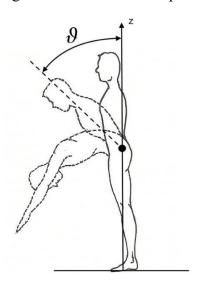


Figura 18. Angolo di flessione-estensione

Prima di effettuare qualsiasi calcolo cinematico o dinamico, è stato necessario effettuare dei calcoli antropometrici per la realizzazione del design dell'esoscheletro supponendo di avere una regolazione molto ampia. Dalla normativa ISO/TR 7250-2 [4], che contiene riepiloghi statistici delle misurazioni di base del corpo umano, è stato possibile prendere i dati relativi all'altezza e alla massa corporea del corpo umano.

Considerando che l'esoscheletro deve essere indossato da più persone possibili, è stato scelto un ampio range che va dal 95 percentile totale italiano al 5 percentile totale italiano. È vantaggioso utilizzare il percentile totale poiché viene effettuata una media tra la misura dell'uomo e quella della donna, in questo modo vengono incluse le misure in cui il valore relativo ad una donna è normalmente maggiore rispetto ad un uomo (es. bacino) e viceversa (es. spalle). Per questo motivo è stato opportuno utilizzare il percentile totale piuttosto che il percentile uomo, e anche per evitare che la minima regolazione possibile di un uomo sia comunque non indossabile da alcune donne perché ancora troppo larga e in questo modo, vengono scartate dall'utilizzo un certo numero di persone.

Attuando questa scelta del percentile totale, dopo aver visto le scelte di alcune fonti in letteratura [7], è stato aumentato il range di persone che possono indossare il dispositivo.

I dati rilevati dalla tabella sono i seguenti:

	5 PERCENTILE TOTALE	95 PERCENTILE TOTALE
ALTEZZA (m)	1,512	1,806
MASSA (kg)	50	83

Table / _	. Italy —	 Statistical 	elimmary

No.	ISO 728	50-1 measurement		Sample size	Mean	SD	P1	P5	P50	P95	P99
				n							
			Male	2 011	38	13	19	20	37	60	64
		Age	Female	2 011	36	13	19	19	35	59	64
			Total	4 021	37	13	19	19	36	60	64
		Male	1 974	76	10	54	60	75	93	103	
1	4.1.1	Body mass (weight), kg	Female	1 980	60	9	43	48	59	78	88
	(weight), kg	Total	3 954	68	12	45	50	67	83	96	
	Male	2 011	1 716	69	1 563	1 601	1 714	1 834	1 883		
2	2 4.1.2 Stature (body height)	Female	2 011	1 592	64	1 443	1 490	1 590	1 695	1 757	
	(body fielght)		Total	4 021	1 654	91	1 463	1 512	1 652	1 806	1 862

Figura 19. ISO 7250-2 2012 [4]

Questi dati vengono utilizzati per calcolare masse e lunghezze corporee parziali per mezzo di coefficienti che si trovano in letteratura [12], semplicemente moltiplicandoli per la massa o l'altezza totale.

Per la realizzazione dei componenti dell'esoscheletro con regolazioni antropometriche incluse è necessario semplicemente usare le misure di altezza, effettuare i calcoli e la differenza fra una grandezza al 95 percentile e quella al 5 percentile sarà il range di regolazione da rispettare più una piccola maggiorazione per ulteriore sicurezza.

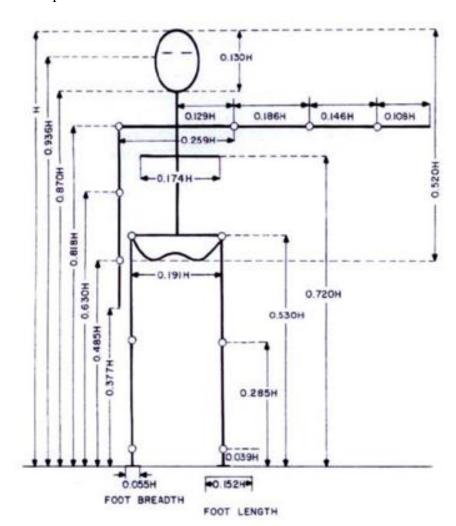


Figura 20. Coefficienti di lunghezza [12]

Dopo aver fatto un' analisi approfondita delle diverse soluzioni di regolazione disponibili in letteratura è stato possibile notare che le dimensioni soggette a maggiore variabilità tra persona e persona sono: la larghezza del tronco, la lunghezza del dorso, la lunghezza della coscia e la larghezza del bacino. Quelle riportate successivamente, inoltre, sono le misure che servono ai fini della buona realizzazione dello studio in esame per permettere l'utilizzo del dispositivo ad un'ampia gamma di lavoratori e anche perché il calcolo di alcune misure servirà successivamente per la dinamica del piegamento e per il calcolo della coppia che serve ad ottenere l'equilibrio statico del sistema.

Considerando le formule riportate in figura 20, vengono di seguito riportati i valori che servono per il progetto e la realizzazione dei componenti portanti per la struttura dell'esoscheletro:

	5 PERCENTILE	95 PERCENTILE	RANGE DI
	TOTALE	TOTALE	VARIAZIONE
SCAPOLA-ANCA (mm)	435,45	520,13	84,67
ANCA-GINOCCHIO (mm)	370,44	442,47	72,03
LARGHEZZA SCAPOLA (mm)	391,61	467,75	76,15
LARGHEZZA TRONCO (mm)	263,08	314,24	51,16
LARGHEZZA BACINO (mm)	288,79	344,95	56,15

I valori di massa presi in figura 19, dalla normativa ISO, sono necessari per il calcolo delle masse parziali di ogni singola parte del corpo umano. Questi accorgimenti sono necessari per lo svolgimento dei calcoli relativi alla dinamica del piegamento dell'uomo (capitolo successivo) e servono per individuare l'esatta posizione del baricentro e ripartire le masse in modo coerente con la realtà per simulare l'inerzia dell'uomo nel modo migliore possibile.

In letteratura sono presenti dei coefficienti che servono anche per il calcolo delle masse parziali del corpo umano [12].

segment	segment mass/ total body mass m_b
hand	0.006
forearm	0.016
upper arm	0.028
forearm and hand	0.022
total arm	0.050
foot	0.0145
lower leg (calf)	0.0465
upper leg (thigh)	0.100
foot and lower leg	0.061
total leg	0.161
head and neck	0.081
trunk	0.497

Figura 21. Coefficienti di massa uomo [12]

In questo caso non è necessario fare la differenza tra la massa al 5 percentile e la massa al 95 percentile perché nel calcolo della dinamica del piegamento si considera la condizione peggiore, cioè si svolgono i calcoli con la massa più elevata che darà luogo ad una coppia e un'inerzia più elevata. Di seguito sono riportati i calcoli della massa delle parti del corpo umano che serviranno successivamente:

	MASSA 95 PERCENTILE (kg)
MANO	0,498
AVAMBRACCIO	1,328
BRACCIO	2,324
COLLO	1,66
TESTA	5,063
TRONCO	41,251

La massa totale della parte superiore del corpo è:

$$m_{sup} = m_t + 2 \cdot m_b + m_{hn} = 56,274 \ kg$$

Per il calcolo della dinamica del piegamento è opportuno ricavare dalla figura 20 i valori delle lunghezze relative alle parti superiori del corpo umano, necessari per individuare la posizione dei baricentri. Anche in questo caso si riportano solo i valori relativi al 95 percentile totale.

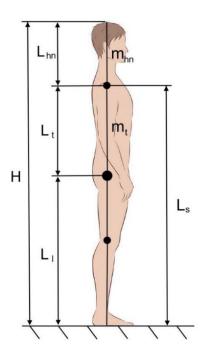


Figura 22. Schema corpo umano piano sagittale [24]

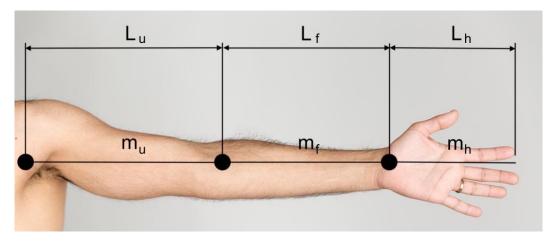


Figura 23. Schema arto superiore [24]

Avendo definito le lunghezze e facendo riferimento ai coefficienti riportati dalla normativa si possono esprimere le seguenti relazioni:

$L_{hn} = [0,130 + (0,870 - 0,818)] \cdot H = 0,328 m$	(lunghezza testa e collo)
$L_u = 0.186 \cdot H = 0.336 m$	(lunghezza braccio)
$L_f = 0.146 \cdot H = 0.264 \ m$	(lunghezza avambraccio)
$L_h = 0.108 \cdot H = 0.195 m$	(lunghezza mano)
$L_b = L_u + L_f + L_h = 0,795 \ m$	(lunghezza arto superiore)
$L_t = (0.818 - 0.530) \cdot H = 0.520 m$	(lunghezza tronco)

Noti i valori parziali è possibile effettuare sia il calcolo della dinamica del piegamento (prossimo capitolo) che le regolazioni antropometriche; quest'ultime saranno illustrate nei successivi paragrafi con la rappresentazione dei componenti progettati.

2.2 Progetto leg link

Come visto in precedenza nella progettazione dell'elemento che connette l'articolazione dell'anca alla parte inferiore della coscia è necessario tenere conto della distanza tra anca e ginocchio. Secondo i calcoli precedentemente mostrati è opportuno mantenere un range di variazione di 72,03 mm tra il 95 e il 5 percentile totale.

Per la realizzazione di questo elemento, si è pensato di inserire un elemento forato in corrispondenza del giunto dell'anca sul quale verrà calettato il gruppo relativo all'attuatore che permette di fornire la coppia desiderata per il piegamento.

Questa parte è connessa con un elemento rettangolare cavo, tra le due parti viene inserita una cerniera che serve a permettere il movimento di adduzione/abduzione senza alterare il funzionamento dell'esoscheletro. In generale queste due parti possono essere considerate come un unico macroelemento superiore cavo che permette una regolazione telescopica.

Un secondo elemento pieno viene inserito nella parte rettangolare cava, ed è qui che viene effettuata la regolazione. Il secondo elemento viene inserito all'interno del primo e l'operatore regola la lunghezza in base a sé stesso; quando è raggiunta la dimensione di interesse il moto relativo tra i due elementi telescopici è bloccato stringendo un elemento filettato la cui sede è ricavata nell'elemento inferiore. Al secondo pezzo del leg link viene aggiunto anche una parte che è a contatto con l'uomo, sulla quale vengono scaricate le forze di reazione sulla coscia; è importante che questo elemento non sia troppo in basso, vicino al ginocchio, perché può provocare dolori e problemi all'individuo.

Per la presenza dell'elemento filettato e per come è stata effettuata la regolazione telescopica, è stata progettata nella configurazione di massima estensione una sovrapposizione tra il primo e il secondo elemento al fine di garantire un corretto funzionamento del dispositivo in condizioni di sicurezza.

La sovrapposizione considerata è di 60mm, quindi in generale il range di variazione effettivo adottato risulta pari a 72,03 + 60 = 132,03 mm



Figura 24. Struttura elemento gamba (leg link)

Si può, inoltre, aggiungere che, in merito al moto di adduzione e abduzione dell'uomo, si è osservato che probabilmente è necessaria una terza cerniera, questo quindi può essere uno degli aspetti da migliorare nel caso di studi futuri.

2.3 Progetto telaio posteriore (back frame)

Nella progettazione del telaio posteriore e nella realizzazione delle regolazioni antropometriche si fa riferimento alle formule e ai valori precedentemente mostrati, in particolare alla larghezza del tronco, alla larghezza del bacino e all'altezza del tronco.

Come nel caso precedente, è stato adottato un metodo di regolazione con strutture telescopiche e un sistema di bloccaggio con elemento filettato.

La struttura del back frame è formata da una serie di tubi cilindrici ai quali vengono accoppiati dei cilindri pieni per effettuare la regolazione; la struttura è a forma di rettangolo e poi ci sono due elementi nella parte inferiore che permettono il collegamento tra l'albero che simula l'articolazione dell'anca, su cui è calettato l'attuatore elettrico, e il telaio stesso.

Per soddisfare al meglio le regolazioni in larghezza del tronco e del bacino si ricorre alla coppia di elementi cilindrici, e alla coppia di elementi prismatici disposti in orizzontale; tali coppie sono formate da un elemento cavo e uno pieno. Una volta raggiunta la dimensione desiderata, durante la regolazione manuale, è possibile bloccare i due elementi tramite un collegamento filettato.

La regolazione in lunghezza del telaio posteriore, in base alle misure sull'altezza del tronco, viene ottenuta tramite altri due elementi cilindrici, uno pieno e uno cavo, disposti in verticale e che presentano un funzionamento analogo ai precedenti.

Come già visto nella regolazione dell'elemento della gamba, nella configurazione di massima estensione, che corrisponde al 95 percentile, è necessario prevedere una sovrapposizione degli elementi telescopici di 60 mm, quindi il range di regolazione definitivo si ottiene sommando questo valore al range di variazione precedentemente calcolato (paragrafo 2.1).



Figura 25. Telaio posteriore

A differenza della parte precedente, si è ipotizzato che le barre verticali risultassero rientrate rispetto al tronco in larghezza di 30 mm per parte, quindi alle dimensioni della larghezza del tronco al 95 percentile e al 5 percentile viene sottratto il valore di 60 mm.

CAPITOLO 3

Questa parte dell'elaborato è stata realizzata per spiegare il piegamento completo analizzato in questa tesi, facendo in modo che non venga trascurato alcun aspetto dal punto di vista cinematico e dinamico. Nel primo paragrafo è affrontato lo studio cinematico in cui il piegamento umano, come visto anche in letteratura, viene riprodotto bene dalla funzione cicloidale. Invece, nella seconda parte saranno svolti tutti i calcoli dinamici per ricavare la curva di coppia in funzione del tempo che serve all'operatore per stabilire l'equilibrio statico in un piegamento completo.

3.1 Analisi cinematica del piegamento

Nella prima parte di questo capitolo è stato effettuato uno studio dal punto di vista cinematico del piegamento. I punti cardini attenzionati sono: il modo con cui riprodurre un piegamento umano e il problema relativo alla differenza che c'è tra la distanza spalla-anca quando l'operatore è in posizione eretta, e quella di quando l'operatore ha completato il piegamento.

Alcuni studi, condotti all'interno del DIMEAS del Politecnico di Torino, hanno permesso tramite analisi video di caratterizzare il movimento di piegamento in termini di angolo di piegamento in funzione del tempo e si è arrivati alla conclusione che il piegamento umano completo è riconducibile ad una funzione cicloidale. Studi analoghi sono stati eseguiti dall'università di Tsukuba, durante lo sviluppo di HAL, analizzando un piegamento umano completo però con l'aggiunta della presa di un carico, e i risultati ottenuti sono simili a quelli citati in precedenza [28]. Di seguito viene riportato un diagramma in cui sull'asse delle ascisse si ha il tempo di piegamento, ed ogni istante di tempo riquadrato sul grafico è rappresentato nella foto in alto con il rispettivo movimento dell'uomo:

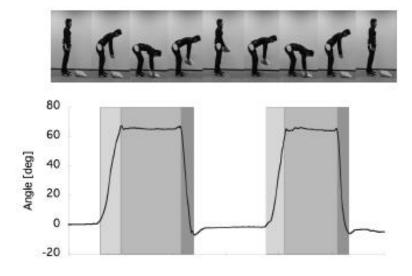


Figura 26. Analisi piegamento HAL [28]

In generale una cicloidale ha la seguente funzione:

$$\vartheta_{gen} = \tau - \frac{1}{2\pi} \cdot \sin(2\pi \cdot \tau)$$
$$\tau = \frac{t}{T}$$

In questo caso la costante di tempo τ è il rapporto tra il vettore tempo che varia istante per istante e il tempo totale di una flessione che è stato scelto ragionevolmente di 2,5 s. Inoltre, nel caso analizzato è necessario moltiplicare la funzione generale di una cicloidale per il valore di $\vartheta_{max} = 70^{\circ}$.

Per questo motivo la funzione dell'angolo di piegamento che realizza la flessione desiderata è rappresentata da questa relazione:

$$\vartheta_{flessione} = \vartheta_{max} \cdot \left[\tau - \frac{1}{2\pi} \cdot \sin(2\pi \cdot \tau)\right]$$

Invece, per realizzare la parte di estensione si usa la funzione inversa a quella precedentemente riportata:

$$\vartheta_{estensione} = \vartheta_{max} \cdot \left[1 - \tau + \frac{1}{2\pi} \cdot \sin(2\pi \cdot \tau) \right]$$

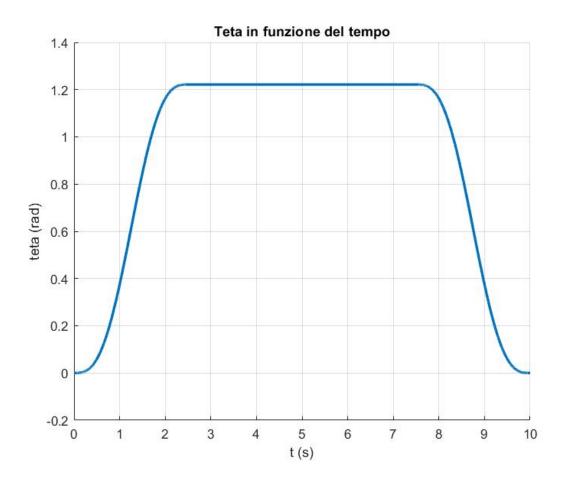


Figura 27. Angolo teta in un piegamento completo

Infine, è stato supposto che un piegamento completo sia formato da una flessione, da un momento in cui l'operatore stia fermo in posizione flessa a 70° e da un'estensione.

Per questo motivo, la funzione finale dell'angolo ϑ è un vettore in funzione del tempo che è uguale a $\vartheta_{flessione}$ fino a t=2,5 s; da 2,5 s a 7,5 s ha un valore costante pari a $\vartheta_{flessione}(t=2,5)$; e da 7,5 s a 10 s è uguale a $\vartheta_{estensione}$.

Per avere le relazioni complete di una funzione di piegamento, è opportuno derivare questa funzione per calcolare la velocità e l'accelerazione così da poterne ricavare un andamento in funzione del tempo. L'accelerazione sarà importante nel paragrafo successivo per il calcolo della coppia necessaria a raggiungere l'equilibrio statico durante il piegamento completo.

La funzione della velocità angolare che realizza la flessione può essere scritta con la seguente relazione:

$$\dot{\vartheta_f} = \vartheta_{max} \cdot [1 - \cos(2\pi \cdot \tau)]$$

Invece, per la parte di estensione si usa la funzione inversa alla precedente:

$$\dot{\vartheta_e} = \vartheta_{max} \cdot [\cos(2\pi \cdot \tau) - 1]$$

La funzione della velocità angolare può essere rappresentata nel seguente modo in funzione del tempo.

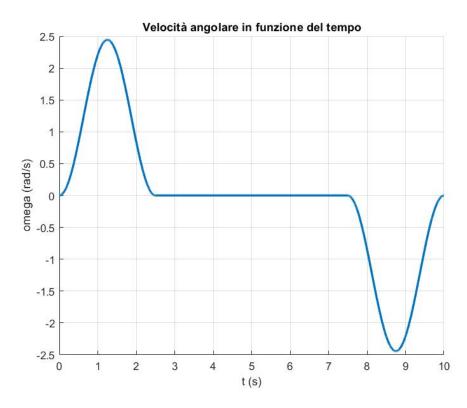


Figura 28. Velocità angolare in un piegamento completo

La funzione dell'accelerazione angolare che realizza la flessione può essere scritta con la seguente relazione:

$$\ddot{\vartheta_f} = \vartheta_{max} \cdot 2\pi \cdot \sin\left(2\pi \cdot \tau\right)$$

Invece, per la parte di estensione si usa la funzione inversa alla precedente:

$$\ddot{\vartheta_e} = \vartheta_{max} \cdot [-2\pi \cdot \sin(2\pi \cdot \tau)]$$

Infine, supponendo che un piegamento completo sia sempre formato da una flessione, da un momento in cui l'operatore stia fermo in posizione flessa a 70° e da un'estensione, si ha il seguente andamento.

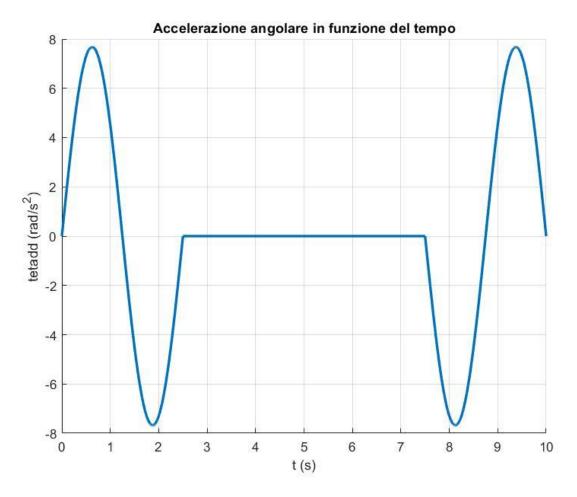


Figura 29. Accelerazione angolare in un piegamento completo

Si può inserire un grafico generale con la legge cicloidale e le due derivate da essa per riassumere:

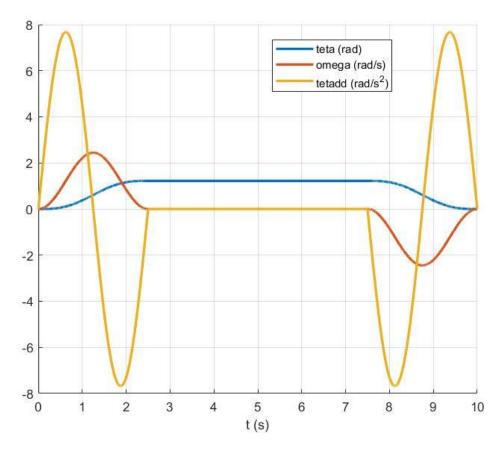


Figura 30. Posizione, velocità e accelerazione angolare

Sul piegamento è stata effettuata un'altra analisi ricorrendo alla rappresentazione dell'uomo su alcuni schemi in 2D, per verificare come varia la distanza tra l'anca e le spalle al variare dell'angolo ϑ .

Attraverso i calcoli antropometrici presentati nel capitolo precedente è stato realizzato inizialmente un modello bidimensionale dell'uomo sul piano sagittale in posizione eretta e con le braccia posizionate a 45° rispetto al tronco.

Oltre all'uomo viene rappresentato anche l'esoscheletro, ricordando che c'è una differenza tra l'albero su cui è montato il motore elettrico (esattamente posizionato nell'articolazione dell'anca) e l'albero con cui si trasmette il moto alla parte superiore dell'esoscheletro.

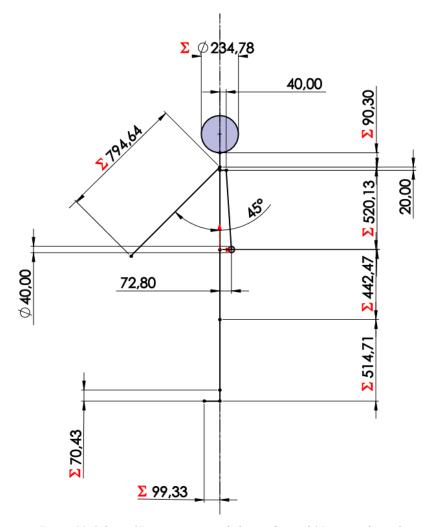


Figura 31. Schema 2D uomo con esoscheletro riferito al 95 percentile totale

Dopo aver fatto questo schema si è lasciato l'uomo libero di piegarsi attorno all'anca fino a 70° e si è visto che la distanza tra la parte superiore dell'esoscheletro dove verranno inseriti gli spallacci e le spalle aumenta. Si è verificato che in un piegamento da 0 a 70° la parte superiore dell'esoscheletro si alza verso le spalle di circa 10 cm come riportato nella figura successiva.

In realtà, secondo gli esperimenti sull'analisi del piegamento di un campione di persone effettuati dal dipartimento si è visto che lo spostamento è maggiore rispetto a quello trovato, e questo è dovuto al fatto che durante la simulazione è stata effettuata la semplificazione di attribuire il piegamento umano tutto all'articolazione dell'anca, invece un uomo che si piega lo fa sia intorno all'anca che intorno alla parte inferiore della colonna vertebrale.

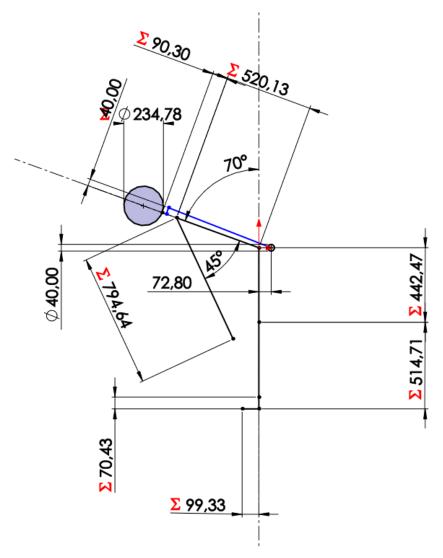


Figura 32. Schema uomo inclinato con esoscheletro riferito al 95 percentile totale

Nel capitolo successivo sarà presentato l'esoscheletro realizzato con la spiegazione di tutti i componenti, diversificando le due configurazioni realizzate. A causa del problema già citato in precedenza una configurazione è stata poi abbandonata.

Nella prima configurazione la coppia viene trasferita dall'albero in cui è presente il motore elettrico, in corrispondenza dell'anca, all'albero che è collegato al telaio posteriore dell'esoscheletro attraverso un quadrilatero articolato nel quale la forza viene ripartita in modo omogeneo.

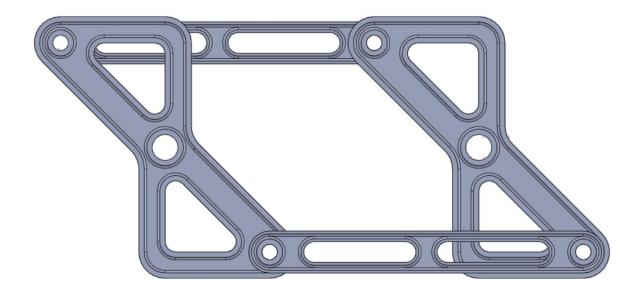


Figura 33. Quadrilatero articolato

Il meccanismo a quadrilatero articolato, parte del giunto d'anca, rappresenta il risultato di un precedente lavoro di tesi di laurea [24], del quale questo elaborato rappresenta la prosecuzione. È stato realizzato con manovelle a forme triangolari per aumentare la rigidità del sottosistema, con fori in ogni componente utili per diminuire il peso.

Lo spessore è piccolo, e ogni elemento è modellato considerando sia la dimensione degli altri componenti che il movimento desiderato.

Il collegamento a quattro barre può eseguire rotazioni di manovelle entro i range di flessione ed estensione massima ipotizzate [24].

La seconda configurazione è stata realizzata senza il quadrilatero articolato per ovviare al problema precedentemente citato relativo alla variazione della distanza tra anca e scapola quando il soggetto si piega. Questa configurazione ha il secondo albero, quello collegato al back frame, che è libero di ruotare quando l'utente si flette; in questo modo è il telaio stesso che si adatta alla posizione dell'uomo ruotando con esso (capitolo 4).

3.2 Analisi dinamica del piegamento

Nella seconda parte del capitolo è stato eseguito uno studio della dinamica del piegamento che porta al calcolo della coppia richiesta dall'utente per effettuare una flessione del tronco. Per fare questo, le gambe sono state considerate sempre fisse e parallele come corpi rigidi.

Lo studio è stato inizialmente sviluppato da un punto di vista analitico per il calcolo dei baricentri parziali della parte superiore del corpo umano, poi è stato realizzato un programma in Matlab™ per vedere come varia la posizione del baricentro risultante istante per istante durante la flessione fino al punto di massima flessione imposto per ipotesi; e di conseguenza è stata calcolata la coppia risultante durante un piegamento completo.

La definizione di piegamento completo comprende:

- una flessione;
- un momento di stallo (utente fermo a 70°);
- un'estensione.

Attraverso i risultati ottenuti, è stato possibile progettare un sistema di controllo del motore elettrico che permettesse di fornire la coppia desiderata per un piegamento completo e che rispondesse nel migliore dei modi alla variazione dell'angolo di piegamento (capitolo 5).



Figura 34. Schema uomo 3D

Un'altra ipotesi adottata arbitrariamente, ma in modo ragionevole, è la posizione delle braccia dell'utente durante il piegamento; si è supposto che l'uomo abbia le braccia disposte a 45° rispetto al tronco per svolgere un eventuale lavoro, coerentemente allo scopo per cui è stato ideato questo dispositivo indossabile.

Per studiare il sistema è necessario ipotizzare che la parte superiore del corpo dell'utente sia modellata come un carico nei confronti dell'articolazione dell'anca. L'inerzia della parte superiore del corpo sarà quindi calcolata per il riferimento italiano del 95 percentile totale secondo normativa [14].

La testa, il collo, il busto e le braccia, saranno rappresentati come linee di un diagramma 2D e l'unico movimento consentito sarà quello nel piano sagittale.

Per individuare la posizione dei baricentri e calcolare le inerzie, sono necessari i valori antropometrici calcolati nel capitolo precedente. I valori vengono riassunti qui di seguito per semplicità:

	MASSA (kg)	LUNGHEZZA (m)
MANO	0,498	0,195
AVAMBRACCIO	1,328	0,263
BRACCIO	2,324	0,336
ARTO SUPERIORE	4,150	0,765
TESTA E COLLO	6,723	0,328
TRONCO	41,251	0,520

Al fine di procedere al calcolo della coppia dell'anca è necessario determinare i punti in cui vengono applicate le forze peso di ogni porzione del corpo.

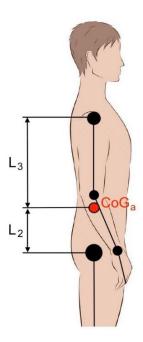


Figura 35. Posizione baricentro arto superiore [24]

Si calcola come prima cosa la posizione del centro di massa del braccio rispetto alla spalla:

$$L_{3} = COG_{a} = \frac{\left[m_{u} \cdot \frac{L_{u}}{2} + m_{f} \cdot \left(L_{u} + \frac{L_{f}}{2}\right) + m_{h} \cdot \left(L_{u} + L_{f} + \frac{L_{h}}{2}\right)\right]}{m_{h}} = 0,3274 \, m$$

Come riportato in figura è necessario calcolare la distanza tra il centro di massa del braccio e l'anca quando le braccia sono posizionate in modo parallelo al tronco:

$$L_2 = L_t - L_3 = 0,1927 m$$

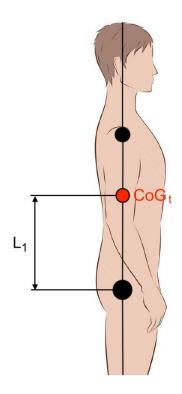


Figura 36. Posizione baricentro testa-collo-tronco [24]

Allo stesso modo si può calcolare il centro di gravità di testa, collo e tronco con la seguente relazione:

$$L_{1} = \frac{\left[m_{t} \cdot \left(\frac{L_{t}}{2}\right) + m_{hn} \cdot \left(L_{t} + \frac{L_{hn}}{2}\right)\right]}{m_{hn} + m_{t}} = 0,3195 \ m$$

In questo modo sono stati trovati tutti i baricentri parziali delle parti del corpo necessari per il calcolo della coppia all'anca che bisogna fornire per mantenere l'equilibrio statico della parte superiore del corpo.

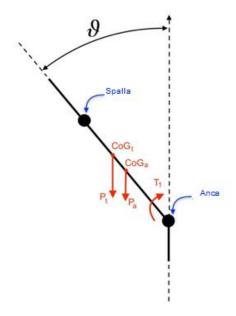


Figura 37. Equilibrio statico con braccia parallele al tronco

Qui stiamo trattando la configurazione in cui le braccia sono parallele al tronco, invece per ipotesi è stato scelto un lavoratore che durante il piegamento abbia le braccia posizionate a 45° rispetto al tronco. Per questo motivo si è scelto di lavorare con un unico baricentro che tenga conto della posizione istantanea di collo, testa, tronco e braccia.

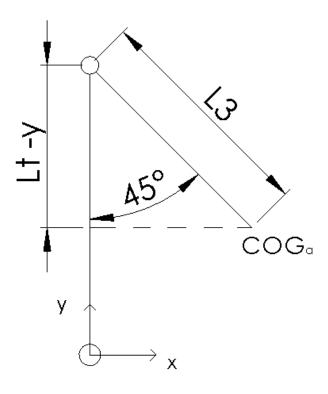


Figura 38. Schema con braccia a 45°

La posizione dei baricentri rispetto al sistema di riferimento scelto con origine nell'articolazione dell'anca, se le braccia sono parallele e il tronco è verticale, è:

$$COG_a (0, L_2)$$
 $COG_t (0, L_1)$

Con braccia a 45° rispetto al tronco varia il valore del centro di gravità dell'arto superiore come:

$$x_{COG_a} = L_3 \cdot \sin\left(\frac{\pi}{4}\right) = 0,2315 m$$

$$L_t - y = L_3 \cdot \cos\left(\frac{\pi}{4}\right)$$

$$y_{COG_a} = L_t - L_3 \cdot \cos\left(\frac{\pi}{4}\right) = 0,2886 m$$

Durante il piegamento invece varia sia la posizione del baricentro di tronco, testa e collo che la posizione del baricentro delle braccia in funzione dell'angolo θ .

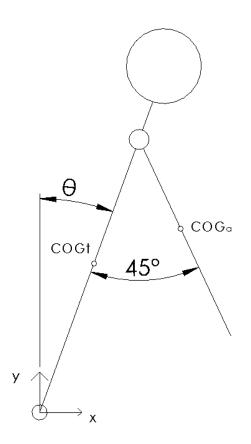


Figura 39. Schema piegamento con baricentri

La posizione dei baricentri rispetto al sistema di riferimento scelto è:

$$\begin{aligned} COG_t \left(L_1 \cdot sin\vartheta , L_1 \cdot cos\vartheta \right) \\ COG_a \left[L_3 \cdot sin\vartheta \cdot sin\left(\frac{\pi}{4}\right), \left(L_t - L_3 \cdot cos\left(\frac{\pi}{4}\right) \right) \cdot cos(\vartheta) \right] \end{aligned}$$

Per ricavare la posizione del baricentro generale è necessario fare uno schema di equilibrio statico rappresentando le forze peso agenti sul sistema durante il piegamento:

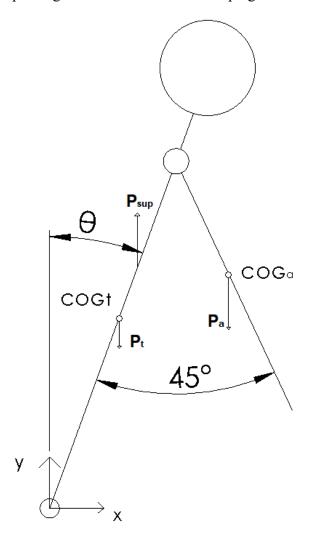


Figura 40. Schema di azione delle forze peso

$$P_{t} = (m_{t} + m_{hn}) \cdot g = 470,62 N$$

$$P_{a} = 2 \cdot m_{b} \cdot g = 81,42 N$$

$$P_{sup} = P_{t} + P_{a} = (2 \cdot m_{b} + m_{t} + m_{hn}) \cdot g = 552 N$$

Facendo un semplice equilibrio alla rotazione intorno all'articolazione dell'anca si ha:

$$P_t \cdot x_{COG_t} + P_a \cdot x_{COG_a} = P_{sup} \cdot x_{COG}$$

Quindi la coordinata x del baricentro sarà:

$$x_{COG} = \frac{P_t \cdot x_{COG_t} + P_a \cdot x_{COG_a}}{P_{sup}}$$

Il valore dell'ascissa varia in funzione dell'angolo θ , gli estremi del valore della coordinata x sono riportati di seguito:

$$x_{COG}(\vartheta=0)=0$$

$$x_{COG}\left(\vartheta = \frac{7}{18}\pi\right) = \frac{470,62 \cdot 0,30 + 81,42 \cdot 0,22}{552,04} = 0,288 \, m$$

Per il calcolo dell'ordinata si usa la seguente relazione, quando il tronco è in posizione verticale:

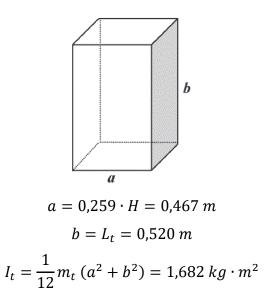
$$L_{cog} = y_{cog} = \frac{2 \cdot y_{cog_a} \cdot m_b + y_{cog_t} \cdot (m_{hn} + m_t)}{m_{sup}} = \frac{2 \cdot \left(L_t - L_3 \cdot \cos\left(\frac{\pi}{4}\right)\right) \cdot m_b + L_1 \cdot (m_{hn} + m_t)}{m_{sup}} = 0,315 m$$

In generale le coordinate del baricentro rispetto al sistema di riferimento scelto sono:

$$COG\left(rac{P_t \cdot x_{COG_t} + P_a \cdot x_{COG_a}}{P_{sup}}, L_{COG} \cdot cos\vartheta
ight)$$

Dopo aver individuato la posizione del baricentro generale della parte superiore del corpo, per trovare il valore della coppia necessaria al piegamento, è opportuno calcolare le inerzie delle parti del corpo. Per svolgere in modo ragionevole i calcoli si è supposto di schematizzare il tronco dell'utente come un parallelepipedo, le braccia come due cilindri e la testa come una sfera.

Per l'inerzia del tronco è necessario prendere i valori di altezza e larghezza del tronco:



Per l'inerzia di testa e collo, si è supposto di avere a che fare con una sfera di raggio R pari alla metà della lunghezza del tratto testa-collo:

$$R = \frac{L_{hn}}{2} = 0,164 m$$

$$I_{hn} = \frac{2}{5} m_{hn} \cdot R^2 = 0,1 kg \cdot m^2$$

Per l'inerzia delle braccia, si è supposto di avere dei cilindri con lunghezza pari alla lunghezza delle braccia e diametro in base alla media della dimensione circonferenziale del braccio di un uomo italiano, i valori sono riportati di seguito:

$$L_b = 0,795 m$$

$$r = 0,16 m$$

$$I_b = \frac{1}{4} m_b \cdot r^2 + \frac{1}{12} m_b \cdot L_b^2 = 0,245 kg \cdot m^2$$

Per calcolare l'inerzia totale della parte superiore del corpo basta sommare le inerzie precedentemente calcolate:

$$I_G = I_{hn} + I_b + I_t = 0.1 + 0.245 + 1.682 = 2.263 m$$

Quella appena calcolata è l'inerzia relativa ad un asse che passa dal baricentro risultante, invece per il calcolo della coppia occorre calcolare l'inerzia della parte superiore del corpo vista dall'articolazione dell'anca.

Per trovare il valore esatto, è necessario aggiungere un momento di trasporto al momento di inerzia calcolato secondo il teorema di Huygens Steiner.

L'enunciato del teorema stabilisce che il momento di inerzia di un corpo rigido rispetto ad un asse è uguale alla somma tra il momento d'inerzia relativo all'asse parallelo passante per il centro di gravità e il prodotto della massa del corpo rigido per la distanza tra gli assi al quadrato.

$$I = I_G + m_{sup} \cdot L_{COG}^2 = 7,846 \ kg \cdot m^2$$

Adesso sono stati trovati tutti i dati necessari al calcolo della copia da fornire all'anca per il piegamento e per mantenere l'equilibrio statico della parte superiore del corpo. Siccome il numero di configurazioni possibili al variare dell'angolo θ è potenzialmente infinito, i calcoli sono stati inseriti in un programma MatlabTM che permette di calcolare la posizione del baricentro all'aumentare dell'angolo θ e di conseguenza tiene conto del cambiamento del braccio della forza peso che agisce.

L'equazione di equilibrio che regge il sistema è citata qui di seguito e può essere rappresentata mediante la figura sottostante:

$$C_m = P_{sup} \cdot x_{COG} - I \cdot \ddot{\vartheta}$$

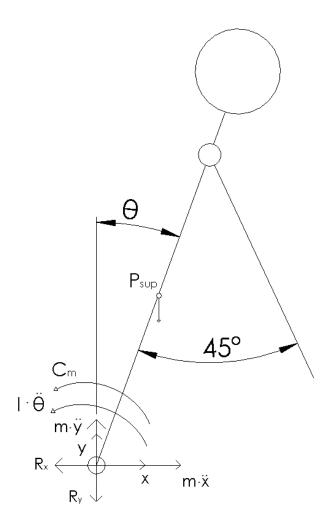


Figura 41. Equilibrio del tronco in fase di piegamento

Come visto nel paragrafo precedente, il piegamento umano è riconducibile ad una funzione cicloidale infatti per il calcolo della coppia viene usata l'accelerazione angolare ricavata derivando due volte la funzione cicloidale.

Attraverso il programma realizzato su Matlab™ è stato possibile diagrammare l'andamento della coppia al variare dell'angolo teta e al variare del tempo, considerando un piegamento completo con una flessione, un momento di stallo e un'estensione.

La coppia massima si ha poco prima del raggiungimento del punto finale di flessione e nuovamente poco dopo l'inizio della fase di estensione e corrisponde a quando l'accelerazione raggiunge il valore minimo.

Il valore massimo rilevato è: $C_{max} = 213,21 \, Nm$

Per la realizzazione della legge cicloidale su Matlab™ è stato scelto un tempo di piegamento completo di 10 secondi, nel quale il tempo di flessione completa sia di 2,5 secondi e lo stesso quello di estensione.

Di seguito è riportato l'andamento della coppia in funzione del tempo e anche quello della coppia in funzione dell'angolo di piegamento teta ricavato dalla simulazione:

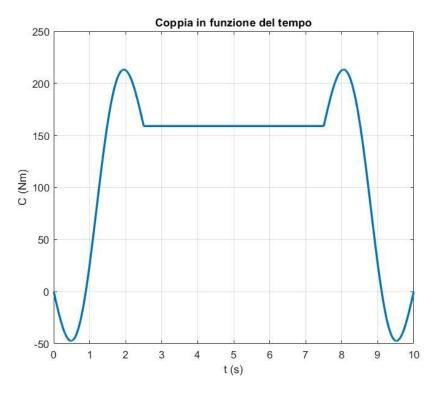


Figura 42. Andamento della coppia in funzione del tempo

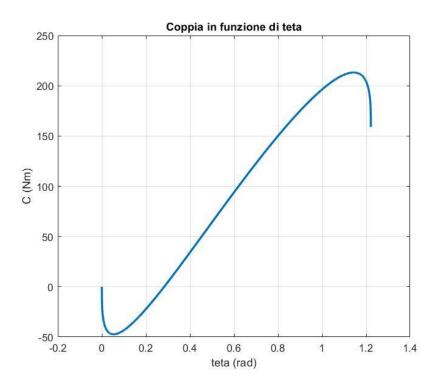


Figura 43. Andamento della coppia in funzione dell'angolo di piegamento

CAPITOLO 4

Nel capitolo seguente è raffigurato l'esoscheletro progettato in cui vengono rappresentati tutti i componenti realizzati, con particolare analisi alle due configurazioni spiegando i motivi per cui è stata scelta una configurazione piuttosto che un'altra. Nel secondo paragrafo si discute del dimensionamento dei componenti che costituiscono l'attuazione e che rende il dispositivo un esoscheletro attivo.

4.1 Assemblato esoscheletro

In questo capitolo sarà introdotta la soluzione concettuale dell'esoscheletro. In realtà prima si parlerà della soluzione realizzata inizialmente (come già citato nel paragrafo 3.1) e poi la soluzione definitiva. L'obiettivo dei seguenti paragrafi è quello di fornire una serie di informazioni sugli elementi che compongono la soluzione proposta, saranno analizzati i pro e i contro al fine di avere gli elementi chiave per la scelta di una soluzione da sviluppare.

La soluzione è frutto di studio sulla base della letteratura trovata, considerando diversi aspetti dei robot tra i quali l'alimentazione, l'attuazione, i materiali, il meccanismo del giunto d'anca, il movimento e il controllo automatico.

L'esoscheletro deve essere dotato di diversi gradi di libertà per consentire il movimento, e soprattutto non deve essere di intralcio per l'utente quando l'attuazione non è necessaria.

Il movimento di flessione/estensione dell'anca sarà l'unico grado di libertà attivo e sarà posizionato in corrispondenza del centro dell'articolazione dell'anca, su entrambi i lati.

L'adduzione e l'abduzione dell'anca viene fornita attraverso un giunto sul lato della coscia consentendo la rotazione sul piano frontale su entrambi i lati dell'anca.

L'esoscheletro avrà due modalità di lavoro, la modalità di piegamento in cui l'attuatore funzionerà per portare l'uomo ad una certa postura e farlo lavorare in posizione flessa, e la modalità libera in cui l'utente sta camminando e l'esoscheletro non dà nessun aiuto a chi lo indossa, infatti in questo caso gli attuatori non devono fornire alcuna coppia.

Nella prima configurazione progettata, la coppia viene trasferita dall'albero in cui è presente il motore elettrico, in corrispondenza dell'anca, all'albero che è collegato al telaio posteriore dell'esoscheletro attraverso un quadrilatero articolato nel quale la forza viene ripartita in modo omogeneo.

Il quadrilatero è stato progettato in precedenza da un altro tesista, la funzione principale di esso è quella di trasferire la coppia tra due alberi che si trovano su due assi paralleli, la coppia viene data senza alcun rapporto di trasmissione.

Infatti, la coppia prodotta dall'albero motore viene trasferita all'albero che è collegato al back frame al fine di fornire la coppia necessaria al piegamento completo dell'operatore.

Si può rappresentare la soluzione con il quadrilatero articolato attraverso questa figura in 3D, in cui la parte bassa del back frame è direttamente collegata all'albero che simula l'articolazione dell'anca attraverso il quadrilatero articolato:

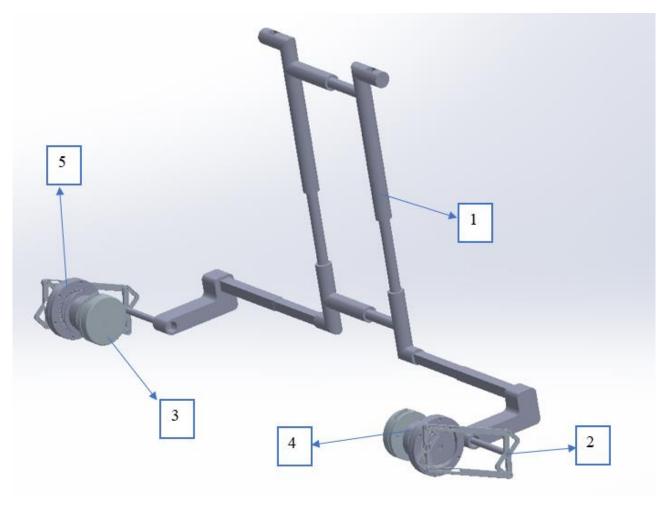


Figura 44. Prima soluzione esoscheletro

- 1. Back frame (telaio posteriore)
- 2. Quadrilatero articolato
- 3. Motore elettrico
- 4. Frizione
- 5. Harmonic Drive (riduttore armonico)

Si è scelto di usare il riduttore armonico per avere un motore elettrico molto piccolo così da avere un piccolo ingombro per questi componenti in corrispondenza dell'anca in direzione assiale; questi riduttori hanno rapporti di trasmissione molto elevati.

Invece l'uso della frizione è necessario per usare l'esoscheletro in entrambe le modalità citate in precedenza, infatti è stato previsto uno switch manuale che permette di inserire e disinserire la frizione in base al fatto che si debba lavorare in modalità di piegamento o in modalità libera.

Un altro switch manuale ON/OFF sarà progettato per l'accendimento e spegnimento del sistema.

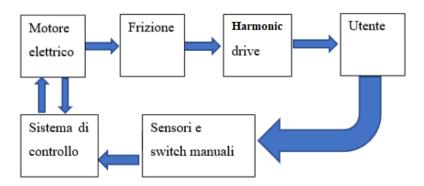
La seconda configurazione è stata realizzata senza il quadrilatero articolato per ovviare al problema relativo alla variazione della distanza tra anca e scapola quando il soggetto si piega come analizzato nel paragrafo 3.1.

Questa configurazione ha il secondo albero, quello collegato al back frame, che è libero di ruotare quando l'utente si flette; in questo modo l'albero su cui è montato il motore elettrico ruota liberamente per trasmettere la coppia, invece l'albero che si trova nella parte inferiore del telaio posteriore ruota attorno all'anca in base alla posizione dell'operatore. Viene realizzata questa configurazione perché l'uomo quando effettua una flessione non ha solo come punto di rotazione l'anca ma ruota anche attorno alla parte inferiore della schiena; quindi nella prima configurazione realizzata questa semplificazione poteva essere un problema, invece, in questo modo la struttura superiore si adatta meglio al piegamento. La seconda configurazione, infatti, sarà quella scelta per i calcoli riportati nei capitoli successivi.



Figura 45. Seconda configurazione adottata

La soluzione rappresentata può essere schematizzata nel seguente modo:



Il dispositivo generale che raffigura la seconda configurazione progettata è rappresentato qui di seguito, con una legenda per riportare i diversi componenti che fanno parte dell'assemblato:

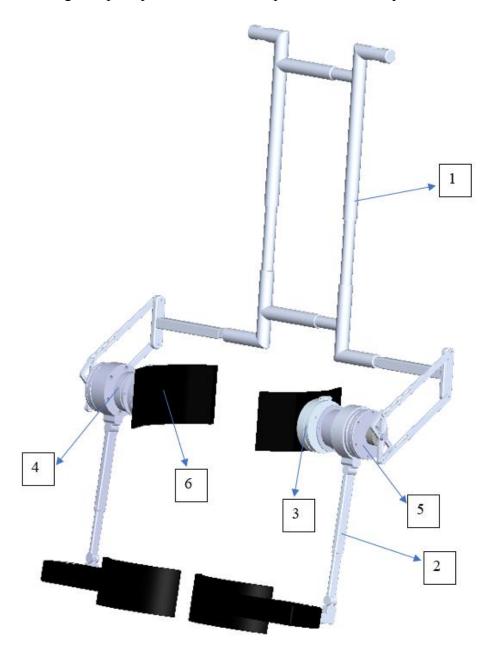


Figura 46. Seconda configurazione completa realizzata

- 1. Back frame (telaio posteriore)
- 2. Leg link
- 3. Motore elettrico
- 4. Frizione
- 5. Harmonic drive (riduttore armonico)
- 6. Conchiglia (dispositivo di aggancio per albero motore sull'anca)

Il piegamento dell'uomo, come detto in precedenza, è consentito permettendo al back frame di seguire in modo coerente il movimento di flessione, come si può vedere da questa raffigurazione sul piano sagittale, ipotizzando sempre di avere le gambe fisse e verticali:

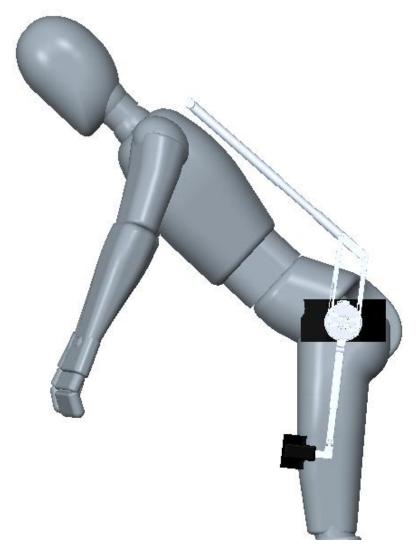


Figura 47, Piegamento uomo con esoscheletro piano sagittale

La parte superiore del telaio posteriore verrà attaccata all'uomo mediante degli spallacci; lungo la schiena l'operatore avrà anche uno zaino in cui ci sarà la batteria di alimentazione per il motore elettrico e il controllore che dovrà gestire la rotazione del motore elettrico in base alle esigenze dell'utente.

Per la realizzazione del dispositivo, la scelta del materiale è fondamentale per il design dei collegamenti dell'esoscheletro. È stata scelta una lega di alluminio 6063-T83, facendo una scelta di compromesso per un materiale che ha buone proprietà meccaniche essendo abbastanza resistente da sopportare gli sforzi di flessione applicati, ma anche leggero per evitare un carico eccessivo per l'utente con conseguente disagio, in completa contrapposizione al vero scopo di questo dispositivo. Nella seconda parte del capitolo si tratterà il dimensionamento e la scelta dei componenti meccanici ed elettrici per la realizzazione del sistema con le specifiche richieste. Il primo sarà il motore elettrico, il quale dev'essere piccolo, con basso impatto ambientale e con un'elevata affidabilità; l'uscita del motore sarà accoppiata con una frizione che esegue il disaccoppiamento del sistema quando si lavora in modalità libera, essa dev'essere scelta con la possibilità di un uso senza lubrificazione per motivi di ovvia natura sulla nostra applicazione; l'uscita della frizione è accoppiata con un riduttore armonico che modificherà i valori di velocità e coppia in base al rapporto di trasmissione scelto, esso ha una struttura complessa ma è molto leggero e ha un'elevata capacità di coppia.

4.2 Dimensionamento dei componenti

4.2.1 MOTORE ELETTRICO

Tenendo conto delle coppie e delle velocità di uscita desiderate, del peso e delle dimensioni sono state effettuate le scelte di alcuni elementi direttamente dai cataloghi delle aziende.

La prima scelta per il motore elettrico è un motore brushless a corrente continua o anche detto brushless trapezoidale. Questa macchina non ha spazzole e collettore, ed è realizzata con una costruzione invertita rispetto alla macchina a corrente continua convenzionale, infatti si hanno i magneti permanenti sul rotore e gli avvolgimenti percorsi da corrente sullo statore generano la forza elettromotrice. Per l'alimentazione del motore brushless DC è necessaria una sorgente in corrente continua ma anche l'uso di un convertitore elettronico di potenza.

Inoltre, questi motori offrono diversi vantaggi rispetto ai classici motori DC con le spazzole: alto rapporto coppia/peso, alta efficienza, alta affidabilità, rumore inferiore, e durata più lunga perché non ci sono le spazzole che sono il primo componente che causa l'usura della macchina.

Il motore scelto è il Maxon Motor© EC 90 flat [18], un motore brushless con 160 W in grado di produrre una coppia nominale di 0,458 Nm quando è alimentato a 12 V, le cui caratteristiche principali sono riportate di seguito:

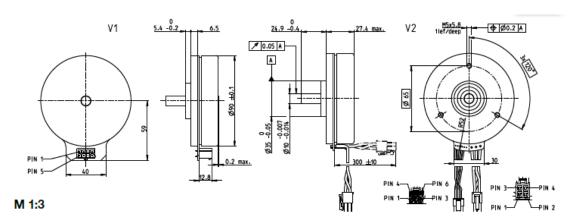


Figura 48. Disegno motore elettrico scheda tecnica [18]

	lall sensors	586655		
V2 with Hall sensors	607321			
Motor Data				
Values at nominal voltage				
1 Nominal voltage	V	12		
2 No load speed	rpm	3170		
3 No load current	mA	1320		
4 Nominal speed	rpm	2710		
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	458		
6 Nominal current (max. continuous current)	A	12.8		
7 Stall torque ¹	mNm	7400		
8 Stall current	Α	208		
9 Max. efficiency	%	85		
Characteristics				
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.0577		
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.058		
12 Torque constant	mNm/A	35.6		
13 Speed constant	rpm/V	268		
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	0.435		
15 Mechanical time constant	ms	14.4		
16 Rotor inertia	gcm²	3170		

Figura 49. Scheda tecnica motore brushless DC [18]

Il valore riportato non considera la presenza del riduttore armonico nel sistema, i cui effetti saranno evidenziati in seguito. Si tratta di un motore che nonostante la dimensione longitudinale estremamente ridotta riesce a fornire una buona coppia nominale e un'elevata coppia di stallo.

Analizzando il catalogo generale della Maxon Motor© si è visto quali erano le caratteristiche generali dei motori brushless a corrente continua. I due criteri di massima coppia continuativa e massima velocità consentita limitano il campo di funzionamento continuo. Inoltre, con i motori EC la corrente continua massima ammissibile diminuisce a velocità più elevate a causa delle perdite di corrente parassita; invece la coppia nominale assegnata alla corrente nominale è quasi costante all'interno dell'intervallo di avvolgimento e rappresenta una caratteristica del tipo di motore [17].

Nei motori EC non avendo alcun limite sul consumo di spazzole e commutatore, la velocità massima consentita viene calcolata in base a considerazioni sulla durata dei cuscinetti a sfera al massimo squilibrio residuo o al carico dei cuscinetti [17].

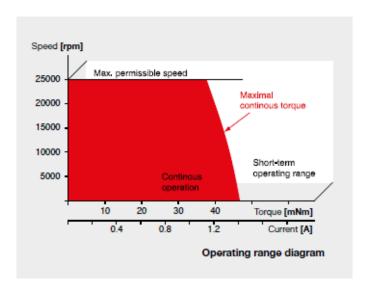


Figura 50. Caratteristica generale per i motori brushless DC Maxon Motor © [17]

4.2.2 FRIZIONE

La frizione, come già detto, è necessaria nel sistema per accoppiare e disaccoppiare il movimento relativo tra gambe e tronco. È importante quando si passa dalla modalità di piegamento alla modalità libera, in cui la frizione viene disinserita.

La frizione riceve come ingresso la velocità del motore elettrico e la coppia attraverso un elemento dell'albero e dà come uscita la stessa velocità e coppia quando è inserita, senza considerare alcuno slittamento. L'uscita della frizione sarà l'ingresso del riduttore armonico.

La frizione scelta è la Warner Electric© SMF VAR 00 taglia 10 [2], una frizione a disco singolo elettromagnetica con una faccia di attrito attivata dall'alimentazione. Questa frizione ha tutti i requisiti necessari, non ha contraccolpo, ha un'alta coppia massima trasmissibile e non c'è coppia residua quando disinserito.

La dissipazione di calore della frizione non è un problema; lo svantaggio principale di questo componente è il suo peso elevato, ma è un compromesso per un componente necessario per il corretto funzionamento del sistema. Infatti, essa ha una massa di 0,5 kg che è un valore elevato considerando le sue piccole dimensioni.

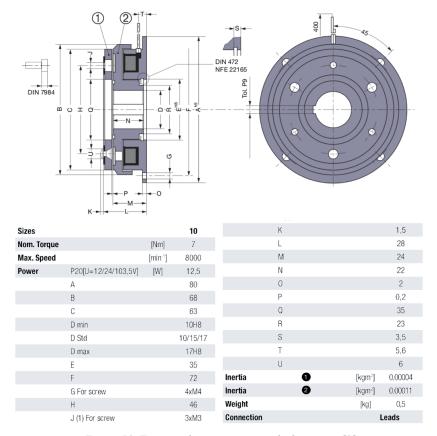


Figura 51. Frizione elettromagnetica scheda tecnica [2]

4.2.3 RIDUTTORE ARMONICO

L'azionamento armonico è un componente necessario per evitare di avere un motore con dimensione e peso elevati per soddisfare i requisiti di coppia richiesti. Esso ha il compito di modificare il valore di coppia/velocità di ingresso e la direzione a seconda di un fattore relativo al proprio rapporto di trasmissione e alla disposizione di montaggio. Il riduttore armonico è formato da 3 elementi: wave generator, flex spline e circular spline. Il wave generator è un sottile cuscinetto a sfere montato su un mozzo ellittico; questo funge da convertitore di coppia ad alta efficienza ed è generalmente montato sull'albero di ingresso o sull'albero motore. La flex spline, visibile in figura 52, ha lo scopo di trasmettere il moto e la coppia tra il wave generatore e la circular spline. Come il nome suggerisce, il componente, pur essendo torsionalmente rigido, è sufficientemente flessibile radialmente da adattarsi al profilo ellittico del wave generator. La circular spline è un anello rigido con denti interni, essi si impegnano nella flex spline attraverso l'asse maggiore dell'ellisse. La circular spline ha la caratteristica di avere due denti in più rispetto alla flex spline. Il rapporto di trasmissione risultante dipende dal numero di denti dell'ingranaggio, ma dipende anche da quale dei tre elementi viene utilizzato come elemento fisso, elemento di input ed elemento di output.



Figura 52. Rappresentazione riduttore armonico [10]

Parlando del meccanismo di funzionamento si ha che: la flex spline ha un diametro leggermente inferiore rispetto alla circular spline e la forma ellittica del wave generator fa sì che i denti della flex spline si impegnino con la circular spline in due regioni opposte attraverso l'asse maggiore dell'ellisse. In generale, una rotazione completa in senso orario del wave generator fa sì che la flex spline si muova in senso antiorario di due denti dalla sua posizione originale, rispetto alla circular spline.

Quello scelto della FB, è un set di componenti senza la parte di chiusura della tazza. Questa serie di riduttori armonici è anche definita "stile pancake" ed è composta da quattro parti funzionando secondo lo stesso principio del tipo a tazza. La flex spline è strutturata per avere una circular spline aggiuntiva con lo stesso numero di denti della flex spline.

Infatti, ci sono due circular spline, una di destre e una di sinistra; quella di destra ha lo stesso numero di denti della flex spline, poiché non genera una rotazione relativa con essa ma ruota alla stessa velocità, invece quella di sinistra è la circular spline precedentemente descritta con due denti in più rispetto alla flex spline [10].

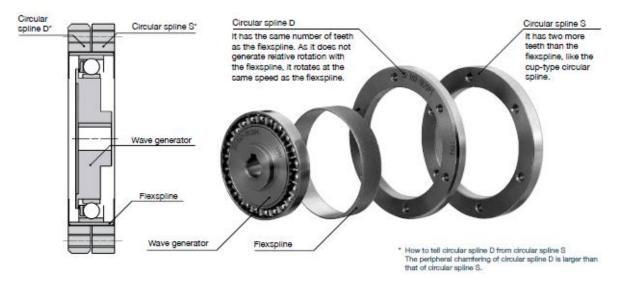


Figura 53. Modello riduttore armonico scelto con due circular spline [10]

Questo tipo di riduttore a 7 configurazioni diverse in base al se lo si voglia usare come riduttore o moltiplicatore di velocità oppure come un differenziale.

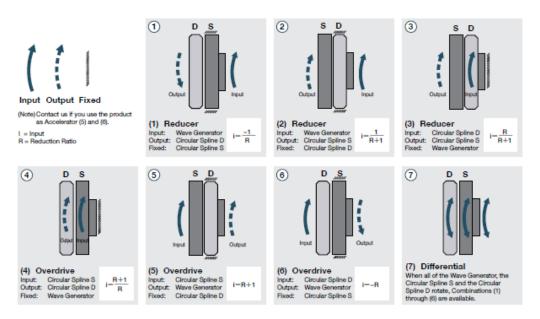


Figura 54. Configurazioni riduttore armonico [10]

Il riduttore armonico scelto per soddisfare i requisiti di coppia richiesti per il piegamento ha le seguenti caratteristiche tecniche:

																Table 106-1
Size	Ratio	Rated torque at 2000rpm		Repeated Peak Torque		Max. Average Load Torque		Mex. Momentary Torque		Rated input rotational speed	Max. Input Speed (rpm)		Limit for Average Input Speed (rpm)		Moment of inertia	
		Nm	kgim	Nm	kgfm	Nm	kgfm	Nm	kgfm	rpm	Oil lubricant	Grease lubricant	Oil lubricant	Grease lubricant	l ×10°kgm²	J x10*kglu.c*
14	50	2.6	0.27	3.2	0.33	3.2	0.33	6.9	0.7	2000	6000	3600	4000	2500	0.033	0.034
	88	4.9	0.5	7.8	0.8	7.8	0.8	15.7	1.6*							
	100	5.9	0.6	9.8	1.0	9.8	1.0	15.7	1.6*							
	110	5.9	0.6	9.8	1.0	9.8	1.0	15.7	1.6*							
	50	14	1.4	18	1.8	18	1.8	34	3.5		6000	3600	3600	2500	0.135	0.138
	80	17	1.7	21	2.1	21	2.1	35	3.6							
20	100	22	2.2	26	2.7	25	2.5	47	4.8	2000						
	128	24	2.4	33	3.4	25	2.5	58	5.9							
	160	24	2.4	38	3.9	25	2.5	59	6.0°							
	50	23	2.3	30	3.1	30	3.1	54	5.5	l						
	80	31	3.2	39	4.0	39	4.0	70	7.1							
25	100	39	4.0	52	5.3	52	5.3	91	9.3	2000	5000	3600	3000	2500	0.36	0.37
	120	39	4.0	61	6.2	61	6.2	94	9.6*	ļ						
	160	39	4.0	76	7.8	61	6.2	86	8.8*							
	50	44	4.5	60	6.1	60	6.1	108	-11	2000	4500	3600	2500	2300	1.29	1.82
32	78	63	6.4	75	7.7	75	7.7	127	13							
	100	82	8.4	98	10	98	10	176	18							
	131	82	8.4	137	14	118	12	235	24 ²²							
	157	82	8.4	157	16	118	12	235	24 ×							
40	50	88	9	118	12	118	12	216	22			3300	2000	2000	3.38	3.45
	80	118	12	147	15	147	15	265	27		4000					
	100	157	16	186	19	186	19	343	35	2000						
	128	167	17	235	24	235	24	372	38 °							
	160	167	17	284	29	274	28	353	38 *							
50	80	216	22	265	27	265	27	480	49	1700	3500	3000	1700	1700	9.9	10
	100	284	29	253	36	353	36	627	64							
	120	304	31	421	43	421	43	708	72 *							
	160	304	81	510	52	490	50	666	68 °							

[&]quot; Torque value limited by ratcheting

Figura 55. Caratteristiche tecniche Harmonic drive [10]

4.2.4 BATTERIA DI ALIMENTAZIONE

L'alimentazione dell'esoscheletro non sarà fornita da una linea elettrica esterna collegata al dispositivo, ma con una batteria che sarà posizionato all'interno di uno zaino indossato dall'utente in cui ci sarà anche il controllore. Questa soluzione è stata considerata la migliore perché dona all'utente una mobilità infinita, nonostante il contro di un'autonomia limitata e un peso extra.

In realtà, avendo dei motori elettrici di dimensioni e potenza non elevati e facendo delle ricerche approfondite, è stata trovata una batteria al litio che abbia i requisiti richiesti con un peso di 3,36 kg. Facendo un calcolo sulla corrente che serve per il motore elettrico e sulla durata di una giornata lavorativa sono necessarie delle batterie da 40 Ah, per questo motivo è stata selezionata una batteria della YILINK agli ioni litio di 22,2 V e 40000 mAh [36].



Figura 56. Batteria agli ioni Li [36]

CAPITOLO 5

In questo capitolo è analizzato il motore elettrico in tutti i suoi aspetti, rappresentando il modello del motore elettrico brushless a corrente continua spiegandone le caratteristiche e i motivi per cui è necessario l'uso di un convertitore elettrico. Dopo di che, si parla della differenza fra un controllore PID e un controllore fuzzy spiegando i motivi per cui è stato scelto uno anziché l'altro e inoltre, viene spiegata la logica del controllo del motore elettrico implementato in questo dispositivo.

5.1 Modello motore elettrico

Come già detto nel precedente capitolo, il motore elettrico scelto è un motore brushless a corrente continua (brushless DC) cioè una macchina senza il collettore e le spazzole. Il moto ha degli avvolgimenti percorsi da corrente sullo statore con alimentazione da un convertitore, i magneti permanenti sono sul rotore. Infatti, il motore ha una configurazione invertita rispetto al classico motore a corrente continua, in quanto il magnete ruota mentre i conduttori rimangono fermi. Nella macchina a corrente continua l'inversione di polarità viene eseguita dal commutatore e dalle spazzole. Nel motore DC brushless, l'inversione di polarità è eseguita da transistor di potenza che devono essere commutati in sincronismo con la posizione del rotore [11].

In questo modo si ha un'evoluzione rispetto al motore in corrente continua, si risolve la criticità del commutatore e si ha un rotore privo di perdite Joule rotoriche, le più difficili da ridurre.

La struttura tipica dei motori brushless DC ha un avvolgimento distribuito trifase sullo statore con collegamento a stella come in figura:

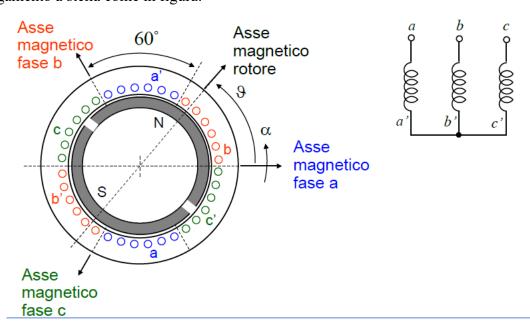


Figura 57. Struttura motore brushless DC [16]

Il rotore (induttore) produce una distribuzione spaziale quadra di induzione magnetica fissa rispetto allo statore. Ogni fase ha un numero di spire fisso ed occupa 120 gradi elettrici sullo statore.

La forza elettromotrice indotta ha un andamento trapezoidale in funzione della posizione angolare θ del rotore, ed ogni fase è modellizzata come serie tra una resistenza, un'induttanza e un generatore di forza elettromotrice.

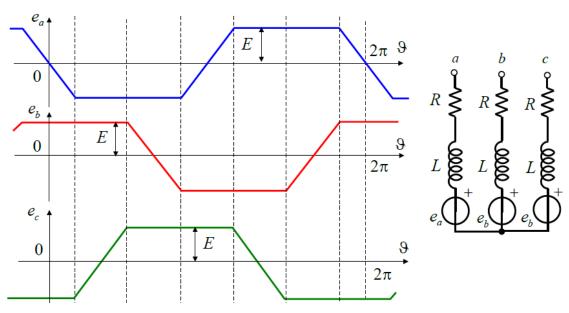


Figura 58. Andamento tensioni motore brushless DC [16]

Allo stesso modo del motore elettrico a corrente continua convenzionale, il motore brushless trapezoidale è alimentato con una tensione continua ma la macchina è trifase e per questo è necessario l'uso di un convertitore elettronico di potenza, cioè un inverter trifase. Per poter comandare i poli di commutazione dei transistor serve istante per istante la posizione angolare del rotore. Il motore brushless funziona con la tecnica two-phase ON in cui per 60 gradi elettrici solo 2 fasi portano corrente e la terza fase è spenta [16].

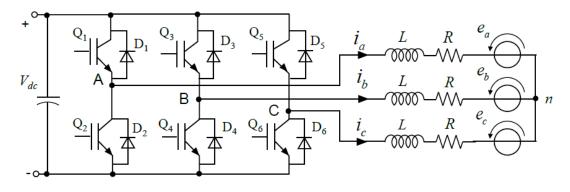


Figura 59. Motore brushless DC con inverter trifase [16]

Il modo migliore per comprendere le caratteristiche prestazionali di un motore DC senza spazzole è studiare la curva velocità/coppia. Questa curva rappresenta la capacità dello stato stazionario del motore di guidare vari tipi di carichi. La cosa più importante della curva velocità/coppia è quella di garantire che il motore abbia una coppia sufficiente a tutte le velocità dalla velocità zero alla massima velocità, per accelerare il carico da fermo e mantenere la piena velocità senza superare i limiti termici o elettrici che appaiono come confini delle regioni sulla curva velocità/coppia [11]

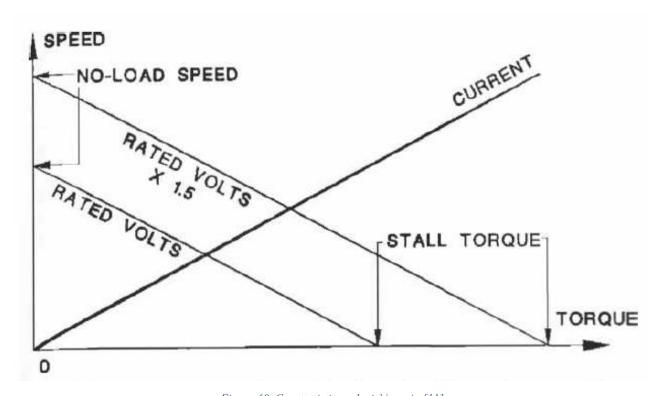


Figura 60. Caratteristica velocità/coppia [11]

Nel caso analizzato la caratteristica della coppia è molto importante per sapere a che velocità e coppia può lavorare il motore in modalità continuativa ma anche perché quando l'operatore rimane piegato e lavora in posizione flessa il rotore è bloccato ma il motore continua a fornire coppia.

Per il dimensionamento del motore elettrico è stato necessario anche considerare che per diminuire il surriscaldamento del motore andava scelto un motore elettrico che abbia una coppia di stallo o a rotore bloccato piuttosto elevata, così se si lavora ad una coppia minore non sussiste il problema termico del surriscaldamento. Normalmente, non è consentito il passaggio di corrente a rotore bloccato anche per un breve periodo perché può smagnetizzare i magneti o distruggere i transistor di potenza. Infatti, il normale funzionamento del motore elettrico è generalmente limitato alla regione sinistra del diagramma rappresentato nella figura successiva.

Però, può essere usato il motore tipicamente mantenendo in modo continuativo una coppia che sia fino al 30% della coppia a rotore bloccato che si legge sul catalogo, oppure anche per il 50-60% per periodi molto brevi [11].

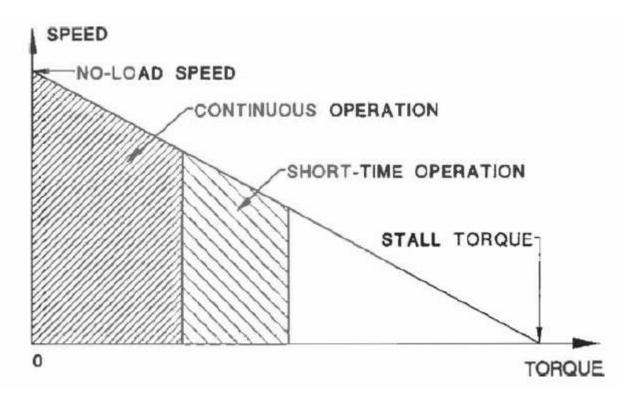


Figura 61. Parti di lavoro curva coppia/velocità [11]

Il modello del motore elettrico brushless a corrente continua è uguale al modello del motore elettrico a corrente continua convenzionale analizzando una singola fase per volta. In generale il motore elettrico può essere schematizzato attraverso: una resistenza, un'induttanza e un generatore di forza elettromotrice. La tensione elettromotrice indotta è data da:

$$E=k_E\cdot\omega_m$$

dove k_E è una costante chiamata costante di tensione. Questa relazione è seguita immediatamente da questa:

$$T = k_T \cdot i$$

dove k_T è detta costante di coppia, e qui è dimostrato che la coppia viene controllata regolando l'ampiezza delle correnti di fase della macchina.

Il modello del motore elettrico può essere rappresentato nel seguente modo:

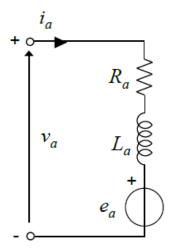


Figura 62. Modello motore elettrico [16]

Da questo modello possono essere scritte le equazioni che reggono il sistema:

$$v_{a} = \frac{L_{a}di}{dt} + Ri + E_{a}$$

$$E_{a} = k_{E} \cdot \omega$$

$$T = k_{T} \cdot i$$

$$T = k_{T} \cdot i = \frac{J \cdot d\omega}{dt} + b \cdot \omega$$

$$\omega = \frac{d\vartheta}{dt}$$

dove J è l'inerzia del motore e b è lo smorzamento.

Queste equazioni possono essere inserite nel modello SimulinkTM seguente, nel quale avendo in input la tensione di alimentazione si ha in output la posizione angolare del motore elettrico:

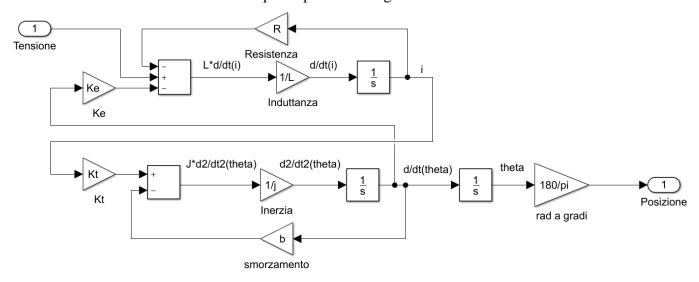


Figura 63. Modello SimulinkTM motore elettrico

Prima di passare al prossimo paragrafo in cui si analizzerà la logica di controllo del motore elettrico utilizzata, è giusto esprimere che in generale per un motore brushless è necessario che lo schema di controllo sia supportato da 3 sensori ad effetto Hall on-off montati sull'albero del motore insieme ad una ruota dentata calettata sul rotore. Questi sensori servono per individuare i poli di commutazione da modulare del motore brushless DC in discussione [16].

Uno schema di controllo di coppia che regola la corrente equivalente del motore scelta opportunamente a partire dal sesto angolare trovato con i sensori di posizione ha uno schema di questo genere:

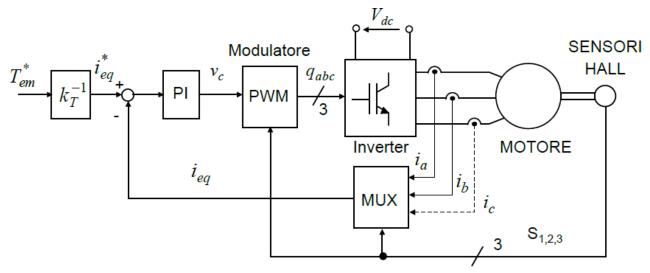


Figura 64. Schema generale di controllo motore brushless DC [16]

Il modulatore PWM (pulse-width modulation) permette di ottenere una tensione variabile dipendente dal rapporto tra un segnale di input variabile e un altro segnale di input fisso (triangola), questo rapporto è definito duty cycle. In questo caso, viene utilizzato per comandare i poli di commutazione dei transistor che si occupano dell'inversione della polarità.

Il controllore generalmente utilizzato per un motore elettrico è un PI (proporzionale-integrativo) e di questo si parlerà nel prossimo paragrafo.

Se il motore ha a disposizione anche un sensore di velocità, si può aggiungere anche un anello di controllo esterno con regolazione della velocità stessa.

5.2 Logica e realizzazione controllo

Prima di parlare della logica di controllo realizzata nell'elaborato analizzato è opportuno dare una spiegazione sul tipo di controllore utilizzata e sul relativo funzionamento dello stesso. In generale, un sistema di controllo continuo può essere ad anello aperto, e in tale caso l'output (il comando agli attuatori) dipende solamente dal valore di input impostato, oppure ad anello chiuso, in cui sono presenti sensori che permettono una retroazione degli output che può agire sugli input del controllore. I principali requisiti di un sistema sono la stabilità, la precisione e il tempo di risposta. La stabilità è la caratteristica per cui il segnale di uscita si avvicina asintoticamente a al segnale di ingresso; più un sistema è stabile maggiore è lo smorzamento della risposta. La stabilità è una caratteristica necessaria per un sistema controllato, invece un sistema instabile si può danneggiare e può provocare danni.

La precisione è legata all'errore statico, e si definisce sovraelongazione massima o overshoot la differenza che c'è tra il massimo valore che assume il segnale di uscita durate il transitorio e il valore di riferimento. L'entità dell'overshoot definisce la precisione dinamica.

La velocità di risposta di un controllo si caratterizza normalmente con due parametri: la prontezza del sistema ed il tempo di salita. La prontezza è il tempo di risposta dell'uscita al variare dell'ingresso; il tempo di salita invece si definisce come il tempo necessario per far in modo che la variabile di controllo aumenti dal 10% al 90% del valore di regime [27].

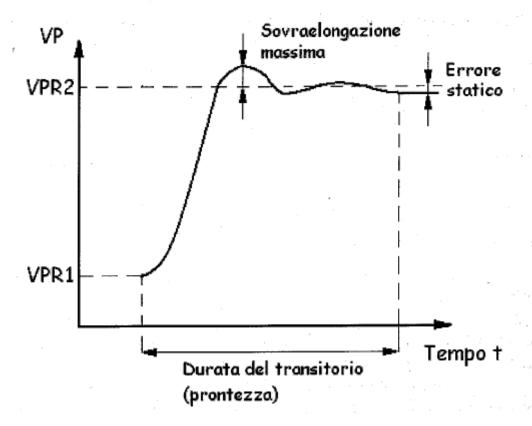


Figura 65. Risposta a gradino di un sistema controllato [27]

Tra i regolatori standard, il controllore di tipo PID è il metodo di controllo più utilizzato nelle applicazioni industriali. La diffusione di tale metodo è dovuta alla semplicità della legge di controllo, che usa pochi parametri di taratura.

La parte di controllo può essere costituita da tre termini di regolazione:

- proporzionale;
- integrale;
- derivativo.

I tre contributi, messi insieme, costituiscono il cosiddetto controllo PID qui rappresentato:

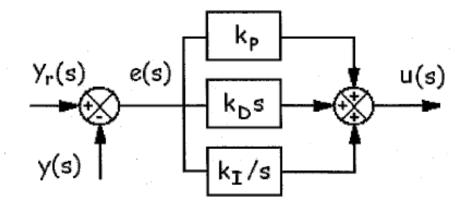


Figura 66. Schema di controllore PID in Laplace [27]

Le equazioni che reggono il sistema di un regolatore PID sono:

$$C(s) = k_p + \frac{k_i}{s} + k_d \cdot s = k_p \left(1 + \frac{1}{T_i \cdot s} + T_d \cdot s \right)$$

 k_p , k_i e k_d sono detti rispettivamente guadagni proporzionale, integrale e derivativo mentre T_i e T_d sono le costanti di tempo integrale e derivativa, esse sono definite secondo la seguente relazione:

$$T_i = \frac{k_p}{k_i}$$

$$T_d = \frac{k_d}{k_p}$$

Il valore della costante di tempo derivativa T_d è il tempo necessario perché l'azione proporzionale eguagli l'azione derivativa nel caso in cui l'errore aumenti linearmente nel tempo a partire da zero. Invece, il valore della costante di tempo integrativa T_i è il tempo necessario per cui l'azione integrale eguagli l'azione proporzionale nel caso in cui l'errore sia costante nel tempo [27].

Nel controllore completo PID, il guadagno proporzionale k_p si sceglie principalmente per diminuire il tempo di salita, il guadagno integrale k_i per eliminare l'errore statico, mentre il guadagno derivativo k_d per diminuire la sovraelongazione.

In generale un aumento dell'azione proporzionale:

- aumenta la banda passante;
- crea una riduzione del tempo di salita;
- diminuisce l'effetto di variazioni parametriche del sistema;
- in assenza di azione integrale, riduce l'errore a regime rispetto all'anello aperto;
- riduce il margine di stabilità.

Il contributo dell'azione integrale ha come effetto quello di:

- azzerare l'errore a regime, tanto più velocemente quanto più k_i è grande;
- ridurre la banda passante;
- ridurre il margine di stabilità.

Infine, un aumento dell'azione derivativa:

- diminuisce la sovraelongazione;
- aumenta i margini di stabilità;
- aumenta la banda passante;
- amplifica i rumori ad alte frequenze.

Nel caso analizzato all'interno dell'elaborato è stata effettuata una taratura dei parametri manuale, la quale prevede che si vada per tentativi e si scelgano i valori dei guadagni proporzionale, integrale e derivativo in modo da ottenere un controllo soddisfacente del processo, facendo in modo che il sistema risponda al minor tempo possibile e senza avere un errore a regime.

Un altro tipo di controllo utilizzato sugli esoscheletri per applicazione industriale come visto in letteratura è il controllo fuzzy, questa logica si sviluppa a partire dagli anni '60 e rappresenta un tipo di pensiero che si differenzia da quello tradizionale, poiché ad un determinato enunciato non corrisponde solo la verità o la falsità, ma un certo grado di verità detto grado di appartenenza.

La logica fuzzy tende ad eliminare la discontinuità che si ha con la logica tradizionale o binaria introducendo un fuzzy set, cioè una classe di appartenenza con un continuo grado di appartenenza compreso tra 0 e 1, ed una funzione di appartenenza che definisce tale grado in funzione del valore della variabile misurata.

Si può fare l'esempio di un serbatoio di aria compressa a pressioni che variano nel campo di 0-10 bar [27]. Secondo la logica binaria si può dividere questo intorno in due insiemi (bassa e alta pressione), ed una pressione di 5bar è bassa, invece una pressione di 5,01 bar è alta. La logica fuzzy tende ad eliminare questo tipo di discontinuità introducendo una classe di appartenenza con un grado di appartenenza che va da 0 a 1 e una funzione di appartenenza triangolare.

Questa funzione va da 4 a 6 bar e definisce il grado di attivazione di una classe di appartenenza, come si può vedere nella figura successiva:

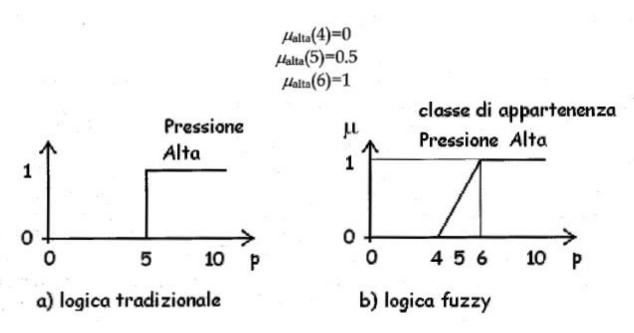


Figura 67, Confronto fra logica binaria e logica fuzzy [27]

Nell'applicazione realizzata all'interno dell'elaborato non è stato necessario usare un controllore fuzzy introducendo ulteriori complicazioni dal punto di vista progettuale ed analitico, ma è stato scelto di utilizzare un controllore PID in cui in realtà la parte derivativa è stata posta nulla, per cui quello realizzato è un controllo proporzionale-integrativo a tutti gli effetti.

Il controllore utilizzato riceve in ingresso la coppia necessaria per mantenere l'equilibrio statico e rappresentata nel paragrafo 3.2 in cui è stata analizzata la dinamica del piegamento. È necessario moltiplicare questo valore per 0,3, poiché l'esoscheletro progettato è un agevolatore che mi dà solo il 30% della massima coppia che serve per effettuare un piegamento. Infatti, il progetto è stato effettuato supponendo (prima di effettuare i calcoli) una coppia di 280 Nm per mantenere l'equilibrio statico quando l'uomo si flette. Calcolando il 30% di questo valore si ottiene una coppia di 84 Nm che divisa nelle due gambe e nei due motori elettrici mi dà una coppia di 42 Nm per gamba.

Per questo motivo, in input al controllore ci sarà il 30% della coppia calcolata dall'analisi dinamica che viene ulteriormente divisa per il rapporto di trasmissione del riduttore armonico che nella configurazione che rappresenta la flessione è pari a 91.

Questa coppia, calcolata come precedentemente descritto, sarà usata come segnale di set del controllo implementato, e sarà confrontata col segnale di feedback dato dalla coppia uscente dal motore elettrico calcolata come:

$$T = k_T \cdot i$$

Il segnale di set meno il segnale di feedback, mi dà un segnale risultante di errore che è usato come ingresso del controllore PI.

In realtà, se si volesse andare a monte del calcolo di analisi dinamica, il controllo è progettato in modo tale che attraverso un sensore si rileva la posizione angolare dell'uomo rispetto alla verticale, da questo si ricava la coppia necessaria a mantenere l'equilibrio statico durante il piegamento, la quale, facendo le opportune semplifica, si usa come segnale di set per il controllore PI.

Per effettuare questa logica di controllo è necessario avere oltre alla posizione angolare dell'uomo, anche la velocità e l'accelerazione del piegamento con le quali si calcolano la dinamica del sistema e si ottimizza il sistema di controllo.

All'uscita del controllore si ha una tensione, che corrisponde alla tensione di alimentazione del motore elettrico per dare la coppia desiderata, da qui in poi entrano in gioco le equazioni rappresentate nel paragrafo precedente sul modello del motore elettrico per uscire dal controllo con il calcolo della corrente e di conseguenza della coppia prodotta.

Per semplicità vengono fornite nuovamente le relazioni relative al motore elettrico:

$$v_{a} = \frac{L_{a}di}{dt} + Ri + E_{a}$$

$$E_{a} = k_{E} \cdot \omega$$

$$T = k_{T} \cdot i$$

$$\omega = \frac{d\vartheta}{dt}$$

L'andamento della coppia usata in ingresso al sistema e dell'angolo di piegamento rispetto alla verticale è uguale a quella rappresentata nel capitolo 3 sull'analisi cinematica e dinamica.

Per la taratura del controllore i valori trovati manualmente per la stabilità del sistema e per annullare l'errore a regime sono:

$$k_{p} = 5$$

$$k_i = 200$$
$$k_d = 0$$

Lo schema di controllo realizzato può essere schematizzato nella figura seguente:

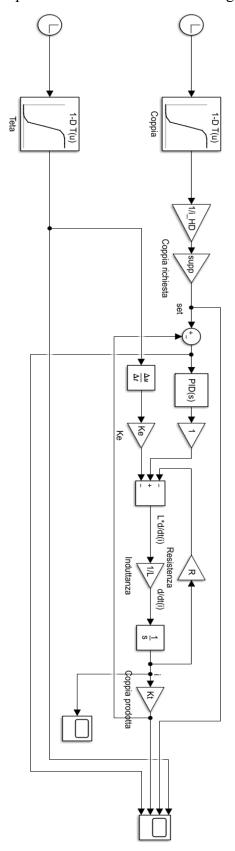


Figura 68. Logica e realizzazione controllo motore elettrico

Si analizza un piegamento completo, che comprende:

- una flessione;
- un momento di stallo (utente fermo a 70°);
- un'estensione.

Durante un piegamento completo è stato possibile rappresentare l'andamento della corrente in funzione del tempo che è riportata di seguito:

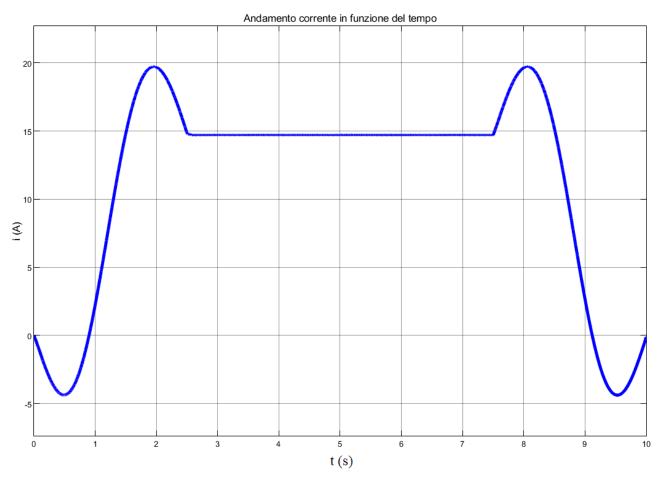


Figura 69. Andamento della corrente in funzione del tempo

Nel prossimo grafico è possibile vedere l'andamento della coppia in funzione del tempo, confrontando la coppia richiesta per equilibrare il sistema con la coppia prodotta realmente dal motore elettrico dopo il controllore.

Inoltre, sempre all'interno dello stesso grafico, viene inserita la differenza tra le due coppie di set e di feedback per rappresentare l'errore che sussiste nel sistema tra quello richiesto per un piegamento completo e quello prodotto dal sistema.

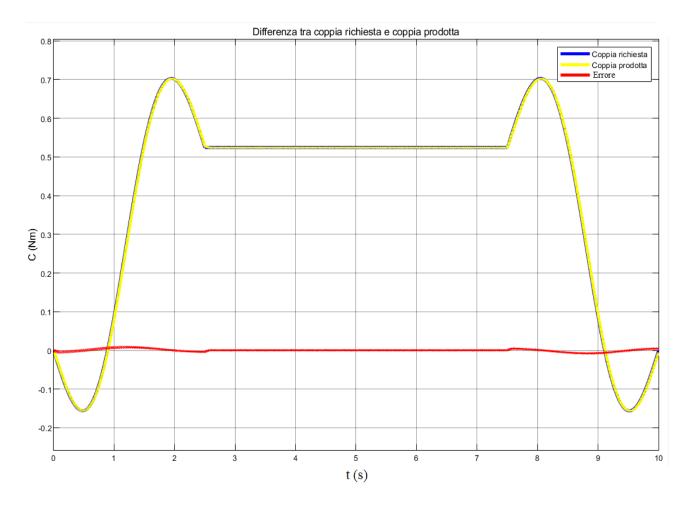


Figura 70. Andamento della coppia in funzione del tempo

Il valore massimo della coppia prodotta dal motore elettrico è di 0,7 Nm invece, l'errore massimo che è stato individuato tra la coppia richiesta e la coppia prodotta è dell'ordine dei mNm, quindi abbastanza piccolo da poter essere trascurabile. Inoltre, come è possibile verificare dall'andamento precedentemente riportato, l'errore a regime è nullo.

CAPITOLO 6

Nell'ultimo capitolo è rappresentato il modello dell'uomo su una parte di Matlab™ (Simscape) che permette di simulare la gravità e simulare un piegamento umano completo in cui si possono ricavare gli andamenti della coppia di equilibrio statico. È necessario effettuare questa simulazione per confrontare i risultati ottenuti nel capitolo precedente con quelli ottenuti per via numerica.

6.1 Simscape Multibody TM

In MatlabTM è presente un'estensione chiamata Simscape MultibodyTM che fornisce un ambiente di simulazione per sistemi meccanici tridimensionali, come robot, sospensioni di veicoli, attrezzatture da costruzione ecc. È possibile modellare diversi tipi di sistemi utilizzando blocchi che rappresentano dei corpi, o giunti, o vincoli, oppure anche elementi di forza e sensori.

Inoltre, questa estensione dà la possibilità di importare assiemi CAD completi, compresi i vincoli già realizzati in un altro programma in cui è possibile realizzare la geometria 3D e gli accoppiamenti tra le parti (es. SolidWorks®). Dopo aver importato il sistema e definito un sistema di attuazione è possibile generare anche un'animazione 3D che consente di visualizzare le dinamiche del sistema considerando anche la presenza della gravità.

SimscapeTM è stato realizzato per aiutare a sviluppare sistemi di controllo testandone le prestazioni. È possibile, inoltre, parametrizzare i modelli utilizzando variabili MatlabTM o importare sistemi di controllo in SimulinkTM per il sistema realizzato su Simscape MultibodyTM.

Usando l'estensione in concomitanza con SolidWorks® si ha la possibilità di realizzare il modello dell'assieme nel CAD, poi la massa, l'inerzia e la posizione del baricentro della parte vengono trasferite automaticamente al modello di simulazione. I vincoli vengono anche trasferiti automaticamente al modello della simulazione.

Viene adottato questo procedimento per avere un'ulteriore conferma dei calcoli effettuati in via di progetto prima di comprare i componenti e realizzare il dispositivo indossabile. Oltre a questo, i benefici più importanti sono:

- meno iterazioni sulla progettazione meccanica;
- meno prototipi meccanici;
- costi di sistema ridotti;

Simscape Multibody™ permette di definire parti rigide e flessibili utilizzando forme 3D parametrizzate e consente di creare parti personalizzate definendo i profili 2D in Matlab™ ed estrudendoli lungo una linea o ruotandoli attorno ad un asse. È possibile, nell'interfaccia 3D, posizionare e orientare le parti che consentono le connessioni tramite giunti che fungono da riferimento per le misurazioni, poiché proprio nei giunti vi sono dei sensori che permettono di riportare gli andamenti in funzione del tempo.

In quest'interfaccia è possibile definire le forze su parti e giunti, oppure si può dare rigidità di smorzamento o coppie ai giunti in base al loro movimento. La gravità uniforme, fissa o specificata da un segnale di ingresso può essere applicata all'intero meccanismo.

In un sistema realizzato su SimscapeTM devono essere presenti necessariamente tre blocchi:

- solver configuration;
- world frame;
- mechanism configuration.

Ogni rete fisica rappresentata da uno schema a blocchi SimscapeTM richiede informazioni sulle impostazioni del risolutore per la simulazione. Il blocco di solver configuration specifica i parametri del risolutore necessari per il modello prima di poter iniziare la simulazione [32].

Figura 71. Blocco di solver configuration [32]

Invece il blocco di riferimento inerziale (world frame) rappresenta il riferimento globale in un modello. Il collegamento rigido di un blocco a questo blocco rende questo frame inerziale. Gli assi di questo riferimento sono ortogonali e disposti secondo la regola della mano destra. Tutti gli altri sistemi di riferimento presenti sono definiti direttamente o indirettamente rispetto al world frame. È necessario collegare il blocco del world frame con un altro sistema di riferimento per fissare la posizione e l'orientamento di quel frame al world frame.



Figura 72. Blocco di riferimento globale [32]

Infine, il blocco mechanism configuration fornisce parametri meccanici e di simulazione ad un meccanismo, ad esempio a un gruppo indipendente di blocchi SimscapeTM interconnessi. I parametri includono la gravità e un delta di linearizzazione per il calcolo di derivate parziali numeriche durante la linearizzazione. Questi parametri si applicano solo al meccanismo a cui si collega il blocco. Il blocco di configurazione si può omettere; nel seguente caso il vettore di accelerazione gravitazionale viene impostato a zero. Il vettore predefinito che identifica la presenza della gravitò in asse z è [0 0 –9.80665]m/s^2.



Figura 73. Blocco mechanism configuration [32]

Oltre a questi blocchi rappresentati normalmente ci sono altri blocchi presenti che servono per orientare i blocchi secondo un sistema di riferimento che può essere coerente o meno col sistema di riferimento globale. Questo è il blocco di trasformazione rigida che applica di fatto una trasformazione invariante nel tempo fra due frame.



Figura 74. Blocco di trasformazione rigida [32]

Questo blocco è costituito da un ingresso e un'uscita; la porta B si riferisce al frame rispetto al quale si specificano le trasformazioni, invece la porta F rappresenta la parte a cui applicare le trasformazioni.

In generale, i frame sono triadi di assi che codificano i dati di posizione e orientamento in un modello Simscape MultibodyTM in 3D. Ogni triade è composta da tre assi perpendicolari che si intersecano in un'origine. Ogni componente solido ha uno o più riferimenti locali a cui è rigidamente fissato.

Posizionando e orientando i riferimenti dei componenti, si posizionano e orientano i componenti stessi, infatti, un blocco di trasformazione rigido imposta gli offset di rotazione e di traslazione tra gli assi.

Per inserire dei componenti fisici tridimensionali è necessario aggiungere un blocco solido, il quale fornisce un'interfaccia di creazione del solido desiderato e di creazione di alcuni sistemi di riferimento che è possibile utilizzare per gli accoppiamenti. In questo modo è possibili posizionare un solido in base a sistemi di riferimento con origine in un vertice o al centro di una faccia, oppure ancora meglio nel centro di massa del solido stesso.

Possono essere creati dei frame anche nel blocco solido, invece le cornici create utilizzando i blocchi di trasformazione rigida sono indipendenti da qualsiasi specifica funzionalità solida.

Per inserire una connessione tra due solidi, come un giunto che permette una rotazione è necessario utilizzare il blocco revolute joint. Questo blocco rappresenta un giunto con un grado di libertà di rotazione fornito da una primitiva di rivoluzione.



Figura 75. Blocco revolute joint [32]

Le origini del sistema di riferimento B e F rimangono coincidenti durante la simulazione, in questo caso il blocco rappresenta il movimento tra i due sistemi di riferimento come una singola trasformazione variabile nel tempo. In questo blocco possono essere gestite le opzioni di attuazione per il giunto di rivoluzione, che includono coppia e movimento.

Se si seleziona la parte "Provided by Input" dall'elenco si specifica un segnale di ingresso da fornire per la modalità di attuazione considerata.

Si possono selezionare tre impostazioni di coppia (momento torcente):

- None: nessuna coppia di attuazione;
- Provided by Input: coppia di attuazione data dall'ingresso del segnale fisico. Il segnale fornisce la coppia che agisce sul sistema di riferimento di follower (F) rispetto al sistema di riferimento di base (B) attorno all'asse primitivo del giunto. Una coppia uguale e contraria a questa agisce sul telaio di base;
- Automatically computed: coppia di azionamento fornita da un calcolo automatico. Simscape MultibodyTM calcola e applica la coppia di attuazione in base alla dinamica del modello.

Invece, per fornire un certo movimento si hanno due possibilità di attuazione:

- Provided by Input: moto primitivo fornito da un segnale fisico in ingresso. Il segnale descrive la traiettoria desiderata del sistema di riferimento F rispetto al frame base lungo l'asse primitivo del giunto;
- Automatically computed: moto primitivo generato da un calcolo automatico. Simscape MultibodyTM calcola e applica il movimento primitivo articolare basato sulla dinamica del modello.

In Simscape MultibodyTM è possibile rilevare la relazione spaziale tra due blocchi, con un sensore in grado di rilevare tale relazione in qualsiasi modello. I parametri che è possibile rilevare con questo blocco includono posizione, velocità e accelerazione.

Se si ha la presenza di un blocco joint, è possibile utilizzare il blocco stesso anche come sensore. Per ogni primitiva comune, l'interfaccia fornisce un menù di rilevamento con parametri che è possibile misurare. Ogni misurazione fornisce il valore di un parametro per il sistema di riferimento F rispetto al frame di base del giunto. Se il giunto è rotativo o sferico, i parametri misurati corrispondono rispettivamente all'angolo di rotazione, alla velocità angolare e all'accelerazione angolare. Se il giunto è di tipo prismatico, i parametri corrispondono rispettivamente alla distanza di offset, alla velocità lineare e all'accelerazione lineare.

Siccome nel nostro caso è necessario un giunto di rivoluzione analizziamo questo aspetto. La rotazione di un sistema di riferimento è significativa solo rispetto ad un altro sistema di riferimento. Pertanto, i blocchi con capacità di rilevamento della rotazione richiedono due sistemi di riferimento per effettuare una misurazione; infatti, la porta del sistema di riferimento F identifica il frame misurato e quella del sistema di riferimento di base identifica il frame di riferimento della misurazione.

Per comprendere meglio il funzionamento di questi strumenti sono stati effettuate delle ricerche con dei tutorial esistenti sul sito [32] partendo da modelli semplici. Di seguito viene riportato un modello di un pendolo semplice effettuato tramite una realizzazione delle parti tridimensionali in SolidWorks® del pendolo e del supporto, viene creato un assieme applicando gli opportuni accoppiamenti e successivamente viene importato il documento sull'interfaccia Simscape MultibodyTM di MatlabTM.

Il file importato ha tutti i blocchi presentati in precedenza con due blocchi solidi rappresentati dalle due parti tridimensionali e un blocco di trasformazione rigida per fare in modo che il sistema di riferimento del supporto sia coerente con quello del foro del pendolo in cui è applicato il giunto di rivoluzione.

I tre blocchi iniziali sono presenti sempre, e il blocco centrale è quello che permette di imporre la gravità, il blocco di trasformazione rigida viene collegato ai tre blocchi e anche al supporto per fare in modo che il punto di accoppiamento del supporto sia spostato rispetto al sistema di riferimento globale. In questo modo il supporto viene collegato al giunto di rivoluzione che è applicato in quel punto esatto. A sua volta, il giunto di rivoluzione a un grado di libertà è anche collegato al blocco solido in cui è contenuto il pendolo cosicché la posizione del giunto sia esattamente nel punto di accoppiamento tra il supporto e il pendolo stesso.

Imponendo la presenza della gravità dal blocco di mechanism configuration e di un angolo di inclinazione iniziale del pendolo rispetto alla verticale grazie al giunto di rivoluzione è possibile vedere un movimento della durata del 10 secondi.

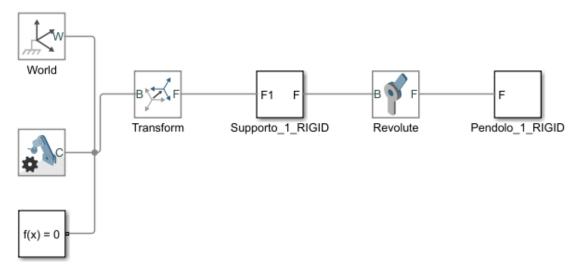


Figura 76. Esempio pendolo Simscape MultibodyTM

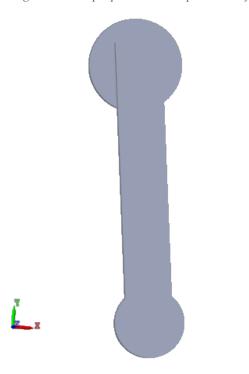


Figura 77. Interfaccia motion Simscape MultibodyTM

Attraverso questo esempio è stato possibile comprendere il funzionamento di questi blocchi e come gestire gli schemi dopo che vengono assemblate le parti all'interno del CAD in 3D. In particolare, dopo aver realizzato le parti su SolidWorks® è stato necessario attivare un'estensione del programma stesso che permettesse di esportare il file assemblato dall'interfaccia 3D ad un programma Simscape Multibody™ generato automaticamente da questa funzione. Dopo aver studiato il funzionamento dei blocchi dal sito [32] come riportato precedentemente la realizzazione di questo schema ha permesso di capire meglio come inserire la massa e l'inerzia dei singoli componenti e la posizione del baricentro, poiché si ha a che fare con dei componenti molto semplici. Oltre a questo, è stato anche possibile comprendere bene come si usa il blocco di trasformazione rigida e il giunto di rivoluzione al quale viene dato come input una posizione angolare del pendolo che si muove e oscilla attraverso la funzione della gravità.

Inoltre, nel blocco di rivoluzione a un grado di libertà può essere anche inserito un valore relativo al coefficiente di smorzamento e dall'interfaccia di movimento di Simscape MultibodyTM della durata di 10 secondi è possibile vedere che con la presenza dello smorzamento il pendolo smette di oscillare dopo un certo numero di secondi. Se il coefficiente di smorzamento non viene inserito il pendolo continua ad oscillare teoricamente all'infinito, che è un movimento impossibile da vedere in realtà. Nel paragrafo successivo verrà illustrato il modello SimscapeTM dell'uomo per il calcolo della coppia prodotta dai muscoli quando l'esoscheletro non è attivo.

6.2 Modello Simscape Multibody TM uomo

Come già precedentemente anticipato è necessario effettuare questa simulazione attraverso SimscapeTM per confrontare i risultati ottenuti nel capitolo precedente con quelli ottenuti per via numerica. Infatti, in questo modo è possibile ricavare gli andamenti della coppia di equilibrio statico data dai muscoli quando l'esoscheletro è attivo e quando l'esoscheletro viene disattivato.

Per questo motivo vengono realizzati due modelli: in uno è rappresentato solo l'uomo senza la presenza dell'esoscheletro, nell'altro modello è rappresentato l'uomo con l'esoscheletro e quindi con l'ausilio in termini di coppia fornito dal motore elettrico (paragrafo successivo).

Prima viene analizzato lo schema Simscape in cui si ha la presenza dell'uomo e viene realizzato un piegamento completo intorno al giunto d'anca. Il corpo è rappresentato in modo tridimensionale, ma in realtà lo studio è bidimensionale, infatti viene considerato un unico giunto d'anca in cui sarà calcolata la coppia di equilibrio con i dati ricavati dal programma in base all'inerzia della parte superiore del corpo umano.

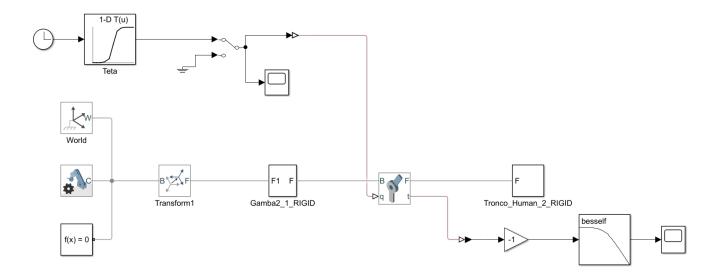


Figura 78. Modello Simscape Multibody™ uomo

Dopo aver realizzato le parti antropometriche dell'uomo su SolidWorks®, come nel paragrafo precedente è stato importato il file per creare un modello Simscape MultibodyTM.

In questo schema sono presenti tutti i blocchi rappresentati in precedenza, viene inserito un gain pari a -1 per una convenzione di segno così da ricavare una coppia positiva per la maggior parte del tempo del piegamento completo. Sono presenti due parti solide, le gambe e il tronco, nelle quali sono stati inseriti i valori relativi alla massa e alla posizione del baricentro calcolati tramite normativa come già detto nel capitolo 3.

Il blocco di trasformazione rigida è servito per inserire un nuovo sistema di riferimento traslato e ruotato rispetto al sistema di riferimento globale per posizionare le gambe in modo coerente all'accoppiamento effettuato su SolidWorks®. Il blocco solido delle gambe è collegato al blocco di trasformazione rigida e al giunto di rivoluzione facendo in modo che la posizione del giunto di rivoluzione sia localizzata esattamente nel giunto d'anca in cui dev'essere applicata la coppia.

Il giunto di rivoluzione è collegato anche al tronco dell'uomo facendo in modo che la posizione del giunto d'anca sia la stessa tra gamba e tronco e sia quella in cui è necessario applicare la coppia opportuna al piegamento completo.

In questo caso, è molto importante il ruolo del blocco del giunto di rivoluzione nel quale viene inserita in ingresso la posizione angolare durante il completo piegamento. Nel caso analizzato l'input dato al giunto viene fornito attraverso la funzione cicloidale della posizione angolare durante un piegamento completo già analizzata nei capitoli precedenti; infatti come è stato citato in precedenza nell'analisi cinematica la flessione dell'uomo è riconducibile ad una funzione cicloidale nel tempo (figura 27).

Da questo blocco è possibile leggere attraverso un sensore, in esso incorporato, la coppia che devono fornire i muscoli per ristabilire l'equilibrio durante la flessione.

Inoltre, è stato necessario inserire nel modello un filtro per evitare la presenza di rumore nel segnale di uscita dal sensore di coppia. Dal blocco di scope è possibile leggere e riportare di seguito l'andamento della coppia nel dei muscoli durante tutto il tempo di piegamento rispettando l'ipotesi fatta nei capitoli precedenti in cui un piegamento completo è composto da una fase di flessione, una di mantenimento in posizione flessa e una di estensione.

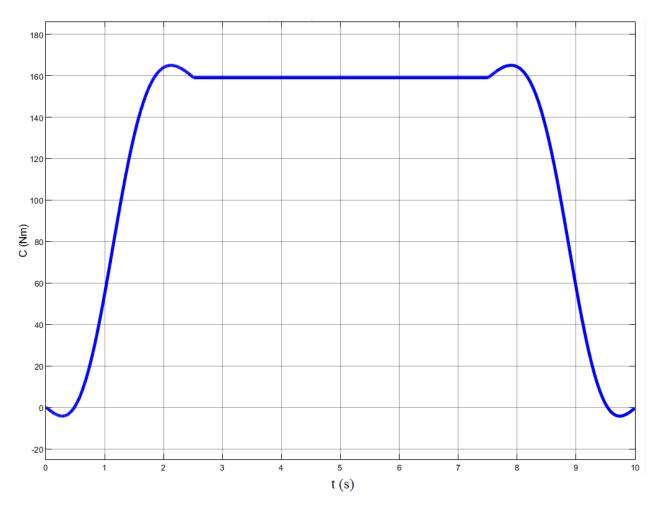


Figura 79. Coppia di equilibrio ai muscoli

Analizzando il grafico è possibile intuire che nella parte in cui l'operatore è fermo in posizione flessa viene trasmessa dai muscoli una coppia costante che equivale a 159,1 Nm.

Invece, la coppia massima viene fornita nella parte finale della flessione e nella parte iniziale dell'estensione, esattamente nel momento in cui l'uomo sta per fermarsi perché ha completato la flessione, oppure deve fornire una coppia più elevata perché deve ritornare nella posizione eretta.

Anche in questo caso è possibile inserire alcuni fotogrammi della parte video dell'interfaccia Simscape MultibodyTM in cui è rappresentato il piegamento dell'uomo in posizione eretta e flessa.



Figura 80. Interfaccia Simscape Multibody $^{\text{TM}}$ inizio flessione uomo



 $\textit{Figura 81. Interfaccia Simscape Multibody} \textbf{^{TM}} \textit{flessione completata uomo}$

6.3 Modello Simscape Multibody TM uomo con esoscheletro

In un secondo momento, viene analizzato lo schema Simscape in cui si ha la presenza dell'uomo e dell'esoscheletro, quindi si ha l'ausilio del motore elettrico e viene realizzato un piegamento completo intorno al giunto d'anca.

Dopo aver effettuato la realizzazione delle parti su SolidWorks® con i relativi accoppiamenti, il modello che è stato importato su Simscape MultibodyTM è molto più complesso rispetto a ciò che si vuole analizzare e alle ipotesi adottate.

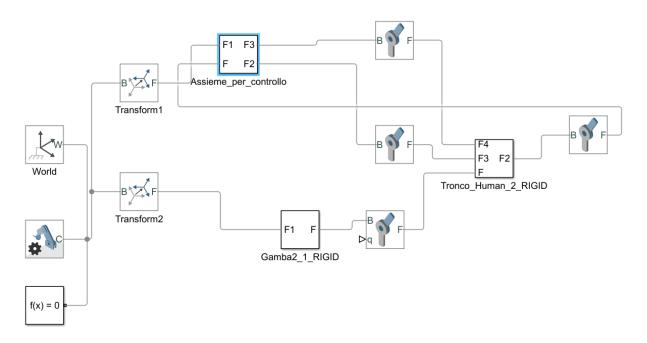


Figura 82. Modello Simscape Multibody™ iniziale uomo con esoscheletro

In questo schema è possibile visualizzare 4 blocchi di rivoluzione, e all'interno dei blocchi solidi (tronco, gamba) vi è la presenza di giunti cilindrici che aumentano la difficoltà dell'analisi. Per questo motivo sono state attuate delle modifiche al modello per semplificare l'analisi numerica e le ipotesi che sono state adottate sono coerenti con le precedenti ed evidenziano che le gambe sono fisse e non hanno uno spostamento angolare, il tronco può ruotare solo attorno all'anca, l'esoscheletro è accoppiato con il tronco sulle spalle e l'asse del motore elettrico coincide con l'asse dell'anca.

Facendo queste modifiche, non si ha più la presenza di giunti cilindrici e, inoltre, sono bastati due giunti di rivoluzione in cui è stato possibile applicare attraverso i due input disponibili sia la posizione angolare durante il piegamento completo che la coppia fornita dal motore elettrico.

Per imporre come input la coppia data dal sistema di attuazione è stato necessario importare all'interno del programma realizzato in Simscape MultibodyTM il modello con logica di controllo del motore elettrico riportato in figura 68, dal quale viene presa come uscita la coppia ricordando che esso fornisce solo il 30% della coppia necessaria ad effettuare un piegamento completo.

Di seguito viene riportato il modello Simscape MultibodyTM modificato e semplificato:

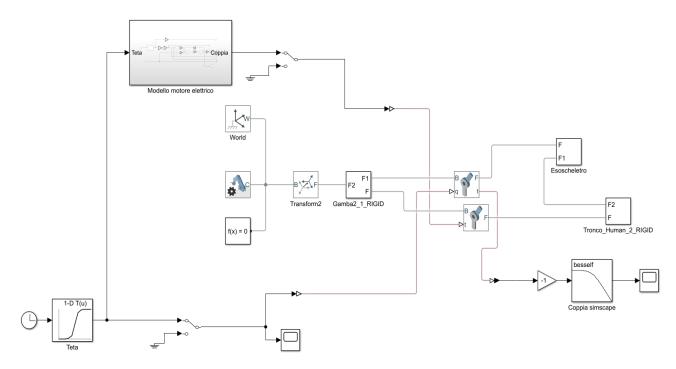


Figura 83. Modello Simscape Multibody™ modificato uomo con esoscheletro

In questo schema sono presenti 3 blocchi solidi, collegati tra loro tramite giunto di rivoluzione o meno. L'esoscheletro è collegato rigidamente col tronco nella parte superiore, invece i due giunti di rivoluzione si trovano entrambi all'altezza del giunto d'anca e collegano la gamba con l'esoscheletro e con il tronco. Sono presenti nel modello due switch, quello più funzionale è inserito dopo il modello del motore elettrico poiché si può spegnere manualmente il motore elettrico così da vedere la differenza della coppia ai muscoli quando è presente l'ausilio del sistema di attuazione e quando non è presente.

Anche in questo caso è necessario inserire un guadagno pari a -1 per una convenzione di segno così da ricavare una coppia positiva per la maggior parte del tempo del piegamento completo. In uno dei due giunti di rivoluzione è stata imposta la posizione angolare in ingresso fornita da una funzione MatlabTM, e da quel blocco viene letta la coppia mediante un sensore di coppia incorporato nel giunto; invece, nel secondo giunto viene data come input la funzione di coppia data dal motore elettrico ricordando sempre che l'attuatore fornisce solo il 30% della coppia necessaria all'equilibrio.

Inoltre, è stato necessario inserire nuovamente nel modello un filtro per evitare la presenza di rumore nel segnale di uscita dal sensore di coppia.

Imponendo la presenza della gravità e gli input descritti da fornire ai giunti di rivoluzione è possibile vedere un movimento della durata del 10 secondi del piegamento completo dell'operatore.



Figura 84. Interfaccia Simscape Multibody $^{\text{TM}}$ inizio flessione uomo con esoscheletro



Figura 85. Interfaccia Simscape Multibody™ metà flessione uomo con esoscheletro

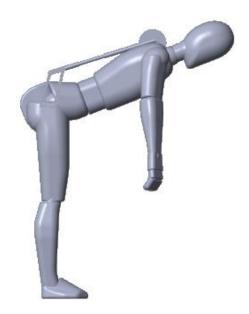


Figura 86. Interfaccia Simscape Multibody $^{\text{TM}}$ flessione completata uomo con esoscheletro

Attraverso gli scope montati nella parte destra del modello e attraverso il sensore incorporato nel giunto di rivoluzione è possibile acquisire e riportare di seguito la coppia fornita dal sistema di attuazione elettrico montato sulla parte dell'esoscheletro corrispondente all'asse dell'anca.

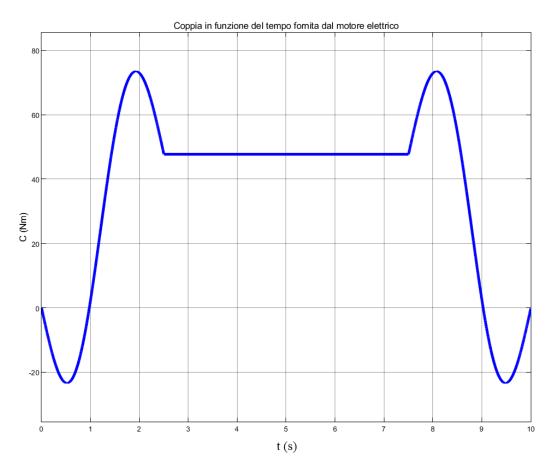


Figura 87. Andamento della coppia in funzione del tempo fornita dal sistema di attuazione elettrico

Da questo andamento è possibile vedere che quando l'operatore arriva nella posizione flessa, a 70° rispetto alla verticale, si ha un valore di coppia di 47,7 Nm che è il 30% rispetto alla coppia necessaria all'equilibrio. L'andamento della coppia rappresenta il valore istante per istante della coppia fornita dal sistema di attuazione, cioè coppia data dal motore elettrico moltiplicata per il rapporto di riduzione fornito dal rotismo.

Si può osservare che nella parte iniziale della flessione e nella parte finale dell'estensione non è necessario far lavorare il motore elettrico perché la coppia che dà è negativa e ostacolerebbe il movimento, quindi basta il normale lavoro dei muscoli. Invece, il massimo della coppia prodotta dal sistema di attuazione elettrico (come già visto in precedenza) si ha nella parte finale della flessione, quando l'operatore deve arrestare il movimento, e nella parte iniziale dell'estensione del tronco, quando l'uomo ha intenzione di ritornare in posizione eretta.

È possibile effettuare un confronto fra la coppia prodotta dai muscoli con e senza l'ausilio dell'attuatore elettrico facendo la differenza tra il segnale generato e riportato nel grafico in figura 79 e quello riportato nel diagramma in figura 83; in questo modo, è possibile analizzare la coppia che è prodotta dai muscoli con la presenza dell'attuatore elettrico che fornisce un aiuto solo per il 30%.

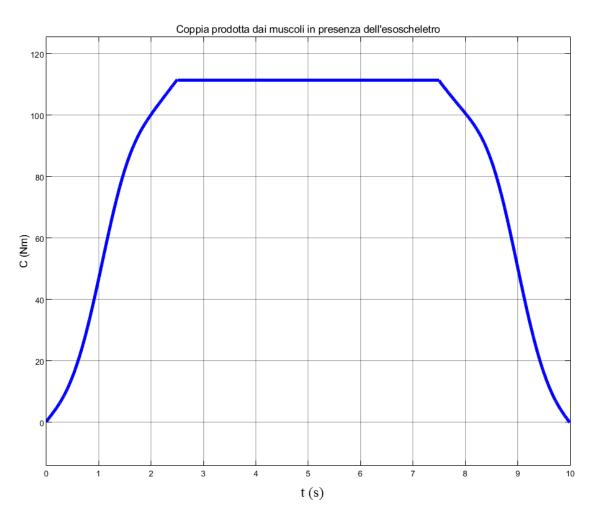


Figura 88. Coppia prodotta dai muscoli in presenza dell'esoscheletro

Dall'andamento della coppia è possibile osservare che nella parte in cui finisce la flessione e si arriva alla posizione flessa a 70° si può vedere che il valore costante di coppia è pari a 111,3 Nm. Questo valore è coerente con le ipotesi precedentemente fatte perché è il 70% rispetto al valore di coppia costante senza la presenza dell'attuatore elettrico che come riportato in precedenza (dopo la figura 79) è uguale a 159,1 Nm.

È possibile da queste considerazioni comprendere che le ipotesi secondo cui l'attuatore elettrico fornisca solo il 30% di ausilio all'operatore sono soddisfatte come si può notare dall'analisi numerica.

CAPITOLO 7

7.1 Conclusioni

È stato effettuato uno studio degli esoscheletri del passato e attuali, attenzionando bene tutto ciò che circonda la robotica indossabile con focus operativo sull'articolazione dell'anca e che coinvolga anche il tronco. Oltre a questo, si è analizzato con particolare interesse il sistema di azionamento e il sistema di controllo.

Questa ricerca ha portati ad avere una visione ampia dello stato dell'arte, permettendo di impostare gli obiettivi principali per la progettazione e lo sviluppo ottimale del lavoro.

Come soggetto di riferimento per questo studio è stato scelto da normativa un individuo italiano al 95 percentile totale, con l'obiettivo di progettare un dispositivo che potesse essere indossato sia da lavoratori uomini che da donne senza alcun problema.

L'esoscheletro deve essere in grado di lavorare in tre modalità: libera, in cui l'attuazione viene disaccoppiata con le gambe attraverso l'uso della frizione; di flessione, in cui l'attuatore ha lo scopo di fornire una coppia di flessione in base all'angolo del tronco rispetto alla verticale; e di estensione, in cui il motore elettrico aiuta l'operatore a tornare in posizione verticale fornendo, anche in questo caso, una coppia all'anca, ma in verso opposto.

È stata in seguito analizzata la cinematica del piegamento, in cui è stato visualizzato attraverso degli studi che il piegamento completo di flessione ed estensione di un individuo poteva essere riprodotto da una funzione cicloidale dell'angolo del tronco in funzione del tempo di piegamento; attraverso questo andamento e grazie al calcolo delle masse e dei baricentri delle singole parti del corpo è stato possibile calcolare la coppia di equilibrio statico che il motore elettrico deve fornire durante il piegamento completo istante per istante.

Per il dimensionamento dei componenti che costituiscono l'attuazione si è fatto in modo che tutti potessero soddisfare i requisiti di coppia richiesti, ma è stato di grande importanza realizzare una struttura molto piccola assialmente e che sia più impaccata possibile. Infatti, l'impegno del sistema con i componenti scelti ammonta a circa 10 cm con un peso contenuto che non supera il chilogrammo. Nella parte finale, per affiancare lo studio dinamico è stato sviluppato un sistema di controllo che ha come input la coppia di equilibrio statico e come feedback la coppia erogata dal motore elettrico; il controllore PID, inserendo anche le equazioni caratteristiche del motore elettrico, con i parametri tarati si occupa di annullare l'errore in transitorio e a regime tra il segnale di set e di feedback.

Inoltre, è opportuno ricordare che l'esoscheletro è un agevolatore che dà solo il 30% della massima coppia che serve per effettuare un piegamento. Le simulazioni forniscono che il sistema è in grado di restituire i valori di coppia cercati attraverso l'uso dell'attuatore elettrico e rispetta tutti i criteri di spostamento, velocità e coppia. L'obiettivo del progetto infatti era quello di progettare un sistema di attuazione in grado di eseguire le azioni necessarie richiesta dall'uomo in modo sicuro senza velocità e coppie eccessivamente alte o pericolose per l'utente. Infatti, verranno inseriti dei sensori in grado di rilevare sempre la posizione angolare dell'operatore, e degli switch manuali in grado di disaccoppiare il motore dalle gambe attraverso l'uso della frizione in caso di pericolo o nel caso in cui l'individuo vuole camminare liberamente. È stato dimostrato che il sistema è stabile e mantiene un buon tempo di risposta con gli input forniti.

7.2 Sviluppi futuri

Il sistema può essere ancora perfezionato a partire dalla verifica del funzionamento della logica di controllo progettata. Per fare ciò, viene proposto di sviluppare in futuro un programma di controllo con i parametri tarati in questo elaborato attraverso qualche dispositivo con interfaccia normalmente utilizzata per queste applicazioni (es. Arduino). Inoltre, si è pensato di realizzare un banco prova acquistando due motori: il motore elettrico brushless DC della Maxon Motor © [17] descritto nel quarto capitolo, e un motore passo-passo.

Il banco prova è realizzato montando l'albero del brushless con l'albero del motore passo-passo sullo stesso asse senza alcun rapporto di trasmissione, facendo in modo che il motore brushless attraverso il controllo progettato e un sensore di coppia fornisca la coppia realizzata, e invece il controllo posizione viene simulato dalla presenza dello stepper motor. Viene scelto un motore passo-passo perché normalmente viene già venduto con un encoder all'interno che permette il rilevamento della posizione del motore istante per istante.

Sono stati individuati anche i costi e i modelli del motore brushless e dei due motori passo-passo che soddisfano i requisiti di coppia richiesti:

- EC 90 flat 12 V (con sensori Hall e cablaggi) [18] → 172,55 €
- Stepper Motor Leadshin 3-phase (573515-L NEMA 23) [31] → 37 €
- Stepper Motor SYS (23HS8430-02AR) [35] → 16,47 €

Inoltre, anche i sensori effettivi dell'esoscheletro devono essere scelti con precisione, al fine di far funzionare correttamente il sistema.

Bibliografia

- [1] Adam B Zoss, Hami Kazerooni, and Andrew Chu. "Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)". In: IEEE/ASME Transactions on Mechatronics 11.2 (2006), pp. 128-138.
- [2] Altra Industrial Motion© (2018), Clutches and Brakes, 2018 product catalogue.
- [3] Anderson GBJ, "Epidemiologic aspects on low-back pain in industry," Spine, vol. 6, pp. 53-60, 1981.
- [4] Basic human body movement, Statistical summaries (ISO-TR_7250-2, 2012).
- [5] C.P. Chou, B. Hannaford, Measurement and Modelling of McKibben Pneumatic Artificial Muscles, IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 12, 1996, pp. 90-102, Feb.
- [6] Cabinet office, Government of Japan, "White paper on aging society 2011".
- [7] H. Hara and Y. Sankai, "Development of HAL for lumbar support," in SCIS and ISIS 2010 Joint 5th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 11th International Symposium on Advanced Intelligent Systems, 2010, pp. 416–421.
- [8] Hami Kazerooni, Ryan Steger, and Lihua Huang. "Hybrid control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)". In: The International Journal of Robotics Research 25.5-6 (2006), pp. 561-573.
- [9] Hami Kazerooni et al. "On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)". In: IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE. 2005, pp. 4353-4360.
- [10] Harmonic Drive, speed reducers for precision motion control, reducer catalog FB.
- [11] Hendertshot, J. R., Miller, T. J. E. Design of Brushless Permanent Magnet Motors-Magna Physics Publications (1994).
- [12] Herman Irving P., "Physics of the Human Body", Springer Verlag 2007.
- [13] Ian Kai Kwa et al. "Development of the IHMC Mobility Assist Exoskeleton". In: IEEE International Conference on Robotics and Automation. IEEE, 2009.
- [14] ISO/TR 7250-2:2010 Basic human body measurements for technological design Part 2: Statistical summaries of body measurements from individual ISO populations.
- [15] Lee C C (1990) Fuzzy logic in control systems: Fuzzy logic controller Part1. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, vol. 20, no. 2, pp. 402–417.
- [16] Materiale didattico "Azionamenti elettrici ed elettronica di potenza", R. Bojoi, E. Armando.
- [17] Maxon Motor© (2011), Motori Maxon DC e Maxon EC, August 2011 product catalogue.
- [18] Maxon Motor© (2017), EC frameless 90 flat Ø90 mm, brushless, 160 Watt, September 2017 product catalogue.

- [19] Mosher, R.S. and S.o.A. Engineers, 1967. Handyman to hardiman: Society of Automotive Engineers.
- [20] Muramatsu Y, Umehara H, and Kobayashi H (2013) Improvement and Quantitative Performance Estimation of the Back Support Muscle Suit. Proceedings of The 35th International Conference on the IEEE Engineering Medicine and Biology Society (EMBC 2013), Osaka, 3–7 July 2013, pp 2844–2849.
- [21] Olivier, J., Bouri, M., Ortlieb, A., Bleuler, H. & Clavel, R.2013. Development of an Assistive Motorized HipOrthosis. International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR. Seattle.
- [22] Pons, J.L., 2008. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons, Vol. 70. Wiley Online Library.
- [23] Q. Wu, X. Wang, F. Du, and X. Zhang, "Design and control of a powered hip exoskeleton for walking assistance," Int. J. Adv. Robot.Syst., p. 1, 2015.
- [24] Tilloca Gabriele, "Study and design of a hip joint for exoskeleton applications", Politecnico di Torino.
- [25] Tomohiro Hayashi, Hiroaki Kawamoto, and Yoshiyuki Sankai. "Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information". In: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE. 2005, pp. 3063-3068.
- [26] Tsuzura, M., Nakakuki, T., Misaki, D. (2013). A Mechanism Design of Waist Power Assist Suit for a Caregiver by Using Torsion Springs. In Control, Automation and Systems (ICCAS), 2013 13th International Conference, 866-868. Gwangju: IEEE.
- [27] Viktorov Vladimir, Colombo Federico, "Automazione dei sistemi meccanici. Corso di base", CLUT 2013.
- [28] Yoshiyuki Sankai. "HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics". In: Robotics Re-search. Springer, 2011, pp. 25-34.

Sitografia

- [29] https://www.cyberdyne.jp/english/
- [30] http://www.dudeiwantthat.com/fitness/equipment/fortisexoskeleton.asp.
- [31] https://www.leadshine.com
- [32] https://www.mathworks.com
- [33] https://www.my-personaltrainer.it/anatomia/assi-e-piani-corpo-umano.htm
- [34] http://news.panasonic.com/global/stories/2016/44969.html.
- [35] https://www.sys-motor.com/show.aspx?id=26
- [36] http://www.yilinkgb.com

Appendice

```
%PROGETTAZIONE E CONTROLLO DI UN ESOSCHELETRO
%INDUSTRIALE AZIONATO CON MOTORI BRUSHLESS
%Paolo Campisi
```

Parametri di ingresso 95%ile totale e motore

```
M = 83; %kg
H = 1.806; %m
g = 9.81; %m/s^2
T=2.5; %s
Tend=10;
teta_max=70*pi/180; %rad7
t=0:0.001:Tend; %s
tc=0:0.001:T; %s
i_HD=91;
supp=0.3;
Kt=35.6*1e-3; %N*m/A
Ke=1/(268*2*pi/60); %V*s/rad
R=0.06; %Ohm
L=0.06*1e-3; %H
```

Calcoli antropometrici

Calcolo massa

```
mtc = 0.081*M; %massa testa-collo
mu = 0.028*M; %massa braccio
mf = 0.016*M; %massa avambraccio
mh = 0.006*M; %massa mano
mb = mu+mf+mh; %massa di un arto superiore
mtr = 0.497*M; %massa tronco
msup = mtr+mtc+2*mb; %massa parte superiore corpo
```

Calcolo lunghezze

```
Ltc = (0.130+(0.87-0.818))*H; %lunghezza testa-collo
Lu = 0.186*H; %lunghezza braccio
Lf = 0.146*H; %lunghezza avambraccio
Lh = 0.108*H; %lunghezza mano
Lb = Lu+Lf+Lh; %lunghezza arto superiore
Ltr = (0.818-0.530)*H; %lunghezza tronco
```

Calcolo baricentri

```
L3 = (mu*Lu/2+mf*(Lu+Lf/2)+mh*(Lu+Lf+Lh/2))/mb; %distanza spalla-centro di massa arto superiore
L2 = Ltr-L3; %distanza anca- centro di massa arto superiore
L1 = (mtr*Ltr/2+mtc*(Ltr+Ltc/2))/(mtr+mtc); %distanza anca-centro di massa tronco testa collo
```

Posizione braccia a 45° rispetto alla verticale

```
tetabd = teta_max*(tc/T-1/(2*pi)*sin(2*pi*tc/T));
tetaru = teta_max*(1-tc/T+1/(2*pi)*sin(2*pi*tc/T));
```

```
teta = [tetabd,tetabd(end)*ones(1,(Tend-2*T)/0.001-1),tetaru]; %legge cicloidale di teta
tetad bd = teta max*(1-cos(2*pi*tc/T));
tetad ru = teta \max^*(-1+\cos(2*pi*tc/T));
tetad = [tetad_bd,tetad_bd(end)*ones(1,(Tend-2*T)/0.001-1),tetad ru];
tetadd_bd = teta_max*(2*pi*sin(2*pi*tc/T));
tetadd_ru = teta_max*(-2*pi*sin(2*pi*tc/T));
tetadd = [tetadd bd,tetadd bd(end)*ones(1,(Tend-2*T)/0.001-1),tetadd ru];
figure; hold on; grid on;
plot(t, teta, 'linewidth', 2);
xlabel('t (s)');
plot(t,tetad,'linewidth',2);
xlabel('t (s)');
plot(t,tetadd,'linewidth',2);
xlabel('t (s)');
legend ('teta (rad)', 'omega (rad/s)','tetadd (rad/s^2)');
COGt = [L1*sin(teta); L1*cos(teta)]; %centro di massa del tronco in funzione di teta
\texttt{COGb} = \texttt{[L3*sin(pi/4)*sin(teta); (Ltr-L3*cos(pi/4))*cos(teta)]; } \\ \texttt{%centro di massa delle}
braccia in funzione di teta
```

Calcolo forze peso

```
Pb = 2*mb*g; %N
Pt = (mtc+mtr)*g; %N
Psup = (mtr+2*mb+mtc)*g; %N
```

Calcolo baricentro finale con braccia a 45° rispetto alla verticale

```
YCOG = (2*mb*COGb(2,:)+COGt(2,:)*(mtr+mtc))/msup;

XCOG = (Pt*COGt(1,:)+Pb*COGb(1,:))/Psup;

COG = [XCOG; YCOG];

% tutti i baricentri sono espressi in m rispetto all'anca
```

Calcolo inerzia e coppia

```
Itc = 1/2*mtc*(Ltc/2)^2; %kg*m^2
a = 0.259*H; %m
b = Ltr;
Ib = 1/4*mb*(0.16^2)+1/12*mb*Lb^2; %kg*m^2
Itr = 1/12*(mtr)*(a^2+b^2); %kg*m^2
I = (Itc+Itr+2*Ib) + msup* COG(end,2)^2; %kg*m^2
C = Psup.*COG(1,:) - I.*tetadd;
C_{max} = max(C);
figure(2);
plot(t,C,'linewidth',2);
title('Coppia in funzione del tempo');
ylabel('C (Nm)');
xlabel('t (s)');
grid on;
figure(3);
plot(teta, C, 'linewidth', 2);
title('Coppia in funzione di teta')
ylabel('C (Nm)');
xlabel('teta (rad)');
grid on;
```

Ringraziamenti

Innanzitutto, vorrei ringraziare il mio relatore Raparelli Terenziano e i miei correlatori Eula Gabriella, Mazza Luigi, Mala Riccardo e Pontin Marco per essere stati sempre cortesi e disponibili e perché mi hanno permesso di contribuire attivamente a questo progetto molto interessante ed innovativo.

Vorrei ringraziare Giuseppe Rigogliuso per essere stato un ottimo compagno nello svolgimento di questa tesi e per aver sempre valutato e apprezzato le idee innovative che avevo da proporre.

Per il percorso di studi effettuato, posso solo ringraziare i miei genitori Salvatore e Claudia che mi hanno permesso di intraprendere questo percorso rispettando e appoggiando sempre le mie scelte, indicandomi sempre la strada giusta verso un futuro pieno di aspettative.

Vorrei ringraziare la mia famiglia, in generale; a partire dai miei nonni per il bene che mi hanno voluto, perché mi hanno sempre rimproverato per ogni errore commesso anche se erano subito pronti a coccolarmi, ma che purtroppo quasi tutti mi hanno lasciato prima di vedere la realizzazione dei miei sogni. Ringrazio i miei zii, e in particolare mio zio Vincenzo che mi ha accolto in questa città non facendomi sentire mai solo e c'è sempre stato quando avevo bisogno di qualsiasi cosa.

Vorrei ringraziare le mie seconde mamme, Rosy, Lina e Pina, che mi hanno cresciuto e mi hanno donato il loro amore come se per loro fossi un figlio, dandomi sempre degli insegnamenti di vita e dei consigli giusti per intraprendere il percorso migliore.

Ci tengo molto a ringraziare Maria, una delle persone più importanti nella mia vita, che ha sempre creduto in me, mi ha sempre dato la forza di andare avanti di fronte ad ogni difficoltà anche con un piccolo e semplice gesto.

Ci terrei a ringraziare anche tutte quelle persone che mi hanno accompagnato negli ultimi anni, tra cui Paolo, con cui ho condiviso tutto dal trasferimento iniziale a Torino, Riccardo, che è stato sempre un amico sincero e un compagno di avventure, Federica, che è stata sempre un'ottima complice nei momenti di svago.

È doveroso ringraziare i miei coinquilini Manfredi, Giacomo e Marco per essermi stati vicini in questi 5 anni, per aver condiviso con me momenti di convivenza e di divertimento casalingo, per aver fatto delle serate indimenticabili e per avermi dato la forza di tenere duro ad ogni singolo esame.

Inoltre, voglio ringraziare tutti i miei compagni di corso, Giangabry, Ciccio Ture, Elia per essere stati dei compagni di vita a livello universitario e non, e perché con la loro presenza le ore di lezione erano sempre più piacevoli; ma soprattutto ringrazio Danilo, con il quale ho condiviso questo percorso di laurea magistrale pieno di progetti e di laboratori da svolgere.

Infine, un grande grazie generale va a tutte le persone del mio paese che mi sono state vicine e mi hanno sostenuto come parenti e amici con cui ho condiviso anni di vita.