

UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

Facoltà di Ingegneria
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Studio e progettazione funzionale di un sistema meccatronico di attuazione e controllo per esoscheletro attivo dell'arto superiore

Study and functional design of a mechatronic actuation and control system for an active upper-limb exoskeleton

Candidato:
Luca Montinovo

Relatore:
Prof. Giacomo Palmieri

Correlatore:
Prof. Luca Carbonari

Anno Accademico 2025-2026

UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

Facoltà di Ingegneria
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Studio e progettazione funzionale di un sistema meccatronico di attuazione e controllo per esoscheletro attivo dell'arto superiore

Study and functional design of a mechatronic actuation and control system for an active upper-limb exoskeleton

Candidato:
Luca Montinovo

Relatore:
Prof. Giacomo Palmieri

Correlatore:
Prof. Luca Carbonari

Anno Accademico 2025-2026

Università Politecnica delle Marche
Facoltà di Ingegneria
Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica
Via Brecce Bianche – 60131 Ancona (AN), Italy

Indice

1 Introduzione **1**

1.1 Contesto clinico 1
1.2 Tipologie di assistenza 1
1.3 Obiettivi e struttura della tesi 2

2 Stato dell'arte dei sistemi meccatronici per esoscheletri dell'arto superiore **3**

2.1 Introduzione e Biomeccanica dell'arto superiore 3
2.1.1 Analisi cinematica e dinamica dell'arto superiore 3
2.1.2 Accoppiamento uomo-macchina 4
2.1.3 Classificazione applicativa 5
2.2 Tecnologie di attuazione 5
2.2.1 Attuazione attiva 5
2.2.2 Attuazione passiva 7
2.2.3 Attuazione semi-attiva 7
2.2.4 Attuazione soft/tessile 9
2.2.5 Trade-off matrix comparativa 10
2.3 Sistemi di trasmissione e architetture meccaniche 10
2.3.1 Trasmissioni ad alta coppia 11
2.3.2 Trasmissioni remotizzate 11
2.3.3 Architetture a quadrilatero articolato 12
2.3.4 Cinematica di allineamento automatico 13
2.4 Strategie di controllo e sensoristica 14
2.4.1 Sensoristica dell'interfaccia uomo-macchina 14
2.4.2 Architettura di controllo gerarchica 14
2.5 Benchmarking e analisi critica 16
2.5.1 Gaps nello stato dell'arte 16
2.5.2 Confronto tra i principali benchmark di mercato e di ricerca . 16

3 Specifiche cliniche e piattaforma cinematica di partenza **19**

3.1 Inquadramento del paziente target e requisiti funzionali 19
3.1.1 Profilo clinico: deficit di mobilità e range motorio residuo . . 19
3.1.2 Necessità di un paradigma attivo e compiti target nella vita quotidiana 19
3.2 La piattaforma cinematica di partenza 20
3.2.1 Sintesi della catena cinematica 20
3.2.2 Integrazione sul telaio della carrozzina *Breeze* X^2 21

3.2.3 Strategia di integrazione meccatronica: remotizzazione e trasmissione del moto 23

4 Progettazione e dimensionamento del sistema di attuazione e trasmissione attiva 25

4.1 Scelta dell'architettura meccatronica 25
4.1.1 Analisi dell'attuazione primaria elettromeccanica 25
4.1.2 Accoppiamento ibrido e bilanciamento gravitazionale 27
4.2 Dimensionamento dinamico ed elettromeccanico 28
4.2.1 Modello dinamico dell'arto superiore e calcolo delle coppie . . 28
4.2.2 Dimensionamento del motore elettrico 29
4.2.3 Scelta e dimensionamento del gruppo riduttore 30
4.3 Progettazione e dimensionamento della trasmissione a cavi Bowden . 32
4.3.1 Scelta e verifica a trazione del cavo flessibile 32
4.3.2 Calcolo analitico degli attriti guaina-cavo 34
4.3.3 Dimensionamento di pulegge, tamburi di avvolgimento e sistemi di pretensionamento 35
4.4 Layout meccanico: integrazione spaziale e materiali 37
4.4.1 Alloggiamento del box di attuazione posteriore sul telaio della sedia a rotelle 37
4.4.2 Criteri di selezione dei materiali 38

5 Sistema di controllo, elettronica e sensoristica 41

5.1 Architettura hardware ed elettronica di bordo 41
5.1.1 Rete sensoriale: encoder assoluti ai giunti, sensori di corrente e celle di carico 41
5.1.2 Interfaccia biologica: sensori sEMG di superficie per l'intent detection 42
5.1.3 Unità di calcolo, driver motore e dimensionamento dell'accumulatore 44
5.2 Strategia e algoritmi di controllo 46
5.2.1 Controllo di alto livello: macchina a stati finiti per la classificazione dell'intenzione motoria 46
5.2.2 Controllo di medio livello: ammettenza attiva con compensazione gravitazionale 47
5.2.3 Compensazione in feedforward dell'attrito e dell'isteresi di Capstan 49
5.2.4 Controllo di basso livello: anello di corrente e coppia FOC a 20 kHz 51
5.3 Sicurezza meccatronica e strategie fail-safe 53
5.3.1 Limitazione software di velocità, coppia e monitoraggio del tracciamento 54

5.3.2 Finecorsa ridondanti e gestione dell'arresto elettromeccanico . 54
5.3.3 Arresti fisici meccanici a deformazione controllata 55

6 Analisi funzionale e valutazione dei risultati teorici 57
6.1 Simulazione analitica e numerica della risposta di coppia durante compiti standard di reaching 57
6.2 Valutazione delle perdite di trasmissione e dell'accuratezza della compensazione d'attrito 59
6.3 Stima della riduzione dello sforzo muscolare e recupero del workspace funzionale per il paziente 61
6.4 Analisi dei consumi energetici e stima dell'autonomia operativa . . . 63

7 Conclusioni e sviluppi futuri 67
7.1 Sintesi dei risultati conseguiti e rispondenza ai requisiti progettuali . 67
7.2 Limitazioni del modello e criticità operative 68
7.3 Linee di sviluppo futuro e piano di validazione sperimentale 69

Bibliografia 71

Elenco delle figure

2.1 DoF dell'arto superiore 3
2.2 Articolazione della spalla 4
2.3 Topologia delle diverse tecnologie di attuazione attiva 7
2.4 Comportamento delle particelle ferromagnetiche all'interno del MRF 8
2.5 Comportamento reologico del MRF (schema qualitativo) 8
2.6 Muscolo di McKibben 9
2.7 Trasmissioni ad alta coppia 11
2.8 Modello CAD dell'unità motrice per trasmissione flessibile a cavo Bowden 12
2.9 Schema cinematico e diagramma di corpo libero di un meccanismo a parallelogramma articolato 13
2.10 Configurazione *PPRRRP* 13
2.11 Paradigmi di controllo dell'interazione 15
2.12 Architettura di controllo gerarchica a tre livelli 15
2.13 Principali benchmark di mercato e di ricerca 17

3.1 Componenti del sistema di traslazione lineare 21
3.2 Vista della carrozzina Breeze X^2 in CAD 22
3.3 Elementi del gruppo di aggancio 23
3.4 Confronto visivo tra attuazione diretta e remotizzata 24

4.1 Curva caratteristica Coppia-Velocità teorica di un motore BLDC. . . 26
4.2 Confronto qualitativo dei profili di coppia con e senza bilanciamento ideale; curve schematiche, non in scala numerica. 27
4.3 Diagramma di corpo libero del sistema arto-esoscheletro nella configurazione planare di caso peggiorativo (flessione a 90°). 28
4.4 Decadimento esponenziale della tensione secondo l'Equazione di Capstan estesa al dominio spaziale. 35
4.5 Render CAD della piattaforma cinematica di Giulio Pupita integrata sulla carrozzina Breeze X^2. 37

5.1 Catena di condizionamento ed elaborazione numerica dei biosignali per l'intent detection. 43
5.2 Schema architetturale dell'hardware elettronico di controllo e potenza. 45
5.3 Architettura FSM del controllo di alto livello. 47
5.4 Schema a blocchi del controllo di ammettenza di medio livello. . . . 49

5.5 Schema qualitativo della trasmissione Bowden e della compensazione dell'attrito radente. 51
5.6 Architettura dell'anello di controllo di corrente a orientamento di campo (FOC a 20 kHz). 53

6.1 Risposta del modello originario a massa concentrata, con bilanciamento ideale, per $0° \rightarrow 90°$ in 4 s. 59
6.2 Errore di coppia nel modello quasi-statico in scorrimento: confronto non compensato e compensato, con lo stesso coefficiente reale aumentato del 10%. 61
6.3 Confronto teorico dei carichi statici e indicatore geometrico sagittale. 62
6.4 Stima lineare dello stato di carica a energia proporzionale alla capacità nominale: confronto fra ciclo ideale e bilancio preliminare di 25 W. . 65

Elenco delle tabelle

2.1 Tecnologie di attuazione per esoscheletri dell'arto superiore. 10

3.1 Trade-off prestazionale tra attuazione diretta e attuazione remotizzata. 24

4.1 Matrice di trade-off dei motori elettrici rotativi. 26
4.2 Parametri inerziali e antropometrici equivalenti (Soggetto: $M = 85$ kg, $H = 1.85$ m). 28
4.3 Dati di riferimento Maxon EC 90 Flat 90 W, codice 323772, 24 V (catalogo 2017). 31
4.4 Sintesi dei parametri del gruppo motopropulsore remotizzato. 32
4.5 Confronto indicativo fra materiali e ipotesi di carico di rottura delle trecce. 33
4.6 Proprietà indicative dei materiali; per PA-CF i valori dipendono da prodotto, orientamento di stampa e condizionamento. 38

5.1 Specifiche e allocazione della rete sensoriale dell'esoscheletro. 42
5.2 Matrice gerarchica degli interventi di sicurezza meccatronica. 55

6.1 Confronto del modello radente. 61
6.2 Bilancio di potenza e consumo energetico per stato operativo della FSM su un intervallo di 8 ore. 64

7.1 Sintesi delle verifiche teoriche e delle condizioni ancora da verificare. 68

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Contesto clinico

Le lesioni del midollo spinale possono compromettere l'autonomia e la qualità della vita. Quando interessano il tratto cervicale, possono causare tetraplegia o tetraparesi, con perdita parziale o totale della funzione motoria e sensitiva degli arti superiori e inferiori. L'entità della compromissione dipende dal livello della lesione, tra C1 e C8, e dalle sue caratteristiche.

Il recupero o la compensazione della funzione dell'arto superiore è una priorità nella riabilitazione del paziente mieloleso. Muovere il braccio e interagire con l'ambiente permette di svolgere le *Activities of Daily Living* (ADL): nutrirsi, bere, curare l'igiene personale, maneggiare oggetti e utilizzare dispositivi elettronici.

Mentre nei pazienti con lesioni a livello toracico o lombare gli arti superiori possono essere utilizzati per la propulsione manuale della carrozzina, con rischio di sovraccarico, nelle lesioni cervicali la compromissione dipende dal livello neurologico, dalla completezza e dal profilo motorio individuale. In questo lavoro si assume un caso funzionale con grave debolezza prossimale e capacità distali residue utilizzabili: non è una descrizione generale delle lesioni cervicali alte. L'assistenza mira a posizionare e sostenere il braccio per consentire l'impiego delle capacità residue.

1.2 Tipologie di assistenza

La bioingegneria della riabilitazione ha proposto nel tempo diverse soluzioni assistive, classificabili principalmente in sistemi passivi, semi-attivi e attivi:

- **Sistemi Passivi:** Si basano sull'accumulo e rilascio di energia potenziale elastica (tramite molle o contrappesi) per bilanciare la sola forza peso del braccio. Pur garantendo leggerezza, ingombro ridotto e assenza di alimentazione elettrica, questi dispositivi non introducono potenza meccanica netta, perciò richiedono che il paziente possieda una sufficiente forza muscolare residua per vincere gli attriti interni e avviare il movimento, potendo risultare insufficienti per soggetti con deficit motorio grave della spalla.

- **Sistemi Semi-Attivi:** Impiegano elementi a dissipazione controllata (come freni o smorzatori a fluido magnetoreologico). Tali sistemi possono bloccare l'arto in una postura statica o opporre una resistenza viscosa programmabile a bassissimo consumo energetico, ma non sono in grado di sollevare attivamente l'arto né di guidarlo lungo traiettorie specifiche.
- **Sistemi Attivi:** Integrano attuatori elettromeccanici capaci di erogare coppia dinamica positiva. Per il paziente target di questo lavoro, caratterizzato da mobilità della spalla quasi assente, l'attuazione attiva è la soluzione proposta in grado di sostituirsi all'azione carente dei muscoli elevatori della spalla (deltoide e cuffia dei rotatori) e assistere il movimento selezionato.

Il progetto affronta l'integrazione di una trasmissione attiva limitando le masse sui segmenti mobili dell'esoscheletro. Occorre inoltre contenere i carichi sulla struttura e verificare la stabilità della carrozzina.

1.3 Obiettivi e struttura della tesi

La prima parte della tesi esamina le tecnologie impiegate nei dispositivi robotici indossabili per la mobilità e l'assistenza personale, distinguendole per funzione all'interno del sistema.

La parte progettuale parte dalla struttura passiva a 5 gradi di libertà (DoF) sviluppata da Giulio Pupita (UNIVPM), studiata per l'accoppiamento con l'arto superiore e fissata al telaio della carrozzina *Breeze* X^2.

Sebbene tale piattaforma abbia affrontato il fitting geometrico e la compatibilità cinematica e definito il sistema di aggancio posteriore, essa rimaneva un dimostratore cinematico privo di attuazione. La seconda parte sviluppa l'integrazione funzionale del telaio in un sistema robotico attivo, mediante le tecnologie descritte nel secondo capitolo. Il contributo progettuale mantiene la piattaforma a cinque DoF e approfondisce un solo asse attivo di flesso-estensione sagittale, con un motore remotizzato. Gli altri due rotoidali conservano la funzione di orientamento passivo e i prismatici quella di regolazione antropometrica, da definire nel fitting. Non si dimensiona qui un robot con cinque assi motorizzati. Si verificano il caso di carico assunto, la trasmissione antagonista, il ROM di progetto 0°–90°, la velocità massima comandata 45°/s e un obiettivo energetico di 8 h. Il Capitolo 2 conserva l'analisi delle tecnologie; i Capitoli 3–5 descrivono piattaforma, attuazione e controllo; i Capitoli 6 e 7 presentano calcoli teorici riproducibili, limiti e sviluppi.

Capitolo 2

Stato dell'arte dei sistemi meccatronici per esoscheletri dell'arto superiore

2.1 Introduzione e Biomeccanica dell'arto superiore

2.1.1 Analisi cinematica e dinamica dell'arto superiore

La progettazione di un esoscheletro dell'arto superiore richiede la conoscenza della biomeccanica umana. L'accoppiamento con l'utente deve consentire la trasmissione delle forze e rispettare le esigenze di sicurezza ed ergonomia.

L'arto superiore è una catena cinematica complessa e ridondante, che consente di posizionare la mano nello spazio e di svolgere compiti di manipolazione. Nella modellazione robotica viene spesso rappresentato con sette gradi di libertà (DoF): tre per la spalla, due per il complesso gomito-avambraccio e due per il polso.

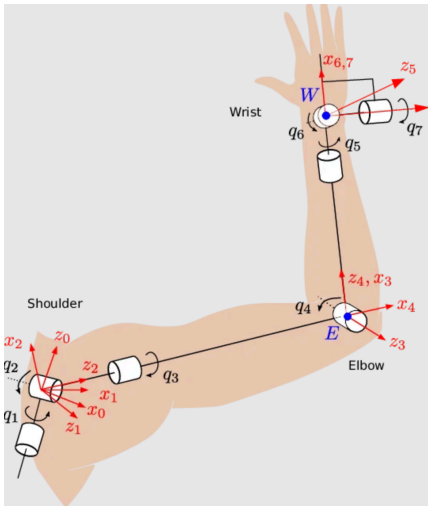


Figura 2.1: DoF dell'arto superiore

Nello specifico, l'articolazione della spalla consente i movimenti di flesso-estensione sul piano sagittale, abduzione-adduzione sul piano frontale e rotazione interna ed esterna sul piano trasversale. Il gomito, agendo prevalentemente come un giunto a cerniera, permette la flesso-estensione dell'avambraccio, mentre l'articolazione radio-

ulnare gestisce la prono-supinazione. Infine, il polso è responsabile dei movimenti di flesso-estensione e deviazione radio-ulnare.

Nelle ADL, come nutrirsi, bere da un bicchiere o raggiungere un oggetto sul tavolo, il *Range Of Motion* (ROM) richiesto è generalmente inferiore alla massima escursione anatomica. Restano però necessarie destrezza e coordinazione tra le articolazioni.

Le forze e i momenti articolari dipendono dalla massa e dal tensore d'inerzia dei segmenti corporei (braccio, avambraccio e mano), oltre che dal carico manipolato. L'esoscheletro deve fornire coppia sufficiente ad assistere i muscoli coinvolti, senza ostacolare il movimento.

La *trasparenza meccanica* (o trasparenza cinematica) indica la capacità del robot di opporre una resistenza poco percepibile al movimento volontario quando non è richiesta assistenza. Se la struttura è poco trasparente, l'utente deve compiere un lavoro aggiuntivo per muoverne la massa e superarne gli attriti, riducendo il beneficio dell'ausilio.

2.1.2 Accoppiamento uomo-macchina

L'accoppiamento tra la struttura rigida del robot e la spalla è uno dei problemi principali nella progettazione di un esoscheletro. La spalla non è un giunto sferico con centro fisso: il movimento del braccio dipende dal *ritmo scapolo-omerale*, che coinvolge l'articolazione gleno-omerale (GH), le articolazioni acromio-clavicolare e sterno-clavicolare e lo scorrimento della scapola sul torace. Durante l'elevazione e l'abduzione, il centro di rotazione gleno-omerale si sposta rispetto al tronco, con escursioni dipendenti dal movimento e dal soggetto.

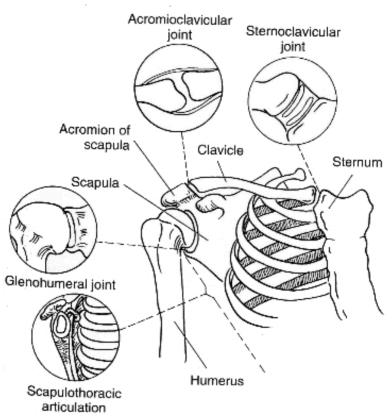


Figura 2.2: Articolazione della spalla

In un esoscheletro con assi di spalla fissi e convergenti in un punto, l'accoppiamento con l'arto forma una catena cinematica chiusa. Lo spostamento del centro anatomico rispetto agli assi meccanici può generare disallineamenti, forze di taglio e momenti parassiti all'interfaccia con l'utente.

Le forze parassite possono causare disagio, slittamento dei tutori e lesioni da compressione cutanea. Se persistono, possono inoltre produrre sollecitazioni articolari anomale e limitare l'efficacia dell'assistenza o dell'esercizio riabilitativo.

Per ridurre i disallineamenti, diversi progetti introducono gradi di libertà passivi (pDoF) per l'auto-allineamento. Giunti prismatici o sferici non attuati, collocati tra il telaio prossimale e l'articolazione principale, permettono alla struttura di seguire lo spostamento del centro della spalla. Lo scorrimento dei giunti può così ridurre i carichi parassiti sui tessuti e migliorare la compatibilità cinematica.

2.1.3 Classificazione applicativa

Architettura meccanica, attuazione e controllo dipendono dalla destinazione d'uso. In riabilitazione e assistenza, per pazienti post-ictus, con lesione midollare o patologie neuromuscolari, sono necessari controllo del movimento e adattamento alle capacità individuali. Nelle applicazioni terapeutiche il dispositivo deve anche consentire traiettorie ripetibili. Il controllo può modulare l'impedenza e fornire assistenza secondo il bisogno del paziente (strategie *assist-as-needed*), preservando il contributo volontario residuo. Allineamento e misura del ROM sono rilevanti sia per la sicurezza sia per la valutazione del recupero motorio.

Gli esoscheletri industriali o occupazionali sono invece progettati per attività lavorative specifiche. Il loro obiettivo è ridurre il carico e l'affaticamento prolungato, contribuendo alla prevenzione dei *Work-related musculoskeletal disorders* (WMSD). In questo ambito si privilegiano leggerezza, robustezza, trasparenza e rapidità di vestizione e svestizione (donning e doffing). Il trasferimento dei carichi dalle braccia al tronco o al bacino, attraverso telai o cinghie, deve evitare sovraccarichi secondari, in particolare sulla muscolatura della colonna.

2.2 Tecnologie di attuazione

L'attuazione permette al dispositivo di sostenere e muovere l'arto. La massa aggiunta, soprattutto in prossimità di gomito e polso, aumenta l'inerzia e il lavoro richiesto all'utente. La scelta dell'attuatore deve quindi considerare prestazioni, sicurezza e usabilità in relazione ai compiti previsti e alle capacità del paziente.

2.2.1 Attuazione attiva

Le categorie seguenti descrivono aspetti diversi del sistema: BLDC è una tecnologia di motore, QDD una configurazione di trasmissione, SEA e PEA il posizionamento dell'elasticità. Queste soluzioni possono coesistere nello stesso dispositivo. Nell'attuazione attiva, forza o coppia sono generate in modo controllato mediante un'alimentazione esterna. Di seguito si esaminano vantaggi e limiti delle principali configurazioni.

- **Motori elettrici Brushless DC (BLDC):** una soluzione diffusa impiega servomotori BLDC e riduttori ad alto rapporto di trasmissione, ad esempio 1:100 o superiore. Questa configurazione permette di ottenere coppie elevate con motori relativamente leggeri. L'inerzia rotorica riflessa, che cresce con il quadrato del rapporto, e gli attriti del riduttore possono però aumentare l'impedenza in uscita e limitare la *backdrivability* (retro-azionabilità), rendendo più difficile ottenere trasparenza meccanica.

- **Motori Quasi-Direct Drive (QDD):** l'architettura QDD associa motori frameless ad alta densità di coppia, con grande diametro di traferro, a riduttori planetari con rapporto contenuto, tipicamente tra 1:6 e 1:10. Il basso rapporto limita l'inerzia riflessa e gli attriti, favorendo la retro-azionabilità e il movimento libero. Le prestazioni dipendono comunque dalle caratteristiche dell'attuatore e della trasmissione.

- **Attuatori Serie-Elastici (SEA):** i SEA collocano un elemento elastico, spesso una molla torsionale, in serie tra motoriduttore e carico. La molla può attenuare gli urti ad alta frequenza e ridurre l'impedenza percepita. La sua deflessione, misurata con encoder ottici o magnetici, permette di stimare la coppia; l'accuratezza dipende da rigidezza calibrata, sensori, attriti e isteresi. Nei *Reaction Force Sensing Series Elastic Actuators* (RFSEA), l'elemento elastico è posto tra statore e telaio per misurare la coppia di reazione. Questa disposizione evita di collocare la molla sull'albero di uscita e può rendere il giunto più compatto.

- **Attuatori Parallelo-Elastici (PEA):** questi attuatori dispongono un elemento elastico in parallelo al motore. La molla sostiene parte dei carichi statici o a bassa frequenza, come quello gravitazionale, mentre il motore fornisce il contributo dinamico e corregge i residui. La ripartizione dei carichi può ridurre la potenza elettrica media e la sollecitazione termica.

Il confronto topologico tra le diverse configurazioni è illustrato schematicamente in Figura 2.3.

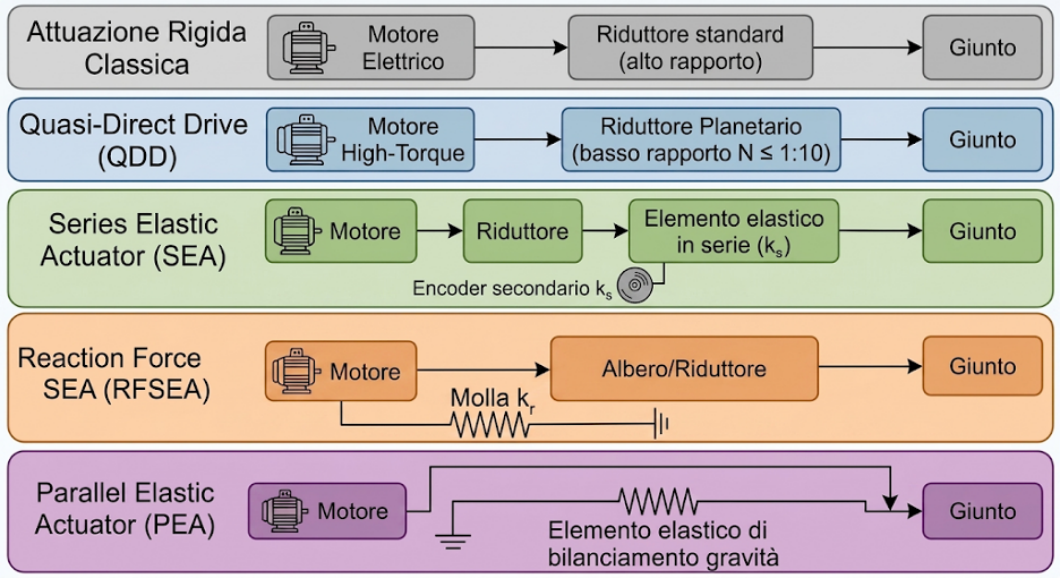


Figura 2.3: Topologia delle diverse tecnologie di attuazione attiva

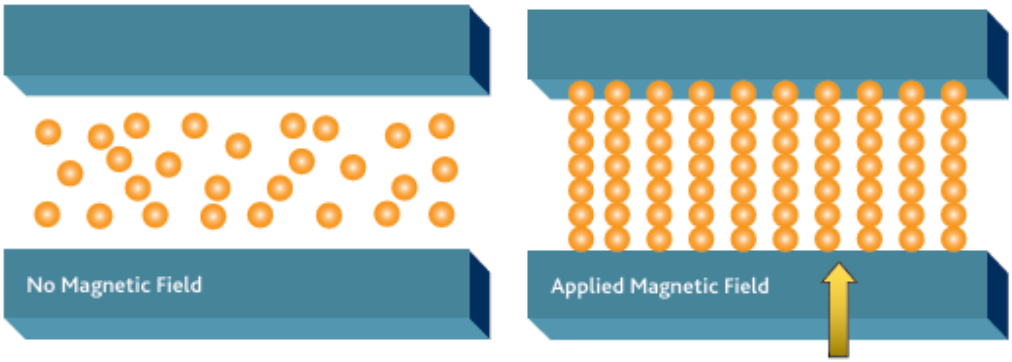
2.2.2 Attuazione passiva

L'attuazione passiva utilizza elementi elastici e dissipativi senza richiedere alimentazione elettrica per il supporto. Molle a gas o torsionali possono sostenere il peso delle braccia e dei carichi. Durante l'abbassamento, il movimento favorito dalla gravità accumula energia nella molla; durante il sollevamento, questa energia viene restituita e contribuisce al sostegno dei muscoli agonisti, come il deltoide, nei compiti *overhead*.

Il supporto passivo segue una legge di coppia prestabilita. Quando il compito richiede movimenti o carichi diversi da quelli previsti, la forza elastica può opporsi all'azione dell'utente e aumentare lo sforzo.

2.2.3 Attuazione semi-attiva

L'attuazione semi-attiva combina elementi passivi con una regolazione della resistenza. Un esempio è costituito dai freni e dagli smorzatori a *Fluido Magnetoreologico* (MRF). Questi fluidi contengono microparticelle ferromagnetiche disperse in un olio vettore. In assenza di campo magnetico (Figura 2.4a), il comportamento è approssimativamente newtoniano. Quando una bobina genera il campo (Figura 2.4b), le particelle si magnetizzano e si organizzano in catene lungo le linee di flusso, modificando la risposta del fluido verso un comportamento viscoplastico.



(a) Assenza di campo magnetico (b) Presenza di campo magnetico

Figura 2.4: Comportamento delle particelle ferromagnetiche all'interno del MRF

Il comportamento del MRF può essere descritto con il modello del *Fluido di Bingham*; modelli non lineari, come quello di Bouc-Wen, permettono di rappresentare anche l'isteresi. Nel modello di Bingham, il termine viscoso $\mu_0\dot{\gamma}$ è proporzionale al tasso di deformazione $\dot{\gamma}$; μ_0 è la viscosità post-snervamento, mentre la tensione di snervamento ($\tau_y(B)$) dipende dal campo magnetico, generalmente in modo non lineare.

$$\tau = \tau_y(B)\,\mathrm{sgn}(\dot{\gamma}) + \mu_0\dot{\gamma}, \quad \dot{\gamma} \neq 0 \tag{2.1}$$

Gli smorzatori MRF consentono di regolare la resistenza al movimento e sono adatti anche al mantenimento prolungato di una postura. Rispetto a un motore che sostiene il carico in stallo, possono richiedere meno potenza elettrica. La sicurezza dipende comunque dall'intero sistema, non soltanto dal principio dissipativo.

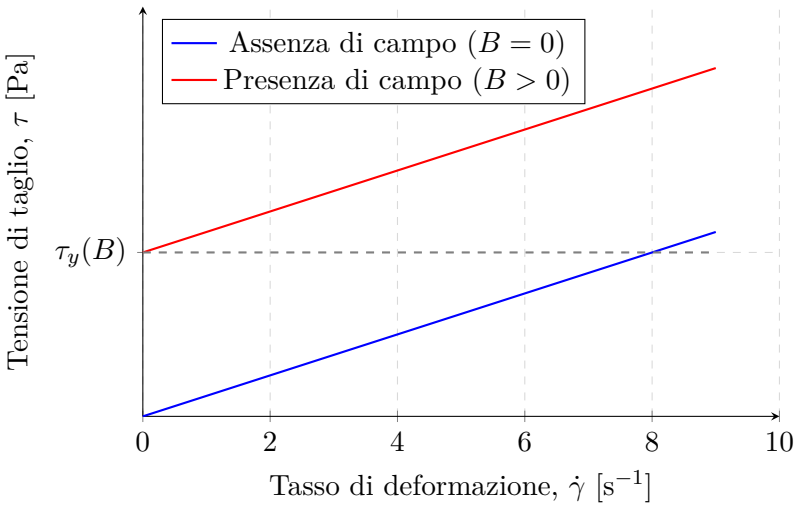


Figura 2.5: Comportamento reologico del MRF (schema qualitativo)

2.2.4 Attuazione soft/tessile

L'attuazione soft è sviluppata per migliorare l'ergonomia e ridurre le strutture metalliche rigide. Negli *exosuits* (esoscheletri tessili), gli attuatori sono collegati a indumenti tecnici che trasferiscono le forze al corpo, senza una catena cinematica rigida completa. I *Muscoli Artificiali Pneumatici* (PAM), come il muscolo di McKibben (Figura 2.6), sono costituiti da una camera in gomma racchiusa in una rete intrecciata di fibre inestensibili. La pressurizzazione espande radialmente la camera e determina la contrazione longitudinale della rete, generando trazione in un solo verso. Il rapporto potenza-peso del singolo attuatore è elevato, ma la valutazione del sistema deve includere compressore e serbatoio. La deformabilità del muscolo offre inoltre una cedevolezza passiva.

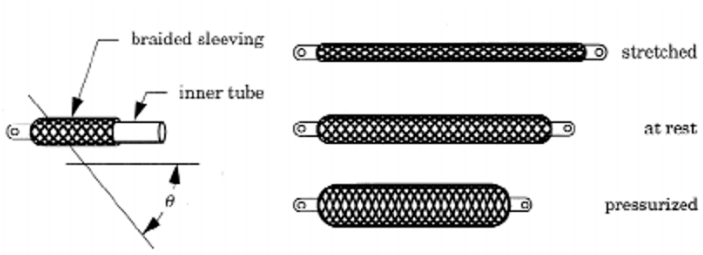


Figura 2.6: Muscolo di McKibben

Nell'impiego mobile, i PAM presentano alcuni limiti: isteresi dovuta all'attrito tra gomma e rete, comprimibilità dell'aria e necessità di compressori, valvole o serbatoi. Questi componenti complicano il controllo e possono ridurre il vantaggio di massa del singolo attuatore.

2.2.5 Trade-off matrix comparativa

La Tabella 2.1 riassume le caratteristiche delle tecnologie analizzate e ne facilita il confronto ai fini del progetto.

Tabella 2.1: Tecnologie di attuazione per esoscheletri dell'arto superiore.

Tecnologia di attuazione	**Densità di potenza / forza**	**Massa distale aggiunta**	**Trasparenza meccanica**	**Costo e complessità meccatronica**	**Autonomia energetica del sistema**
BLDC Tradizionali	Alta (dipende da motore e trasmissione)	Bassa/moderata (motore compatto)	Molto bassa (elevata inerzia riflessa, *backdrivability* quasi nulla)	Media/alta	Bassa/media (richiede pacchi batteria)
Quasi-Direct Drive	Alta	Moderata	Eccellente (intrinseca per inerzia e basso gear ratio)	Alta	Bassa/media (richiede pacchi batteria)
SEA / PEA (Elettrici elastici)	Media (limitata dalla deflessione molla)	Alta	Dipende dal controllo, dall'elasticità e dalla trasmissione	Molto alta	Media
Elementi elastici passivi (molle)	Non applicabile (eroga solo supporto statico/dinamico)	Molto bassa	Bassa (oppone resistenza ai movimenti non previsti)	Bassa	Supporto senza alimentazione elettrica
Smorzatori MRF (semi-attivi)	Altissima (in frenatura statica e dissipazione)	Bassa	Media (attrito viscoso minimo in assenza di campo B)	Media	Molto alta (basso assorbimento bobina elettromagnetica)
PAM (muscoli pneumatici soft)	Altissima	Molto bassa	Buona (flessibilità intrinseca del materiale)	Media (alta per i componenti pneumatici accessori)	Molto bassa (richiede una sorgente di aria compressa)

2.3 Sistemi di trasmissione e architetture meccaniche

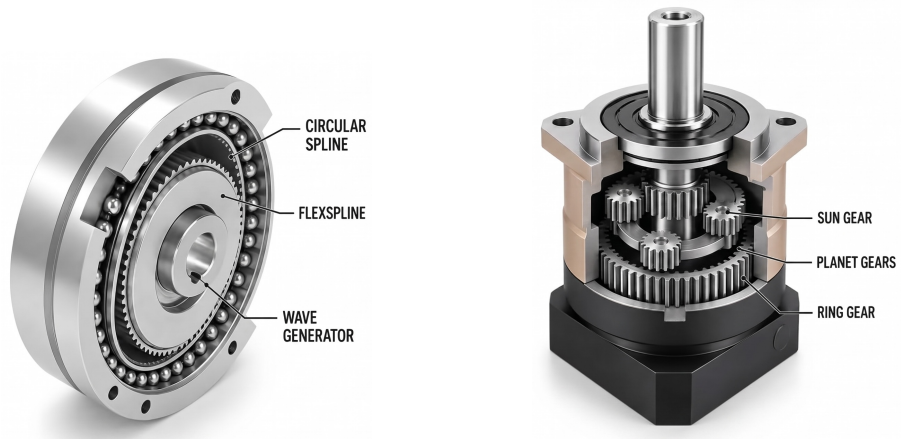
La trasmissione collega gli attuatori ai giunti anatomici. Oltre al rapporto di coppia, la sua progettazione determina retro-azionabilità, risposta agli urti e distribuzione delle masse.

2.3.1 Trasmissioni ad alta coppia

Lo spazio disponibile nelle articolazioni, soprattutto alla spalla, richiede riduttori compatti.

I *Riduttori armonici* sono impiegati nella robotica di precisione per i rapporti elevati, da 1:50 a oltre 1:160, e il gioco meccanico (*backlash*) molto contenuto. Il funzionamento si basa sulla deformazione elastica della *flexspline*. Attriti e alto rapporto possono limitare la retro-azionabilità, mentre la resistenza agli urti e ai carichi impulsivi deve essere considerata nell'interazione con l'utente.

I *Riduttori Planetari* (epicicloidali) hanno rapporti per stadio più contenuti e un gioco misurabile, ma offrono buoni rendimenti e resistenza ai carichi impulsivi. In una configurazione QDD, un rapporto contenuto, ad esempio 1:8, permette di limitare l'inerzia riflessa e favorire la retro-azionabilità.



(a) Riduttore armonico (b) Riduttore planetario

Figura 2.7: Trasmissioni ad alta coppia

2.3.2 Trasmissioni remotizzate

Il posizionamento di motori e riduttori su gomito o polso aumenta l'inerzia del braccio. Per un utente con forza residua ridotta, questa massa può ostacolare le accelerazioni e rendere il movimento più faticoso.

La remotizzazione affronta questo problema spostando motori, sensori primari, elettronica e batterie lontano dall'arto. I componenti possono essere collocati sul tronco, su uno zaino rigido oppure, come in questo progetto, sulla carrozzina. Una trasmissione trasferisce quindi il moto ai giunti assistiti.

I *Cavi Bowden* impiegano un cavo interno flessibile, spesso in acciaio o in fibre come Dyneema e Kevlar, che scorre in una guaina. Nel modello semplificato, il cavo è assunto inestensibile e la guaina incomprimibile, pur essendo entrambi flessibili. Lo spostamento relativo trasferisce il moto anche lungo un percorso curvo, con perdite che dipendono dall'instradamento.

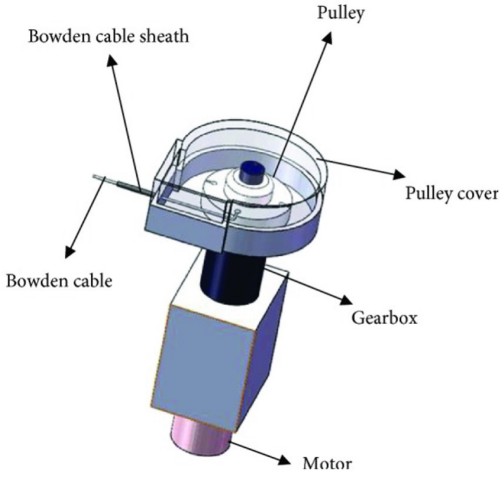


Figura 2.8: Modello CAD dell'unità motrice per trasmissione flessibile a cavo Bowden

I cavi Bowden riducono le masse sull'arto, ma introducono non linearità nel controllo di forza per effetto dell'attrito tra cavo e guaina. Il decadimento della tensione in funzione della curvatura cumulata θ_{tot} è descritto dall'equazione di *Capstan-Euler*:

$$T_{out} = T_{in} \cdot e^{-\mu \cdot \theta_{tot}} \tag{2.2}$$

dove μ rappresenta il coefficiente di attrito radente tra cavo e guaina, T_{in} la tensione applicata all'argano motore e T_{out} la tensione alla puleggia articolare. In fase di inversione del moto, il passaggio da attrito statico a dinamico e l'elasticità longitudinale del cavo introducono cicli di isteresi che richiedono un'adeguata compensazione a livello di algoritmo di controllo.

2.3.3 Architetture a quadrilatero articolato

La compensazione del peso dell'esoscheletro e dell'arto riduce sia il carico termico sui motori sia lo sforzo richiesto all'utente. Per questo motivo è un aspetto rilevante nella progettazione dei giunti assistiti.

Una soluzione di bilanciamento utilizza un parallelogramma articolato con una molla di trazione, precaricata o torsionale, sulla diagonale o sui giunti. Se geometria e legge elastica sono adeguate, la forza F_c produce un momento che equilibra quello della forza gravitazionale F_z al variare dell'elevazione ϕ, come illustrato in Figura 2.9. Si ottiene così un giunto *zero-gravity* nell'intervallo di bilanciamento previsto. Il motore o il freno MRF può quindi intervenire principalmente sui contributi dinamici.

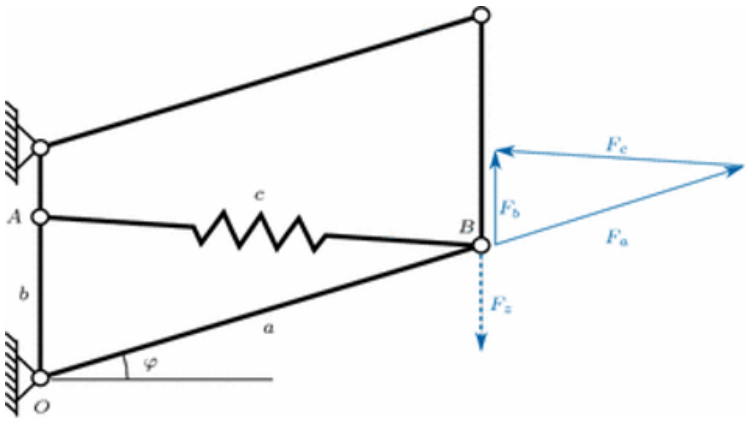


Figura 2.9: Schema cinematico e diagramma di corpo libero di un meccanismo a parallelogramma articolato

2.3.4 Cinematica di allineamento automatico

Per compensare il disallineamento della spalla, le architetture di *self-alignment* introducono gradi di libertà passivi. Questi permettono l'adattamento geometrico senza richiedere ulteriori motori per inseguire lo spostamento del centro articolare, limitando massa e complessità.

Un esempio studiato in letteratura è la configurazione *PPRRRP*, con giunti Prismatici e Rotativi, illustrata in Figura 2.10. I prismatici passivi, spesso realizzati con guide miniaturizzate nel blocco scapolare, permettono l'adattamento alla migrazione del centro gleno-omerale. La riduzione delle forze di disallineamento dipende dalla corsa e dagli altri vincoli del meccanismo.

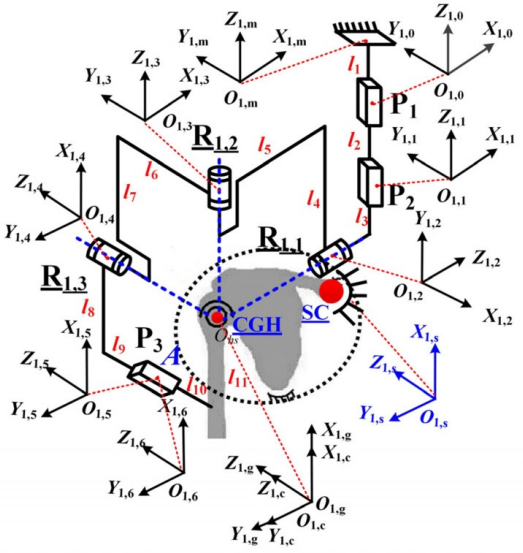


Figura 2.10: Configurazione *PPRRRP*

2.4 Strategie di controllo e sensoristica

Il controllo dell'interazione richiede sensori che rilevino lo stato del robot e i segnali associati all'intenzione dell'utente. L'elaborazione è generalmente organizzata su livelli gerarchici, dalla scelta della modalità di assistenza al pilotaggio dell'attuatore.

2.4.1 Sensoristica dell'interfaccia uomo-macchina

La comprensione dell'ambiente fisico e dell'interazione (*physical Human-Robot Interaction*, pHRI) si basa sull'integrazione di dati cinematici, dinamici e biologici:

- **Sensoristica cinematica e dinamica:** Gli encoder assoluti e incrementali misurano la posizione sugli assi motore e, quando necessario, a valle dei riduttori o degli elementi elastici. Le unità inerziali sui segmenti rilevano accelerazioni e velocità angolari. Le forze all'interfaccia possono essere misurate con *Force Sensing Resistor* (FSR) nei bracciali o con celle di carico a più assi, secondo l'accuratezza richiesta.
- **Biosignals - Elettromiografia di superficie (sEMG):** La sEMG può supportare un controllo basato sull'intenzione (*intent-based control*). Il segnale cutaneo rileva l'attività delle fibre muscolari, per esempio di bicipite, tricipite e deltoide, che può precedere il movimento. Il comando richiede filtraggio e calibrazione individuale per limitare artefatti e variazioni del contatto cutaneo. L'anticipo disponibile dipende anche dalla latenza dell'elaborazione.

2.4.2 Architettura di controllo gerarchica

Il controllo dell'esoscheletro è organizzato su tre livelli, che operano a frequenze diverse:

1. **High-level (controllo cognitivo e riconoscimento):** Il livello superiore opera a frequenze contenute, ad esempio 10-50 Hz, e interpreta il compito e l'intenzione dell'utente. Classificatori, regressioni o logiche fuzzy possono combinare sEMG e dati inerziali per distinguere, per esempio, l'avvio dell'elevazione dal mantenimento di una postura.
2. **Mid-level (controllo dell'interazione):** Il livello intermedio, ad esempio a 100-500 Hz, converte le decisioni in riferimenti di movimento o forza. Il controllo dell'interazione può seguire i due approcci duali di ammettenza e impedenza, ai quali si può affiancare la compensazione gravitazionale:
    - **Controllo di ammettenza:** Il controllore converte una forza esterna misurata in un riferimento di posizione o velocità, attraverso un modello virtuale massa-molla-smorzatore. In questo modo un attuatore rigido può offrire una risposta cedevole. Stabilità e taratura diventano rilevanti

quando l'utente irrigidisce il braccio o il robot entra in contatto con un oggetto rigido.

- **Controllo di impedenza:** Il controllore ricava una forza o una coppia dallo stato cinematico, secondo una legge viscoelastica. L'approccio è favorito da hardware retro-azionabile, come QDD o SEA. Passività e stabilità dipendono da parametri, campionamento e scambio energetico. Nel *Variable Impedance Control*, rigidezza e smorzamento possono variare con il compito, aumentando il sostegno sotto carico e riducendo la resistenza nel movimento libero.

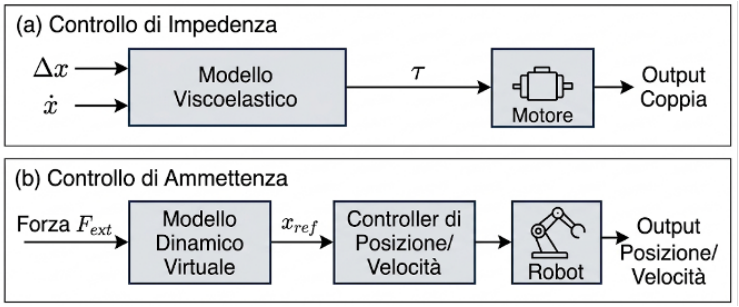


Figura 2.11: Paradigmi di controllo dell'interazione

- **Compensazione di gravità:** Il modello dinamico stima il momento del peso del robot e dell'arto in funzione della postura. Il controllo aggiunge una coppia feedforward corrispondente; un modulo elastico opportunamente progettato può fornire parte del sostegno.

3. **Low-level (controllo dell'attuazione):** Il livello inferiore pilota l'hardware a frequenze elevate, tipicamente oltre 1000 Hz. Nei motori brushless delle architetture QDD e SEA, il *Field Oriented Control* (FOC) regola le correnti di fase per inseguire il riferimento di coppia. Nei dispositivi MRF, il pilotaggio in *Pulse Width Modulation* (PWM) regola la corrente della bobina e quindi la resistenza dello smorzatore.

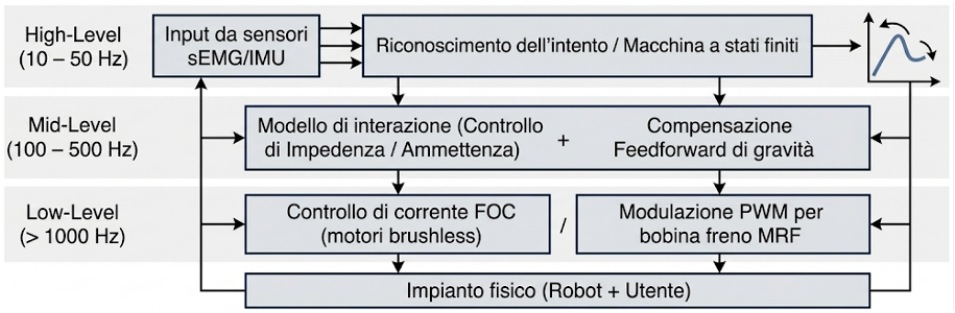


Figura 2.12: Architettura di controllo gerarchica a tre livelli

2.5 Benchmarking e analisi critica

2.5.1 Gaps nello stato dell'arte

Dall'analisi della letteratura e delle soluzioni disponibili emergono alcuni problemi ancora aperti:

1. **Impatto dell'inerzia e del peso distale:** Le masse dei motori sui segmenti aumentano l'inerzia secondo il quadrato della distanza dall'asse. Questo carico può ostacolare i movimenti rapidi e aumentare lo sforzo dell'utente.

2. **Backdrivability e trasparenza in sistemi passivi:** Nei dispositivi privi di disinnesto delle molle, il supporto elastico può ostacolare i movimenti diversi da quelli previsti. La possibilità di regolare o disattivare l'assistenza è quindi rilevante nei compiti variabili.

3. **Adattabilità e vestibilità:** I tempi prolungati per l'allineamento dei pDoF e l'ingombro toracico rappresentano i principali deterrenti all'uso quotidiano.

4. **Vincoli cinematici:** Molti esoscheletri leggeri commerciali trascurano tuttora la complessa mobilità della spalla per risparmiare peso, utilizzando giunti rotoidali che, in caso di disallineamento, possono provocare sfregamenti e slittamenti.

2.5.2 Confronto tra i principali benchmark di mercato e di ricerca

I modelli seguenti sono esempi di soluzioni occupazionali e riabilitative utili per il confronto progettuale:

- **Ekso EVO (Ekso Bionics):** È un esoscheletro industriale passivo destinato al supporto delle braccia nei compiti *overhead tasks*. Dispone di elementi di sostegno regolabili e non richiede batterie. Il supporto può però opporre resistenza quando l'attività prevede frequenti abbassamenti delle braccia o movimenti fuori dall'intervallo previsto.

- **Ottobock Paexo Shoulder:** È un esoscheletro passivo impiegato anche nell'industria automobilistica. La struttura ad aste trasferisce parte del carico dalle spalle alle anche, riducendo la richiesta ai deltoidi. Gli effetti sul tronco e sulle interfacce devono essere valutati per il singolo utilizzatore.

- **Harmony SHR:** È un dispositivo riabilitativo sviluppato nella ricerca accademica. La cinematica tra spalla e torace mira a seguire il ritmo scapolo-omerale, mentre gli attuatori RFSEA permettono la misura della coppia di reazione. La compatibilità è stata studiata sperimentalmente, con limiti legati alla misura e alla deformazione dei tessuti. Il numero di attuatori e l'ingombro ne orientano l'impiego verso postazioni fisse o su carrozzina.

- **ArmeoPower (Hocoma):** Benchmark clinico per la riabilitazione robotica dell'arto superiore, con sei assi motorizzati per il braccio e un eventuale modulo aggiuntivo per la mano. Offre supporto antigravitario e attività terapeutiche con feedback visivo. Si tratta di un esoscheletro riabilitativo da postazione: non è un ausilio indossabile per le ADL su carrozzina, e l'integrazione di EEG o EMG richiede configurazioni di ricerca specifiche. L'impiego e la regolazione avvengono con supervisione del terapeuta.



(a) Ekso EVO (Ekso Bionics)



(b) Ottobock Paexo Shoulder



(c) Harmony SHR



(d) ArmeoPower (Hocoma)

Figura 2.13: Principali benchmark di mercato e di ricerca

Capitolo 3

Specifiche cliniche e piattaforma cinematica di partenza

3.1 Inquadramento del paziente target e requisiti funzionali

3.1.1 Profilo clinico: deficit di mobilità e range motorio residuo

Il progetto è rivolto principalmente a persone con lesioni midollari (*Spinal Cord Injury*, SCI) cervicali o con altre patologie neurologiche che compromettono il movimento dell'arto superiore. In questi casi, l'uso della spalla nelle attività quotidiane e nei trasferimenti deve essere valutato in base alle capacità residue.

Il profilo clinico in esame è un caso funzionale di progetto, caratterizzato da grave ipomobilità prossimale associata a una motilità distale residua. Non viene dedotto automaticamente da un livello cervicale di lesione: completezza della lesione, forza dei singoli gruppi muscolari, sensibilità e ROM devono essere valutati individualmente. L'obiettivo è assistere un utente che non genera coppia sufficiente alla spalla ma conserva capacità distali utilizzabili nelle ADL.

Nel caso funzionale assunto, il paziente conserva una parziale flesso-estensione del gomito e un controllo limitato di polso e mano. Queste capacità possono essere utilizzate nelle ADL se il braccio viene prima posizionato e stabilizzato, nonostante la debolezza gleno-omerale.

Il deficit prossimale orienta il progetto verso un'assistenza attiva. Il solo supporto passivo può non essere sufficiente a superare l'inerzia e gli attriti del sistema. L'attuatore remotizzato deve quindi elevare e sostenere il braccio, permettendo al paziente di utilizzare la mobilità distale residua.

3.1.2 Necessità di un paradigma attivo e compiti target nella vita quotidiana

La combinazione di deficit prossimale e capacità distali residue motiva l'integrazione di un modulo attivo nella piattaforma precedente. I supporti passivi impiegano molle a gas o torsionali per accumulare e restituire energia elastica, sostenendo parte del carico gravitazionale senza batterie.

Un supporto passivo è tarato su una determinata legge di coppia. Nei movimenti discendenti o fuori dall'intervallo previsto, l'utente può dover vincere la resistenza elastica. Per il profilo assunto, la disponibilità di potenza attiva consente di assistere il movimento quando la forza residua non è sufficiente.

L'obiettivo è favorire l'autonomia nelle ADL: nutrirsi, bere da un bicchiere, utilizzare interruttori o dispositivi posti all'altezza del busto e del volto, raggiungere e manipolare oggetti leggeri su un piano di lavoro.

Le ADL richiedono generalmente un ROM inferiore alla massima escursione di un arto sano, ma una buona coordinazione tra le articolazioni. L'assistenza attiva deve fornire la coppia necessaria a sollevare e stabilizzare il braccio, riducendo il carico sulla muscolatura prossimale.

I capitoli successivi dimensionano l'attuazione per questi compiti, cercando di contenere le masse distali e l'aumento d'inerzia che potrebbero ostacolare l'uso delle capacità residue.

3.2 La piattaforma cinematica di partenza

3.2.1 Sintesi della catena cinematica

L'architettura meccanica di base ereditata dalla tesi di Giulio Pupita, *Progettazione di un esoscheletro assistivo per arto superiore integrato su carrozzina* (UNIVPM, a.a. 2025–2026), è costituita da una catena cinematica seriale PRRRP a cinque DoF geometrici, concepita per bilanciare l'adattabilità geometrica alla carrozzina con la fedeltà biomeccanica richiesta dai movimenti dell'arto superiore.

La struttura è idealmente suddivisa in un sottosistema di posizionamento spaziale e un sottosistema di orientamento articolare, implementati attraverso la seguente combinazione di giunti:

- **Primo giunto prismatico (posizionamento prossimale):** garantisce uno spostamento lineare dell'intero esoscheletro rispetto alla base di supporto vincolata al telaio della carrozzina, non riproducendo un moto anatomico diretto, ma permettendo di allineare preliminarmente l'ausilio alla conformazione posturale dell'utente

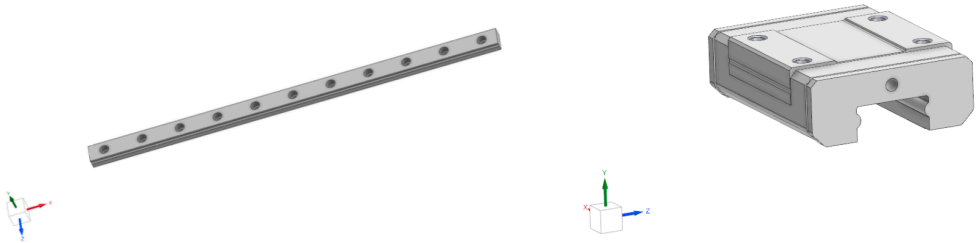
- **Complesso rotoidale a 3 DoF (articolazione della spalla):** rappresenta il nucleo biomimetico del dispositivo, mediante i tre giunti rotoidali in serie progettati per replicare i movimenti fondamentali dell'articolazione gleno-omerale nello spazio tridimensionale: abduzione-adduzione, flesso-estensione e rotazione interna-esterna dell'omero

- **Secondo giunto prismatico (adattamento distale):** collocato nella porzione terminale della catena cinematica, consente di regolare la lunghezza del segmento omerale del robot, estendendo o riducendo il braccio di leva per

adattarsi alle specifiche quote antropometriche del paziente senza aumentare automaticamente il workspace fisiologico

Il progetto precedente ha sviluppato il sistema di traslazione lineare con guide miniaturizzate SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10) e pattini SRS12M1SS. La scelta di componenti compatti mira a contenere ingombri, attriti e masse in movimento.

Dal punto di vista dell'interazione fisica uomo-robot (pHRI), i giunti prismatici permettono l'adattamento antropometrico iniziale, mentre i tre rotoidali consentono l'orientamento della spalla. Un giunto di regolazione bloccato dopo il fitting non costituisce però un grado di libertà di auto-allineamento durante il moto. Il modello fisico descritto da Pupita al Paragrafo 3.2.2 è un dimostratore cinematico privo di molle e tiranti: il bilanciamento elastico e l'attuazione trattati nel presente lavoro sono quindi moduli da integrare, non componenti già verificati sulla piattaforma. Le immagini del gruppo di aggancio e delle guide riprendono tale progetto precedente.



(a) Guida lineare di tipo SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10)

(b) Pattino SRS12M1SS

Figura 3.1: Componenti del sistema di traslazione lineare

3.2.2 Integrazione sul telaio della carrozzina *Breeze X²*

Il montaggio sulla carrozzina manuale Breeze X^2 deve rispettare i vincoli della piattaforma. Si richiede un'installazione reversibile, senza forature o saldature sul telaio originale. Questa scelta ne preserva la configurazione, ma la compatibilità dell'insieme modificato richiede comunque verifica.



Figura 3.2: Vista della carrozzina Breeze X^2 in CAD

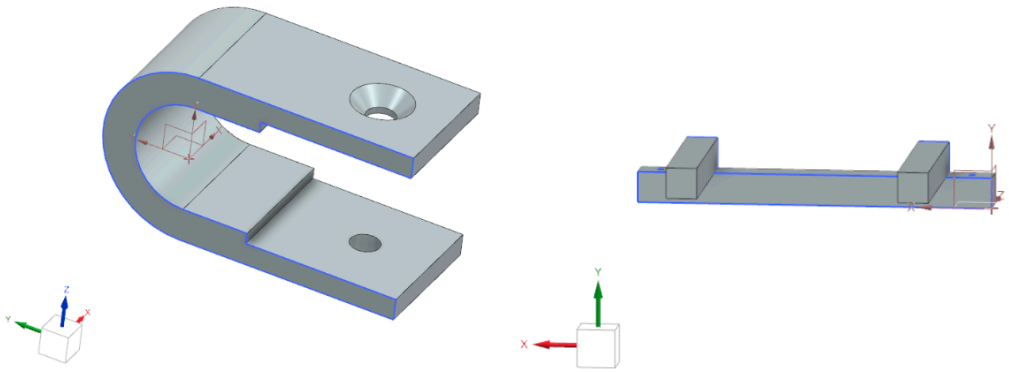
I due tubolari inferiori, alla base della seduta, sono stati individuati come zona di ancoraggio. La rigidezza di questi elementi e la vicinanza al baricentro uomo-carrozzina motivano la scelta. Un fissaggio ribassato tende a ridurre i momenti ribaltanti dovuti ai carichi a sbalzo durante il movimento del braccio.

Per vincolare la cinematica dell'esoscheletro a questi tubolari, il lavoro precedente ha definito un gruppo di aggancio inferiore basato sull'accoppiamento per attrito, composto da due elementi chiave:

- **Morsetti di serraggio a "C":** Costituiscono l'interfaccia primaria laterale e presentano un profilo aperto a "C" che ne consente l'installazione diretta senza richiedere lo smontaggio di parti della carrozzina. La superficie cilindrica interna (per la quale il progetto precedente indica un accoppiamento H7/h6, da verificare sulle quote reali del tubolare) è dotata di uno scarico radiale progettato per concentrare la pressione di contatto lungo due generatrici principali del tubo, massimizzando la trasmissione dei carichi tangenziali per attrito e limitando i micro-slittamenti. Il serraggio è garantito da viti a testa svasata (filettatura M6) completamente incassate, eliminando sporgenze pericolose per l'utente.

- **Traversino strutturale:** Elemento trasversale a sezione piena che collega rigidamente i due morsetti laterali, trasformando i due vincoli indipendenti in un telaio chiuso. Questo componente svolge la funzione cruciale di redistribuire i carichi asimmetrici (flessionali e torsionali) indotti dai movimenti balistici dell'esoscheletro, incrementando la rigidezza globale dell'interfaccia ed evitando il sovraccarico locale di un singolo morsetto.

Il gruppo di aggancio sostiene la struttura passiva e costituisce l'interfaccia prevista per il successivo montaggio del modulo di attuazione remotizzato.



(a) Morsetto di serraggio a "C"

(b) Traversino strutturale

Figura 3.3: Elementi del gruppo di aggancio

3.2.3 Strategia di integrazione meccatronica: remotizzazione e trasmissione del moto

L'integrazione dell'attuazione nella catena passiva a cinque gradi di libertà richiede la definizione del layout elettromeccanico. Montare motori e riduttori direttamente sui giunti della spalla aumenterebbe la massa mobile e l'inerzia del sistema, riducendo il vantaggio delle guide compatte SRS12. Questo effetto è rilevante per un utente con debolezza muscolare.

Si adotta quindi la remotizzazione: l'unità di potenza viene separata dall'articolazione assistita per contenere le masse trasportate dall'arto.

Il box con motore, riduttore ed elettronica è previsto sul gruppo di aggancio inferiore, fissato al traversino e ai morsetti della Breeze X^2. Questa disposizione concentra le masse sul telaio e favorisce la stabilità, da verificare sull'insieme. I cavi Bowden trasferiscono la coppia dal box al giunto assistito. Sulla struttura esistente occorre integrare pulegge di rinvio, tamburi e tenditori, trasformandola anche nel supporto delle linee di trasmissione. Il Capitolo 4 sviluppa il dimensionamento del gruppo motore e il modello degli attriti.

Le figure confrontano attuazione diretta e remotizzata. In Figura 3.4a, i motori, spesso di tipo *frameless* o quasi-diretto, sono collocati sugli assi di spalla e gomito. La coppia raggiunge i segmenti meccanici senza una trasmissione flessibile, con vantaggi di rigidezza e precisione ma maggiore massa sull'arto. In Figura 3.4b, l'unità di potenza è invece alloggiata sul tronco o alla vita e collegata ai giunti mediante cavi Bowden. Le masse distali si riducono, mentre attriti, isteresi e pretensionamento richiedono attenzione nel progetto.



(a) Attuazione diretta (b) Attuazione remotizzata

Figura 3.4: Confronto visivo tra attuazione diretta e remotizzata

Tabella 3.1: Trade-off prestazionale tra attuazione diretta e attuazione remotizzata.

Parametro	**Attuazione diretta**	**Attuazione remotizzata**
Inerzia e masse distali	Elevata massa sui link distali; aumento marcato dell'inerzia riflessa all'utente.	Minore massa mobile; resta l'inerzia rotorica riflessa.
Rigidezza e banda passante	Trasmissione rigida; elevata banda di controllo (f_b: da identificare).	Elasticità fune non trascurabile; banda passante limitata (f_b: da identificare).
Attrito e rendimento	Attriti nei supporti e nel riduttore; rendimento da verificare.	Attrito fune-guaina non lineare dipendente dalla curvatura ($e^{\mu\theta}$); η: dipendente dal percorso.
Complessità di controllo	Modellazione dinamica standard; sensori collocati sull'asse articolare.	Isteresi marcata e necessità di compensazione dinamica o sensori distali.
Direzionalità della coppia	Bidirezionale intrinseca su singolo attuatore.	Bidirezionale con cavi antagonisti; ogni cavo lavora a trazione.
Ergonomia e ingombro	Struttura rigida sporgente, potenziale disallineamento articolare.	Minore ingombro distale; adattabilità legata a cinematica e instradamento.

Capitolo 4

Progettazione e dimensionamento del sistema di attuazione e trasmissione attiva

4.1 Scelta dell'architettura meccatronica

4.1.1 Analisi dell'attuazione primaria elettromeccanica

Per assistere le ADL, il sistema deve fornire potenza meccanica per sollevare l'arto contro la gravità e superarne l'inerzia. La scelta dell'attuatore parte da questi requisiti e dal confronto delle tecnologie presentate nello stato dell'arte.

I sistemi passivi accumulano e restituiscono energia, mentre quelli semi-attivi, come gli smorzatori MRF, regolano la dissipazione. Per il profilo di debolezza prossimale considerato, si propone un attuatore controllabile che fornisca l'energia necessaria al movimento assistito.

Gli attuatori soft e i muscoli pneumatici (PAM) offrono un rapporto potenza-peso elevato. La comprimibilità dell'aria introduce però non linearità nel controllo e richiede componenti di alimentazione pneumatica. Il loro ingombro rende meno favorevole questa soluzione per l'integrazione sulla carrozzina.

Si considera quindi l'attuazione elettromeccanica rotativa. Le architetture QDD, SEA (o RFSEA) e PEA affrontano trasparenza e impedenza con diverse soluzioni di trasmissione ed elasticità. In questo progetto la remotizzazione permette di ridurre le masse motrici portate dall'arto. Per la prima configurazione non si prevede un ulteriore attuatore QDD o un elemento elastico in serie, ma restano da valutare inerzia riflessa, attriti e controllo dell'interazione.

Definita la disposizione remota di motore e riduttore, si confrontano le macchine elettriche. Nei motori a spazzole (DC Brushed), la collocazione degli avvolgimenti sul rotore può ostacolare lo smaltimento del calore. I motori passo-passo (Stepper) offrono coppia elevata a bassa velocità, ma la coppia disponibile diminuisce all'aumentare del regime.

Si sceglie un motore BLDC trifase. Gli avvolgimenti sullo statore favoriscono il trasferimento del calore alla carcassa; l'assenza del commutatore elimina l'attrito

delle spazzole, pur lasciando quello dei cuscinetti. Il pilotaggio previsto è in anello chiuso mediante controllo FOC.

La tabella seguente riassume il confronto tra le macchine elettriche rotative.

Tabella 4.1: Matrice di trade-off dei motori elettrici rotativi.

Parametro tecnico	**Motore DC Brushed**	**Motore Stepper**	**Motore BLDC**
Densità di coppia	Bassa	Elevata (a basse velocità)	Elevata
Dissipazione termica	Scarsa (avvolgimenti a rotore)	Buona (avvolgimenti a statore)	Buona (avvolgimenti a statore)
Manutenzione	Necessaria (usura spazzole)	Ridotta (assenza di spazzole)	Ridotta (assenza di spazzole)
Inerzia rotorica	Dipende dalla geometria	Dipende dalla geometria	Dipende dalla geometria
Controllo dinamico	Diretto (corrente di indotto)	Complesso (rischio perdita passi)	Preciso (tramite FOC)

La rappresentazione coppia-velocità in Figura 4.1 illustra i limiti teorici di funzionamento di un BLDC. La zona continua dipende dalla capacità di smaltire il calore prodotto per effetto Joule. Questo vincolo motiva l'impiego della compensazione elastica discussa nel paragrafo seguente.

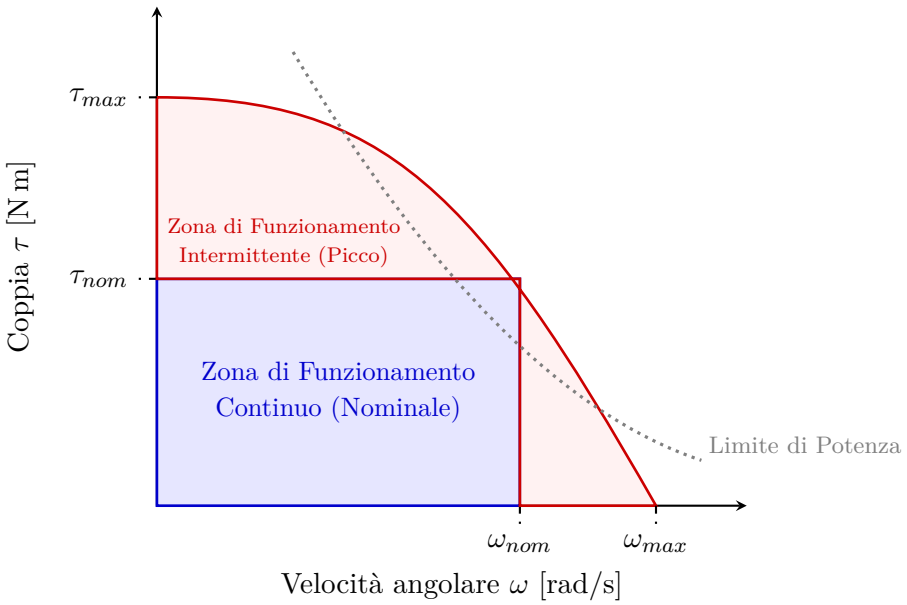


Figura 4.1: Curva caratteristica Coppia-Velocità teorica di un motore BLDC.

4.1.2 Accoppiamento ibrido e bilanciamento gravitazionale

Il funzionamento continuo del BLDC è limitato dalla dissipazione termica. Per mantenere fermo l'arto e la struttura mobile, il giunto deve contrastare la coppia gravitazionale τ_{grav}. Affidare l'intero sostegno al motore richiederebbe corrente continua, con aumento delle perdite Joule e riduzione dell'autonomia. Per il motore e il rapporto di riduzione considerati, il carico statico supera la coppia nominale disponibile. Si propone perciò un'architettura ibrida, con un modulo passivo di bilanciamento in parallelo al motore remotizzato. Il carico totale alla spalla è descritto dalla relazione:

$$\tau_{tot}(\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}) = \tau_{din} + \tau_{grav} \tag{4.1}$$

Il modulo elastico deve ridurre il contributo statico richiesto al motore. La sua legge di coppia obiettivo segue il momento del peso al variare dell'angolo di elevazione:

$$\tau_{molla} = m_{tot} \cdot g \cdot d_{CoM} \cdot \sin(\theta) \tag{4.2}$$

Con bilanciamento ideale, il motore interviene soprattutto durante il movimento, fornendo la coppia necessaria per l'inerzia, lo smorzamento viscoso e gli attriti della trasmissione:

$$\tau_{giunto} = I_s\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + \tau_{grav}(\theta) - \tau_{molla}(\theta) \tag{4.3}$$

La Figura 4.2 illustra qualitativamente la riduzione del contributo statico, senza rappresentare un risultato numerico di simulazione.

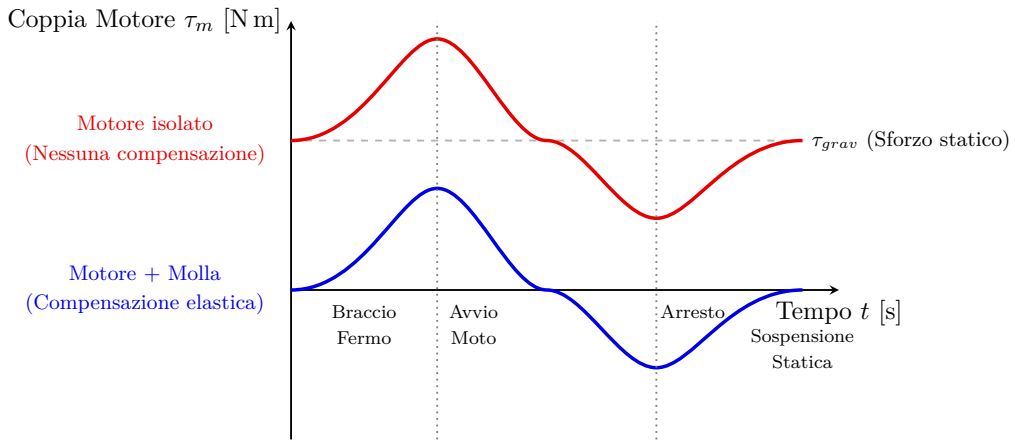


Figura 4.2: Confronto qualitativo dei profili di coppia con e senza bilanciamento ideale; curve schematiche, non in scala numerica.

Il bilanciamento riduce la coppia gravitazionale richiesta al motore. Una molla ordinaria, senza una geometria di trasmissione opportunamente dimensionata, non

realizza automaticamente la legge sinusoidale richiesta. Nel seguito si utilizza tale legge come obiettivo ideale, senza attribuirla a un componente commerciale già scelto. Gli attriti dei cavi, il precarico e gli eventuali errori di bilanciamento richiedono comunque coppia e corrente; una coppia meccanica media nulla non implica perdite Joule nulle.

4.2 Dimensionamento dinamico ed elettromeccanico

4.2.1 Modello dinamico dell'arto superiore e calcolo delle coppie

Il dimensionamento del motore richiede una stima dei carichi all'articolazione della spalla. Si adotta un modello planare a un grado di libertà (Figura 4.3) e si considera il braccio esteso orizzontalmente. In questa postura, il peso è perpendicolare al vettore posizione del baricentro e il momento gravitazionale è massimo. Questa condizione non rappresenta necessariamente il massimo di tutti i carichi tridimensionali.

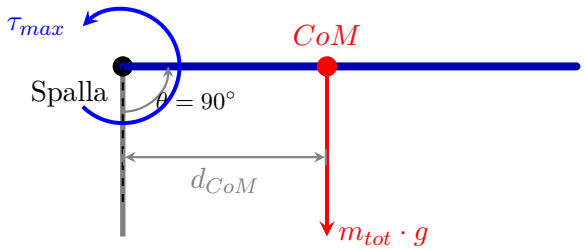


Figura 4.3: Diagramma di corpo libero del sistema arto-esoscheletro nella configurazione planare di caso peggiorativo (flessione a 90°).

Nel calcolo si adottano le seguenti stime aggregate: soggetto di riferimento con massa corporea $M = 85$ kg e statura $H = 1.85$ m, massa dell'arto 4.25 kg e massa mobile esoscheletrica 1.50 kg. Si tratta di un caso di calcolo, non di un 95ř percentile dimostrato né di un limite valido per tutti i pazienti. Le tabelle antropometriche, tra cui quelle di Winter, costituiscono un riferimento metodologico; i coefficienti aggregati qui usati sono ipotesi semplificate e devono essere adattati al soggetto. Il baricentro pesato è $(4.25 \cdot 0.43 + 1.50 \cdot 0.40)/5.75 = 0.4222$ m; si assume $d_{CoM} = 0.42$ m come arrotondamento di progetto, con errore gravitazionale di circa 0.5%.

Tabella 4.2: Parametri inerziali e antropometrici equivalenti (Soggetto: $M = 85$ kg, $H = 1.85$ m).

Sottosistema	**Massa [kg]**	**Lunghezza [m]**	**Posizione CoM [m]**
Arto superiore completo	$0.05 \cdot M = 4.25$	$0.44 \cdot H \approx 0.81$	$0.53 \cdot 0.81 \approx 0.43$
Struttura esoscheletro	1.50	0.81	0.40
Totale equivalente	$m_{tot} = 5.75$	-	$d_{CoM} = 0.42$

Il bilancio dei momenti rispetto all'asse articolare separa il contributo gravitazionale da quello inerziale:

$$\tau_{tot} = \tau_{grav}(\theta) + \tau_{din}(\ddot{\theta}) \tag{4.4}$$

Il termine gravitazionale dipende dall'angolo di elevazione θ misurato rispetto alla verticale. Nella postura in esame, la funzione sinusoidale assume valore unitario. Pertanto, la coppia di mantenimento statica raggiunge il suo picco assoluto:

$$\tau_{grav,max} = m_{tot} \cdot g \cdot d_{CoM} \cdot \sin(90^\circ) = 5.75 \cdot 9.81 \cdot 0.42 \approx 23.69 \text{ N m} \tag{4.5}$$

Il risultato richiede di ridurre il carico statico dell'attuatore. Si assume come obiettivo di progetto un modulo elastico che compensi 23.69 N m a 90° e segua la legge sinusoidale nell'intero ROM. La scelta della molla, delle leve e del precarico rimane un successivo dimensionamento costruttivo.

Il termine dinamico governa le accelerazioni angolari. Si utilizza 10 rad/s^2 come caso transitorio di verifica preliminare, distinto dalla traiettoria assistenziale più lenta del Capitolo 6. Il teorema di Huygens–Steiner fornisce $I_s = I_{CoM} + m_{tot} d_{CoM}^2$. In assenza di una distribuzione di massa misurata si utilizza il modello originario a massa concentrata, ponendo esplicitamente $I_{CoM} = 0$:

$$I_s^{(0)} = 5.75(0.42)^2 = 1.0143 \text{ kg} \cdot \text{m}^2, \qquad \tau_{din,max}^{(0)} = 1.0143 \cdot 10 = 10.143 \text{ N m}. \tag{4.6}$$

Questo valore è un'approssimazione inferiore dell'inerzia reale, non una stima cautelativa. La verifica finale deve includere l'inerzia baricentrica e quella di riduttore e tamburi. Per masse contenute lungo un segmento radiale $0 \le x \le L = 0.81$ m vale $I_s \le m_{tot} L d_{CoM} = 1.9562 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$: tale limite mostra che il solo caso concentrato non certifica il picco a 10 rad/s^2. La manovra ADL verrà invece verificata sulla traiettoria a velocità limitata del Capitolo 6.

Il motore deve sostenere gli attriti durante il moto e gli eventuali residui gravitazionali a riposo. La richiesta transitoria del modello concentrato è quindi 10.143 N m al giunto, a cui si aggiungono le perdite per ottenere la coppia all'albero motore.

4.2.2 Dimensionamento del motore elettrico

Il dimensionamento dell'attuatore primario mantiene il requisito preliminare $\tau_{j,p} = 10.143$ N m. La velocità articolare comandata è limitata a $45^\circ/\text{s} = 0.7854$ rad/s, in accordo con il Capitolo 5. La velocità comandata è distinta dalla velocità di rotazione a vuoto del motore. Il prodotto degli estremi costituisce un inviluppo di potenza, non un picco simultaneo della traiettoria:

$$P_{inviluppo} = 10.143 \cdot 0.7854 = 7.97 \text{ W}. \tag{4.7}$$

La scelta del motore confronta rotori cilindrici ad alta velocità e rotori discoidali in configurazione *Flat*.

I BLDC cilindrici considerati hanno diametro contenuto e bassa inerzia rotorica. Possono sviluppare potenza a regimi superiori ai 10000 RPM, con coppie nominali nell'ordine dei decimi di N m. Per ottenere la coppia richiesta al giunto possono quindi servire rapporti elevati ($i > 100$), che aumentano quadraticamente l'inerzia riflessa e rendono meno favorevole la retro-azionabilità.

Nei motori Flat il rotore ha un diametro maggiore rispetto alla lunghezza assiale. Il maggiore raggio del traferro aumenta il braccio delle forze elettromagnetiche e favorisce la produzione di coppia ai bassi regimi.

Si assume la topologia Flat per massimizzare la coppia in uscita all'albero motore, abbattendo il rapporto di riduzione necessario a valle; in particolare l'indagine sulle unità propulsive commerciali ha condotto all'individuazione della serie *Maxon EC Flat*. Si ipotizza, a scopo dimostrativo per procedere al calcolo, l'integrazione di un riduttore epicicloidale con rapporto $i = 10$ e rendimento meccanico $\eta = 0.85$ (il cui dimensionamento formale verrà trattato nel Sottocapitolo 4.2.3). La coppia di picco retro-calcolata trascurando provvisoriamente i Bowden risulta pari a:

$$\tau_{motore,picco} = \frac{\tau_{giunto,picco}}{i \cdot \eta} = \frac{10.143}{10 \cdot 0.85} \approx 1.193 \text{ N m} \tag{4.8}$$

La velocità di picco del motore si ottiene moltiplicando quella articolare per lo stesso rapporto:

$$\omega_{motore,max} = \omega_{giunto} \cdot i = 0.7854 \cdot 10 = 7.854 \text{ rad/s} \approx 75 \text{ RPM} \tag{4.9}$$

Il confronto tra coppia richiesta e ingombro del box porta a considerare il Maxon EC 90 Flat da 90 W. Come riferimento numerico si usa la scheda del codice 323772, avvolgimento 24 V, nel catalogo 2017; non si tratta di un componente già acquistato. La costante per commutazione a blocchi è $K_{t,B} = 0.0705$ N m/A. Con la trasformata di Clarke che conserva l'ampiezza, i_q indica il picco della corrente di fase sinusoidale e la costante equivalente è:

$$K_{t,S} = \frac{\pi}{2\sqrt{3}} K_{t,B} = 0.06394 \text{ N m/A}, \qquad i_{q,picco}^{(senza\ Bowden)} = \frac{1.193}{0.06394} = 18.66 \text{ A}. \tag{4.10}$$

Il limite di 25 A è un'ipotesi di dimensionamento del driver per la corrente i_q, non la corrente continua ammessa dal motore. Le perdite Bowden e l'inerzia rotorica saranno incluse nella verifica completa. Il funzionamento intermittente richiede la verifica del duty cycle e della temperatura: il bilanciamento riduce il carico, ma non dimostra da solo l'assenza di surriscaldamento.

4.2.3 Scelta e dimensionamento del gruppo riduttore

Per il motore considerato, l'accoppiamento diretto non offre un rapporto favorevole tra velocità rotorica e coppia articolare richiesta. Si introduce quindi uno sta-

Tabella 4.3: Dati di riferimento Maxon EC 90 Flat 90 W, codice 323772, 24 V (catalogo 2017).

Parametro	**Simbolo**	**Valore**
Tensione nominale	V_{nom}	24 V
Velocità a vuoto	n_0	3190 RPM
Coppia nominale (continuativa)	τ_{nom}	0.444 N m
Coppia di stallo teorica a 24 V	τ_{max}	4.94 N m
Costante di coppia	K_t	0.0705 N m/A
Inerzia rotorica	I_{rotore}	3060 g·cm^2
Resistenza fase-fase	R	0.343 Ω

dio di riduzione, confrontando riduttori armonici (Harmonic Drive) ed epicicloidali (planetari).

I primi garantiscono rapporti di trasmissione elevati ($i \geq 50$) in spazi assiali minimi e assicurano un gioco meccanico virtualmente nullo. Dall'altra parte, i secondi offrono rendimenti meccanici superiori e tolleranza ai carichi impulsivi, a fronte di un gioco angolare misurabile e di un rapporto di riduzione limitato per singolo stadio.

L'inerzia riflessa è un parametro rilevante per l'interazione uomo-robot. L'inerzia del rotore (I_{rotore}) viene riportata all'uscita della trasmissione moltiplicandola per il quadrato del rapporto i:

$$I_{riflessa} = I_{rotore} \cdot i^2 \tag{4.11}$$

Un aumento dell'inerzia riflessa rende più difficile il movimento libero del giunto. Con un rapporto $i = 100$, il contributo rotorico percepito dall'utente sarebbe elevato, riducendo la retro-azionabilità e complicando il controllo dell'interazione.

Si sceglie un riduttore epicicloidale con rapporto $i = 10$, da accoppiare al motore Flat. Per il calcolo si assume un rendimento $\eta = 0.85$. La verifica successiva confronta la coppia disponibile con il requisito articolare di picco ($\tau_{giunto,picco} = 10.143$ N m).

L'equazione di trasferimento della coppia, al netto delle perdite di rendimento, è:

$$\tau_{out} = \tau_{motore,max} \cdot i \cdot \eta \tag{4.12}$$

Sostituendo la coppia elettromagnetica corrispondente al limite ipotizzato di 25 A sinusoidali, $\tau_{m,max} = K_{t,S} i_q = 1.5984$ N m, la coppia alla puleggia motrice, prima dei Bowden, risulta:

$$\tau_{out,max} = 1.5984 \cdot 10 \cdot 0.85 = 13.59 \text{ N m} \tag{4.13}$$

Il valore ottenuto è riferito all'uscita del riduttore e non ancora al giunto anatomico. Il margine utile deve essere verificato includendo entrambi i rami dei cavi e il loro precarico, come sviluppato al Paragrafo 4.3.3. La coppia di stallo di targa non è utilizzabile come coppia di picco continuativa: corrisponde a circa 70 A a rotore bloccato, ben oltre il limite del driver qui ipotizzato.

Infine, si procede al calcolo del carico inerziale parassita. I dati di targa definiscono l'inerzia rotorica del Maxon EC 90 Flat pari a $I_{rotore} = 3060\ \mathrm{g \cdot cm^2}$, corrispondenti a $3.06 \cdot 10^{-4}\ \mathrm{kg \cdot m^2}$. Applicando la Formula 4.11, si ottiene:

$$I_{riflessa} = (3.06 \cdot 10^{-4}) \cdot 10^2 = 0.0306\ \mathrm{kg \cdot m^2} \tag{4.14}$$

L'inerzia riflessa del solo rotore è circa il 3.0% dell'inerzia concentrata 1.0143 $\mathrm{kg \cdot m^2}$, ossia circa 33 volte più piccola, non due ordini di grandezza. La remotizzazione elimina il trasporto della massa del motore, ma tale inerzia e gli attriti restano percepibili attraverso la trasmissione. Il totale concentrato, aggiungendo il rotore, è $J_{eq}^{(0)} = 1.0449\ \mathrm{kg \cdot m^2}$.

Tabella 4.4: Sintesi dei parametri del gruppo motopropulsore remotizzato.

Parametro del sistema	**Simbolo**	**Valore**
Rapporto di riduzione (planetario)	i	10:1
Rendimento stimato	η	85%
Coppia di picco prima dei Bowden	$\tau_{out,max}$	13.59 N m
Velocità articolare comandata	$\omega_{out,max}$	7.5 RPM
Inerzia riflessa sul giunto	$I_{riflessa}$	0.0306 kg·m^2

4.3 Progettazione e dimensionamento della trasmissione a cavi Bowden

4.3.1 Scelta e verifica a trazione del cavo flessibile

La trasmissione Bowden trasferisce il moto dall'attuatore remoto al giunto mediante un cavo che scorre in una guaina. Il cavo deve sostenere le tensioni previste senza deformazioni permanenti. Anche l'allungamento elastico è rilevante, perché introduce ritardi e differenze tra posizione del motore e posizione articolare.

La scelta del cavo considera rigidezza assiale e resistenza alle flessioni ripetute. Si confrontano l'acciaio inossidabile AISI 316 in trefoli e le fibre polimeriche ad altissimo peso molecolare (UHMWPE), commercialmente note come Dyneema o Spectra.

I parametri di valutazione per la selezione si fondano sulla comparazione di:

- Carico di rottura a parità di diametro;
- Modulo di Young;

- Raggio minimo di curvatura tollerato;
- Coefficiente di attrito radente contro l'anima in Teflon (PTFE) della guaina.

L'acciaio inossidabile ha un modulo elastico elevato e limita l'allungamento sotto carico. Nel confronto con le fibre polimeriche considerate, presenta però una maggiore massa e una maggiore rigidezza flessionale, che può aumentare l'usura della guaina durante lo scorrimento.

Il Dyneema offre resistenza a trazione con massa ridotta. La flessibilità facilita l'instradamento, pur senza escludere danni da usura o fatica sui rinvii. Il contatto con il PTFE può inoltre limitare l'attrito, con valori dipendenti dal prodotto e dalle condizioni superficiali.

Prese in analisi tutte queste caratteristiche, si è scelto di dimensionare un sistema basato su un cavo in treccia di Dyneema (grado SK78) con diametro nominale $d = 1.5$ mm. Per contestualizzare numericamente la selezione, si riporta la matrice di confronto dei parametri meccanici:

Tabella 4.5: Confronto indicativo fra materiali e ipotesi di carico di rottura delle trecce.

Parametro meccanico	**Acciaio Inox (AISI 316)**	**Dyneema (SK78)**
Densità	7.9 g/cm^3	0.97 g/cm^3
Carico di rottura ($d = 1.5$ mm)	≈ 1.5 kN	≈ 2.5 kN
Modulo elastico del materiale (E)	193 GPa	110 GPa
Coefficiente di attrito (su PTFE)	$0.15 - 0.20$	$0.04 - 0.08$

Si procede alla verifica preliminare dell'elemento flessibile mantenendo il diametro 1.5 mm e il raggio del tamburo $r = 0.025$ m. La tensione in un singolo ramo non coincide con la sola forza differenziale τ/r: occorre includere il precarico. Per il limite software di coppia articolare 12 N m e $T_{pre} = 357$ N, le tensioni distali nel modello simmetrico sono:

$$T_+ = 357 + \frac{12}{2 \cdot 0.025} = 597 \text{ N}, \qquad T_- = 117 \text{ N}. \tag{4.15}$$

Con $\mu = 0.06$ e $\Theta_{max} = 2.45$ rad, la tensione prossimale sul ramo teso può raggiungere $597e^{0.147} = 691.5$ N. Assumendo un carico di rottura della treccia finita $F_{rott} = 2500$ N, il rapporto preliminare risulta $2500/691.5 = 3.62$. La sezione circolare nominale è $A = 1.767$ mm^2 e la tensione nominale media 391 MPa; non è una tensione omogenea delle singole fibre. Non è quindi corretto confrontarla con 3500 MPa di resistenza della fibra per ottenere un coefficiente 8.6. Il valore di 2500 N deve essere verificato sulla scheda del cavo effettivo, includendo riduzione dovuta a terminali, nodi, usura, creep e flessioni ripetute. Il limite di 12 N m è usato qui come carico di verifica, mentre la sua effettiva erogabilità dipende dal limite di corrente.

4.3.2 Calcolo analitico degli attriti guaina-cavo

Le guaine Bowden collegano l'attuatore remoto al giunto lungo un percorso tridimensionale, adattato al tronco e al braccio. Lo scorrimento del cavo contro il rivestimento in PTFE dissipa parte della forza trasmessa. Una descrizione soltanto planare può sottostimare la curvatura del percorso. Si utilizza quindi il modello di Eulero-Eytelwein (Capstan) con curvatura spaziale, per legare la tensione disponibile T_{out} a quella immessa T_{in}, secondo l'equazione (2.2).

Nello spazio tridimensionale, l'angolo cumulato di avvolgimento θ_{tot} non coincide con la semplice somma degli angoli geometrici bidimensionali. Esso si ricava integrando la curvatura scalare locale $\kappa(s)$ lungo l'intera lunghezza L della linea d'asse s. La curvatura cumulata si esprime quindi come:

$$\theta_{tot} = \int_0^L \kappa(s)\, ds \tag{4.16}$$

La curvatura $\kappa(s)$ quantifica la deviazione della traiettoria dalla linea retta. Si ottiene derivando due volte il vettore posizione spaziale parametrizzato $\vec{r}(s)$ rispetto all'ascissa curvilinea:

$$\kappa(s) = \left\| \frac{d^2\vec{r}(s)}{ds^2} \right\| \tag{4.17}$$

Sostituendo l'integrale di linea nell'equazione esponenziale iniziale, si definisce la relazione quasi-statica approssimata del cavo. Poiché il percorso anatomico $\vec{r}(s)$ è un vincolo geometrico ineludibile imposto dalla postura del paziente, la minimizzazione della perdita meccanica dipende sia dal termine μ sia dal percorso e dal suo instradamento. Pertanto, il calcolo analitico supporta, entro le ipotesi adottate, la selezione dei materiali operata nel Sottocapitolo 4.3.1. Il grafico sottostante modella la trasmissione confrontando le due tecnologie in esame: l'accoppiamento Acciaio-PTFE (assumendo un attrito medio $\mu = 0.18$) e l'accoppiamento Dyneema-PTFE ($\mu = 0.06$). Da notare come a 2π radianti di curvatura complessa (curvatura cumulata equivalente, non necessariamente un giro geometrico), la fibra polimerica trasferisca più del doppio della forza rispetto all'acciaio inossidabile.

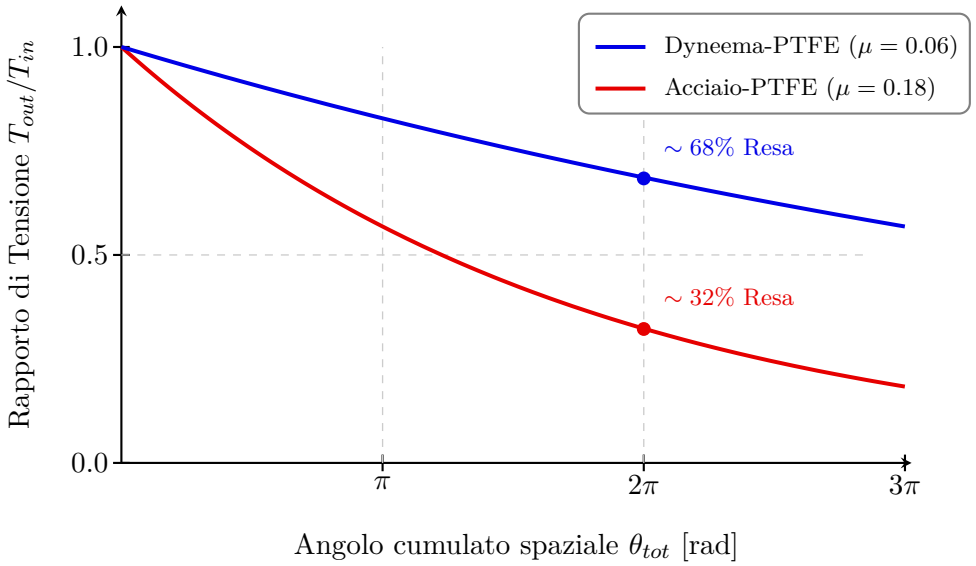


Figura 4.4: Decadimento esponenziale della tensione secondo l'Equazione di Capstan estesa al dominio spaziale.

L'analisi a 2π radianti mostra rapporti di tensione pari al 32.3% per l'acciaio e al 68.6% per Dyneema, con i coefficienti ipotizzati. La perdita non viene annullata: anche la fibra polimerica perde circa il 31.4% della tensione in questo esempio. I valori di μ sono ipotesi comparative, non misure del gruppo cavo-guaina scelto. Inoltre, nella trasmissione antagonista il rapporto di potenza complessivo dipende dal precarico e dalla coppia differenziale, non soltanto dal rendimento del ramo teso.

4.3.3 Dimensionamento di pulegge, tamburi di avvolgimento e sistemi di pretensionamento

Il motore deve assistere il giunto sia in flessione sia in estensione. Poiché un cavo trasmette solo trazione, occorre una disposizione che possa esercitare coppia nei due versi.

Si confrontano una configurazione ad anello chiuso, con una fune continua tra le due pulegge, e una configurazione antagonista, con due cavi ancorati a tamburi separati.

Per limitare slittamenti e rischio di scarrucolamento durante le inversioni, si sceglie la configurazione antagonista. I terminali sono ancorati e le tensioni iniziali possono essere regolate. Il singolo motore controlla però lo spostamento differenziale, non le due tensioni in modo indipendente.

La conversione cinematica lega lo spostamento lineare del cavo x_{cavo} e l'angolo di rotazione del giunto ϕ_{giunto}. Fissato il raggio della puleggia ricevente $r_{puleggia}$, si ottiene:

$$x_{cavo} = r_{puleggia}\phi_{giunto}, \quad r_{puleggia} = r_{tamburo} = 25 \text{ mm} \tag{4.18}$$

Per un'escursione di 90° la corsa utile di ogni ramo è $x = 0.025\pi/2 = 39.27$ mm. Nel caso di raggi uguali, $\theta_m = i\theta_j$ e il tamburo ruota di 90° dopo il riduttore. Le due funi vengono avvolte in versi opposti sullo stesso albero; gli ancoraggi devono assicurare tale corsa senza sovrapposizione delle spire. Gole, diametri minimi di flessione, lunghezze delle guaine e supporti richiedono un disegno costruttivo. L'impiego della fibra polimerica in Dyneema introduce un comportamento viscoelastico sotto carico prolungato. Il materiale subisce un cedimento anelastico longitudinale nel tempo (creep), il quale può generare l'allentamento del ramo passivo della trasmissione durante l'esercizio. L'assenza di tensione introduce un ritardo cinematico e un gioco angolare (backlash) al cambio di direzione, che riduce la trasparenza e complica il controllo dell'interazione.

Si prevede un tenditore a vite micrometrica sui rinvii prossimali. Il precarico T_{pre} deve mantenere positivo il carico del ramo antagonista anche quando il ramo agonista raggiunge lo sforzo massimo.

Assumendo un modello elastico lineare simmetrico per i due rami della trasmissione, l'equilibrio delle forze definisce il vincolo matematico di progetto:

$$T_{pre} > \frac{|\tau_{giunto}|}{2r}, \qquad T_{\pm} = T_{pre} \pm \frac{\tau_{giunto}}{2r} \tag{4.19}$$

Si utilizza il precarico originario $T_{pre} = 357$ N. Con $|\tau_{giunto}| \leq 12$ N m resta una tensione minima di 117 N, positiva. Un precarico pari esattamente alla metà della forza differenziale massima sarebbe soltanto il limite con un ramo a tensione nulla, non una garanzia contro l'allentamento. Il precarico riduce il gioco, ma aumenta attriti e carichi su supporti e terminali; non annulla elasticità e ritardi.

Assumendo raggi uguali $r_m = r_j = 25$ mm, percorsi simmetrici e scorrimento, si definisce $a = \mu\Theta$ e $s = \operatorname{sgn}(\dot{\theta})$. Il ramo che viene tirato perde tensione, mentre il ramo che rientra trasferisce forza in verso opposto. La coppia richiesta al tamburo è pertanto:

$$\tau_d = r(T_+ e^{as} - T_- e^{-as}) = \tau_{giunto}\cosh a + 2rT_{pre}\sinh a\, s. \tag{4.20}$$

All'albero motore, durante motorizzazione, $\tau_m = \tau_d/(i\eta) + I_{rotore} i\ddot{\theta}$. A velocità nulla il modello radente deve essere sostituito da un intervallo di attrito statico; non si attribuisce un rendimento maggiore di uno alla discesa.

Nel caso $\Theta = 2.45$ rad, il limite ipotizzato $i_q = 25$ A fornisce, trascurando l'accelerazione del rotore, una coppia utile $\tau_{j,max} = 10.836$ N m, ricavata sottraendo il contributo di precarico e dividendo per $\cosh(0.147)$. Per $\ddot{\theta} = 10$ rad/s^2 e $\tau_{giunto} = 10.143$ N m, includendo il rotore si richiedono circa 24.2 A. Il margine è ridotto e riguarda soltanto il modello concentrato; un residuo gravitazionale o un'inerzia maggiore possono superarlo. Il limite software 12 N m resta una soglia superiore, non una coppia sempre disponibile. Tamburo e puleggia necessitano di supporti propri: la tensione

dei cavi non deve gravare direttamente sui cuscinetti del motore, il cui carico radiale ammesso è limitato.

4.4 Layout meccanico: integrazione spaziale e materiali

4.4.1 Alloggiamento del box di attuazione posteriore sul telaio della sedia a rotelle

Motore, riduttore ed elettronica formano un gruppo di masse concentrate che modifica la distribuzione dei carichi sulla Breeze X^2. La disposizione deve quindi essere valutata rispetto alla stabilità della carrozzina. Si confrontano il montaggio sul retro dello schienale e quello ribassato sui tubolari inferiori.

Il montaggio in alto innalza il baricentro dell'insieme e aumenta il braccio delle forze d'inerzia rispetto al suolo. Questa disposizione può ridurre il margine di stabilità al rollio e al beccheggio.

Si preferisce quindi il montaggio ribassato sulla piattaforma precedente, fissata ai tubolari mediante morsetti a "C" e traversino (Figura 4.5). Il box attuatori viene previsto su questa interfaccia inferiore.

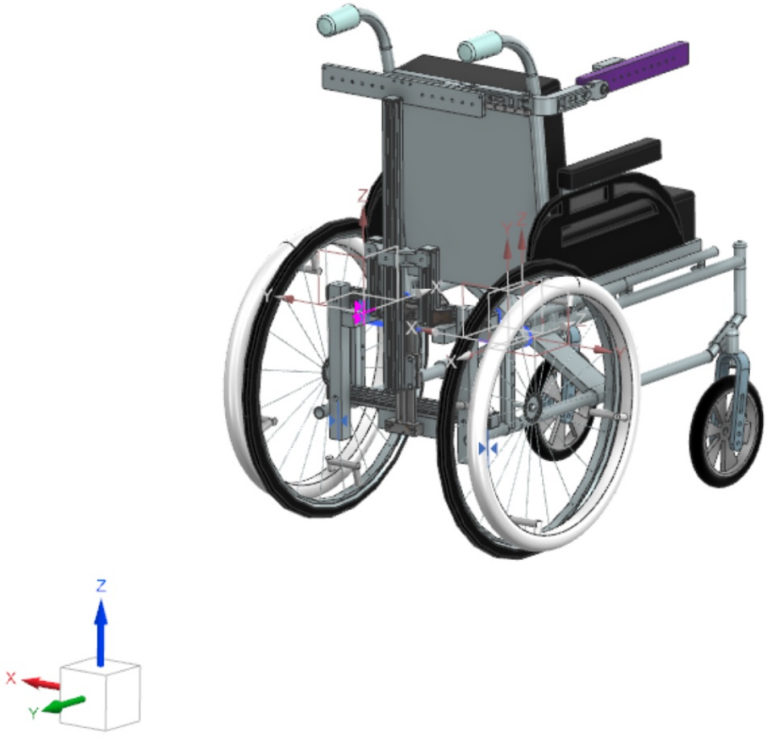


Figura 4.5: Render CAD della piattaforma cinematica di Giulio Pupita integrata sulla carrozzina Breeze X^2.

La disposizione concentra il peso aggiunto vicino all'asse delle ruote e favorisce la stabilità, da verificare sull'insieme carrozzina-utente-dispositivo. Dal gruppo inferiore, le guaine vengono instradate lungo i montanti verso i giunti omerali, evitando pieghe acute e raggi troppo piccoli. Il percorso mira a contenere la curvatura locale $\kappa(s)$ e le perdite radenti descritte dal modello di Capstan.

4.4.2 Criteri di selezione dei materiali

I segmenti prossimali e le staffe del gruppo motore devono sostenere i carichi meccanici. La coppia di 13.59 N m all'uscita del riduttore è solo uno di questi: occorre includere peso, modulo elastico, precarico e urti. La scelta dei materiali cerca un compromesso tra resistenza e massa. Si confrontano acciai, come AISI 304, leghe di alluminio delle serie 7000 (Ergal) e 6000 (Anticorodal) e tecnopolimeri rinforzati, come nylon con fibra di carbonio.

La selezione considera la resistenza a snervamento specifica $\sigma_{specifico}$, ottenuta dividendo lo snervamento σ_y per la densità ρ:

$$\sigma_{specifico} = \frac{\sigma_y}{\rho}$$

Tabella 4.6: Proprietà indicative dei materiali; per PA-CF i valori dipendono da prodotto, orientamento di stampa e condizionamento.

Materiale	**Densità ρ [g/cm^3]**	**Snervamento σ_y [MPa]**	**Resistenza specifica $\sigma_{specifico}$ [MPa/(g/cm^3)]**
Acciaio Inox (AISI 304)	7.90	210	26.6
Ergal (7075-T6)	2.81	503	179.0
Anticorodal (6082-T6)	2.70	260	96.3
Tecnopolimero (PA-CF)	1.15	80 (assunto)	69.6

L'acciaio inossidabile offre resistenza, ma la densità di 7.90 g/cm^3 aumenta la massa e l'inerzia dei componenti mobili. Per questi elementi si preferisce quindi una lega più leggera.

L'Ergal 7075-T6 ha uno snervamento indicativo intorno a 500 MPa e una densità di 2.81 g/cm^3; i valori dipendono dalla forma e dallo stato del semilavorato. Il rapporto tra resistenza e densità è quasi sette volte quello dell'acciaio considerato. Per questo si propone la lega per accoppiamenti motore-riduttore, pulegge di rinvio e segmenti prossimali, con verifiche di resistenza, deformazione e fatica sulle sezioni effettive.

L'Anticorodal 6082-T6 presenta resistenza inferiore all'Ergal e buona lavorabilità. Nel progetto è previsto per i tubolari statici del telaio posteriore e per il traversino.

I bracciali e i supporti omerali trasferiscono l'assistenza ai tessuti molli. Occorre valutare pressione, taglio e durata del contatto, anche in presenza di deficit sensitivi: il dolore non è un criterio sufficiente. Superfici ampie possono distribuire meglio le forze, ma pareti, attacchi e anisotropia di stampa richiedono verifica. La scelta del materiale deve anche limitare le masse distali.

Per i gusci si propone una poliammide rinforzata con fibra di carbonio (PA-CF). La stampa a deposizione fusa (FDM) permette geometrie adattate all'anatomia del paziente. La sostituzione del metallo mira a contenere la massa del segmento omerale.

Capitolo 5

Sistema di controllo, elettronica e sensoristica

5.1 Architettura hardware ed elettronica di bordo

5.1.1 Rete sensoriale: encoder assoluti ai giunti, sensori di corrente e celle di carico

Il controllo dell'esoscheletro remotizzato richiede la misura del suo stato cinematico e dinamico. L'allungamento del cavo in Dyneema e gli attriti della guaina, descritti nel Capitolo 4, fanno sì che l'angolo del motore non coincida con quello del giunto omerale. Il monitoraggio dell'arto non può quindi basarsi soltanto sui sensori rotorici.

Si considerano sensori incrementali e assoluti, collocati a monte o a valle della trasmissione.

Un encoder incrementale richiede una procedura di azzeramento (homing) all'accensione. Questa può utilizzare un riferimento sicuro senza raggiungere una battuta rigida; deve comunque evitare movimenti pericolosi per un paziente con deficit motorio o ipertono spastico.

Un sensore assoluto sull'asse articolare consente invece di conoscere l'angolo all'avvio, dopo la verifica della calibrazione e della plausibilità della misura.

Si prevede un feedback su due livelli. I tre Hall del Maxon EC 90 Flat rilevano settori della posizione elettrica e non costituiscono un encoder incrementale ad alta risoluzione. Un encoder assoluto magnetico a 14 bit, con protocollo SPI/SSI, misura invece l'angolo omerale a valle della trasmissione. La risoluzione nominale è:

$$\Delta\theta = \frac{360^\circ}{2^{14}} = \frac{360^\circ}{16384} \approx 0.022^\circ$$

Questo valore non coincide con l'accuratezza, che dipende anche da montaggio, eccentricità, calibrazione e rumore. Per il FOC a bassa velocità occorre una stima validata dell'angolo elettrico, oppure un encoder rotorico.

Per la retroazione dinamica occorre misurare la coppia trasmessa. La sola corrente di quadratura I_q non considera le perdite lungo la guaina e può sovrastimare la forza

che raggiunge l'omero. Si prevedono quindi celle di carico miniaturizzate in serie ai cavi sul lato distale.

Due sensori, posti in serie ai cavi sul lato distale, rilevano le tensioni T_+ e T_-: la coppia trasmessa è $r(T_+ - T_-)$. Una misura della reazione della sola guaina non coincide automaticamente con la tensione del cavo. Inoltre, shunt di corrente a bassa resistenza (10 mΩ) integrati sulle fasi dell'inverter misurano la corrente istantanea di statore, fornendo la retroazione per l'anello interno di corrente. Il range delle celle deve superare le tensioni di ramo previste (circa 0.7 kN nel caso di verifica), con adeguato margine di sovraccarico; accuratezza e frequenza effettiva restano da scegliere. Uno shunt da 10 mΩ dissipa $I^2R = 6.25$ W a 25 A di fase istantanei: rating impulsivo, duty cycle e rumore vanno verificati, senza assimilarlo a una perdita continua di 6.25 W. Il confronto tra corrente a monte e tensioni distali contribuisce a stimare le perdite della trasmissione, purché il modello includa dinamica rotorica e del carico. Le sole misure non separano automaticamente tutti i contributi d'attrito.

Tabella 5.1: Specifiche e allocazione della rete sensoriale dell'esoscheletro.

Sensore	**Grandezza misurata**	**Collocazione**	**Frequenza (target)**
Sensori di Hall (BLDC)	Posizione relativa rotore	Albero motore	20 kHz
Encoder assoluto (14-bit)	Angolo giunto θ	Asse omerale	1 kHz
Due celle di carico miniaturizzate	Tensioni T_+ e T_-	In serie ai cavi, lato distale	1 kHz
Shunt di corrente	Corrente di fase statore	Scheda inverter FOC	20 kHz

I sensori interni supportano la commutazione del motore; quelli distali permettono di controllare posizione e coppia effettivamente trasmesse. Le misure servono sia alla supervisione sia al controllo dell'interazione.

5.1.2 Interfaccia biologica: sensori sEMG di superficie per l'intent detection

L'interfaccia deve rilevare il comando volontario dell'utente. Nel profilo assunto, la debolezza gleno-omerale può coesistere con attività residua nei muscoli prossimali, tra cui grande pettorale, deltoide anteriore e trapezio superiore. La forza ai bracciali può essere insufficiente a comandare una pura ammettenza: per questo si considera l'acquisizione dei segnali muscolari.

Si propone l'elaborazione sEMG, che rileva l'attività elettrica delle fibre muscolari superficiali. Il segnale può precedere lo sviluppo della forza di un ritardo elettromeccanico variabile. Questo anticipo deve essere confrontato con i ritardi di

filtraggio, finestra RMS e decisione della FSM; non garantisce da solo un comando complessivamente anticipato.

La catena di acquisizione deve limitare le interferenze dell'inverter e gli artefatti di movimento. Si scelgono due canali differenziali attivi, con amplificazione prossima agli elettrodi, per ridurre la vulnerabilità ai disturbi. Gli elettrodi sono previsti sul trapezio superiore, per rilevare l'elevazione scapolare, e sul deltoide anteriore residuo, usato come comando convenzionale per la discesa nella FSM.

Gli elettrodi prevedono una preamplificazione prossima alla cute, con guadagno fisso ($G = 100$), per favorire il rapporto segnale-rumore prima della trasmissione via cavo. Un amplificatore per strumentazione con $CMRR > 100$ dB limita i disturbi di modo comune. Il condizionamento comprende un passa-banda Butterworth del 4° ordine, tra 20 Hz e 450 Hz, e un notch a 50 Hz per attenuare l'interferenza di rete. Il segnale grezzo viene elaborato per ricavare un comando proporzionale alla sua ampiezza. Il campionamento è previsto a 2 kHz; il filtro anti-alias deve essere dimensionato rispetto alla frequenza di Nyquist di 1 kHz. Il valore quadratico medio (RMS) è calcolato su una finestra mobile $W = 100$ ms:

$$\mathrm{RMS}(t) = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{k=0}^{N-1} s^2(t - k\Delta t)} \tag{5.1}$$

dove $N = 200$ campioni e $\Delta t = 0.5$ ms. Per limitare l'attivazione di movimenti indesiderati indotti da spasmi involontari o da rumore termico basale, si impone una soglia statica di attivazione V_{th}. La legge di comando genera un'ampiezza non negativa a_{sEMG}:

$$a_{sEMG} = \begin{cases} 0, & \text{se } \mathrm{RMS}(t) < V_{th} \\ K_{sEMG} \cdot (\mathrm{RMS}(t) - V_{th}), & \text{se } \mathrm{RMS}(t) \geq V_{th} \end{cases} \tag{5.2}$$

in cui K_{sEMG} rappresenta la costante di proporzionalità calibrata sulle capacità di contrazione isometrica massimale volontaria (*Maximum Voluntary Contraction*, MVC) del paziente. Negli stati di movimento, la FSM seleziona il canale e assegna il verso: $\tau_{ref} = \sigma_{FSM} a_{sEMG}$, con $\sigma_{FSM} = +1$ in flessione e -1 in estensione. Il mantenimento usa invece il controllo di posizione.

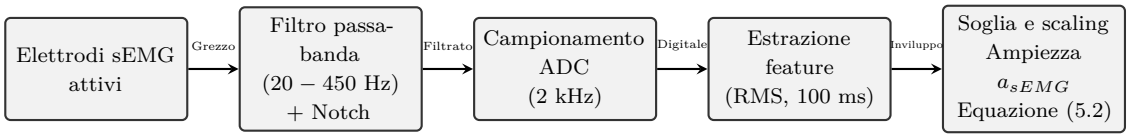


Figura 5.1: Catena di condizionamento ed elaborazione numerica dei biosignali per l'intent detection.

Il segnale muscolare permette all'utente di richiedere il movimento, mentre il controllore genera la traiettoria entro i vincoli di progetto.

5.1.3 Unità di calcolo, driver motore e dimensionamento dell'accumulatore

L'elaborazione sEMG, il controllo cinematico e la commutazione delle correnti devono essere eseguiti con tempi diversi. La scelta dell'unità di calcolo deve assicurare il rispetto delle scadenze e un jitter contenuto.

Si confrontano microcontrollori general-purpose a 8/16 bit e architetture a 32 bit con unità di calcolo in virgola mobile (*Floating Point Unit*, FPU), valutandone le risorse per l'esecuzione dei controlli.

Le piattaforme a 8/16 bit considerate hanno risorse limitate per il calcolo in virgola mobile e frequenze inferiori a 50 MHz. L'assenza di FPU non esclude però un FOC in aritmetica fissa: la scelta richiede una verifica dei tempi di calcolo. Per il progetto si propone un STM32H7 a 32 bit, con core ARM Cortex-M7 a 480 MHz. FPU e istruzioni DSP offrono risorse per i controlli, mentre tempo di esecuzione e jitter devono essere misurati.

La gestione gerarchica prevede priorità definite: l'interruzione di conversione analogico-digitale (ADC) pilota l'anello di corrente a 20 kHz, mentre i timer hardware cadenzano il loop di impedenza/ammettenza a 1 kHz e l'aggiornamento del comando sEMG a 100 Hz. Lo stadio di pilotaggio del motore BLDC converte i comandi logici in tensioni trifase modulate. Si seleziona un inverter a ponte trifase a MOSFET di potenza a basso $R_{DS(on)}$ pilotato mediante modulazione vettoriale spaziale (Space Vector PWM, SVPWM).

La tecnica SVPWM incrementa l'utilizzo del bus di tensione continua di un fattore $\frac{2}{\sqrt{3}} \approx 1.15$ rispetto alla modulazione sinusoidale standard. Il contenuto armonico e le perdite dipendono anche dalla frequenza di commutazione, dal motore e dalla strategia di modulazione.

La carrozzina Breeze X^2 qui considerata è manuale: non si assume una batteria di trazione preesistente. Si assume un accumulatore dedicato al modulo attivo. Una batteria separata non dimostra da sola l'isolamento delle parti a contatto con il paziente: alimentazione, dati, caricatore, USB e front-end sEMG richiedono un progetto di isolamento e protezione. La serie IEC/EN 60601-1 e la norma particolare IEC 80601-2-78 sono riferimenti per valutare l'applicabilità ai robot medici; qui non si dichiara una conformità conseguita.

Il dimensionamento della capacità dell'accumulatore deriva dalla potenza assorbita nei cicli di utilizzo quotidiano. Il bilanciamento ideale riduce il consumo per il sostentamento gravitazionale; gli errori della molla possono richiedere corrente continua. Il motore interviene per vincere le forze inerziali e gli attriti della trasmissione, con una potenza preliminare di progetto, comprensiva di margine, pari a $P_{media} = 20$ W. La potenza assorbita dalla logica di controllo, dai sensori e dai servizi ausiliari è stimata in $P_{logica} = 5$ W, per un carico continuo complessivo di $P_{tot} = 25$ W.

Imponendo un'autonomia operativa continua target $t_{target} = 8$ h (a copertura dell'intera giornata assistenziale) e fissando una profondità di scarica massima cautelativa $DoD = 80\%$ a tutela della vita utile delle celle, l'energia nominale E_{nom} richiesta è:

$$E_{nom} = \frac{P_{tot} \cdot t_{target}}{DoD} = \frac{25 \text{ W} \cdot 8 \text{ h}}{0.80} = 250 \text{ Wh} \tag{5.3}$$

Distinguendo la tensione nominale del motore 24 V da quella del pacco $V_{pack} = 25.9$ V, la capacità di scarica C_{batt} si calcola:

$$C_{batt} = \frac{E_{nom}}{V_{pack}} = \frac{250 \text{ Wh}}{25.9 \text{ V}} \approx 9.65 \text{ Ah} \tag{5.4}$$

Si è dimensionato un pacco batterie agli ioni di litio con celle cilindriche standard 18650 (tensione nominale per cella 3.7 V, capacità nominale 3.35 Ah). L'architettura prevede una topologia serie-parallelo $7S3P$ (7 serie, 3 paralleli), la quale sviluppa una tensione nominale di 25.9 V e una capacità nominale complessiva pari a 10.05 Ah, per un'energia accumulata totale di 260.3 Wh. Il dimensionamento offre $0.8 \cdot 260.3/25 = 8.33$ h nel bilancio preliminare; la verifica del Capitolo 6 riguarda invece un profilo ciclico esplicitamente ipotizzato. La tensione massima di un pacco 7S è 29.4 V: driver, protezioni e regolazione PWM devono essere compatibili con tale valore, oltre che con la tensione minima di scarica. La corrente di fase di picco non coincide con quella prelevata dal bus; BMS, celle e cablaggio vanno verificati sulle correnti del pacco.

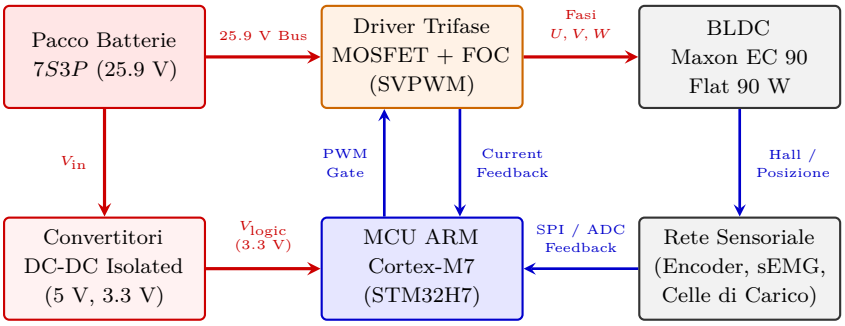


Figura 5.2: Schema architetturale dell'hardware elettronico di controllo e potenza.

L'integrazione hardware deve rispettare il budget temporale e i confini di isolamento definiti dal progetto elettrico. Frequenze di esecuzione e autonomia restano verifiche da effettuare sul prototipo.

5.2 Strategia e algoritmi di controllo

5.2.1 Controllo di alto livello: macchina a stati finiti per la classificazione dell'intenzione motoria

Le ADL alternano riposo, movimento e mantenimento della postura. Il segnale mioelettrico elaborato al Paragrafo 5.1.2 fornisce un inviluppo RMS continuo, sul quale possono influire tremore, spasticità e artefatti. Usarlo direttamente come comando potrebbe produrre oscillazioni della coppia e movimenti indesiderati.

La *Finite State Machine* (FSM) organizza il comportamento dell'esoscheletro in stati operativi mutuamente esclusivi. Le transizioni richiedono il superamento di soglie di ampiezza per un tempo definito, così da filtrare impulsi spuri di breve durata.

Nel nostro caso la FSM conserva quattro stati operativi: `IDLE`, `ASSIST_FLEXION`, `ASSIST_EXTENSION` e `HOLD_POSITION`.

Nello stato `IDLE`, con arto appoggiato al bracciolo, l'inverter è disabilitato e il motore non eroga coppia motrice attiva ($\tau_{\text{ref}} = 0$). Il passaggio allo stato `ASSIST_FLEXION` esige il superamento della soglia $V_{\text{th,trap}}$ sull'inviluppo del trapezio superiore per un intervallo temporale continuo superiore a un tempo di persistenza $T_{\text{persist}} = 150$ ms:

$$\text{Guardia di flessione:} \quad \int_{t-T_{\text{persist}}}^{t} \mathcal{H}(\text{RMS}_{\text{trap}}(\sigma) - V_{\text{th,trap}})\, d\sigma = T_{\text{persist}} \tag{5.5}$$

dove $\mathcal{H}(\cdot)$ rappresenta la funzione gradino di Heaviside. La persistenza temporale filtra gli impulsi brevi; la frequenza delle false attivazioni resta da valutare.

Durante lo stato `ASSIST_FLEXION`, la FSM abilita il calcolo della coppia proporzionale e supervisiona la cinematica dell'arto. La cessazione della contrazione attiva dell'utente ($\text{RMS}_{\text{trap}} < V_{\text{th,trap}}$) per un tempo superiore a 200 ms determina l'ingresso nello stato `HOLD_POSITION`. In questa fase, la logica congela il riferimento angolare del giunto al valore corrente $\theta_{\text{hold}} = \theta(t_{\text{trans}})$. Il sistema commuta verso un loop di controllo in posizione per contrastare il collasso dell'arto verso il basso per gravità.

La transizione verso `ASSIST_EXTENSION` viene regolata da un secondo canale di comando convenzionale basato sul fascio residuo del deltoide o sul rilascio gravitazionale controllato. Se il paziente avvia una contrazione del deltoide eccedente la soglia $V_{\text{th,delt}}$ mantenuta per T_{persist}, il sistema sblocca il mantenimento posturale e richiede la discesa controllata del braccio. Il deltoide anteriore è un flessore, non l'antagonista anatomico per l'estensione: questa associazione è un comando appreso e richiede addestramento e verifica di separabilità dei due segnali. Raggiunto il finecorsa cinematico inferiore ($\theta \leq \theta_{\text{min}}$), la macchina transita nuovamente nello stato `IDLE`, ripristinando la condizione di riposo.

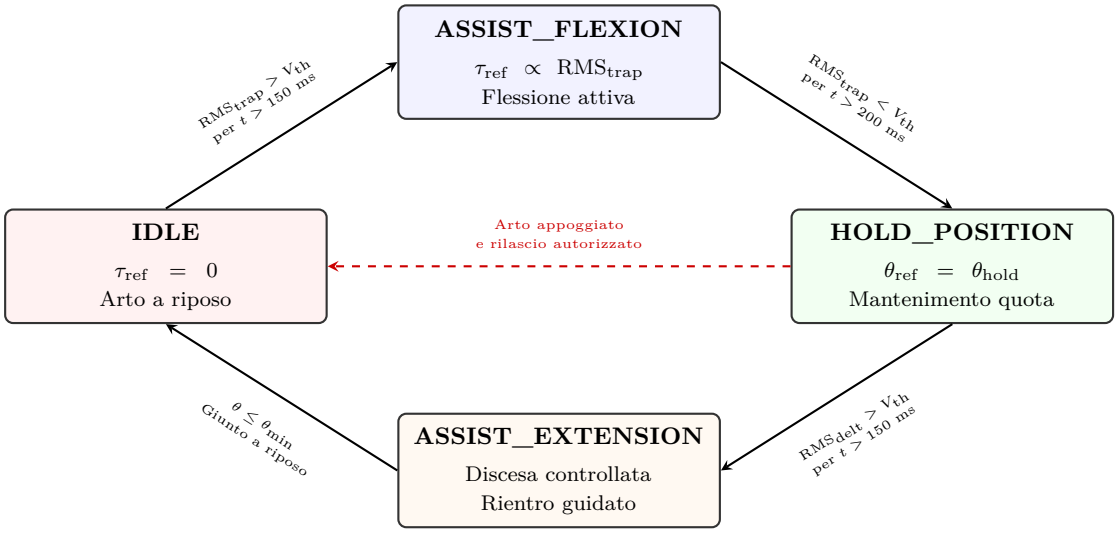


Figura 5.3: Architettura FSM del controllo di alto livello.

La FSM limita l'effetto delle variazioni rapide del segnale sul comando di movimento. La logica di supervisione deve verificare le posture intermedie. Da ogni stato, emergenza, perdita di sensore, sovravelocità o guasto del driver devono portare a una condizione FAULT/SAFE definita dalla strategia di arresto; il riavvio richiede verifica e comando esplicito. In presenza di coattivazione si inibisce il nuovo movimento e si utilizza la postura, se il mantenimento è sicuro. Il passaggio HOLD–IDLE è consentito solo con arto realmente sostenuto: il solo timeout non autorizza il rilascio. La velocità virtuale va azzerata all'ingresso in HOLD, gli integratori limitati alle saturazioni e la ripartenza raccordata alla posizione misurata.

5.2.2 Controllo di medio livello: ammettenza attiva con compensazione gravitazionale

Il controllo deve rendere cedevole l'interazione con l'arto. Una traiettoria imposta rigidamente può generare carichi parassiti in caso di disallineamento tra asse anatomico e meccanico. Inoltre, la forza residua può non bastare a superare inerzia riflessa e attriti Bowden. Si adotta quindi un controllo collaborativo per ridurre l'impedenza percepita.

Il controllo di impedenza trasforma lo scostamento cinematico in una forza di risposta ed è favorito da attuatori retro-azionabili (*backdrivable*). Guaine Bowden e riduttore introducono invece attriti e isteresi. L'ammettenza segue la causalità opposta: converte un comando di forza in una traiettoria di riferimento attraverso una dinamica virtuale. Questa scelta è adatta alla trasmissione prevista, purché il controllo e la misura dell'intenzione siano coerenti.

Il controllore di ammettenza è previsto a 1 kHz. Il comportamento desiderato è quello di un sistema virtuale del secondo ordine, con inerzia, smorzamento e rigidezza.

Per la flesso-estensione, la dinamica è:

$$M_v\ddot{\theta}_v(t) + B_v\dot{\theta}_v(t) + K_v(\theta_v(t) - \theta_0) = \tau_{\text{ext}}(t) \tag{5.6}$$

dove M_v rappresenta l'inerzia virtuale, B_v il coefficiente di smorzamento virtuale, K_v la rigidezza elastica, θ_v l'angolo virtuale sintetizzato e θ_0 la posizione di equilibrio a riposo. Nei compiti assistenziali di movimento attivo si impone $K_v = 0$, rimuovendo ogni vincolo di richiamo elastico per permettere la libera escursione articolare lungo il range di movimento.

La coppia esterna eccitatrice è il comando volontario, depurato dalle componenti che il sistema stesso produce. Si separa pertanto il modello di ammettenza dalla compensazione fisica della gravità:

$$\tau_{ext} = \tau_{user} = w_e\tau_{ref} + w_f\widehat{\tau}_{interazione} \tag{5.7}$$

I pesi w_e e w_f devono essere calibrati per evitare di contare due volte la medesima intenzione. Le celle distali misurano la coppia dell'attuatore, non direttamente quella volontaria dell'utente: $\widehat{\tau}_{interazione}$ richiede una misura dedicata al bracciale oppure un osservatore dinamico, con segni e gravità coerenti. Per la prima configurazione basata esclusivamente sul comando sEMG si pone $w_f = 0$, usando le celle per retroazione e supervisione della coppia trasmessa.

Il modulo elastico previsto nel progetto deve compensare il carico gravitazionale complessivo di arto e struttura mobile. L'eventuale residuo viene compensato fisicamente nel comando all'attuatore, senza aggiungerlo anche all'ingresso volontario dell'ammettenza:

$$\tau_{grav,comp}(\theta) = m_{tot}gd_{CoM}\sin\theta - \tau_{molla}(\theta) \tag{5.8}$$

Si usano i parametri del Capitolo 4, inclusa la massa mobile esoscheletrica. Nel caso ideale il residuo è nullo; una molla reale va caratterizzata sull'intero ROM. La compensazione appartiene al comando di tracking e non deve essere sottratta una seconda volta dall'intenzione già depurata.

Integrando numericamente l'Equazione 5.6 nel dominio discreto con passo temporale $T_s = 1$ ms (tramite approssimazione di Tustin), il microcontrollore calcola il profilo di velocità virtuale $\dot{\theta}_v(k)$ e la traiettoria di posizione target $\theta_v(k)$:

$$\theta_v(k) = \theta_v(k-1) + \frac{T_s}{2}\left[\dot{\theta}_v(k) + \dot{\theta}_v(k-1)\right] \tag{5.9}$$

Per $K_v = 0$, la velocità si aggiorna coerentemente tramite:

$$\dot{\theta}_v(k) = \frac{(2M_v - B_vT_s)\dot{\theta}_v(k-1) + T_s[\tau_{ext}(k) + \tau_{ext}(k-1)]}{2M_v + B_vT_s}. \tag{5.10}$$

Con $M_v > 0$ e $B_v > 0$, il polo della sola dinamica virtuale di velocità ha modulo

minore di uno; questo non dimostra la stabilità dell'interazione in anello chiuso. Il riferimento $\theta_v(k)$ è confrontato con la posizione $\theta(k)$ misurata dall'encoder distale per il tracking cinematico.

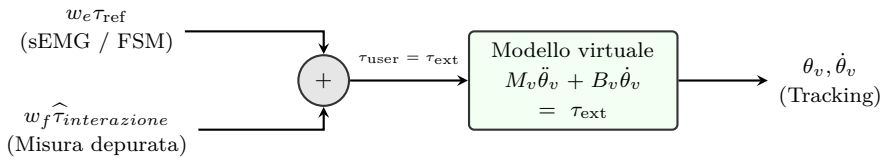


Figura 5.4: Schema a blocchi del controllo di ammettenza di medio livello.

La sintesi cinematica mira a ridurre l'impedenza percepita. Non è possibile imporre un'inerzia arbitrariamente piccola senza verificare stabilità, ritardi, elasticità dei cavi e saturazioni. Il tracking usa $e = \theta_v - \theta$ e una coppia articolare desiderata $\tau_j^* = K_p e + K_d(\dot{\theta}_v - \dot{\theta}) + I_s^{(0)}\ddot{\theta}_v + B\dot{\theta}_v + \tau_{grav,comp}$; guadagni e filtri richiedono tuning. La conversione successiva applica le perdite di trasmissione e il rapporto di riduzione, una sola volta.

5.2.3 Compensazione in feedforward dell'attrito e dell'isteresi di Capstan

L'architettura di ammettenza delineata nel Paragrafo 5.2.2 calcola la traiettoria virtuale basandosi sull'intenzione di moto rilevata. Tuttavia, la risposta cinematica reale del giunto omerale dipende dalla trasmissione meccanica a cavi Bowden. Come dimostrato nel Capitolo 4 tramite la formulazione tridimensionale di Capstan-Eulero, il contatto radente tra il trefolo in Dyneema SK78 e il rivestimento interno in PTFE genera una dissipazione per attrito coulombiano dipendente dall'angolo di avvolgimento cumulato $\Theta(t)$. Insieme all'elasticità e all'attrito statico, questo fenomeno può contribuire a una banda morta (*deadband*) e a un ciclo di isteresi tra la tensione erogata dall'argano motore T_{in} e quella utile al giunto T_{out}. Il solo modello radente di Capstan non descrive questi effetti all'inversione. In fase di inversione del moto, il sistema deve superare lo sforzo di distacco prima di trasmettere forza utile all'arto.

L'errore della trasmissione può essere corretto in retroazione e precompensato mediante *feedforward*. Guadagni elevati possono favorire oscillazioni in presenza di ritardi e attriti. Il *wind-up* riguarda l'accumulo dell'azione integrale durante una saturazione o un blocco e richiede una protezione specifica. Il feedforward aggiunge la coppia stimata dal modello, ma non identifica da solo il distacco statico né dimostra la stabilità dell'anello.

Il comando di coppia al motore $\tau_{\text{cmd}}(t)$ comprende l'azione di tracking e il contributo di compensazione:

$$\tau_{cmd} = \tau_{feedback} + \tau_{ff,Capstan}, \qquad \tau_{feedback} = \frac{\tau_j^*}{i\eta} + I_{rotore} i\ddot{\theta}_v \tag{5.11}$$

dove $\tau_{\text{feedback}}(t)$ è la risposta del controllore cinematico ad anello chiuso e $\tau_{\text{ff,Capstan}}(t)$ è il termine di compensazione analitico.

La formulazione integrale di Capstan stabilisce che il rapporto tra tensione motrice e tensione al carico risponde alla relazione esponenziale:

$$T_{\text{in}}(t) = T_{\text{out}}(t) \cdot \exp\Big(\mu \,\text{sgn}(\dot{\theta}(t)) \cdot \Theta(t)\Big) \tag{5.12}$$

in cui μ è il coefficiente di attrito radente, $\Theta(t)$ rappresenta l'integrale della curvatura spaziale lungo la guaina e $\text{sgn}(\dot{\theta}(t))$ indica la direzione della velocità angolare relativa. La discretizzazione pura della funzione segno introduce discontinuità ad alta frequenza attorno alla velocità nulla ($\dot{\theta} = 0$), innescando fenomeni di *chattering* elettromeccanico sui ponti a MOSFET. Per regolarizzare la transizione algebrica, si adotta una funzione continua iperbolica $\tanh(\cdot)$:

$$\tau_{ff,Capstan} = \frac{\tau_j^*(\cosh a - 1) + 2rT_{pre} \sinh a \, \tanh(\dot{\theta}_v/\epsilon_v)}{i\eta}, \quad a = \mu\Theta \tag{5.13}$$

Si assume il raggio comune $r = 25$ mm e $T_{pre} = 357$ N. Questa espressione applica il modello a entrambi i rami antagonisti, in accordo con l'Equazione 4.20. Il termine $\epsilon_v > 0$ regolarizza il cambio di direzione: poiché $\tanh(0) = 0$, non elimina l'attrito statico. La coppia di tracking comprende già gravità residua e dinamica del carico, evitando duplicazioni nella conversione all'albero.

L'angolo cumulato $\Theta(t)$ varia dinamicamente in funzione della flesso-estensione della spalla $\theta(t)$ secondo la relazione geometrica di deformazione della guaina montata sul telaio:

$$\Theta(t) = \Theta_0 + c_{\text{geom}} \cdot \theta(t) \tag{5.14}$$

Per il calcolo illustrativo si assumono $\Theta_0 = 1.83$ rad e $c_{geom} = 0.62/(\pi/2) = 0.3947$, da cui $\Theta(90°) = 2.45$ rad. Questi valori non sono stati estratti da un assieme CAD quotato dei Bowden: sono ipotesi di instradamento da misurare sul prototipo.

La combinazione dei termini consente di precompensare le perdite radenti del modello. All'inversione e a velocità nulla restano da identificare stiction, elasticità e gioco; il grafico seguente illustra qualitativamente l'effetto atteso, non una curva sperimentale o una simulazione di isteresi identificata.

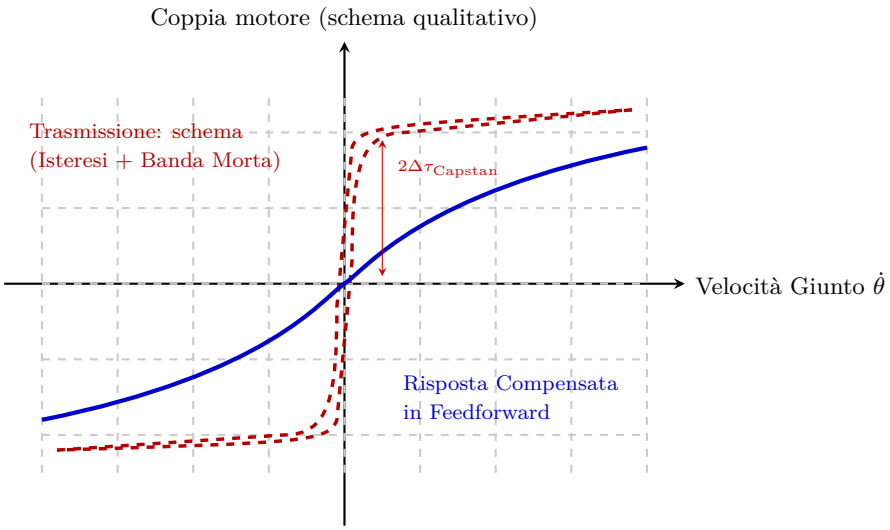


Figura 5.5: Schema qualitativo della trasmissione Bowden e della compensazione dell'attrito radente.

L'introduzione della compensazione analitica riduce il carico di correzione dell'anello cinematico nel caso radente. L'efficacia reale dipende dalla taratura del modello e dalla retroazione: non si deducono prontezza istantanea né eliminazione delle instabilità dalla sola legge feedforward.

5.2.4 Controllo di basso livello: anello di corrente e coppia FOC a 20 kHz

Il comando $\tau_{\text{cmd}}(t)$ viene tradotto in correnti dal controllo del Maxon EC 90 Flat. La coppia di una macchina a magneti permanenti (PMSM/BLDC) dipende dall'interazione tra campo rotorico e correnti statoriche. Errori di fase e ondulazioni di corrente possono produrre vibrazioni e ridurre la trasparenza percepita attraverso la trasmissione.

Il FOC regola le correnti di fase rappresentandole in un riferimento rotante solidale al flusso rotorico. Questa formulazione permette di ridurre le ondulazioni di coppia e migliorare la conversione elettromeccanica.

L'anello di corrente digitale è previsto con frequenza di esecuzione pari a $f_{\text{loop}} = 20$ kHz ($T_{\text{loop}} = 50\ \mu$s), sincronizzato con il timer PWM centrale del microcontrollore STM32H7.

Il principio matematico del FOC decompone le correnti trifase stazionarie $i_a(t)$, $i_b(t)$ e $i_c(t)$ in due componenti ortogonali quasi-statiche: una componente ad asse diretto i_d (parallela al flusso del magnete permanente) e una componente in quadratura i_q (ortogonale al flusso e generatrice esclusiva di coppia).

La trasformazione di Clarke converte la terna simmetrica trifase nel sistema bifase

stazionario (α, β), assumendo l'assenza di conduttore di neutro ($i_a + i_b + i_c = 0$):

$$\begin{bmatrix} i_\alpha \\ i_\beta \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \frac{1}{\sqrt{3}} & \frac{2}{\sqrt{3}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_a \\ i_b \end{bmatrix} \tag{5.15}$$

La misura di due sole correnti di fase tramite resistori di shunt sull'inverter trifase è pertanto sufficiente a determinare l'intero stato elettrico dello statore.

La trasformazione di Park ruota il sistema ortogonale stazionario (α, β) sul riferimento solidale al rotore (d, q), impiegando l'angolo elettrico istantaneo $\theta_e(t)$:

$$\begin{bmatrix} i_d \\ i_q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta_e & \sin\theta_e \\ -\sin\theta_e & \cos\theta_e \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_\alpha \\ i_\beta \end{bmatrix} \tag{5.16}$$

dove l'angolo elettrico si ricava dal numero di coppie polari $p = 12$ del motore e dalla posizione meccanica del rotore θ_m ricavata dai sensori rotorici: $\theta_e = p \cdot \theta_m$. La stima deve avere una precisione adeguata al FOC; l'interpolazione dei sensori di Hall richiede verifica soprattutto alle basse velocità e può rendere necessario un encoder rotorico.

Nel dominio di Park, la coppia elettromagnetica τ_{em} sviluppata dal motore risponde all'equazione scalare:

$$\tau_{em} = \frac{3}{2}\, p\, [\lambda_{pm} i_q + (L_d - L_q) i_d i_q] \tag{5.17}$$

in cui λ_{pm} rappresenta il flusso concatenato dei magneti permanenti, mentre L_d ed L_q sono le induttanze lungo gli assi ortogonali. Poiché il motore Maxon EC 90 Flat monta magneti superficiali a rotore isotropo ($L_d \approx L_q$), la componente di riluttanza si annulla. L'Equazione 5.17 si riduce alla forma disaccoppiata lineare:

$$\tau_{em} = \frac{3}{2}\, p\, \lambda_{pm}\, i_q = k_t \cdot i_q \tag{5.18}$$

dove $k_t = K_{t,S}$ è la costante equivalente per la convenzione sinusoidale adottata.

Per massimizzare il rendimento ed evitare dissipazioni termiche per effetto Joule non utili alla spinta, la strategia di controllo impone la condizione di corrente nulla sull'asse diretto; il flusso dei magneti permanenti resta presente:

$$i_d^{\text{ref}} = 0 \tag{5.19}$$

Il riferimento della corrente di quadratura i_q^{ref} si ricava dal comando di coppia generato dal livello di controllo superiore:

$$i_q^{\text{ref}} = \frac{\tau_{\text{cmd}}}{k_t} \tag{5.20}$$

Nelle formule di corrente si usa $K_{t,S} = 0.06394\ \text{N m/A}$, non la costante di catalogo a blocchi; i_q è la corrente sinusoidale di picco di fase. Il motore di riferimento ha 12

coppie polari e $\theta_e = 12\theta_m$; l'angolo del giunto non sostituisce l'angolo rotorico a causa dell'elasticità dei cavi. Per il compensatore radente si può assumere inizialmente $\epsilon_v = 0.01$ rad/s, da tarare sul rumore di velocità. I due comandi sEMG sono distinti: il trapezio richiede flessione e il deltoide, come comando appreso, richiede discesa; la FSM determina il segno e inibisce comandi contrastanti. Due regolatori Proporzionale-Integrale (PI) indipendenti annullano gli errori di tracking di corrente $\epsilon_d = i_d^{\text{ref}} - i_d$ ed $\epsilon_q = i_q^{\text{ref}} - i_q$, generando le tensioni di riferimento v_d^* e v_q^*. I comandi di tensione vengono riportati nel riferimento fisso (α, β) tramite la trasformata inversa di Park e processati dal modulatore SVPWM per determinare i tempi di accensione dei sei interruttori a semiconduttore del ponte trifase.

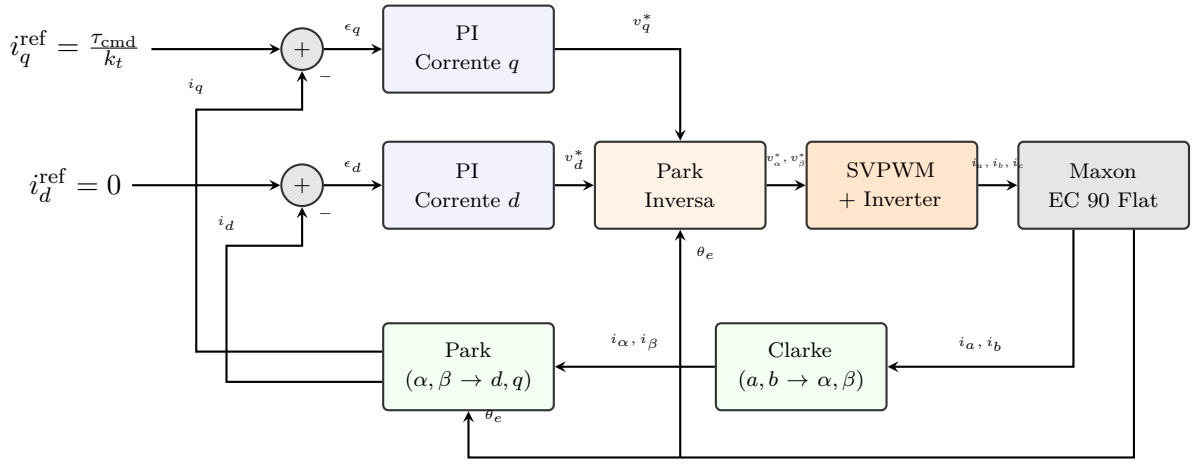


Figura 5.6: Architettura dell'anello di controllo di corrente a orientamento di campo (FOC a 20 kHz).

Il loop FOC a 20 kHz è una scelta di frequenza di esecuzione, non una banda passante dimostrata. L'anello deve includere limiti di tensione e corrente, anti-windup dei PI e sincronizzazione ADC/PWM. Con $R_{fase} = 0.1715\,\Omega$ e $L_{fase} \simeq 0.132$ mH, ricavati dalla scheda fase-fase, un primo tuning sul modello RL è $K_p = L_{fase}\omega_c$ e $K_i = R_{fase}\omega_c$, con ω_c scelto molto inferiore alla frequenza di campionamento e validato con i ritardi effettivi. La stima Hall alle basse velocità, le mutue induttanze e il carico richiedono verifica prima di fissare i guadagni.

5.3 Sicurezza meccatronica e strategie fail-safe

L'assistenza di un arto in un soggetto mieloleso richiede protezioni contro movimenti e carichi indesiderati. Guasti del software, del FOC o dei sensori non devono determinare sovraestensioni o sollecitazioni eccessive. Si prevedono tre livelli di protezione, la cui indipendenza va verificata: limitazione software, arresto elettromeccanico e battute meccaniche.

L'arresto può agire sul comando logico o interrompere fisicamente l'azionamento, portandolo a una condizione passiva controllata (*fail-safe*). Il solo arresto della

routine software lascia alimentato l'inverter e non protegge da conduzioni spurie o cortocircuiti dei MOSFET. La strategia proposta coordina quindi disconnessione della potenza e frenatura elettrodinamica, con comportamento da verificare nelle diverse condizioni di guasto.

5.3.1 Limitazione software di velocità, coppia e monitoraggio del tracciamento

Il primo livello protettivo opera in tempo reale all'interno dei cicli di controllo di medio e basso livello (MCU STM32H7). I comandi generati dall'ammettenza attiva e dal feedforward di Capstan vengono filtrati mediante un modulo di saturazione dinamica prima dell'invio ai regolatori PI di corrente.

Il limite di velocità assunto per le ADL è $\dot{\theta}_{\max} = 45°/\text{s} \approx 0.785$ rad/s e deve essere adattato al paziente. La velocità virtuale $\dot{\theta}_v(t)$, ricavata dall'Equazione 5.6, viene limitata dalla saturazione seguente:

$$\dot{\theta}_{\text{sat}}(t) = \begin{cases} \dot{\theta}_{\max} & \text{se } \dot{\theta}_v(t) > \dot{\theta}_{\max} \\ \dot{\theta}_v(t) & \text{se } |\dot{\theta}_v(t)| \leq \dot{\theta}_{\max} \\ -\dot{\theta}_{\max} & \text{se } \dot{\theta}_v(t) < -\dot{\theta}_{\max} \end{cases} \tag{5.21}$$

Analogamente, la coppia articolare desiderata $\tau_j^*(t)$ è limitata alla soglia $\tau_{\text{lim}} = 12$ N m, come soglia superiore preliminare, da validare clinicamente. La saturazione della corrente a $|i_q| \leq 25$ A può ridurre ulteriormente la coppia disponibile; il limite è applicato alla coppia articolare desiderata, prima della trasformazione al motore. In aggiunta alla saturazione istantanea, il firmware esegue un controllo di plausibilità spaziale a 1 kHz basato sull'errore di tracciamento $\epsilon_\theta(k) = |\theta_v(k) - \theta(k)|$. Se $\epsilon_\theta(k)$ supera la soglia di tolleranza prefissata $\Delta\theta_{\text{err}} = 5°$ per un intervallo continuo superiore a $t_{\text{fault}} = 50$ ms, la logica individua un blocco meccanico o una discrepanza nei trasduttori, portando il sistema a uno stato di allarme con azzeramento del riferimento di corrente di quadratura ($i_q^{\text{ref}} = 0$) e disabilitazione del PWM via MCU.

5.3.2 Finecorsa ridondanti e gestione dell'arresto elettromeccanico

Il secondo livello di sicurezza interviene qualora il loop software fallisca nel contenere la cinematica entro il range di movimento consentito dal quadro clinico ($\theta \in [0°, 90°]$). La protezione impiega un principio di ridondanza eterogenea:

- **Finecorsa elettrici primari:** Due microswitch a contatto meccanico normalmente chiuso (NC), installati sul telaio in corrispondenza di $\theta = -2°$ e $\theta = +92°$, devono aprire una catena hardware che inibisca direttamente i gate driver, oltre a informare la MCU. Un solo interrupt della stessa MCU non costituisce una protezione indipendente. Il tempo di arresto effettivo va misurato, includendo rilevamento, circuiti e dinamica meccanica.

- **Circuito di frenatura dinamica fail-safe:** L'apertura dei contatti NC diseccita la bobina di un relè elettromeccanico con contatti idonei e commutazione interbloccata interposto sul bus di alimentazione a 25.9 V. L'apertura del circuito disconnette la batteria e commuta simultaneamente i tre terminali di fase del motore Maxon verso un carico resistivo di scarica passiva. Il moto residuo del rotore converte l'energia cinetica in corrente indotta per effetto contro-elettromotore, generando una coppia frenante proporzionale alla velocità che può dissipare il moto residuo. La frenatura dinamica non genera coppia di mantenimento a velocità nulla: occorre verificare la stabilità passiva o prevedere una ritenzione meccanica in assenza di alimentazione. Resistenze, contatti e gestione dell'energia sul bus devono essere dimensionati.

5.3.3 Arresti fisici meccanici a deformazione controllata

La protezione meccanica opera anche senza alimentazione o controllo. Sul piatto solidale all'asse di flesso-estensione sono previste due battute in alluminio 7075-T6, con riscontri sul telaio e inserti elastomerici in TPU a durezza 95 Shore A.

La corsa angolare ammissibile tra le battute rigide è confinata all'intervallo $\theta \in [-5°, +95°]$. L'inserto in TPU è previsto per smorzare il transitorio d'urto in caso di impatto alla velocità massima $\dot{\theta}_{\max}$, dissipando l'energia cinetica dell'arto per deformazione viscoelastica e riducendo potenzialmente il picco di decelerazione; energia d'urto e distanza di arresto devono essere verificate. Le soglie geometriche indicate non autorizzano il superamento del ROM clinico individuale.

Tabella 5.2: Matrice gerarchica degli interventi di sicurezza meccatronica.

Livello	**Soglia di intervento**	**Componente attuatore**	**Dinamica**
1. Software	$\lvert\dot{\theta}_v\rvert > 45°/\text{s}$, $\lvert\tau_j^*\rvert > 12\ \text{N m}$	Saturazione dei riferimenti cinematici e di coppia	Ciclo: 1 ms
1a. Corrente	$\lvert i_q^{\text{ref}}\rvert > 25\ \text{A}$	Saturazione nel loop FOC	Ciclo: 50 μs
1b. Monitoraggio	$\epsilon_\theta > 5°$ per $t > 50$ ms	Disabilitazione PWM via MCU	Ciclo: 1 ms
2. Elettromeccanico	$\theta \notin [-2°, +92°]$	Switch NC + Relè isolamento bus	Da misurare
3. Meccanico passivo	$\theta \notin [-5°, +95°]$	Battute metalliche con tampone TPU	Da verificare

Alla velocità limite, il modello concentrato comprende energia cinetica $E_k = \frac{1}{2}(1.0449)(0.7854)^2 = 0.3223$ J, includendo il contributo rotorico riflesso e senza aggiungere energia elastica della molla. Per arrestarla in $3° = 0.05236$ rad occorre una coppia resistente media netta almeno pari a 6.16 N m; il valore sale a circa 11.70 N m usando il limite d'inerzia distribuita del Capitolo 4. Durezza Shore e soglia an-

golare non determinano da sole corsa elastica e forza di picco. L'arresto deve inoltre includere i 50 ms della guardia di fault, i tempi hardware e la gravità residua.

La ripartizione della sicurezza riduce i rischi solo se le protezioni sono effettivamente indipendenti e lo stato senza alimentazione è stabile. La proposta è una progettazione funzionale: non costituisce certificazione di sicurezza né dimostrazione della tolleranza ai guasti. Sono necessari prova degli arresti, verifica dei guasti singoli e analisi del rischio dell'intero dispositivo.

Capitolo 6

Analisi funzionale e valutazione dei risultati teorici

6.1 Simulazione analitica e numerica della risposta di coppia durante compiti standard di reaching

Si valuta la risposta teorica del sistema durante un compito di *reaching* sul piano sagittale. Il braccio viene elevato dalla postura di riposo ($\theta_0 = 0°$) fino alla quota orizzontale della spalla ($\theta_f = 90°$). La durata di progetto è $t_f = 4.0$ s, con accelerazione continua per limitare sollecitazioni impulsive e oscillazioni della trasmissione in Dyneema.

Per la traiettoria si possono impiegare profili di velocità trapezoidali o polinomi a minimo jerk (*minimum jerk trajectories*). Il profilo trapezoidale presenta cambiamenti a gradino dell'accelerazione, ai quali corrisponde idealmente $jerk \to \infty$. Queste discontinuità richiedono variazioni brusche di coppia e possono sollecitare la trasmissione. Il profilo a minimo jerk minimizza invece l'integrale temporale del jerk al quadrato e consente una variazione continua dell'accelerazione.

Si adotta una traiettoria polinomiale del quinto ordine per l'angolo di flesso-estensione omerale $\theta(t)$:

$$\theta(t) = \theta_0 + (\theta_f - \theta_0)\left[10\left(\frac{t}{t_f}\right)^3 - 15\left(\frac{t}{t_f}\right)^4 + 6\left(\frac{t}{t_f}\right)^5\right] \tag{6.1}$$

Le derivate temporali prima e seconda forniscono rispettivamente il profilo di velocità angolare $\dot{\theta}(t)$ e di accelerazione angolare $\ddot{\theta}(t)$:

$$\dot{\theta}(t) = \frac{\theta_f - \theta_0}{t_f}\left[30\left(\frac{t}{t_f}\right)^2 - 60\left(\frac{t}{t_f}\right)^3 + 30\left(\frac{t}{t_f}\right)^4\right] \tag{6.2}$$

$$\ddot{\theta}(t) = \frac{\theta_f - \theta_0}{t_f^2}\left[60\left(\frac{t}{t_f}\right) - 180\left(\frac{t}{t_f}\right)^2 + 120\left(\frac{t}{t_f}\right)^3\right] \tag{6.3}$$

Con i parametri operativi impostati ($\theta_0 = 0$, $\theta_f = \pi/2$ rad, $t_f = 4.0$ s), la velocità di picco è 0.7363 rad/s (42.19°/s) e l'accelerazione massima è 0.5668 rad/s^2. Il

profilo è quindi compatibile con il limite di progetto 45°/s. Per lo stesso polinomio, $\dot{\theta}_{max} = 1.875\Delta\theta/t_f$, da cui $t_f \geq 3.75$ s: una durata di 2 s non rispetterebbe il limite. L'accelerazione è continua, mentre il jerk non è nullo agli estremi quando il profilo è collegato al riposo.

La coppia articolare indicata dal modello $\tau_{giunto}(t)$ necessaria alla traiettoria si ricava dalla dinamica inversa dell'arto accoppiato alla struttura esoscheletrica:

$$\tau_{giunto}(t) = I_s^{(0)}\ddot{\theta}(t) + B\dot{\theta}(t) + \tau_{grav,res}(\theta(t)) \tag{6.4}$$

Si mantengono i parametri del Capitolo 4: $m_{tot} = 5.75$ kg, $d_{CoM} = 0.42$ m e $I_s^{(0)} = 1.0143$ kg·m^2. Il rotore, con inerzia 0.000306 kg·m^2, viene conteggiato separatamente nella coppia al motore, evitando di sommarlo di nuovo dopo la riflessione. L'inerzia equivalente concentrata per la sola lettura articolare è $J_{eq}^{(0)} = 1.0449\ \mathrm{kg \cdot m^2}$. Il coefficiente viscoso $B = 0.12$ N m s/rad è un'ipotesi illustrativa, non una misura del dispositivo.

$$\tau_{grav,res}(\theta) = 23.69115 \sin\theta - \tau_{molla}(\theta). \tag{6.5}$$

Nel caso nominale si usa il bilanciamento ideale previsto dal progetto, $\tau_{molla} = 23.69115 \sin\theta$, quindi $\tau_{grav,res} = 0$. Il modulo elastico costituisce un'integrazione progettuale della piattaforma cinematica. Per valutare la sensibilità si può porre $\tau_{molla} = \alpha\, 23.69115 \sin\theta$: errori di bilanciamento del 5% e del 10% producono residui massimi rispettivamente di 1.185 e 2.369 N m. Non sono prestazioni misurate di una molla scelta.

La componente inerziale del carico raggiunge il massimo a $t = 0.8453$ s:

$$\tau_{in,max} = 1.0143 \cdot 0.5668 = 0.575 \text{ N m}. \tag{6.6}$$

Il termine viscoso massimo è $0.12 \cdot 0.7363 = 0.0884$ N m. I picchi non sono simultanei: il calcolo campionato a 1 ms fornisce $\max \tau_{giunto} = 0.616$ N m e $\min \tau_{giunto} = -0.537$ N m. La coppia negativa corrisponde alla decelerazione, non a un cambio del verso del moto.

La verifica completa usa i due rami dei Bowden, $T_{pre} = 357$ N, $r = 25$ mm, $\mu = 0.06$ e $\Theta = 1.83 + 0.3947\theta$. Si calcolano τ_d con l'Equazione 4.20, $\tau_m = \tau_d/(10 \cdot 0.85) + 0.000306 \cdot 10\ddot{\theta}$ e $i_q = \tau_m/0.06394$. Durante la salita il massimo è $i_q = 4.90$ A, equivalente a 0.313 N m al motore, con RMS temporale di quadratura 4.33 A. La corrente efficace della singola fase su periodi elettrici completi è $i_q/\sqrt{2}$. Il riferimento di catalogo 0.444 N m non va confrontato direttamente con la coppia articolare né con la coppia di un altro avvolgimento. Il caso nominale lascia un margine elettrico, ma la compatibilità termica a bassa velocità e i residui della molla devono essere verificati.

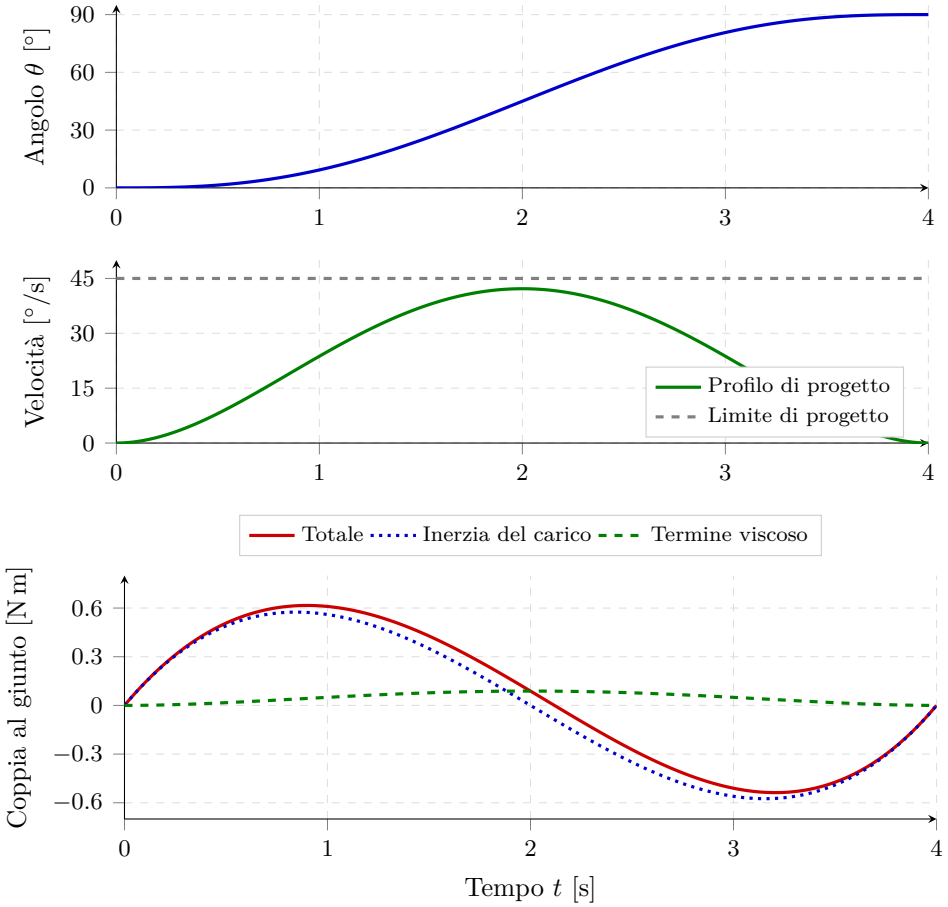


Figura 6.1: Risposta del modello originario a massa concentrata, con bilanciamento ideale, per $0° \to 90°$ in 4 s.

Le curve della Figura 6.1 sono calcolate dalle equazioni e non rappresentano misure sperimentali.

L'analisi rende verificabile il caso nominale, mantenendo il progetto iniziale. Il limite superiore di inerzia del Capitolo 4 porta, sulla stessa manovra, a una coppia inerziale di circa 1.11 N m, ancora molto più piccola del caso transitorio a 10 rad/s^2. Non si può tuttavia concludere sulla stabilità dell'anello chiuso senza guadagni, elasticità della fune e dinamica dei sensori: qui si esegue una dinamica inversa su traiettoria imposta.

6.2 Valutazione delle perdite di trasmissione e dell'accuratezza della compensazione d'attrito

La coppia che raggiunge la spalla dipende dalle perdite nei cavi Bowden. L'attrito tra Dyneema SK78 e PTFE riduce la tensione trasferita; come descritto nel Capitolo 4, la perdita varia con la curvatura cumulata $\Theta(t)$. La coppia desiderata (τ_{des}) può

quindi differire da quella effettiva (τ_{joint}), con conseguenze sull'interazione e sul controllo di ammettenza.

Il feedforward dell'Equazione 5.11 aggiunge preventivamente la coppia stimata dal modello di Capstan-Eulero. Questa azione mira a ridurre lo scostamento tra comando e coppia trasmessa.

Per il singolo ramo in scorrimento, il rapporto tra tensione sul lato debole e tensione sul lato teso è:

$$\eta_{ramo} = \frac{T_{lato\ debole}}{T_{lato\ teso}} = e^{-\mu\Theta} \leq 1 \tag{6.7}$$

Si adotta coerentemente $\mu = 0.06$, già usato nel Capitolo 4, e l'intervallo illustrativo $\Theta \in [1.83, 2.45]$ rad. Il rapporto minimo del singolo ramo è:

$$\eta_{ramo,min} = e^{-0.06 \cdot 2.45} = 0.8633. \tag{6.8}$$

La perdita di tensione del ramo teso è quindi il 13.67%. La formula con $\text{sgn}(\dot{\theta})$ nel rendimento avrebbe prodotto valori maggiori di uno in discesa: il segno appartiene alla relazione fra lati, non alla definizione dell'efficienza. Il precarico dei due rami introduce inoltre una perdita differenziale additiva; il rendimento di coppia dell'intera trasmissione è inferiore a quello del singolo ramo e dipende dal carico.

Per valutare la compensazione si utilizza un ciclo bidirezionale di flesso-estensione, correggendone la cinematica: $\theta(t) = 45°[1 - \cos(2\pi f t)]$, $f = 0.15$ Hz, ROM 0°–90° e velocità massima 42.41°/s. Si esegue un confronto quasi-statico di trasmissione su un ciclo, con passo circa 1 ms, non una simulazione dell'intero sistema in anello chiuso. La coppia desiderata è $\tau_{des} = I_s^{(0)}\ddot{\theta} + B\dot{\theta}$, nel caso di bilanciamento ideale. L'errore è:

$$RMSE_\tau = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}[\tau_{joint}(k) - \tau_{des}(k)]^2}. \tag{6.9}$$

Senza compensazione si impone $\tau_d = \tau_{des}$; con compensazione si applica l'inversa antagonista nel limite di scorrimento con funzione segno, prima della regolarizzazione iperbolica del Capitolo 5. Per evitare di simulare un attrito statico non identificato, le metriche includono solo campioni con $|\dot{\theta}| > 0.01$ rad/s. Se modello e trasmissione coincidono, l'inversa fornisce errore nullo per costruzione: ciò non dimostra l'accuratezza reale. Si introduce pertanto una perturbazione esplicita del 10% del coefficiente reale, $\mu_{reale} = 0.066$, rispetto al compensatore con $\hat{\mu} = 0.06$. Il confronto sul medesimo coefficiente reale senza feedforward fornisce 2.517 N m di RMSE; quello compensato con perturbazione fornisce 0.230 N m, cioè una riduzione illustrativa di circa il 90.9%. Il feedforward non recupera l'energia dissipata: eroga coppia aggiuntiva.

Tabella 6.1: Confronto del modello radente.

Grandezza	**Senza feedforward** $\mu_{reale} = 0.066$	**Con feedforward** $\mu_{reale} = 0.066$
RMSE di coppia	2.517 N m	0.230 N m
Errore relativo al caso nominale	riferimento	riduzione: 90.9%
Banda morta al distacco	non identificata	non identificata
Ritardo di inversione	non modellato	non modellato
Rendimento fisico	dipende da carico e precarico	non recuperato dal software

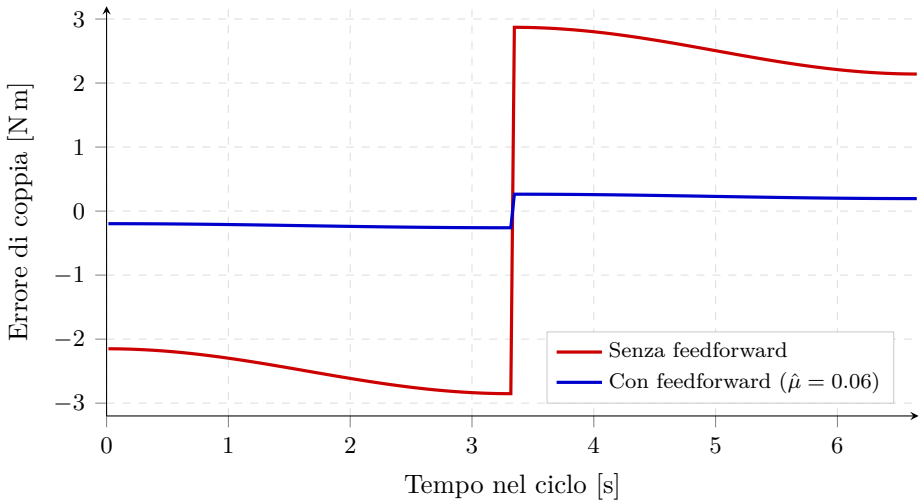


Figura 6.2: Errore di coppia nel modello quasi-statico in scorrimento: confronto non compensato e compensato, con lo stesso coefficiente reale aumentato del 10%.

La compensazione riduce l'errore radente del modello, ma non permette di assegnare una banda morta o un ritardo di distacco senza dati tribologici ed elastici. La retroazione distale resta necessaria per correggere errori del modello, variazioni del percorso e usura.

6.3 Stima della riduzione dello sforzo muscolare e recupero del workspace funzionale per il paziente

La compromissione conseguente a lesione midollare può ridurre il reclutamento muscolare e il ROM utile. L'arco spontaneo di 40° qui impiegato è uno scenario funzionale per confrontare la copertura angolare, non un risultato clinico né un limite deducibile dal solo livello di lesione. L'assistenza ha l'obiettivo di permettere l'elevazione fino a 90°, entro il ROM valutato per il singolo utente.

Per stimare la riduzione del carico meccanico si utilizza una capacità articolare ipotetica $\tau_{bio,max} = 18$ N m, ma si distingue il rapporto di coppia dalla misura sEMG normalizzata alla MVC:

$$R_\tau(\theta) = \frac{|\tau_{bio}(\theta)|}{18 \text{ N m}}\, 100\%. \tag{6.10}$$

Questo indice non equivale all'attivazione del deltoide in $\%MVC$, poiché momento articolare, co-contrazione, braccio di leva e sEMG non hanno una relazione lineare universale. Senza esoscheletro si usa il solo peso biologico, $\tau_{bio} = 4.25 \cdot 9.81 \cdot 0.43 \sin\theta = 17.928 \sin\theta$ N m: il rapporto è 64.0% a 40° e 99.6% a 90°. La massa esoscheletrica entra invece nel caso assistito:

$$\tau_{bio,assisted} = 23.69115 \sin\theta - \tau_{molla} - \tau_{exo}. \tag{6.11}$$

Con bilanciamento ideale, già il modulo passivo annulla il termine statico; il motore aggiunge il sostegno dinamico e la correzione degli errori. Per mostrare la sensibilità, la figura considera anche una molla che compensi soltanto il 90% del carico: il residuo è $2.369 \sin\theta$ N m, pari al 13.16% della capacità ipotizzata a 90°. Se l'attuatore corregge integralmente tale residuo, l'onere statico teorico torna nullo. La corrente richiesta per questa correzione e la sua ammissibilità continua vanno però verificate. L'attivazione sEMG normalizzata non è ricavabile dai soli calcoli di coppia. Restano da misurare l'attivazione volontaria necessaria al comando, gli attriti percepiti e l'effetto della co-contrazione.

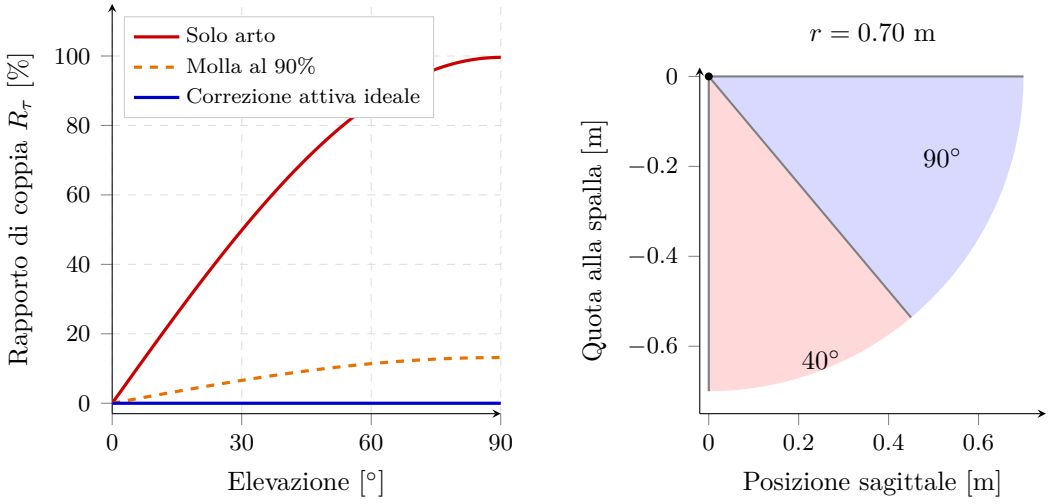


Figura 6.3: Confronto teorico dei carichi statici e indicatore geometrico sagittale.

La copertura angolare può essere rappresentata con un indicatore di area settoriale $A = \frac{1}{2} r^2 \Delta\theta$, usando $r = 0.70$ m come raggio funzionale illustrativo, distinto dalla lunghezza di 0.81 m del caso di dimensionamento a braccio esteso. Si ottengono $A_{40} = 0.1710$ m^2 e $A_{90} = 0.3848$ m^2, quindi $(A_{90}/A_{40} - 1)100 = 125\%$.

Il risultato è un aumento dell'indicatore bidimensionale, non un volume di workspace misurato. A raggio fisso, un singolo asse di spalla genera un arco, non l'intera

superficie del settore; il riempimento dipende dal gomito e dagli altri gradi di libertà. Il recupero effettivo delle ADL richiede verifica cinematica e clinica.

6.4 Analisi dei consumi energetici e stima dell'autonomia operativa

L'autonomia è un requisito per l'impiego domestico e lavorativo. L'obiettivo è coprire una giornata di utilizzo ($t_{\text{op}} = 8.0$ h) senza ricariche intermedie. Massa e ingombro della batteria devono inoltre essere compatibili con la stabilità della Breeze X^2. Si stimano quindi i consumi nei diversi stati operativi per valutare il pacco Li-ion 7S3P previsto al Paragrafo 5.1.3.

La stima distingue movimento, mantenimento e riposo secondo la FSM del Paragrafo 5.2.1. Le durate relative sono un'ipotesi di missione: il risultato energetico dipende dal profilo d'uso assunto.

Si assume il profilo di missione originario, esplicitamente assunto: 20% del tempo in ASSIST, 30% in HOLD e 50% in IDLE. Il caso nominale non include oggetti aggiunti alla mano e assume il bilanciamento ideale dell'arto e della struttura; un oggetto modifica i carichi e può richiedere una nuova taratura.

- **ASSIST:** ripetizione della salita e della discesa 0°–90° in 4 s ciascuna, applicando il modello completo dei due cavi.
- **HOLD:** posizione ferma con residuo gravitazionale nominale nullo; si assume corrente di mantenimento nulla. È il caso limite ideale, non una prestazione garantita della molla reale.
- **IDLE:** arto appoggiato al bracciolo e inverter disabilitato, con elettronica di monitoraggio accesa.

Si assume $P_{logic} = 5$ W per elettronica, sensori e servizi ausiliari, in accordo con il dimensionamento preliminare del Capitolo 5. Il rendimento η_{inv} descrive separatamente le perdite dello stadio di potenza. Con $R_{ll} = 0.343\,\Omega$, per correnti sinusoidali equilibrate vale $R_{fase} = R_{ll}/2$ e $I_{fase,rms} = i_q/\sqrt{2}$, quindi $P_J = \frac{3}{4} R_{ll} i_q^2$. La coppia e la velocità nel prodotto meccanico devono riferirsi allo stesso albero:

$$P_{in}(t) = P_{logic} + \frac{\max[\tau_m(t)\omega_m(t), 0] + \frac{3}{4} R_{ll} i_q(t)^2}{\eta_{inv}}, \quad \eta_{inv} = 0.94. \tag{6.12}$$

Non si accredita energia recuperata in frenatura. Il rendimento 0.85 del riduttore entra già nella coppia τ_m; non va applicato una seconda volta alla potenza. Si assume che le perdite ausiliarie siano contenute nei 5 W; l'efficienza reale a bassa velocità richiede misura. La conversione corretta è:

$$i_q = \frac{\tau_m}{K_{t,S}}, \quad \omega_m = 10\dot{\theta}, \quad I_{fase,rms} = \frac{|i_q|}{\sqrt{2}}. \tag{6.13}$$

L'integrazione delle potenze sui due movimenti fornisce:

$$\bar{P}_{active} = \frac{1}{8\ \text{s}} \int_{salita+discesa} P_{in}(t)\, dt = 11.30\ \text{W}, \tag{6.14}$$

$$P_{hold} = 5.00\ \text{W} \quad \text{(solo nel caso ideale)}, \tag{6.15}$$

$$P_{idle} = 5.00\ \text{W}. \tag{6.16}$$

$$\bar{P}_{cycle} = 0.20(11.3039) + 0.30(5) + 0.50(5) = 6.2608\ \text{W}. \tag{6.17}$$

Tabella 6.2: Bilancio di potenza e consumo energetico per stato operativo della FSM su un intervallo di 8 ore.

Stato operativo FSM	**Quota temporale**	**Potenza media**	**Tempo cumulato**	**Energia spesa**
ASSIST (Moto attivo)	20%	11.30 W	1.60 h	18.09 Wh
HOLD (Stazionamento)	30%	5.00 W	2.40 h	12.00 Wh
IDLE (Standby/Riposo)	50%	5.00 W	4.00 h	20.00 Wh
Totale giornaliero	100%	**6.26** W	**8.00** h	**50.09** Wh

Il pacco 7S3P impiega celle 18650 con capacità di progetto 3.35 Ah ciascuna. La tensione nominale del pacco è $V_{\text{nom}} = 25.9$ V e la capacità complessiva $C_{\text{pack}} = 10.05$ Ah. L'energia nominale risulta:

$$E_{\text{nom}} = V_{\text{nom}} \cdot C_{\text{pack}} = 25.9\ \text{V} \cdot 10.05\ \text{Ah} \approx 260.30\ \text{Wh} \tag{6.18}$$

Per limitare la scarica profonda delle celle, si assume un limite massimo di profondità di scarica pari all'80% ($DoD_{\max} = 0.80$), rendendo sfruttabile un'energia effettiva $E_{\text{usable}} = 0.80 \cdot 260.295\ \text{Wh} = 208.236\ \text{Wh}$.

L'autonomia teorica $t_{\text{autonomia}}$ del dispositivo sul profilo di missione si calcola come rapporto:

$$t_{autonomia} = \frac{208.236\ \text{Wh}}{6.2608\ \text{W}} = 33.26\ \text{h} \quad \text{(scenario nominale ideale)} \tag{6.19}$$

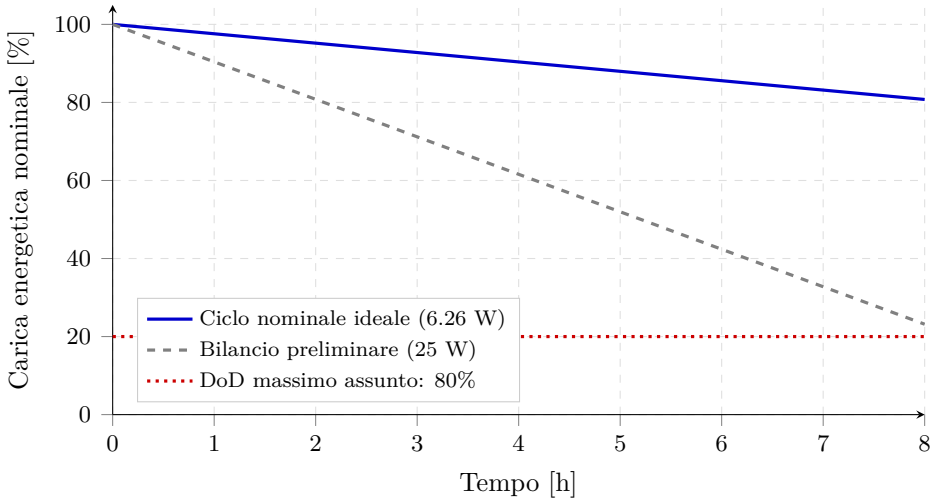


Figura 6.4: Stima lineare dello stato di carica a energia proporzionale alla capacità nominale: confronto fra ciclo ideale e bilancio preliminare di 25 W.

Nel caso ideale si consumano 50.09 Wh in 8 h, lasciando circa 210.21 Wh nominali e un indicatore energetico di carica pari all'80.76%. Il valore di 33.26 h dipende fortemente dall'ipotesi di bilanciamento perfetto e non costituisce autonomia garantita. Il bilancio preliminare di 25 W mantiene invece una previsione di $208.236/25 = 8.33$ h, con margine ridotto rispetto all'obiettivo di 8 h; degrado, temperatura, conversioni ausiliarie e riserva di arresto possono consumarlo.

Per una molla reale, l'attrito statico può sostenere parte del residuo, ma non è un sostegno affidabile da accreditare. Una stima prudenziale della corrente di mantenimento, nel modello radente, si ottiene applicando il contributo dei due rami, $i^{stim}_{q,hold} = [|\tau_{grav,res}| \cosh a + 2rT_{pre} \sinh a]/(i\eta K_{t,S})$. A 90° e $\Theta = 2.45$ rad, residui del 5% e del 10% forniscono valori indicativi rispettivamente di circa 7.05 A e 9.25 A; le perdite Joule corrispondenti sono circa 12.8 e 22.0 W, prima dell'inverter. Il secondo caso non è automaticamente ammissibile in continuo. A rotore fermo la ripartizione delle perdite nelle fasi è dipendente dall'angolo elettrico, perciò la verifica termica deve essere specifica. Questa sensibilità è il motivo per cui la molla deve essere tarata sull'intero ROM prima di assegnare un'autonomia reale.

Capitolo 7

Conclusioni e sviluppi futuri

7.1 Sintesi dei risultati conseguiti e rispondenza ai requisiti progettuali

La tesi ha sviluppato l'architettura meccatronica, il modello dinamico e il controllo di un esoscheletro assistivo per soggetti tetraplegici su carrozzina Breeze X^2. Il progetto approfondisce il movimento omerale sul piano sagittale, cercando di contenere le masse sull'arto e di rispettare i vincoli di integrazione sul telaio.

La trasmissione Bowden in Dyneema SK78 permette di collocare il Maxon EC 90 Flat sul telaio della carrozzina. Il contributo rotorico riflesso è $0.0306\ \mathrm{kg \cdot m^2}$; sommato al carico concentrato, porta a $J_{eq}^{(0)} = 1.0449\ \mathrm{kg \cdot m^2}$. La qualità del movimento e dell'interazione resta da valutare sul prototipo.

L'analisi quantitativa condotta nei capitoli precedenti fornisce le seguenti verifiche funzionali, distinguendo ipotesi, calcoli e prove ancora necessarie:

- **Erogazione e riserva di coppia:** Il reaching 0°–90° in 4 s rispetta il limite 45°/s. Nel caso concentrato e idealmente bilanciato, la coppia articolare massima è 0.616 N m e la corrente di picco al motore è 4.90 A, includendo riduttore, entrambi i cavi e precarico. La verifica a 10 $\mathrm{rad/s^2}$ ha invece un margine ristretto e non è certificata per l'inerzia distribuita reale.

- **Linearizzazione della trasmissione:** L'inversa antagonista corregge le perdite radenti nel modello. Il confronto quasi-statico fornisce $RMSE_\tau = 2.517$ N m senza feedforward e 0.230 N m con compensazione e perturbazione del 10% su μ. È una sensibilità numerica, non una validazione sperimentale; banda morta e ritardo al distacco restano da identificare.

- **Recupero funzionale ed ergonomia:** Il sostegno statico ideale riduce la coppia biologica richiesta, ma non permette di assegnare una percentuale sEMG alla MVC. Il passaggio geometrico da 40° a 90° aumenta del 125% l'indicatore di area settoriale sagittale; il workspace reale e le ADL recuperabili devono essere valutati con la cinematica completa.

- **Autonomia operativa:** Il ciclo nominale ideale richiede 6.261 W medi e 50.09 Wh in 8 h. La batteria 7S3P da 260.3 Wh offre 208.236 Wh utilizzabili al DoD

assunto. La previsione ideale è 33.26 h; il bilancio preliminare conservativo da 25 W restituisce 8.33 h. Residui della molla e verifica termica possono modificare significativamente questi valori.

Tabella 7.1: Sintesi delle verifiche teoriche e delle condizioni ancora da verificare.

Parametro	**Valore di calcolo**	**Stato della verifica**
ROM di progetto	0°–90°	da adattare al paziente
Velocità reaching	42.19°/s	inferiore al limite assunto
Corrente reaching	picco 4.90 A	caso nominale ideale
Picco dopo Bowden	10.836 N m a 25 A	senza accelerazione rotorica
Errore di trasmissione	RMSE 0.230 N m	sensibilità su modello radente
Autonomia	8.33 h a 25 W	bilancio preliminare, da misurare
Massa mobile esoscheletro	1.50 kg stimati	distinta dalla sola cuffia; da verificare

7.2 Limitazioni del modello e criticità operative

Le verifiche sono riferite a un modello semplificato. Prima dell'implementazione fisica occorre considerarne le approssimazioni e i limiti operativi.

Il modello cavo-guaina assume un coefficiente coulombiano costante ($\mu = 0.06$). Nel tempo, usura e riscaldamento possono modificare le superfici di contatto e il valore di μ. Se questa variazione non viene rilevata, il feedforward perde accuratezza e possono riapparire differenze di coppia nelle inversioni.

Il comando sEMG utilizza una soglia fissa (V_{th}). Affaticamento, sudorazione e piccoli spostamenti degli elettrodi possono modificare il segnale e l'impedenza di contatto. Le variazioni del rapporto segnale-rumore possono quindi produrre false attivazioni o impedire una transizione richiesta della FSM.

In terzo luogo, la dinamica di calcolo è confinata alla flesso-estensione sagittale, mentre la piattaforma meccanica conserva i tre rotoidali e i due prismatici del progetto originale. I prismatici bloccati dopo il fitting non inseguono la migrazione del centro articolare durante il moto. Compatibilità tridimensionale, pressioni dei bracciali, inerzie distribuite, rigidezza dei cavi, massa mobile effettiva e verifica della molla rimangono condizioni essenziali per l'implementazione.

7.3 Linee di sviluppo futuro e piano di validazione sperimentale

Il passaggio dal modello al prototipo richiede attività di sviluppo e verifica su tre aspetti:

- **Setup di banco prova dedicato e tuning sperimentale:** Si prevede un banco hardware-in-the-loop (HIL) con freno a polveri magnetiche e trasduttori torsionali al giunto. Il banco servirà a tarare i regolatori dell'anello FOC a 20 kHz sullo STM32H7 e a misurare le perdite dei cavi dopo diversi cicli di utilizzo. I dati potranno supportare una stima adattiva di μ.
- **Robustezza dell'interfaccia di decodifica neurale:** Si propone di confrontare le soglie RMS fisse con modelli temporali, come filtri di Kalman o reti neurali compatibili con il microcontrollore. La valutazione dovrà chiarire se questi metodi riducono gli effetti di affaticamento e variazione del contatto cutaneo sulle decisioni della FSM.
- **Estensione cinematica multi-DoF e validazione clinica:** Lo sviluppo può includere un quadrilatero passivo o un giunto sferico cedevole per seguire la migrazione del centro omerale. La successiva sperimentazione dovrà riguardare partecipanti coerenti con il profilo di lesione midollare assunto, previa valutazione clinica e approvazione del comitato etico. Il recupero funzionale potrà essere studiato con strumenti pertinenti alla SCI, come GRASSP e SCIM, insieme all'analisi cinematica optoelettronica 3D.

Il lavoro fornisce una base per lo sviluppo del sistema assistivo. La verifica sperimentale dovrà chiarire se l'architettura raggiunge le prestazioni previste e offre un'interazione efficace e sicura con l'utente.

Bibliografia

[1] Armando Coccia, Edda Maria Capodaglio, Federica Amitrano, Vittorio Gabba, Monica Panigazzi, Gaetano Pagano, and Giovanni D'Addio. Biomechanical effects of using a passive exoskeleton for the upper limb in industrial manufacturing activities: A pilot study. *Sensors*, 24(5):1445, 2024.

[2] Yongxuan Hong, Jiying Du, Sida Du, Yue Ma, Xiangyang Wang, and Chunjie Chen. Task-dependent effectiveness of a quasi-direct-drive upper-limb exoskeleton: Shoulder muscle offloading versus metabolic cost in overhead work. *Bioengineering*, 13(4):423, 2026.

[3] Qiang Cao, Wenhao Shan, Yue Liu, and Yongqi Yuan. Enhancing human–robot compatibility in shoulder exoskeletons: Passive joint optimization of PPRRRP vs. RRRUP configurations. *Biomimetics*, 10(12):795, 2025.

[4] Jun Pan, Davide Astarita, Andrea Baldoni, Filippo Dell'Agnello, Simona Crea, Nicola Vitiello, and Emilio Trigili. A self-aligning upper-limb exoskeleton preserving natural shoulder movements: Kinematic compatibility analysis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 31:4954–4964, 2023.

[5] Maged S. Al-Quraishi, Irraivan Elamvazuthi, Siti Asmah Daud, S. Parasuraman, and Alberto Borboni. EEG-based control for upper and lower limb exoskeletons and prostheses: A systematic review. *Sensors*, 18(10):3342, 2018.

[6] Ana C. de Oliveira, James S. Sulzer, and Ashish D. Deshpande. Assessment of upper-extremity joint angles using Harmony exoskeleton. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 29:916–925, 2021.

[7] Jun Pan, Davide Astarita, Andrea Baldoni, Filippo Dell'Agnello, Simona Crea, Nicola Vitiello, and Emilio Trigili. NESM-γ: An upper-limb exoskeleton with compliant actuators for clinical deployment. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 7(3):7708–7715, 2022.

[8] Ali Nasr, Jason Hunter, Clark R. Dickerson, and John McPhee. Evaluation of a machine-learning-driven active–passive upper-limb exoskeleton robot: Experimental human-in-the-loop study. *Wearable Technologies*, 4:e13, 2023.

[9] Jintao Zhu, Hongsheng Hu, Wei Zhao, Jiabin Yang, and Qing Ouyang. Design and control of upper limb rehabilitation training robot based on a magnetorheological joint damper. *Micromachines*, 15(3):301, 2024.

[10] Wei Wei, Zhicheng Qu, Wei Wang, Pengcheng Zhang, and Fuchun Hao. Design on the Bowden cable-driven upper limb soft exoskeleton. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018:1925694, 2018.

[11] Miha Dežman, Tamim Asfour, Aleš Ude, and Andrej Gams. Mechanical design and friction modelling of a cable-driven upper-limb exoskeleton. *Mechanism and Machine Theory*, 171:104746, 2022.

[12] Shaowei Yao, Yu Zhuang, Zhijun Li, and Rong Song. Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an EMG-driven musculoskeletal model. *Frontiers in Neurorobotics*, 12:16, 2018.

[13] Stefano Dalla Gasperina, Loris Roveda, Alessandra Pedrocchi, Francesco Braghin, and Marta Gandolla. Review on patient-cooperative control strategies for upper-limb rehabilitation exoskeletons. *Frontiers in Robotics and AI*, 8:745018, 2021.

[14] Fares J. Abu-Dakka and Matteo Saveriano. Variable impedance control and learning—a review. *Frontiers in Robotics and AI*, 7:590681, 2020.

[15] Giulio Pupita. Progettazione di un esoscheletro assistivo per arto superiore integrato su carrozzina. Tesi di laurea in Ingegneria Biomedica, Università Politecnica delle Marche, 2026. Anno accademico 2025–2026.

[16] David A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, fourth edition, 2009.

[17] American Spinal Injury Association. ISNCSCI resources: International standards for neurological classification of spinal cord injury. Risorsa online. `https://asia-spinalinjury.org/isncsci-resources/`.

[18] maxon. *EC 90 flat, diameter 90 mm, brushless, 90 Watt: technical data*, 2017. Catalogo maggio 2017, codice 323772, avvolgimento 24 V.

[19] maxon. *EC motor parameters with sinusoidal commutation (FOC)*, 2025. Sezione 6.7 della documentazione tecnica maxon.

[20] Urs Kafader. Strength of BLDC (EC) motor with sinusoidal commutation. maxon Support, 2024. `https://support.maxongroup.com/hc/en-us/articles/360006288554-Strength-of-BLDC-EC-motor-with-sinusoidal-commutation`.

[21] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5):361–374, 2000.

[22] Hocoma. ArmeoPower: Technical data sheet. Documentazione online del produttore. `https://www.hocoma.com/us/solutions/armeo-power/technical-data-sheet/`.

[23] International Electrotechnical Commission. *IEC 80601-2-78:2019+AMD1:2024 CSV. Medical electrical equipment – Part 2-78: Particular requirements for basic safety and essential performance of medical robots for rehabilitation, assessment, compensation or alleviation*, 2024.

[24] International Electrotechnical Commission. *IEC 60601-1:2005+AMD1:2012+AMD2:2020 CSV. Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*, 2020.