



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Progettazione di un esoscheletro assistivo per arto superiore integrato su carrozzina

Design of an assistive upper limb exoskeleton integrated into a wheelchair

Relatore:
Prof. Giacomo Palmieri

Candidato:
Giulio Pupita

Correlatore:
Prof. Luca Carbonari

Anno Accademico 2025–2026

Indice

1.INTRODUZIONE

- 1.1 Contesto clinico e tecnologico*
- 1.2 Il punto di partenza: il prototipo cinematico*
- 1.3 Obiettivi e modifiche progettuali*

2. REQUISITI PROGETTUALI E PANORAMICA SUI SISTEMI DI MOBILITÀ ASSISTITA

- 2.1 Analisi delle carrozzine per pazienti con lesioni spinali*
 - 2.1.1 Requisiti di mobilità, stabilità e postura
 - 2.1.2 Problemi legati alla perdita di funzionalità dell'arto superiore
- 2.2 Collaborazione con l'Ospedale Salesi di Ancona*
 - 2.2.1 Il ruolo del reparto spinale e l'approccio clinico
 - 2.2.2 Valutazione del personale medico in merito alle esigenze del paziente
- 2.3 La carrozzina Breeze X²*
 - 2.3.1 Descrizione tecnica e geometrie principali
 - 2.3.2 Rilievo delle misure e quote antropometriche effettuate in reparto

3. ANALISI DELL'ESOSCHELETRO

- 3.1 Architettura cinematica del sistema*
 - 3.1.1 Gradi di libertà del dispositivo
 - 3.1.2 Accoppiamento con i movimenti anatomici dell'utente

3.2 Principio di funzionamento passivo

3.2.1 Meccanismi di compensazione della forza di gravità

3.2.2 Compensazione passiva del carico

3.3 Limiti e criticità della versione precedente

4. OTTIMIZZAZIONE MECCANICA DELL'ESOSCHELETRO

4.1 Ambiente di progettazione CAD: Siemens NX

4.1.1 Strumenti di modellazione solida e vincoli di assieme

4.2 Riprogettazione del sistema di scorrimento

4.2.1 Analisi e selezione delle nuove guide e pattini commerciali

4.2.2 Studio comparativo dei coefficienti d'attrito e dei carichi massimi

4.2.3 Piastra di adattamento per l'interfaccia pattino-giunto rotoidale

4.2.4 Integrazione del sistema di scorrimento

4.3 Modifica e ottimizzazione del supporto delle guide

4.3.1 Modellazione CAD e assieme dell'interfaccia

5. PROGETTAZIONE DELL'INTERFACCIA DI AGGANCIO ALLA CARROZZINA

5.1 Vincoli geometrici e strutturali della carrozzina Breeze X²

5.1.1 Individuazione dei punti di ancoraggio sul telaio

5.2 Sviluppo del nuovo gruppo di aggancio inferiore

5.2.1 Modellazione CAD da zero dei componenti di fissaggio

5.2.2 Scelta dei materiali e requisiti di leggerezza strutturale

5.3 Analisi dell'accoppiamento ed ergonomia

5.3.1 Meccanismi di installazione e rimozione rapida del dispositivo

5.3.2 Sistemi di regolazione per l'adattamento al paziente

6.CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

6.1 Conclusioni

6.2 Sviluppi futuri e Stato dell'Arte

6.2.1 Ricerca e selezione dei materiali

6.2.2 Evoluzione dei Sistemi di Attuazione

6.2.3 Ottimizzazione della trasmissione sull'arto: il distretto della spalla

6.2.4 Sistema di controllo intelligente e integrazione elettromiografica

A. Messa in tavola

1 INTRODUZIONE

1.1 Contesto clinico e tecnologico

Negli ultimi decenni, il progresso nella progettazione meccanica e lo studio della biomeccanica hanno aperto nuove prospettive nello sviluppo di sistemi robotici e assistivi per il supporto motorio. In particolare, i dispositivi destinati all'assistenza dell'arto superiore si rivelano essenziali per i soggetti che presentano deficit funzionali dovuti a lesioni midollari o patologie neurologiche.

Per questa classe di pazienti, le azioni quotidiane e i compiti di trasferimento gravano in modo atipico sull'articolazione della spalla, la quale non è fisiologicamente strutturata per sostenere sollecitazioni cicliche di tale entità. Questo sovraccarico cronico si traduce spesso in complicanze a lungo termine, come alterazioni degenerative dei tessuti e sindromi da conflitto.

L'adozione di un sistema assistivo passivo integrato direttamente sulla struttura della carrozzina consente di ridistribuire le forze in gioco, alleggerendo il carico gravante sul distretto scapolo-omeroale. Sfruttando meccanismi di compensazione geometrica o elastica, questa configurazione permette di supportare l'arto e ottimizzare lo spazio di lavoro utile del paziente, offrendo una soluzione a basso ingombro e priva delle complessità gestionali tipiche dei sistemi attuati elettricamente.

1.2 Il punto di partenza: il prototipo cinematico

Il presente lavoro si focalizza sull'ingegnerizzazione e sulla revisione di un dispositivo non motorizzato, sviluppato in una precedente ricerca di livello magistrale. Il progetto originario si era concentrato sulla definizione della catena cinematica e sulla validazione teorica dei gradi di libertà (DoF) attraverso modelli multibody e sessioni di motion capture, al fine di garantire la coerenza con i movimenti fisiologici dell'utente.

Tuttavia, il passaggio dalla modellazione teorica all'applicazione pratica ha evidenziato alcune criticità strutturali che limitavano l'efficacia del prototipo. In primo luogo, le guide lineari preesistenti presentavano un'estensione

insufficiente, provocando un finecorsa precoce che vincolava negativamente l'escursione articolare della spalla. In secondo luogo, il dispositivo risultava privo di una flangia o di elementi di fissaggio dedicati, rendendo impossibile l'accoppiamento stabile del sistema assistivo con la struttura della carrozzina.

1.3 Obiettivi e modifiche progettuali

L'obiettivo centrale di questo lavoro di tesi, supportato da un'attività di tirocinio mirata alla modellazione solida avanzata mediante il software CAD Siemens NX, risiede nell'ottimizzazione meccanica e nell'adattamento strutturale del sistema per consentirne l'effettivo montaggio a bordo della carrozzina. L'intervento progettuale si è articolato secondo due direttrici principali:

- **Revisione dei componenti di scorrimento:** per ovviare alla limitazione del range di movimento, si è proceduto alla sostituzione delle guide e dei relativi pattini con elementi commerciali di lunghezza maggiorata e idonee capacità di carico. Questo incremento dimensionale ha richiesto la riprogettazione del componente di supporto delle guide, ridefinito a livello CAD per garantire l'allineamento geometrico e la fluidità dello scorrimento lineare.
- **Sviluppo dell'interfaccia di aggancio:** al fine di garantire la stabilità dell'assieme, è stato progettato *ex novo* il gruppo di fissaggio inferiore. I vincoli strutturali e le quote geometriche necessarie alla modellazione sono stati acquisiti direttamente sul campo presso il reparto spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona. Il rilievo metrico eseguito sulla carrozzina modello *Breeze X²*, d'intesa con il personale medico, ha permesso di sviluppare su Siemens NX un'interfaccia meccanica dedicata, capace di coniugare la solidità dell'ancoraggio al telaio con i requisiti di ergonomia e accessibilità richiesti dall'utente.

2 REQUISITI PROGETTUALI E PANORAMICA SUI SISTEMI DI MOBILITÀ ASSISTITA

Nel processo di progettazione di un dispositivo assistivo destinato a pazienti con lesione spinale, la carrozzina rappresenta un elemento centrale, in quanto costituisce il principale sistema di mobilità e di supporto posturale con cui il soggetto interagisce quotidianamente. In questo capitolo verranno dapprima esaminate le principali esigenze di mobilità, stabilità e postura che caratterizzano le carrozzine per pazienti mielolesi, con particolare attenzione alle problematiche legate al sovraccarico degli arti superiori. Successivamente, sarà illustrato il contributo fornito dal reparto spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona, il cui personale sanitario ha permesso di orientare l'analisi verso le reali necessità cliniche e assistenziali del paziente. Infine, verrà presentata la carrozzina *Breeze X²*, assunta come piattaforma di riferimento per il presente studio in quanto ritenuta compatibile con l'esoscheletro oggetto del progetto, ampiamente utilizzata nella pratica clinica e caratterizzata da un costo relativamente contenuto, tale da renderla accessibile a un ampio numero di utenti.

2.1 ANALISI DELLE CARROZZINE PER PAZIENTI CON LESIONI SPINALI

2.1.1 Requisiti di mobilità, stabilità e postura

Le carrozzine destinate a pazienti affetti da lesioni spinali devono soddisfare un insieme articolato di requisiti funzionali strettamente connessi alla condizione clinica dell'utente e al contesto d'uso quotidiano. In primo luogo, il requisito di mobilità rappresenta l'elemento fondamentale del sistema, in quanto determina la capacità del paziente di muoversi in autonomia all'interno di ambienti domestici e sanitari. Tale requisito non riguarda unicamente la scorrevolezza

del sistema di traslazione, ma anche la manovrabilità in spazi ristretti, la facilità di spinta e la riduzione dell'energia richiesta per la propulsione manuale.

Parallelamente, la stabilità costituisce un parametro progettuale essenziale, poiché la carrozzina deve garantire condizioni di equilibrio statico e dinamico tali da prevenire ribaltamenti o instabilità durante le fasi di trasferimento e di movimentazione. La stabilità è fortemente influenzata dalla configurazione geometrica del telaio, dalla posizione del baricentro del sistema paziente-carrozzina e dalla distribuzione dei carichi sugli assi. In ambito clinico, un compromesso tra stabilità e manovrabilità risulta spesso necessario, poiché un incremento della stabilità può comportare una riduzione della agilità del sistema.

Infine, il requisito di postura assume un ruolo centrale nella progettazione, in quanto la carrozzina deve garantire un adeguato supporto del tronco e del bacino, riducendo le sollecitazioni muscolo-scheletriche e prevenendo l'insorgenza di deformità secondarie. La corretta postura influisce inoltre sulla funzionalità residua degli arti superiori, migliorando l'efficienza dei movimenti e riducendo il rischio di sovraccarico articolare. Per tali motivi, i tre requisiti di mobilità, stabilità e postura devono essere considerati in modo integrato nella definizione del sistema di mobilità assistita.

2.1.2 Problemi legati alla perdita di funzionalità dell'arto superiore

Nei pazienti affetti da lesioni spinali, la compromissione totale o parziale della funzionalità degli arti inferiori comporta una condizione di compensazione funzionale che ricade in maniera quasi esclusiva sugli arti superiori. Tale adattamento, necessario per garantire l'autonomia negli spostamenti e nelle attività quotidiane, determina un utilizzo intensivo e ripetitivo del complesso spalla-braccio-avambraccio-mano, con un conseguente aumento dei carichi biomeccanici agenti sulle principali articolazioni coinvolte nel ciclo di propulsione della carrozzina e nelle manovre di trasferimento.

Dal punto di vista biomeccanico, le articolazioni maggiormente sollecitate risultano essere la spalla, il gomito e il polso, con particolare criticità a livello del distretto scapolo-omeroale, che svolge un ruolo centrale nella generazione

della spinta e nella stabilizzazione del gesto motorio. La ripetizione ciclica di movimenti di spinta ad alta frequenza, spesso associata a posture non ottimali e a condizioni di ergonomia non ideali, può portare nel tempo a fenomeni di sovraccarico funzionale delle strutture tendinee e muscolari. In particolare, la letteratura evidenzia una elevata incidenza di patologie degenerative quali tendinopatie della cuffia dei rotatori, infiammazioni del tendine del bicipite brachiale, sindrome da conflitto subacromiale e quadri di dolore cronico della spalla.

Un ulteriore fattore aggravante è rappresentato dalle fasi di trasferimento e di superamento delle discontinuità ambientali (rampe, soglie, superfici irregolari), nelle quali il carico sugli arti superiori aumenta in maniera significativa e non sempre controllata. In queste condizioni, il sistema muscolo-scheletrico è sottoposto a sollecitazioni non uniformi che possono accelerare l'insorgenza di processi degenerativi e ridurre progressivamente la capacità funzionale residua dell'utente. Tali problematiche, ampiamente riscontrate nella popolazione di utilizzatori di carrozzina manuale, rappresentano una delle principali cause di riduzione dell'autonomia nel medio-lungo periodo. Dal punto di vista progettuale, queste considerazioni evidenziano la necessità di intervenire non solo sull'efficienza del sistema di propulsione, ma anche sull'intero assetto ergonomico della carrozzina, al fine di ridurre i picchi di carico articolare e migliorare la distribuzione delle sollecitazioni durante il ciclo di movimento. L'adozione di soluzioni assistive, sistemi di supporto o interfacce meccaniche integrate deve pertanto essere orientata alla riduzione dello sforzo richiesto per la locomozione e alla minimizzazione delle condizioni di sovraccarico ripetitivo. In quest'ottica, la progettazione dell'ausilio deve necessariamente considerare non solo le prestazioni in termini di mobilità, ma anche la preservazione della funzionalità articolare dell'utente nel lungo periodo.

2.2 Collaborazione con l'Ospedale Salesi di Ancona

La definizione dei requisiti progettuali dell'ausilio sviluppato nel presente lavoro è stata supportata da una collaborazione diretta con il reparto spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona. Tale interazione ha permesso di integrare l'analisi teorico-ingegneristica con l'esperienza clinica maturata quotidianamente dal personale sanitario, fornendo un contributo fondamentale per la comprensione delle reali esigenze dei pazienti affetti da lesione midollare. In questo contesto, il confronto multidisciplinare ha rappresentato un elemento essenziale per tradurre le problematiche biomeccaniche e funzionali in vincoli progettuali concreti e verificabili.

2.2.1 Il ruolo del reparto spinale e l'approccio clinico

Il reparto spinale dell'Ospedale Salesi rappresenta una struttura altamente specializzata nella gestione e riabilitazione di pazienti con lesioni midollari, caratterizzati da diversi livelli di compromissione motoria e funzionale. L'approccio clinico adottato si basa su una valutazione multidimensionale del paziente, che integra aspetti neurologici, ortopedici e funzionali al fine di definire il percorso riabilitativo più adeguato e le soluzioni assistive più idonee.

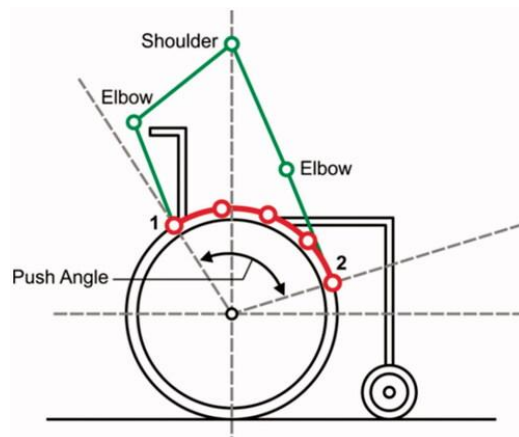


Figura 1: Ciclo di propulsione in carrozzina manuale

In tale contesto, la carrozzina non viene considerata un semplice dispositivo di mobilità, ma uno strumento terapeutico a tutti gli effetti, in grado di influenzare in modo diretto la postura, l'autonomia e la qualità della vita del paziente. L'équipe clinica valuta quindi con attenzione parametri quali stabilità, adattabilità posturale, facilità di trasferimento e compatibilità con eventuali dispositivi di supporto o ausili avanzati. Questa visione integrata ha permesso di inquadrare il progetto non solo come sviluppo meccanico, ma come sistema strettamente connesso alle esigenze riabilitative e funzionali dell'utente finale.

2.2.2 Valutazione del personale medico in merito alle esigenze del paziente

Il confronto con il personale medico e infermieristico del reparto spinale ha consentito di raccogliere indicazioni operative fondamentali per la definizione dei requisiti progettuali dell'ausilio. In particolare, è emersa l'esigenza di disporre di una piattaforma di mobilità che garantisse un adeguato compromesso tra stabilità, manovrabilità e possibilità di integrazione con dispositivi esterni, quali sistemi di supporto attivo o esoscheletri.

Tra le soluzioni attualmente utilizzate in ambito clinico, la carrozzina *Breeze X²* è stata indicata come una delle più diffuse e funzionali all'interno del reparto, in quanto risponde in modo efficace alle necessità quotidiane dei pazienti e risulta compatibile con diverse configurazioni di utilizzo. Un ulteriore elemento evidenziato riguarda la necessità di contenere i costi delle soluzioni adottate, al fine di garantire una maggiore accessibilità da parte dei pazienti, rendendo così la scelta del dispositivo non solo tecnicamente valida, ma anche sostenibile dal punto di vista economico e gestionale.

Infine, il feedback raccolto ha evidenziato come la progettazione di eventuali sistemi assistivi debba tenere in considerazione non solo le prestazioni meccaniche, ma anche la semplicità di utilizzo, la compatibilità con le procedure cliniche e la riduzione del carico fisico sul personale assistenziale durante le fasi di trasferimento e gestione del paziente.

2.3 La carrozzina Breeze X²

2.3.1 Descrizione tecnica e geometrie principali

La carrozzina Breeze X² è stata selezionata come piattaforma di riferimento su indicazione del personale del reparto spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona. Questo modello è ampiamente impiegato nella riabilitazione di pazienti con lesioni midollari grazie alla sua stabilità, manovrabilità, compatibilità con dispositivi assistivi e al costo contenuto. Per analizzarne le caratteristiche geometriche e funzionali è stato condotto uno studio delle principali viste ortogonali (frontale, laterale e posteriore), utile a individuare la configurazione del telaio e i principali vincoli geometrici. In particolare, la vista frontale ha consentito di valutare la simmetria del sistema, la disposizione delle ruote posteriori, la larghezza complessiva della carrozzina e il posizionamento del sistema di seduta rispetto agli ingombri laterali.



Figura 2: Vista frontale leggermente angolata della carrozzina Breeze X²

La vista laterale risulta particolarmente significativa per la valutazione dell'assetto complessivo del sistema, in quanto consente di analizzare l'altezza

della seduta rispetto al suolo, la posizione relativa del baricentro del sistema paziente-carrozzina e la distribuzione dei carichi tra asse posteriore e anteriore. Questa configurazione geometrica influenza direttamente la postura dell'utente e le condizioni di accessibilità del dispositivo.



Figura 3: Vista laterale della carrozzina Breeze X²

Infine, la vista posteriore permette di osservare la configurazione strutturale del telaio e la disposizione degli elementi di supporto nella zona dorsale, evidenziando inoltre l'ampiezza del sistema e la relazione tra ruote e struttura portante. Tale prospettiva è utile anche per valutare la compatibilità del sistema con le fasi di trasferimento e con l'eventuale integrazione di dispositivi esterni.



Figura 4: Vista posteriore della carrozzina Breeze X²

Nel loro insieme, le tre viste costituiscono una base fondamentale per la caratterizzazione geometrica della carrozzina e rappresentano il punto di partenza per il successivo rilievo delle quote dimensionali e antropometriche effettuato direttamente in ambiente clinico.

2.3.2 Rilievo delle misure e quote antropometriche effettuate in reparto

Al fine di disporre di una base geometrica sufficientemente accurata per la successiva fase di modellazione CAD e di progettazione delle interfacce meccaniche, è stato effettuato un rilievo metrico diretto della carrozzina *Breeze X2* presso il reparto spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona. L'attività di misura è stata finalizzata non tanto alla ricostruzione completa dell'intero telaio, quanto piuttosto all'individuazione delle quote principali della zona ritenuta di maggiore interesse per il progetto, ossia la parte posteriore inferiore della carrozzina in corrispondenza del supporto della ruota posteriore.

La scelta di concentrare il rilievo su tale regione è legata al fatto che essa costituisce la principale area di interfaccia meccanica per l'eventuale installazione di componenti aggiuntivi e sistemi di collegamento con l'esoscheletro. In particolare, la presenza di montanti verticali, staffe forate, tubi di supporto e distanziali rende questa porzione del telaio particolarmente rilevante ai fini della definizione dei vincoli geometrici, degli spazi disponibili e delle possibili soluzioni di fissaggio.

Sulla base delle misure rilevate, la zona posteriore bassa del telaio è stata scomposta nei seguenti sottocomponenti principali: montante verticale di supporto, tubo o boccia di alloggiamento della ruota, staffa inferiore portaruota e sede distanziale della ruota posteriore. Per ciascuno di questi elementi sono state identificate le quote più significative, successivamente utilizzate come riferimento per la schematizzazione geometrica del sistema.

Il primo elemento rilevato è il montante verticale posteriore, che costituisce una delle principali strutture di supporto della zona ruota. Da rilievo esso presenta una larghezza pari a 28 mm e un diametro di 30 mm. All'interno di tale sviluppo verticale si distinguono una quota utile inferiore pari a 90 mm e una porzione superiore riguardante la distanza dei due fori di 25 mm, verosimilmente associata alla zona di accoppiamento o sovrapposizione con altri elementi del telaio. Sul montante sono inoltre presenti tre fori allineati lungo l'asse verticale, presumibilmente destinati al fissaggio o alla regolazione di componenti accessori di diametro 6 mm.

Un secondo componente di interesse è rappresentato dal tubo, o dalla boccia di supporto, associata alla sede della ruota posteriore. Il rilievo ha evidenziato la presenza di un elemento cilindrico con diametro esterno pari a 25 mm e

diametro interno pari a 21 mm, interpretabile come sede per perno, boccola o distanziale.

La staffa inferiore portaruota costituisce un ulteriore elemento rilevante della regione analizzata. Essa si sviluppa orizzontalmente per una lunghezza complessiva di 110 mm ed è caratterizzata dalla presenza di quattro fori disposti in linea. Il primo asse foro è collocato a 14 mm dal bordo di riferimento, mentre l'interasse tra i fori consecutivi è stato rilevato pari a 25 mm. Per il primo foro è stato stimato un diametro prossimo a 6 mm. La presenza di una foratura regolare rende tale componente particolarmente interessante dal punto di vista progettuale, poiché potrebbe costituire un possibile punto di vincolo per staffe o supporti aggiuntivi.

Infine, il rilievo ha evidenziato la presenza di una zona distanziale o di una sede di accoppiamento in prossimità della ruota posteriore, caratterizzata da uno spazio utile interno di circa 35 mm e da un ingombro esterno complessivo di 40 mm.

Oltre alle dimensioni direttamente associate ai componenti strutturali, sono state annotate pure le distanze tra la parte interna dei tubi ovvero 350 mm e tra la parte esterna dei tubi di 400 mm. L'analisi ha inoltre permesso di definire la zona utile di lavoro sul tubolare di supporto della seduta. Tra quest'ultimo e il montante verticale è presente una distanza nominale di 50 mm, con un ingombro utile effettivo ridotto a soli 35 mm. La geometria del nuovo supporto è stata quindi configurata per rispettare tale quota e per non superare l'altezza massima disponibile tra il tubo e la struttura della carrozzina, pari a 15 mm. Tali valori risultano utili nella ricostruzione tridimensionale della zona posteriore, poiché permettono di definire la collocazione spaziale reciproca dei diversi elementi.

Nel complesso, il rilievo effettuato in reparto ha consentito di ricavare una prima mappa dimensionale della porzione posteriore inferiore della carrozzina, sufficiente per impostare una modellazione parametrica semplificata e per definire i principali vincoli di interfaccia con il sistema meccanico in sviluppo.

Sebbene alcune quote richiedano un affinamento o una conferma metrologica, il set di misure raccolto costituisce una base progettuale concreta, derivata direttamente dall'osservazione del dispositivo reale e orientata alla successiva fase di sviluppo CAD delle staffe e degli elementi di collegamento.

Le quote rilevate durante l'attività di misura sono state successivamente impiegate per la ricostruzione tridimensionale della carrozzina in ambiente

CAD. La modellazione, pur mantenendo un livello di dettaglio semplificato rispetto al prodotto reale, riproduce fedelmente gli ingombri e le principali geometrie del telaio, consentendo di verificare gli spazi disponibili e di progettare le interfacce meccaniche destinate all'integrazione con l'esoscheletro. La Figura 5 mostra il modello CAD ottenuto a partire dalle misure acquisite in reparto.



Figura 5: Vista della carrozzina Breeze X² in CAD

3 ANALISI DELL'ESOSCHELETRO

Il presente capitolo è dedicato all'analisi del prototipo di esoscheletro sviluppato come base di partenza del presente lavoro di tesi. Dopo aver definito, nel capitolo precedente, i requisiti clinici, funzionali e geometrici derivanti dal contesto applicativo e dall'integrazione con la carrozzina, risulta infatti necessario esaminare in modo sistematico l'architettura meccanica del dispositivo esistente, il suo principio di funzionamento e le principali criticità emerse nella configurazione originaria. Questa fase di studio costituisce un passaggio fondamentale, poiché consente di comprendere quali scelte progettuali siano già state validate e quali, invece, richiedano una revisione o un miglioramento ai fini dell'adattamento alla nuova piattaforma di supporto.

L'analisi viene articolata in tre parti principali. In primo luogo viene descritta l'architettura cinematica del sistema, con particolare attenzione ai gradi di libertà del dispositivo e alla corrispondenza tra i movimenti meccanici dell'esoscheletro e i movimenti anatomici dell'arto superiore dell'utente. Successivamente viene approfondito il principio di funzionamento passivo del prototipo, basato su meccanismi di compensazione della forza di gravità e su elementi elastici in grado di accumulare e restituire energia durante il movimento. Infine, vengono discussi i principali limiti della versione precedente, evidenziando gli aspetti geometrici, cinematici e costruttivi che hanno motivato le modifiche sviluppate nel prosieguo del lavoro.

3.1 Architettura cinematica del sistema

L'esoscheletro oggetto di studio è stato concepito come un dispositivo meccanico passivo destinato al supporto dell'arto superiore, con l'obiettivo di assistere il movimento del braccio riducendo il carico percepito dall'utente durante le attività quotidiane. Dal punto di vista progettuale, il sistema è stato sviluppato secondo una logica modulare, in cui la catena cinematica dell'esoscheletro deve da un lato seguire i principali movimenti della spalla e del braccio, e dall'altro mantenere una struttura sufficientemente semplice, leggera e integrabile con il supporto carrozzina.

L'architettura del dispositivo nasce quindi come compromesso tra fedeltà biomeccanica e fattibilità realizzativa. La spalla umana è infatti un sistema articolare estremamente complesso, caratterizzato da un'elevata mobilità e da una forte interazione tra articolazione gleno-omeroale, scapola e tronco. Riprodurre integralmente tale comportamento richiederebbe un numero elevato di gradi di libertà e una struttura meccanica articolata, difficilmente compatibile con un prototipo passivo da integrare su carrozzina. Per questo motivo, il sistema è stato schematizzato attraverso una catena cinematica semplificata ma funzionalmente significativa, capace di riprodurre i principali movimenti del tratto prossimale dell'arto superiore e di offrire un primo livello di supporto alla mobilità del paziente.

L'analisi dell'architettura cinematica assume quindi un ruolo centrale, poiché consente di comprendere come i diversi giunti del dispositivo contribuiscano alla generazione del moto, quali movimenti anatomici vengano effettivamente supportati e in che misura la configurazione meccanica riesca ad adattarsi alla postura dell'utente e alla geometria della carrozzina.

3.1.1 Gradi di libertà del dispositivo

La catena cinematica del prototipo è costituita da cinque gradi di libertà, ottenuti mediante la combinazione di due giunti prismatici e tre giunti rotoidali. Tale configurazione rappresenta una scelta progettuale volta a bilanciare semplicità costruttiva, adattabilità geometrica e capacità di riprodurre i movimenti essenziali della spalla. In particolare, la presenza di tre giunti rotoidali permette di modellare i principali moti rotazionali dell'articolazione gleno-omeroale, mentre i due giunti prismatici svolgono una funzione di adattamento spaziale del sistema rispetto al tronco dell'utente e alla posizione del segmento superiore.

Il primo grado di libertà è rappresentato da un giunto prismatico, che consente uno spostamento lineare della struttura rispetto alla base di supporto. Questo elemento non corrisponde direttamente a un moto articolare fisiologico, ma introduce una possibilità di regolazione geometrica della posizione del sistema nello spazio, utile per adattare l'esoscheletro alla conformazione dell'utente e alla configurazione della carrozzina. In tal senso, esso può

essere interpretato come un grado di libertà di posizionamento, destinato a migliorare l'allineamento complessivo del meccanismo con il cingolo scapolare.

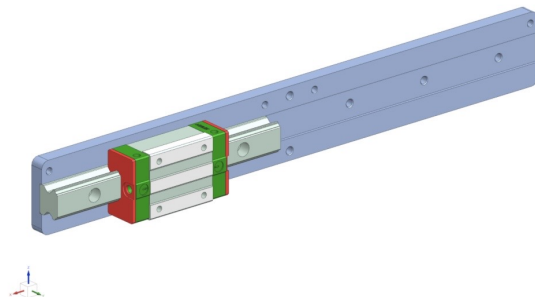


Figura 6: Vista isometrica del primo giunto prismatico

I tre gradi di libertà centrali sono realizzati mediante giunti rotoidali e costituiscono il nucleo articolare del dispositivo. Essi sono stati concepiti per riprodurre i tre principali movimenti della spalla: abduzione-adduzione, flessione-estensione e rotazione interna-esterna dell'omero. Questa tripla articolazione consente di orientare il braccio nello spazio in maniera sufficientemente vicina alla cinematica della gleno-omeroale, pur senza modellare in modo esplicito tutti i contributi della scapola e del tronco. Dal punto di vista meccanico, tali giunti definiscono la parte più propriamente “biomimetica” del dispositivo, poiché mettono in relazione diretta i moti dell'esoscheletro con quelli dell'arto superiore.

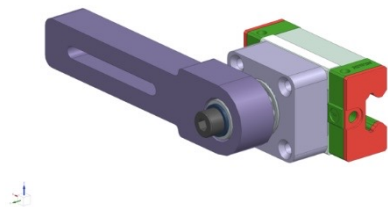


Figura 7: Vista isometrica del primo giunto rotoidale

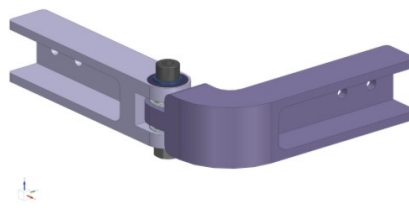


Figura 8: Vista isometrica del secondo giunto rotoidale

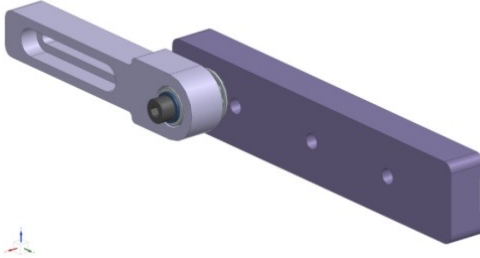


Figura 9: Vista isometrica del terzo giunto rotoidale

L'ultimo grado di libertà è nuovamente di tipo prismatico ed è collocato nella porzione distale della catena. La sua funzione è quella di adattare l'estensione del sistema lungo la direzione dell'arto, consentendo di variare la posizione del terminale e di aumentare il workspace raggiungibile dal dispositivo. Anche in questo caso non si tratta di un moto articolare anatomico in senso stretto, ma di una scelta funzionale finalizzata a rendere l'esoscheletro più flessibile nei confronti di utenti diversi e di configurazioni posturali differenti.

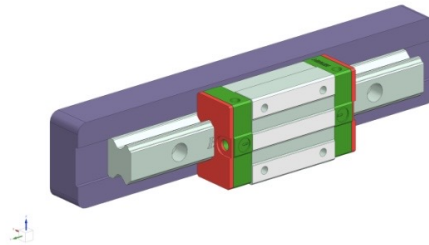


Figura 10: Vista isometrica del secondo giunto prismatico

Nel complesso, la presenza di cinque gradi di libertà permette di interpretare il sistema come una catena seriale articolata in due sottosistemi: un sottosistema di posizionamento, affidato ai giunti prismatici, e un sottosistema di orientamento e mobilità articolare, affidato ai giunti rotoidali. Questa suddivisione costituisce un elemento importante dell'architettura del prototipo, poiché consente di separare il problema dell'adattamento geometrico del dispositivo dal problema della riproduzione del movimento del braccio, semplificando sia la progettazione meccanica sia la successiva analisi

cinematica.

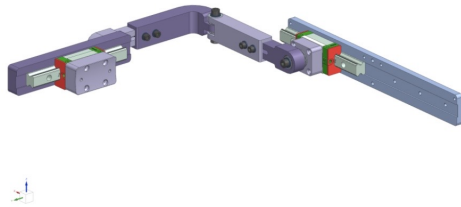


Figura 11: Vista isometrica frontale del sistema di giunti

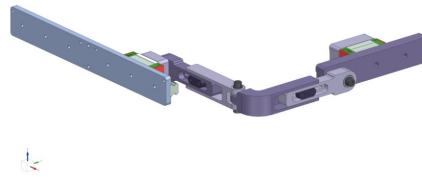


Figura 12: Vista isometrica posteriore del sistema di giunti

3.1.2 Accoppiamento con i movimenti anatomici dell'utente

Uno degli aspetti più delicati nella progettazione di un esoscheletro per arto superiore riguarda il corretto accoppiamento tra i giunti del dispositivo e la cinematica anatomica dell'utente.

Un sistema di assistenza, infatti, non può limitarsi a offrire un certo numero di gradi di libertà, ma deve garantire che tali gradi di libertà siano compatibili con i movimenti reali dell'arto, evitando disallineamenti che potrebbero generare discomfort, vincoli innaturali o carichi indesiderati sulle articolazioni.

Nel prototipo analizzato, il riferimento biomeccanico principale è rappresentato dall'articolazione gleno-omeroale, che viene assunta come centro funzionale della mobilità della spalla. I tre giunti rotoidali del sistema sono quindi stati associati ai movimenti fondamentali del braccio nello spazio: abduzione-adduzione, flessione-estensione e rotazione interna-esterna. Questa scelta consente di ottenere una corrispondenza diretta tra gli assi cinematici del dispositivo e i principali moti della spalla, rendendo più intuitiva la progettazione e facilitando l'interazione meccanica tra esoscheletro e utente.

Tuttavia, è importante sottolineare che il movimento fisiologico della spalla non è riconducibile alla sola gleno-omeroale. Nella biomeccanica reale intervengono infatti anche il contributo scapolo-toracico e i movimenti delle articolazioni sterno-claveare e acromion-claveare, che modificano la posizione del centro

di rotazione della spalla durante l'elevazione del braccio. Il prototipo precedente non modella in modo esplicito questa complessità, ma la assorbe solo parzialmente mediante i gradi di libertà prismatici, che consentono un adattamento della posizione della catena rispetto al tronco e al segmento superiore. In altre parole, l'accoppiamento anatomico ottenuto è da intendersi come una semplificazione funzionale della cinematica della spalla, più che come una replica completa del comportamento articolare umano.

Questa scelta è comprensibile all'interno di un prototipo passivo e non motorizzato, il cui obiettivo principale è fornire un supporto di base al movimento e validare una prima architettura meccanica. Tuttavia, essa introduce anche alcune criticità: l'assenza di un adattamento più fine al ritmo scapolo-omerale può infatti portare a una corrispondenza solo approssimata tra traiettoria del braccio e traiettoria imposta dall'esoscheletro, con possibili effetti sulla naturalezza del movimento e sul comfort dell'utilizzatore. Di conseguenza, l'analisi dell'accoppiamento anatomico non va interpretata soltanto come una descrizione del sistema esistente, ma anche come uno strumento per individuare i margini di miglioramento della configurazione cinematica nelle fasi successive del progetto.

3.2 Principio di funzionamento passivo

A differenza di un esoscheletro attivo, in cui il supporto al movimento è generato da attuatori elettrici o pneumatici controllati in retroazione, il prototipo analizzato appartiene alla categoria dei dispositivi passivi. In questi sistemi l'assistenza al paziente non deriva da una generazione attiva di coppia, ma da meccanismi meccanici in grado di immagazzinare, modulare e restituire energia, riducendo l'effetto della gravità sul braccio e alleggerendo il carico muscolare richiesto all'utente.

Il principio di funzionamento del dispositivo si basa quindi sulla compensazione parziale del peso dell'arto superiore mediante elementi elastici opportunamente integrati nella catena cinematica. Lo scopo non è quello di "muovere" il braccio al posto dell'utente, ma di contrastare la coppia gravitazionale che tende a farlo cadere verso il basso, rendendo meno faticoso il mantenimento di posture elevate o l'esecuzione di movimenti di sollevamento. In questa prospettiva, il sistema passivo può essere interpretato come un meccanismo di supporto

gravitazionale, progettato per redistribuire l'energia all'interno del dispositivo e assistere il movimento in modo puramente meccanico.

3.2.1 Meccanismi di compensazione della forza di gravità

La compensazione della forza di gravità rappresenta il cuore funzionale dell'esoscheletro passivo. Quando il paziente solleva il braccio, il peso del segmento corporeo genera una coppia gravitazionale crescente a livello della spalla, che deve essere contrastata dall'azione muscolare o, nel caso di un sistema assistivo, da un meccanismo esterno di supporto. Nel prototipo in esame, questa funzione viene svolta attraverso un insieme di componenti e leve meccaniche in grado di generare una forza di richiamo opposta a quella esercitata dal peso dell'arto.

Dal punto di vista concettuale, il sistema è progettato affinché, al variare della configurazione del braccio, l'energia immagazzinata si traduca in una forza o in una coppia utile a ridurre il momento richiesto all'utente. In tal modo il dispositivo non annulla completamente il peso dell'arto, ma ne compensa una quota significativa, con l'obiettivo di diminuire l'affaticamento muscolare e facilitare i movimenti di elevazione, reaching e mantenimento posturale.

L'efficacia di tale compensazione dipende tuttavia da diversi fattori: la posizione degli elementi lungo la catena cinematica, il loro precarico, la variazione del braccio di leva nelle diverse configurazioni e la capacità del sistema di mantenere una risposta sufficientemente regolare all'interno del workspace di interesse. Una compensazione efficace non può infatti essere valutata solo in termini di forza sviluppata, ma deve essere analizzata rispetto alla sua coerenza con la variazione del carico gravitazionale dell'arto durante il movimento. Se il profilo di compensazione non segue in modo adeguato il profilo della coppia gravitazionale, il dispositivo rischia di risultare efficace solo in un numero limitato di posture, perdendo prestazione nelle altre.

3.2.2 Compensazione passiva del carico

La trattazione della compensazione passiva del carico rappresenta il vero pilastro concettuale ed energetico su cui si fonda la progettazione del prototipo. Dal punto di vista della biomeccanica applicata, l'obiettivo ultimo di questo principio è l'annullamento parziale o totale degli effetti della forza di gravità sull'arto superiore del paziente affetto da deficit motori, operando in una

condizione di totale indipendenza energetica, ossia senza l'ausilio di motori, batterie o attuatori esterni.

Il fulcro del problema ingegneristico risiede nella natura non lineare della forza peso. Quando un paziente muove il braccio, la coppia gravitazionale generata dal segmento anatomico varia continuamente in funzione dell'angolo di elevazione, seguendo un andamento sinusoidale legato alla variazione del braccio di leva rispetto al centro di rotazione della spalla. Di conseguenza, l'efficacia di un sistema passivo è determinata dalla sua capacità di "inseguire" questa variazione: una compensazione corretta non può limitarsi a erogare una forza costante, ma deve modulare la propria risposta elastica in ogni singola postura all'interno dello spazio di lavoro utile. Se la spinta del dispositivo non fosse perfettamente coordinata alla gravità, l'utente percepirebbe un supporto eccessivo in alcune configurazioni, con una tendenza del braccio a scattare verso l'alto, e del tutto insufficiente in altre, provocando la caduta dell'arto e rendendo l'ausilio inefficace durante le attività della vita quotidiana.

È proprio in questa complessa intersezione tra cinematica e dinamica che si colloca il valore del prototipo a cinque gradi di libertà. Sebbene la struttura realizzata sia un modello cinematico puro e privo di elementi elastici fisici come molle o tiranti, essa costituisce la validazione geometrico-strutturale indispensabile e propedeutica all'attuazione della compensazione stessa. In ingegneria biomedica, infatti, è meccanicamente impossibile applicare un sistema di bilanciamento passivo se la catena rigida sottostante non è in grado di allinearsi millimetricamente all'anatomia del paziente. I due giunti prismatici e i tre giunti rotoidali del prototipo hanno il compito biomeccanico di assorbire le traslazioni istantanee del centro di rotazione della spalla e riprodurre la cinematica sferica, impedendo la nascita di forze di taglio parassite o momenti flettenti sui tessuti molli dell'utente.

Mappando accuratamente il workspace reale attraverso la sperimentazione in laboratorio e i codici di calcolo, l'architettura meccanica sviluppata definisce e convalida lo "scheletro geometrico" ottimale. Questo significa che la compensazione passiva del carico non è un concetto astratto o disaccoppiato dal modello fisico, ma rappresenta il requisito funzionale primario che ha guidato la scelta e il posizionamento di ogni singolo giunto. Il prototipo risolve a monte il problema geometrico dell'accoppiamento uomo-macchina, lasciando la struttura rigidamente e cinematicamente pronta per ospitare, come naturale sviluppo futuro, l'integrazione fisica degli elementi elastici

rispettivo precarico, traducendo così la teoria del bilanciamento in un reale beneficio assistenziale.

3.3 Limiti e criticità della versione precedente

L'analisi dell'architettura cinematica e del principio di funzionamento passivo del prototipo consente di mettere in evidenza alcuni limiti della versione precedente, che hanno costituito il punto di partenza per la successiva fase di riprogettazione. Tali criticità non compromettono il valore del prototipo come base sperimentale e come dimostratore di fattibilità, ma evidenziano la necessità di intervenire su alcuni aspetti geometrici, cinematici e strutturali per migliorarne l'efficacia, l'ergonomia e l'integrazione con la carrozzina.

Una prima criticità emersa nel prototipo precedente riguarda il dimensionamento e la scelta di alcuni componenti del sistema di traslazione, che non si sono rivelati pienamente adeguati alle esigenze funzionali del dispositivo. In particolare, le guide lineari inizialmente adottate hanno mostrato limiti geometrici e costruttivi tali da rendere necessaria una revisione della soluzione progettuale. Per questo motivo, si è reso opportuno prevedere la sostituzione delle guide originarie (Hiwin HGH20CA) con guide di tipo SRS12, con il conseguente impiego dei relativi pattini SRS12M1SS, al fine di garantire una configurazione più idonea dal punto di vista dell'ingombro, della scorrevolezza e della robustezza del sistema.

A tale criticità si è aggiunta una limitazione relativa alla parte di ancoraggio del secondo giunto prismatico, la cui lunghezza, nella configurazione iniziale, è risultata insufficiente a garantire un corretto sviluppo della regolazione e un'adeguata escursione del meccanismo. Di conseguenza, si è reso necessario un allungamento di tale elemento, così da migliorare la funzionalità complessiva del giunto e consentire al prototipo di operare in modo più coerente con i requisiti progettuali previsti.

Una seconda criticità riguarda l'integrazione del prototipo con la carrozzina e con il contesto reale di utilizzo. La configurazione originaria del dispositivo, sviluppata come sistema cinematico di prova, non era infatti necessariamente ottimizzata per l'installazione su una specifica piattaforma di mobilità assistita né per il montaggio su una carrozzina commerciale come la Breeze X². Questo aspetto si riflette sia nella necessità di ridefinire i punti di vincolo meccanico, sia nell'esigenza di adattare gli ingombri, le staffe e i collegamenti strutturali alla geometria reale del telaio della carrozzina.

In sintesi, i limiti del prototipo precedente non devono essere letti come semplici difetti, ma come indicazioni progettuali emerse dall'analisi del sistema reale. Essi evidenziano i punti in cui la soluzione esistente risulta ancora distante dai requisiti applicativi del contesto clinico e dall'integrazione con la carrozzina, e costituiscono pertanto la motivazione tecnica per gli interventi di modifica e ottimizzazione sviluppati nel capitolo successivo.

4 OTTIMIZZAZIONE MECCANICA DELL'ESOSCHELETRO

4.1 Ambiente di progettazione CAD: Siemens NX

La progettazione e la successiva ottimizzazione dei componenti meccanici dell'esoscheletro sono state svolte all'interno dell'ambiente CAD Siemens NX, scelto per la sua elevata capacità di gestione di assiemi complessi e per la robustezza degli strumenti di modellazione parametrica.

Rispetto ad altri software CAD più diffusi e orientati principalmente alla modellazione di singoli componenti o a contesti meno strutturati, Siemens NX consente una gestione avanzata delle relazioni tra parti, dei vincoli di assieme e della verifica delle interferenze geometriche in ambiente virtuale.

Nel caso specifico dell'esoscheletro, tale caratteristica è risultata particolarmente rilevante, poiché il sistema è costituito da un insieme di elementi meccanici fortemente interconnessi, nei quali anche piccole variazioni geometriche possono influenzare il comportamento globale del dispositivo.

Il workflow di progettazione ha seguito un approccio iterativo: partendo dal modello iniziale del prototipo, sono state analizzate le criticità funzionali, successivamente tradotte in modifiche geometriche e strutturali direttamente all'interno dell'ambiente CAD.



Figura 13: Modello CAD completo del precedente prototipo

Un ulteriore vantaggio dell'utilizzo di Siemens NX è la possibilità di operare in modalità completamente parametrica, consentendo di modificare dimensioni chiave del sistema mantenendo la coerenza dell'intero assieme.

4.2 Riprogettazione del sistema di scorrimento

Nel prototipo iniziale dell'esoscheletro è stata individuata una criticità significativa nel sistema di traslazione lineare, elemento fondamentale per garantire il corretto funzionamento del giunto prismatico.

Le guide lineari inizialmente adottate, di tipo Hiwin HGH20CA (Figura 14), hanno evidenziato limiti sia dal punto di vista geometrico sia prestazionale. In particolare, la sezione trasversale e la configurazione costruttiva non risultavano ottimali rispetto agli ingombri disponibili e alle sollecitazioni previste durante il funzionamento del dispositivo.

Inoltre, il sistema mostrava una scorrevolezza non ottimale, caratterizzata da attriti superiori rispetto ai valori desiderati per un dispositivo indossabile. Questo aspetto risulta particolarmente critico nelle applicazioni di esoscheletri, dove l'efficienza del moto influisce direttamente sul comfort dell'utilizzatore e sui consumi energetici del sistema.

Per tali motivazioni si è reso necessario procedere alla sostituzione del sistema di guida con componenti commerciali di tipo SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10)(Figura 15), abbinati ai relativi pattini SRS12M1SS .

Questa scelta progettuale ha permesso di ottenere:

- una riduzione degli ingombri complessivi del sistema;
- un miglioramento della regolarità e della linearità del moto;
- una riduzione delle perdite per attrito.

4.2.1 Analisi e selezione delle nuove guide e pattini commerciali

La selezione dei nuovi componenti è stata effettuata mediante un'analisi comparativa delle principali soluzioni commerciali disponibili sul mercato, con particolare attenzione ai sistemi di guide lineari compatti.

I criteri di selezione adottati hanno incluso:

- ingombro geometrico;
- capacità di carico statico e dinamico;
- coefficiente d'attrito;
- rigidità del sistema;
- compatibilità con il layout dell'esoscheletro.

Un primo elemento di confronto ha riguardato le guide lineari impiegate nelle due configurazioni. Nel prototipo iniziale era stata adottata la guida lineare Hiwin HGH20CA, appartenente a una serie progettata per applicazioni industriali caratterizzate da elevata rigidità, precisione di scorrimento e notevole capacità di carico. Tali caratteristiche la rendono particolarmente adatta a macchine automatiche e sistemi soggetti a elevate sollecitazioni meccaniche.

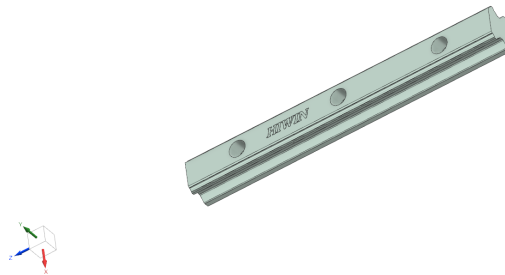


Figura 14: Guida lineare di tipo Hiwin HGH20CA

La soluzione selezionata nella fase di riprogettazione è invece costituita dalla guida lineare SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10), scelta per la sua configurazione compatta e per la migliore compatibilità con i vincoli geometrici dell'esoscheletro. Rispetto alla guida Hiwin, essa presenta una sezione trasversale più contenuta e una massa inferiore, consentendo una riduzione degli ingombri complessivi senza compromettere la regolarità del moto lineare richiesta dal giunto prismatico.

Pur offrendo valori di capacità di carico inferiori rispetto alla soluzione Hiwin, la guida SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10) risulta pienamente adeguata ai carichi previsti durante il funzionamento dell'esoscheletro, rappresentando il miglior compromesso tra prestazioni meccaniche, leggerezza e integrazione strutturale.

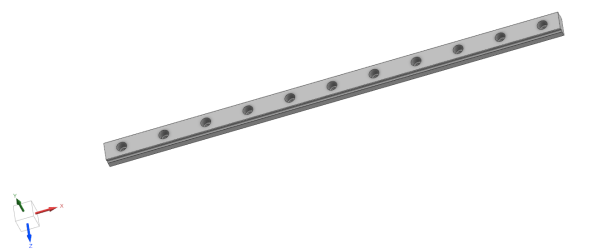


Figura 15: Guida lineare di tipo SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10)

Un ulteriore elemento di confronto ha riguardato la differenza tra il pattino inizialmente adottato Hiwin HGH20CAZ0 e il pattino impiegato nella soluzione riprogettata SRS12M1SS.

Il pattino HGH20CAZ0, appartenente a una serie industriale ad alte prestazioni, è caratterizzato da elevata rigidità strutturale, ottima capacità di carico e precisione di scorrimento, risultando particolarmente adatto ad applicazioni industriali caratterizzate da elevate sollecitazioni meccaniche.

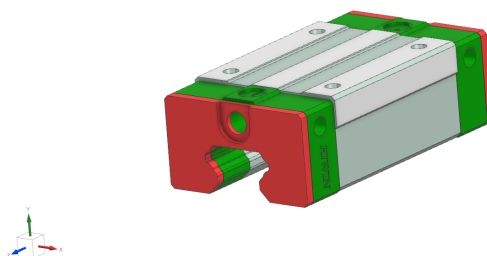


Figura 16: Pattino Hiwin HGH20CAZ0

Tuttavia, tale soluzione presenta dimensioni e massa superiori rispetto alle esigenze di un sistema indossabile, oltre a richiedere ingombri non compatibili con la geometria complessiva dell'esoscheletro.

Il pattino SRS12M1SS è stato invece selezionato in quanto ottimizzato per applicazioni compatte e sistemi a basso ingombro. Pur presentando una capacità di carico inferiore rispetto alla serie Hiwin, garantisce prestazioni adeguate al contesto applicativo dell'esoscheletro, dove i carichi agenti risultano significativamente più contenuti rispetto ad applicazioni industriali.

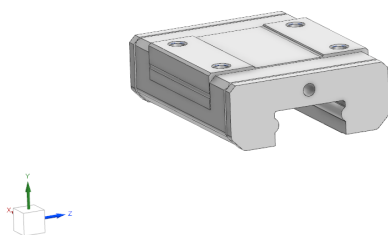


Figura 17: Pattino SRS12M1SS

Dal punto di vista funzionale, la soluzione SRS12M1SS offre una migliore integrazione geometrica all'interno del sistema, una riduzione delle masse in movimento e una maggiore compatibilità con la cinematica del giunto prismatico, contribuendo complessivamente a una configurazione più leggera e più adatta all'utilizzo in dispositivi indossabili.

Tabella 1: Confronto tra il pattino lineare Hiwin HGH20CAZ0 e il pattino SRS12M1SS

Caratteristica	Hiwin HGH20CAZ0	SRS12M1SS
Tipologia	Sistema lineare industriale ad alte prestazioni	Sistema lineare compatto per applicazioni leggere
Capacità di carico	Elevata, adatta ad applicazioni industriali gravose	Media, adeguata a carichi tipici di dispositivi indossabili
Rigidità strutturale	Molto elevata	Sufficiente per applicazioni assistive
Compatibilità con esoscheletro	Limitata per ingombri e massa	Elevata, progettata per integrazione diretta

4.2.2 Studio comparativo dei coefficienti d'attrito e dei carichi massimi

Lo studio comparativo è stato condotto considerando l'intero sistema di scorrimento, costituito dalla guida lineare e dal relativo pattino, poiché le prestazioni in termini di attrito, capacità di carico e precisione del moto dipendono dall'interazione tra entrambi i componenti.

Nel prototipo iniziale il sistema di traslazione era costituito dalla guida lineare Hiwin HGH20CA e dal pattino HGH20CAZ0, progettati per applicazioni industriali caratterizzate da elevate sollecitazioni meccaniche. Tale configurazione garantiva un'elevata rigidità strutturale, una notevole capacità di carico statico e dinamico e un coefficiente d'attrito particolarmente contenuto, risultando idonea per applicazioni ad alta precisione.

La soluzione adottata nella fase di riprogettazione è invece costituita dalla guida lineare SRS12-270LM(GK)RAIL(G10g10) e dal pattino SRS12M1SS. Pur presentando valori di capacità di carico inferiori rispetto alla soluzione Hiwin, tali componenti risultano maggiormente adatti all'impiego nell'esoscheletro grazie alle dimensioni ridotte, alla minore massa e alla migliore compatibilità con i vincoli geometrici del sistema.

Dal punto di vista tribologico entrambe le soluzioni adottano un sistema di ricircolo di sfere che consente di ottenere coefficienti d'attrito molto contenuti. Tuttavia, il sistema SRS12 è stato progettato per applicazioni compatte, nelle quali risultano prioritari la riduzione degli ingombri, la leggerezza e la regolarità del moto, caratteristiche particolarmente vantaggiose per dispositivi indossabili.

Per quanto riguarda la capacità di carico, il sistema Hiwin presenta valori superiori, essendo destinato ad applicazioni industriali gravose. Nel contesto dell'esoscheletro tali prestazioni risultano tuttavia sovradimensionate rispetto ai carichi effettivamente agenti sul giunto prismatico. La soluzione SRS12 garantisce invece una capacità di carico pienamente adeguata, offrendo al contempo una migliore integrazione geometrica e una riduzione delle masse in movimento.

4.2.3 Piastra di adattamento per l'interfaccia pattino-giunto rotoidale

L'adozione del nuovo sistema di scorrimento ha reso necessaria la progettazione di un elemento di interfaccia tra il pattino SRS12M1SS e il primo giunto rotoidale dell'esoscheletro.

Le geometrie dei due componenti non consentivano infatti un collegamento diretto, rendendo necessaria la realizzazione di una piastra di adattamento opportunamente dimensionata.

La piastra svolge una duplice funzione: da un lato permette il corretto fissaggio meccanico tra il pattino e il giunto rotoidale, dall'altro garantisce il corretto allineamento assiale dell'intero sistema di traslazione, riducendo possibili eccentricità nella trasmissione dei carichi.

L'introduzione di tale componente ha consentito di integrare il nuovo sistema di guida all'interno dell'esoscheletro senza modificare la cinematica del giunto prismatico, mantenendo la continuità del moto lineare e assicurando un funzionamento regolare del sistema.

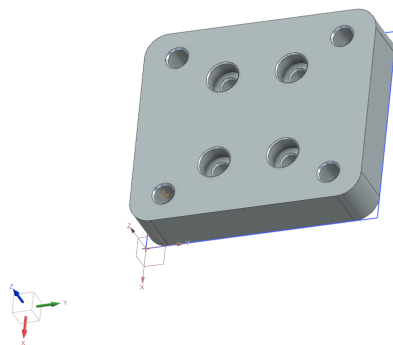


Figura 18: Piastra di adattamento tra il pattino SRS12M1SS e il primo giunto rotoidale.

4.2.4 Integrazione del sistema di scorrimento

A seguito della selezione delle guide lineari, dei pattini e della progettazione della piastra di adattamento, è stato realizzato l'assemblaggio completo del sistema di scorrimento all'interno del telaio dell'esoscheletro.

L'integrazione dei componenti ha permesso di verificare la corretta compatibilità geometrica tra guida lineare, pattino e piastra di adattamento, garantendo il corretto allineamento dell'intero sistema rispetto alla cinematica del giunto prismatico.

L'assemblaggio finale ha inoltre consentito di validare la continuità del moto lineare e la stabilità strutturale del sistema durante il funzionamento, confermando la correttezza delle scelte progettuali adottate nelle fasi precedenti.

Le Figure 19, 20 e 21 mostrano il sistema di scorrimento completamente assemblato sul telaio dell'esoscheletro nelle viste frontale, laterale e superiore, evidenziando il corretto posizionamento dei componenti e la loro integrazione strutturale.

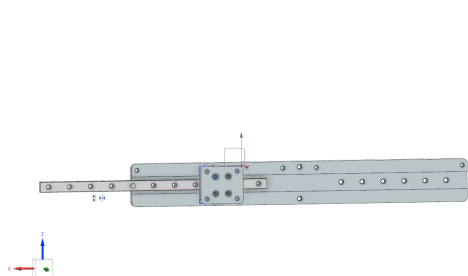


Figura 19: Vista frontale

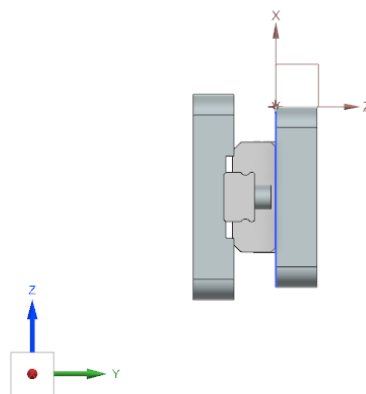


Figura 20: Vista laterale

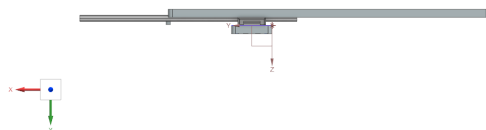


Figura 21: Vista superiore

4.3 Modifica e ottimizzazione del supporto delle guide

Nel corso delle attività di progettazione e delle successive verifiche di integrazione dell'esoscheletro con la carrozzina è emersa una seconda criticità, distinta da quella relativa al sistema di scorrimento lineare precedentemente analizzato. Tale problematica riguardava il componente di supporto destinato al fissaggio del secondo giunto prismatico, il quale rappresenta uno degli elementi strutturali maggiormente sollecitati dell'intera catena cinematica.

Nel prototipo sviluppato nella fase iniziale del progetto, il supporto presentava infatti una lunghezza insufficiente a garantire la completa corsa del pattino lungo la guida lineare. Questa limitazione geometrica impediva al secondo giunto prismatico di sfruttare interamente la propria escursione teorica, riducendo il range operativo dell'interfaccia meccanica e limitando le possibilità di regolazione della posizione dell'esoscheletro rispetto alla carrozzina.

Dal punto di vista cinematico, tale configurazione determinava un arresto anticipato del pattino rispetto alla posizione di fine corsa prevista in fase progettuale. Di conseguenza, il sistema non era in grado di raggiungere alcune configurazioni necessarie durante la regolazione dell'esoscheletro, riducendo l'adattabilità del dispositivo a differenti utenti e penalizzando la possibilità di ottimizzare l'allineamento biomeccanico tra gli assi articolari dell'utilizzatore e quelli del sistema robotico.

Oltre alla limitazione cinematica, la ridotta lunghezza del supporto influenzava anche il comportamento strutturale dell'intero assieme. La zona di collegamento tra la guida lineare e la struttura portante risultava infatti caratterizzata da una superficie di vincolo relativamente ridotta, con conseguente incremento delle tensioni locali in corrispondenza delle aree di fissaggio. In presenza dei carichi trasmessi durante il funzionamento dell'esoscheletro, tali concentrazioni di tensione avrebbero potuto compromettere la rigidità locale del componente e ridurre la vita a fatica.

L'analisi del comportamento del sistema ha quindi evidenziato la necessità di riprogettare completamente il supporto, perseguendo una duplice finalità. Da un lato si è reso necessario aumentare la lunghezza utile del componente per consentire al pattino di sfruttare l'intera corsa disponibile della guida lineare; dall'altro si è colta l'opportunità di ottimizzarne la geometria, migliorando

il comportamento strutturale mediante una più razionale distribuzione del materiale.

La riprogettazione non si è quindi limitata ad un semplice incremento dimensionale, ma ha previsto una revisione completa della geometria del componente, considerando contemporaneamente aspetti cinematici, strutturali e costruttivi.

In particolare, il nuovo supporto è stato progettato perseguendo i seguenti obiettivi progettuali:

- incremento dell'escursione utile del secondo giunto prismatico;
- aumento della superficie resistente destinata al collegamento con la guida lineare;
- miglioramento della distribuzione delle tensioni all'interno del componente;
- riduzione delle deformazioni elastiche durante il funzionamento;
- mantenimento della completa compatibilità geometrica con i componenti già progettati.

L'adozione del nuovo componente consente pertanto di migliorare sensibilmente il comportamento complessivo dell'interfaccia, aumentando la stabilità della guida lineare e garantendo un moto maggiormente regolare durante tutte le fasi di traslazione.

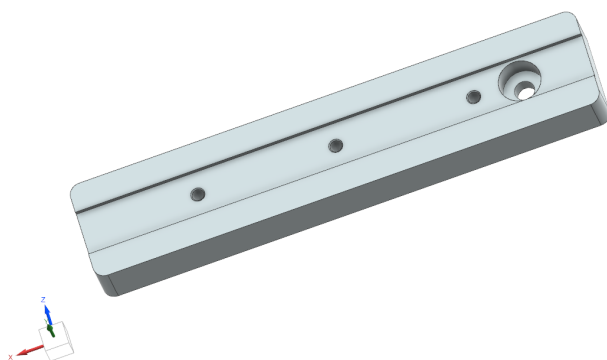


Figura 22: Modellazione CAD del precedente supporto sviluppata in ambiente Siemens NX.

Dalla Figura 22 è possibile osservare come il componente originario presenti una geometria relativamente compatta, caratterizzata da una limitata estensione longitudinale. Sebbene tale configurazione risultasse sufficiente dal punto di vista della realizzabilità costruttiva, essa non permetteva di sfruttare completamente le potenzialità offerte dal sistema di guida lineare, costituendo quindi il principale limite progettuale emerso durante la fase di integrazione.

4.3.1 Modellazione CAD e assieme dell'interfaccia

La riprogettazione del supporto è stata sviluppata interamente mediante il software Siemens NX, sfruttando le funzionalità di modellazione parametrica e di gestione associativa delle feature. Tale approccio ha consentito di sviluppare un modello completamente modificabile, nel quale tutte le principali quote geometriche risultano controllate da parametri facilmente aggiornabili durante le successive fasi di ottimizzazione.

Il componente è stato realizzato seguendo una metodologia di modellazione feature-based. La geometria è stata costruita progressivamente attraverso operazioni elementari di estrusione, foratura, raccordatura e smussatura, organizzate secondo una sequenza logica che consente di modificare rapidamente le dimensioni principali senza compromettere la stabilità del modello tridimensionale.

Particolare attenzione è stata dedicata alla definizione degli spessori della piastra. L'aumento della lunghezza del componente avrebbe infatti potuto comportare una diminuzione della rigidità flessionale qualora non fosse stato accompagnato da un adeguato dimensionamento della sezione resistente. Per tale motivo la distribuzione del materiale è stata progettata in modo da incrementare il momento d'inerzia della sezione nelle zone maggiormente sollecitate, mantenendo contemporaneamente contenuto il peso complessivo del componente.

Anche la disposizione dei fori di fissaggio è stata oggetto di una specifica ottimizzazione. La loro posizione è stata definita in modo da garantire una corretta ripartizione delle forze trasmesse dalla nuova guida lineare, evitando concentrazioni di tensione eccessive e assicurando un efficace trasferimento dei carichi verso la struttura principale dell'esoscheletro.

La completa parametrizzazione del modello ha inoltre consentito di effettuare numerose iterazioni progettuali durante la fase di sviluppo, modificando

rapidamente lunghezze, spessori, raggi di raccordo e posizione dei fori fino al raggiungimento della configurazione ritenuta ottimale.

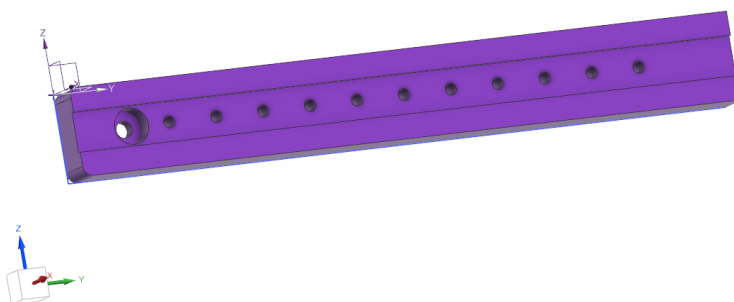


Figura 23: Modellazione CAD del nuovo supporto sviluppata in Siemens NX.

Come mostrato nella Figura 23, il nuovo componente presenta un'estensione longitudinale significativamente maggiore rispetto alla configurazione precedente. Tale incremento dimensionale permette al pattino della guida lineare di percorrere l'intera corsa prevista in fase progettuale, eliminando la limitazione cinematica osservata nel prototipo iniziale.

Parallelamente, la nuova geometria è stata progettata introducendo raccordi nelle zone di variazione della sezione resistente, con l'obiettivo di ridurre il fattore di concentrazione delle tensioni e migliorare il comportamento del componente sotto carichi ciclici. L'assenza di brusche discontinuità geometriche favorisce infatti una distribuzione più uniforme delle tensioni interne, incrementando l'affidabilità strutturale dell'interfaccia.

Una volta completata la modellazione del componente, è stato realizzato l'assieme completo all'interno dell'ambiente Assembly di Siemens NX. Questa fase ha consentito di verificare il corretto accoppiamento tra il nuovo supporto, la guida lineare, il pattino e gli elementi di collegamento dell'esoscheletro.

Sono state eseguite verifiche di interferenza geometrica, analisi degli ingombri e controlli dell'accessibilità agli elementi di fissaggio, confermando la piena compatibilità del nuovo componente con tutti gli elementi già presenti nell'assieme. L'integrazione del supporto non ha richiesto modifiche ai restanti componenti della struttura, consentendo quindi di mantenere invariata l'architettura generale dell'esoscheletro.

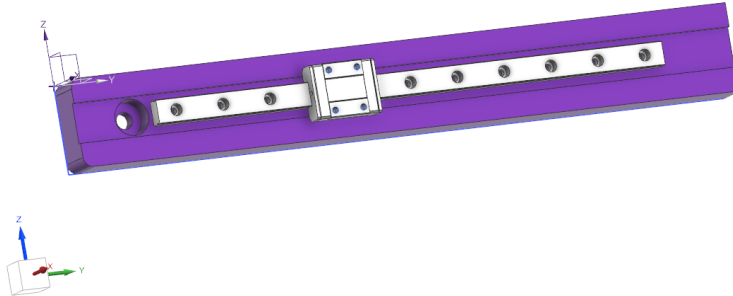


Figura 24: Assieme finale del nuovo supporto integrato con la guida lineare, il pattino e il sistema di trasmissione.

La Figura 24 mostra la configurazione definitiva dell'assieme. È possibile osservare il corretto allineamento tra il supporto riprogettato, la guida lineare, il pattino e il sistema di trasmissione del moto. L'analisi dell'assieme ha evidenziato l'assenza di interferenze geometriche durante l'intera corsa del giunto prismatico, confermando la validità della soluzione progettuale adottata.

Nel complesso, la riprogettazione del supporto ha consentito di incrementare sensibilmente le prestazioni dell'interfaccia meccanica. L'aumento della corsa disponibile del giunto prismatico migliora la versatilità del sistema e permette una regolazione più ampia della posizione dell'esoscheletro rispetto alla carrozzina. Contestualmente, la nuova configurazione geometrica incrementa la rigidità dell'assieme, migliora la distribuzione delle sollecitazioni e contribuisce ad aumentare l'affidabilità strutturale dell'intero dispositivo durante il funzionamento.

Le Figure 19, 20 e 21 mostrano il sistema di scorrimento completamente assemblato sul telaio dell'esoscheletro nelle viste frontale, laterale e superiore, evidenziando il corretto posizionamento dei componenti e la loro descrizione geometrica.

Oltre alle singole viste ortogonali, al fine di offrire una visione d'insieme chiara e organica dell'intero gruppo cinematico superiore, nella Figura 25 viene mostrato l'assemblaggio complessivo. In questa vista è possibile osservare non solo l'interazione tra la nuova guida lineare, il relativo pattino e la piastra di adattamento, ma anche la loro disposizione relativa rispetto ai tre giunti

rotoidali dell'esoscheletro, validando visivamente la compatibilità geometrica e l'integrazione di tutti i componenti del sistema.

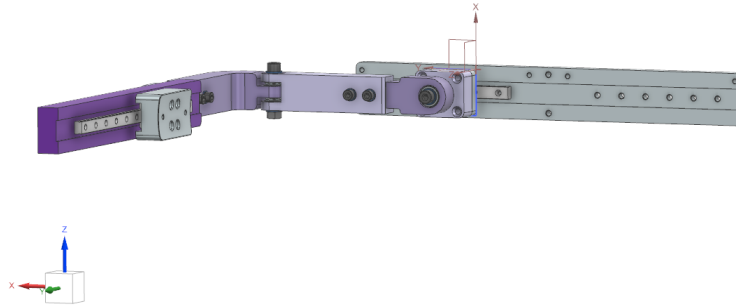


Figura 25: Vista d'insieme del sistema riprogettato: integrazione della guida SRS12, del pattino, della piastra di adattamento e dei tre giunti rotoidali sul telaio.

L'analisi visiva e geometrica di questo assieme conferma la validità delle scelte di riprogettazione interna della catena cinematica. Tuttavia, per garantire la reale applicabilità del dispositivo, tale assieme deve essere integrato e verificato all'interno dell'ambiente operativo reale; per questo motivo, nel capitolo seguente verranno analizzati nel dettaglio i vincoli geometrici e strutturali imposti dalla carrozzina Breeze X².

5 VINCOLI GEOMETRICI E STRUTTURALI DELLA CARROZZINA BREEZE X²

5.1 Vincoli geometrici e strutturali della carrozzina Breeze X²

5.1.1 Individuazione dei punti di ancoraggio sul telaio

L'individuazione dei punti di ancoraggio è stata effettuata attraverso un'analisi dettagliata della geometria del telaio della carrozzina Breeze X², supportata dalle misurazioni sperimentali rilevate direttamente presso il reparto di unità spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona. Tale attività preliminare ha permesso di integrare l'analisi teorica del sistema strutturale con dati reali derivanti dall'osservazione diretta del dispositivo in condizioni d'uso clinico, consentendo una valutazione più accurata delle effettive possibilità di integrazione di un'interfaccia aggiuntiva.

Lo studio geometrico e funzionale del telaio ha consentito di identificare come zona preferenziale per il fissaggio i due tubi orizzontali simmetrici che costituiscono il principale elemento di supporto del sistema di seduta. Tale scelta è stata motivata non solo dall'elevata rigidità strutturale intrinseca di tali elementi, ma anche dalla loro posizione strategica all'interno della struttura portante, che permette una distribuzione più efficace dei carichi indotti dal sistema accessorio lungo il telaio della carrozzina. Inoltre, la configurazione simmetrica dei due tubi garantisce un comportamento meccanico bilanciato, riducendo il rischio di introduzione di sollecitazioni asimmetriche o concentrazioni di tensione localizzate.

Dall'analisi complessiva del telaio è emerso tuttavia che lo spazio disponibile per il montaggio dell'interfaccia risulta fortemente vincolato dalla presenza di diversi elementi strutturali e funzionali. In particolare, il montante verticale posteriore, il sistema di supporto delle ruote posteriori e le componenti di regolazione del sedile rappresentano fattori limitanti significativi, in quanto riducono sensibilmente i volumi utili e impongono restrizioni sia in termini di ingombro massimo consentito sia di accessibilità per le operazioni di montaggio e manutenzione. A tali vincoli geometrici si aggiunge la necessità di preservare integralmente le funzionalità originarie della carrozzina, evitando qualsiasi interferenza con i meccanismi di regolazione, con il sistema di propulsione e con la cinematica generale del telaio.

Un ulteriore elemento di complessità progettuale è rappresentato dalla presenza dei fori di regolazione già integrati nel telaio, i quali, pur offrendo potenziali opportunità di fissaggio, non possono essere compromessi o modificati in maniera permanente, in quanto ciò comporterebbe la perdita della reversibilità dell'intervento e una possibile alterazione delle certificazioni strutturali del dispositivo. Di conseguenza, il progetto dell'interfaccia di aggancio è stato sviluppato adottando un approccio strettamente vincolato alle condizioni al contorno imposte dalla geometria esistente, privilegiando soluzioni non invasive e completamente reversibili.

L'obiettivo finale del processo progettuale è stato pertanto quello di ottenere una soluzione di interfaccia facilmente installabile, meccanicamente robusta e strutturalmente efficiente, garantendo al contempo la piena reversibilità dell'installazione e la totale assenza di modifiche permanenti al telaio originale della carrozzina, nel rispetto dei requisiti di sicurezza, ergonomia e funzionalità richiesti dal contesto clinico di utilizzo



Figura 26: Vista delle misure della carrozzina Breeze X²

5.2 Sviluppo del nuovo gruppo di aggancio inferiore

Le evidenze emerse dall'analisi geometrico-funzionale del telaio della carrozzina Breeze X², unitamente ai vincoli clinici e strutturali discussi nel precedente paragrafo, hanno tracciato le linee guida per la fase di sintesi dell'architettura d'interfaccia. La necessità di garantire la totale reversibilità dell'intervento, escludendo modifiche permanenti o alterazioni delle certificazioni originarie del dispositivo medico, ha imposto la progettazione di un sottosistema meccanico completamente autonomo, capace di accoppiarsi per vincolo cinematico e attrito alle geometrie esistenti.

Il presente capitolo descrive dettagliatamente il percorso di sviluppo ingegneristico che ha condotto alla definizione del nuovo gruppo di aggancio inferiore. Nello specifico, la trattazione si articola attraverso le fasi di modellazione geometrica tridimensionale parametrica dei componenti, eseguita *ex novo* mediante software assistito dall'elaboratore (CAD), e la successiva analisi metallurgica per la selezione dei materiali. Quest'ultima fase è stata guidata dall'ottimizzazione del compromesso tra i requisiti di rigidità strutturale, resistenza alle sollecitazioni di serraggio ed esercizio, e gli stringenti vincoli di leggerezza parassita imposti dalle normative biomeccaniche e di manovrabilità del sistema ruote-utilizzatore.

5.2.1 Modellazione CAD da zero dei componenti di fissaggio

Il processo di sintesi geometrica e successiva modellazione tridimensionale parametrica del gruppo di aggancio inferiore è stato sviluppato con l'obiettivo di realizzare un'interfaccia meccanica capace di garantire il trasferimento sicuro ed efficace delle azioni meccaniche tra la struttura dell'esoscheletro e il telaio della carrozzina Breeze X², preservandone integralmente la configurazione originale e senza apportare modifiche permanenti alla struttura portante del dispositivo medicale.

L'intero processo progettuale è stato condotto seguendo una metodologia di sviluppo iterativa, nella quale le informazioni raccolte durante la fase di rilievo sperimentale sono state progressivamente tradotte in vincoli geometrici, funzionali e strutturali. Tale approccio ha permesso di ottenere un sistema di collegamento completamente reversibile, facilmente installabile e compatibile con le tolleranze costruttive del telaio.

Prima della modellazione tridimensionale è stata eseguita un'accurata caratterizzazione geometrica della carrozzina. Mediante rilievi dimensionali

sono stati individuati i tubolari inferiori longitudinali come le superfici strutturalmente più idonee alla realizzazione dell'interfaccia meccanica. La scelta di tali elementi è stata motivata dalla loro elevata rigidità flessionale, dalla continuità geometrica e dalla vicinanza al baricentro dell'intero sistema uomo-carrozzina, riducendo così i momenti ribaltanti trasmessi durante il funzionamento dell'esoscheletro.

La progettazione è stata sviluppata utilizzando il software di *Computer-Aided Design* Siemens NX, sfruttandone le funzionalità di modellazione parametrica, progettazione associativa e gestione degli assiemi. È stato adottato un approccio *bottom-up*, mediante il quale ogni componente è stato inizialmente sviluppato come parte indipendente e successivamente inserito nell'assieme generale per verificarne il corretto accoppiamento geometrico, cinematico e funzionale.

Questo metodo di progettazione ha consentito di modificare rapidamente i parametri dimensionali durante le varie iterazioni di sviluppo senza compromettere la consistenza dell'intero modello CAD. La parametrizzazione del modello costituisce inoltre un importante vantaggio nell'ottica di future ottimizzazioni dimensionali o adattamenti verso differenti modelli di carrozzina.

L'architettura del gruppo di aggancio inferiore risulta costituita da due sottogruppi laterali simmetrici e da un elemento trasversale di irrigidimento, progettati per garantire un'elevata rigidità strutturale e una distribuzione quanto più uniforme possibile dei carichi provenienti dall'esoscheletro.

- **Morsetti di serraggio a cinematica vincolata (Cavallotti a “C”).**

I morsetti laterali costituiscono l'interfaccia primaria tra il telaio della carrozzina e il sistema di supporto dell'esoscheletro. La loro geometria è stata progettata per realizzare un accoppiamento prismatico mediante attrito con la superficie cilindrica esterna dei tubolari del telaio.

La sezione trasversale presenta un classico profilo aperto a “C”, configurazione che permette l'installazione del componente senza dover smontare alcuna parte della carrozzina. Tale scelta progettuale rappresenta una soluzione ottimale dal punto di vista manutentivo, poiché rende completamente reversibile il montaggio dell'intero sistema.

La superficie cilindrica interna del morsetto è stata modellata rispettando il diametro nominale del tubo della carrozzina e

considerando le tolleranze costruttive dell'accoppiamento. In particolare è stato previsto un accoppiamento dimensionale assimilabile ad una coppia H7/h6, sufficiente a garantire un corretto posizionamento iniziale e contemporaneamente limitare i giochi radiali che potrebbero compromettere la stabilità dell'interfaccia.

Dal punto di vista della meccanica del contatto, particolare attenzione è stata dedicata alla distribuzione delle pressioni superficiali. La continuità della superficie interna è stata volutamente interrotta mediante uno scarico radiale opportunamente dimensionato. Tale soluzione permette di concentrare la pressione di contatto lungo due generatrici principali del tubo, incrementando la pressione locale senza aumentare la coppia di serraggio applicata alle viti.

Questo accorgimento migliora significativamente la capacità dell'interfaccia di trasmettere carichi tangenziali per attrito, limitando il rischio di micro-slittamenti tra le superfici accoppiate e riducendo l'insorgenza di fenomeni di usura da fretting durante il funzionamento ciclico del dispositivo.

Nelle ali terminali del morsetto sono state integrate le sedi dedicate agli elementi di fissaggio. Le sedi sono caratterizzate da una svasatura con angolo al vertice pari a 90° , conforme alla norma UNI EN ISO 10642 per viti a testa svasata con esagono incassato di classe M6.

L'utilizzo di tale soluzione presenta numerosi vantaggi sia dal punto di vista strutturale sia da quello ergonomico. La testa della vite risulta infatti completamente incassata all'interno del componente, eliminando qualsiasi sporgenza che potrebbe interferire con gli arti dell'utilizzatore o provocare danneggiamenti ai tessuti della seduta.

Dal punto di vista meccanico, inoltre, la superficie conica della testa genera un naturale effetto di autocentraggio durante il serraggio. Ciò consente di migliorare l'allineamento reciproco dei componenti e garantire una distribuzione più uniforme del precarico lungo l'intera superficie di contatto.

Infine, il precarico generato dalle viti costituisce il principale meccanismo di trasmissione delle sollecitazioni. I carichi non vengono infatti trasferiti attraverso il taglio delle viti, bensì tramite l'attrito sviluppato tra le superfici serrate, aumentando sensibilmente l'affidabilità dell'intero collegamento.

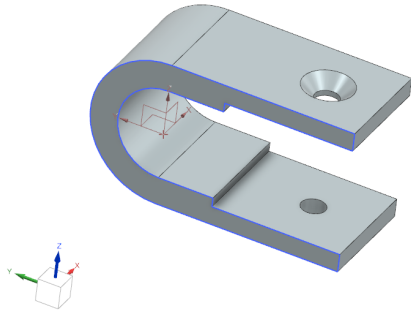


Figura 27: Vista isometrica del morsetto di serraggio.

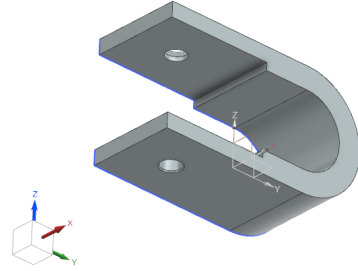


Figura 28: Vista posteriore del morsetto di serraggio.

- **Traversino strutturale di collegamento e ripartizione simmetrica dei carichi.**

I due morsetti laterali vengono collegati mediante un traversino strutturale a sezione piena, progettato per incrementare la rigidezza complessiva dell'intero sistema di aggancio.

Dal punto di vista della meccanica strutturale questo componente svolge una funzione fondamentale. In assenza del traversino i due morsetti costituirebbero infatti due vincoli indipendenti, soggetti a deformazioni locali sotto l'azione di carichi asimmetrici. L'introduzione dell'elemento trasversale consente invece di trasformare il sistema in un telaio chiuso caratterizzato da elevata rigidezza torsionale e flessionale.

Durante il funzionamento dell'esoscheletro possono svilupparsi importanti momenti flettenti dovuti sia alle accelerazioni del passo sia agli inevitabili disallineamenti tra gli arti inferiori e la carrozzina. Il traversino permette di redistribuire tali sollecitazioni tra i due lati del telaio, evitando che un singolo morsetto venga sovraccaricato.

Le estremità del traversino sono state progettate mediante blocchetti flangiati ottenuti direttamente come estrusioni solide all'interno del modello CAD. Questa soluzione elimina la necessità di ulteriori elementi di giunzione, riduce il numero complessivo di componenti e incrementa la rigidezza locale della connessione.

Particolare attenzione è stata dedicata alla progettazione delle transizioni geometriche. L'introduzione dei raccordi consente di

ridurre il fattore di concentrazione delle tensioni K_t , migliorando significativamente il comportamento a fatica del componente e riducendo la probabilità di innesco di cricche nelle zone maggiormente sollecitate.

Dal punto di vista del percorso dei carichi, il traversino contribuisce a distribuire uniformemente sia le componenti assiali sia quelle trasversali delle forze agenti. Tale configurazione riduce sensibilmente gli spostamenti relativi tra i due lati della carrozzina e migliora la precisione cinematica dell'interfaccia tra esoscheletro e dispositivo di supporto.

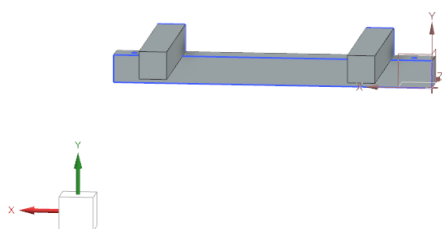


Figura 29: Vista isometrica dall'alto del traversino strutturale.

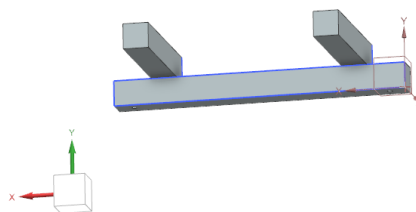


Figura 30: Vista isometrica dal basso del traversino strutturale.

Completata la progettazione dei singoli componenti, è stato realizzato l'assieme completo all'interno dell'ambiente Assembly di Siemens NX. Tale fase ha permesso di verificare la totale assenza di interferenze geometriche tra il sistema di aggancio, il telaio della carrozzina e gli altri componenti dell'esoscheletro.

Sono state inoltre effettuate verifiche di assemblabilità secondo i principi del *Design for Assembly* (DFA). Attraverso l'analisi dei coni di accesso degli utensili commerciali è stato verificato che tutte le operazioni di montaggio, regolazione e manutenzione possano essere effettuate mediante comuni chiavi esagonali senza la necessità di rimuovere le ruote posteriori o altri componenti della carrozzina.

La configurazione finale risulta caratterizzata da un numero ridotto di componenti, da un'elevata semplicità costruttiva e da una significativa rigidità strutturale.

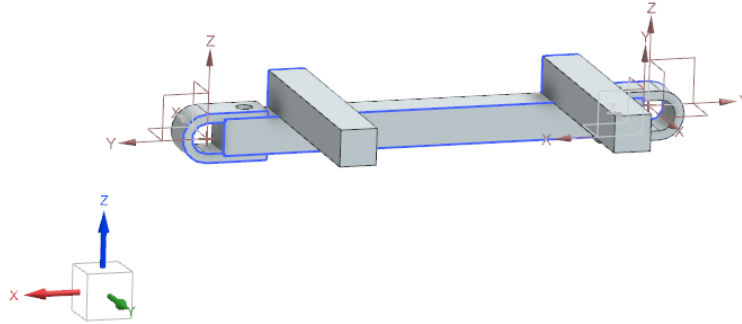


Figura 31: Assieme completo del gruppo di aggancio inferiore sviluppato in ambiente Siemens NX.

5.2.2 Scelta dei materiali e requisiti di leggerezza strutturale

La selezione del materiale destinato alla produzione dei componenti del gruppo di aggancio inferiore costituisce una fase cruciale del processo di progettazione, in cui i requisiti di resistenza meccanica statica e a fatica devono essere rigorosamente bilanciati con i vincoli di massa imposti dal settore delle tecnologie assistive e biomedicali.

Nell'ingegneria delle carrozzine manuali ad alte prestazioni, come la Breeze X², ogni incremento di massa sospesa si traduce direttamente in un aumento dell'inerzia traslazionale e rotazionale del sistema complessivo (m_{tot} e I_{tot}). Da un punto di vista biomeccanico, ciò comporta un incremento dell'energia metabolica richiesta all'utente per le fasi di accelerazione, decelerazione e variazione di traiettoria, aumentando nel lungo termine il rischio di patologie da sovraccarico a carico dell'apparato muscolo-scheletrico degli arti superiori (sindrome della cuffia dei rotatori, tendinopatie del bicipite brachiale). Inoltre, qualora la carrozzina sia configurata con sistemi di propulsione servoassistita elettrica, l'aggiunta di pesi parassiti riduce l'autonomia delle batterie e ne penalizza l'efficienza complessiva.

Per soddisfare il requisito stringente di minima densità associata alla massima resistenza specifica (rapporto resistenza/peso, $\sigma_s = \sigma_y/\rho$), l'indagine metallurgica è stata orientata verso le leghe di alluminio da lavorazione plastica, escludendo a priori gli acciai strutturali (eccessivamente densi,

$\rho \approx 7.8 \text{ g/cm}^3$) e i polimeri tecnici non rinforzati (insufficienti proprietà di rigidità e resistenza allo scorrimento viscoso sotto precarico).

5.3 Analisi dell'accoppiamento ed ergonomia

La progettazione dell'interfaccia meccanica tra esoscheletro e carrozzina non può essere valutata esclusivamente in termini di resistenza strutturale o corretto trasferimento dei carichi, ma deve necessariamente includere considerazioni di tipo ergonomico e funzionale. In particolare, trattandosi di un dispositivo destinato all'impiego in ambito riabilitativo e clinico, risultano fondamentali la facilità di installazione, la rapidità di rimozione e la possibilità di adattamento a differenti configurazioni antropometriche e tipologie di carrozzina.

Nel presente progetto, l'analisi dell'accoppiamento è stata quindi affrontata secondo un approccio integrato, che considera simultaneamente aspetti meccanici, cinematici ed ergonomici, con l'obiettivo di garantire un'interfaccia stabile, sicura e facilmente utilizzabile da parte dell'operatore sanitario.

Dal punto di vista geometrico, il sistema è stato progettato per assicurare un accoppiamento stabile tra i morsetti di fissaggio e i tubolari del telaio della carrozzina, garantendo al contempo la reversibilità completa dell'installazione. Tale requisito è particolarmente rilevante in quanto consente di preservare l'integrità strutturale del dispositivo medicale originale, evitando modifiche permanenti come forature o saldature.

L'ergonomia del sistema è stata ulteriormente migliorata attraverso la disposizione ottimizzata degli organi di serraggio, che risultano completamente accessibili mediante utensili standard. In questo modo si riducono i tempi di montaggio e smontaggio e si elimina la necessità di attrezzature dedicate, favorendo l'utilizzo del dispositivo anche in contesti clinici non specializzati.

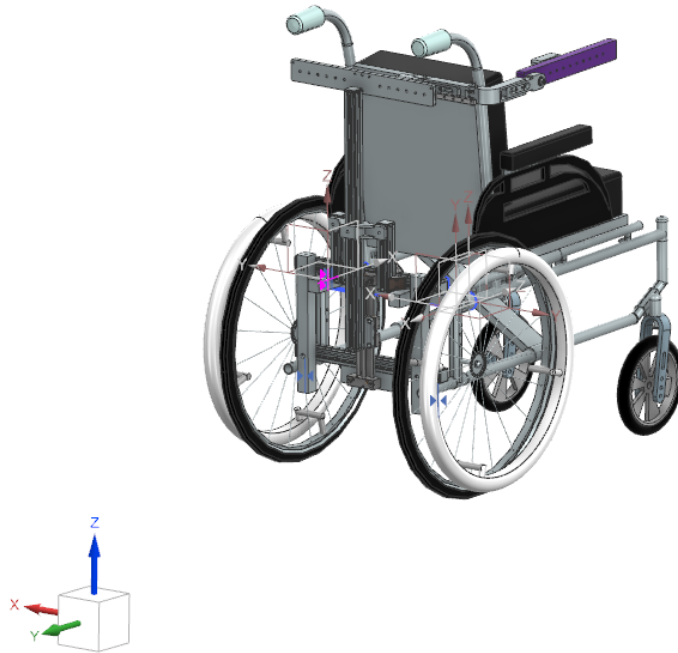


Figura 32: Vista complessiva dell'interfaccia esoscheletro-carrozzina in configurazione montata in CAD.

5.3.1 Meccanismi di installazione e rimozione rapida del dispositivo

Il sistema di installazione è stato progettato secondo i principi del Design for Assembly (DFA), riducendo il numero di componenti e semplificando le operazioni necessarie al montaggio. L'interfaccia inferiore viene posizionata direttamente sui tubolari della carrozzina attraverso i morsetti a sezione aperta, che consentono un accoppiamento rapido senza necessità di smontaggio preliminare della struttura.

Successivamente, il serraggio delle viti M6 consente di ottenere il precarico necessario a garantire l'adesione per attrito tra morsetto e telaio, trasformando il sistema in una connessione rigida in grado di trasmettere efficacemente i carichi provenienti dall'esoscheletro.

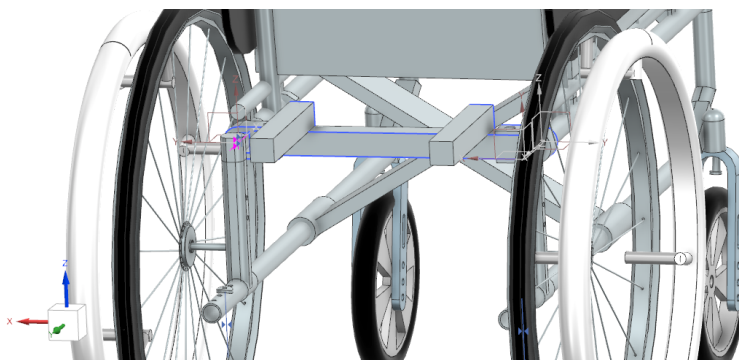


Figura 33: Dettaglio del sistema di serraggio inferiore montato sul telaio della carrozzina.

La fase di rimozione avviene semplicemente invertendo la sequenza di montaggio, consentendo la completa disinstallazione del sistema in tempi ridotti. Tale caratteristica risulta particolarmente vantaggiosa in ambito clinico, dove la rapidità di riconfigurazione del dispositivo rappresenta un requisito fondamentale per le operazioni quotidiane.

L'intero sistema è stato inoltre progettato in modo da minimizzare il numero di vincoli permanenti, garantendo la piena reversibilità dell'intervento e preservando la funzionalità originaria della carrozzina.

5.3.2 Sistemi di regolazione per l'adattamento al paziente

Un ulteriore aspetto fondamentale riguarda la possibilità di adattare il sistema a differenti utenti, caratterizzati da variabilità antropometrica e da differenti esigenze riabilitative. A tal fine, l'interfaccia è stata progettata prevedendo diversi gradi di libertà controllati, ottenuti principalmente attraverso il sistema di guide lineari e giunti prismatici.

La presenza di regolazioni longitudinali consente di modificare la posizione relativa tra esoscheletro e carrozzina, garantendo il corretto allineamento tra gli assi articolari del sistema robotico e quelli anatomici del paziente. Tale allineamento è essenziale per evitare l'insorgenza di carichi parassiti e per garantire un movimento fisiologicamente coerente durante la fase di assistenza alla deambulazione.

Una volta raggiunta la configurazione ottimale, il sistema viene bloccato mediante serraggio degli elementi filettati, trasformando l'interfaccia da configurazione regolabile a struttura rigida.

Dal punto di vista ergonomico, tutti i punti di regolazione sono stati posizionati in zone facilmente accessibili dall'operatore, riducendo la complessità delle operazioni di setup. Questo approccio consente di ridurre i tempi di adattamento del dispositivo e aumenta la ripetibilità delle configurazioni tra diversi pazienti.

Nel complesso, il sistema sviluppato consente di ottenere un'elevata versatilità funzionale, garantendo al contempo stabilità strutturale e semplicità operativa. L'integrazione tra regolazione geometrica e bloccaggio meccanico rappresenta quindi un compromesso efficace tra adattabilità e rigidità del sistema durante il funzionamento.

6 CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

6.1 Conclusioni

Il presente lavoro di tesi si è focalizzato sull'ingegnerizzazione, l'ottimizzazione meccanica e l'adattamento strutturale di un esoscheletro passivo per l'assistenza dell'arto superiore, concepito per alleggerire il carico sul distretto scapolo-omeroale in pazienti affetti da lesioni spinali o deficit neurologici.

Il punto di partenza è stato l'analisi di un precedente prototipo cinematico che, pur avendo validato teoricamente i 5 gradi di libertà della catena, presentava forti limitazioni dal punto di vista dell'applicazione pratica: nello specifico, un'escursione insufficiente delle guide lineari (che causava un finecorsa precoce nei movimenti della spalla) e l'assenza totale di un sistema strutturale di ancoraggio alla carrozzina.

Sfruttando l'ambiente di modellazione avanzata CAD *Siemens NX*, l'attività di riprogettazione si è sviluppata con successo lungo due direttrici principali:

- **Riprogettazione del sistema di scorrimento:** Le vecchie guide industriali Hiwin HGH20CA e i relativi pattini, eccessivamente sovradimensionati e pesanti per l'applicazione biomedica, sono stati sostituiti con i componenti compatti commerciali SRS12 (nello specifico, la guida SRS12-270LM e i pattini SRS12M1SS). Questa modifica ha permesso di estendere il range di movimento del giunto prismatico, riducendo drasticamente gli ingombri complessivi e le masse in gioco, ottimizzando la fluidità del moto e diminuendo le perdite per attrito.
- **Sviluppo dell'interfaccia di aggancio alla carrozzina:** Grazie alla collaborazione strategica con il reparto spinale dell'Ospedale Salesi di Ancona, sono state rilevate sul campo le quote geometriche ed antropometriche della carrozzina commerciale Breeze X^2 . È stato così progettato *ex novo* un gruppo di fissaggio inferiore personalizzato, capace di garantire un ancoraggio solido, sicuro e stabile al telaio, rispondendo pienamente ai stringenti requisiti clinici di ergonomia, accessibilità e facilità di setup da parte dell'operatore.

In sintesi, l'ingegnerizzazione svolta ha colmato il divario tra la modellazione teorica e l'applicazione clinica, trasformando un dimostratore cinematico isolato in un sistema integrato "bordo-carrozzina" pronto per le successive fasi di testing e validazione sperimentale.

6.2 Sviluppi futuri e Stato dell'Arte

Il passaggio da un sistema puramente passivo e meccanico a una piattaforma assistiva robotica di nuova generazione richiede l'analisi delle tendenze tecnologiche emergenti nel panorama della robotica biomedica e riabilitativa. Di seguito vengono delineate le principali tappe evolutive ipotizzabili per il dispositivo, basate sullo stato dell'arte attuale.

6.2.1 Ricerca e selezione dei materiali

La rigidità strutturale e la massima leggerezza sono requisiti antagonisti ma fondamentali per un ausilio integrato su carrozzina, al fine di non alterare la stabilità della stessa. Lo stato dell'arte si sta muovendo decisamente oltre le leghe di alluminio standard:

- **Materiali compositi in fibra di carbonio:** L'impiego della fibra di carbonio per i link seriali dell'esoscheletro consentirebbe di abbattere ulteriormente il peso, riducendo l'inerzia strutturale del dispositivo e l'impatto sul baricentro complessivo del sistema carrozzina-paziente.
- **Polimeri avanzati e Additive Manufacturing:** Per i componenti di interfaccia e i supporti delle guide si potrebbe ricorrere alla stampa 3D industriale utilizzando tecnopolimeri avanzati, come il *PEEK* o il *Nylon* caricato con micro-fibre di carbonio. Questo permetterebbe di produrre geometrie ottimizzate dal punto di vista topologico, abbattendo i costi di produzione per lotti personalizzati sulle specifiche antropometriche del singolo paziente.

6.2.2 Evoluzione dei Sistemi di Attuazione

Il prototipo attuale sfrutta una compensazione passiva della gravità mediante elementi elastici. Pur essendo una soluzione economica e priva di alimentazione elettrica, l'assistenza non è perfettamente uniforme lungo tutto il range di movimento. Gli sviluppi futuri prevedono una transizione verso sistemi attivi o semi-attivi:

- **Attuazione Elettrica (Sistemi Attivi):** L'integrazione di motori elettrici brushless piatti ad alta coppia (*frameless*), accoppiati a riduttori armonici (*Harmonic Drive*), consentirebbe di fornire una coppia assistiva dinamica e programmabile. Questo sistema permetterebbe

all'esoscheletro non solo di compensare la gravità, ma di guidare attivamente l'arto in compiti complessi di *reaching*. Lo svantaggio risiede nell'aumento di peso e nella necessità di alloggiare pacchi batteria a bordo.

- **Attuazione Pneumatica (Muscoli Artificiali):** L'utilizzo di *Pneumatic Artificial Muscles* (PAMs), o muscoli di McKibben, offre un eccellente rapporto potenza-peso e un'intrinseca elasticità (*compliance*) che simula fedelmente il comportamento muscolare umano, garantendo una sicurezza intrinseca (*Soft Robotics*). Richiede, tuttavia, l'installazione di un sistema di generazione dell'aria compressa sulla carrozzina.
- **Attuazione Semi-Attiva (Freni Magnetoreologici):** Una soluzione ibrida prevede l'uso di freni a fluido magnetoreologico. Il sistema rimarrebbe passivo, ma la viscosità del fluido (e quindi la resistenza nei giunti) verrebbe variata istante per istante tramite piccoli impulsi elettrici, adattando la risposta elastica alla postura esatta del paziente.

6.2.3 Ottimizzazione della trasmissione sull'arto: il distretto della spalla

Come evidenziato nell'analisi biomeccanica, la spalla umana non è una semplice cerniera sferica, ma un complesso sistema cinematico regolato dal ritmo scapolo-omerale. Un accoppiamento rigido tra esoscheletro e paziente può generare carichi parassiti dolorosi.

- **Meccanismi a Centro di Rotazione Virtuale (VRC):** Sviluppi futuri dovranno prevedere una catena cinematica della spalla a assi non concorrenti o supportata da guide ad arco. Questo accorgimento permette al centro di rotazione dell'esoscheletro di "inseguire" lo spostamento istantaneo della testa dell'omero durante l'elevazione del braccio.
- **Giunti auto-allineanti passivi:** L'introduzione di ulteriori piccoli giunti prismatici o sferici folli (passivi) nei punti di giunzione con l'arto consentirebbe di assorbire automaticamente i micro-disallineamenti geometrici tra l'osso e la struttura robotica, massimizzando il comfort e la naturalezza del movimento.

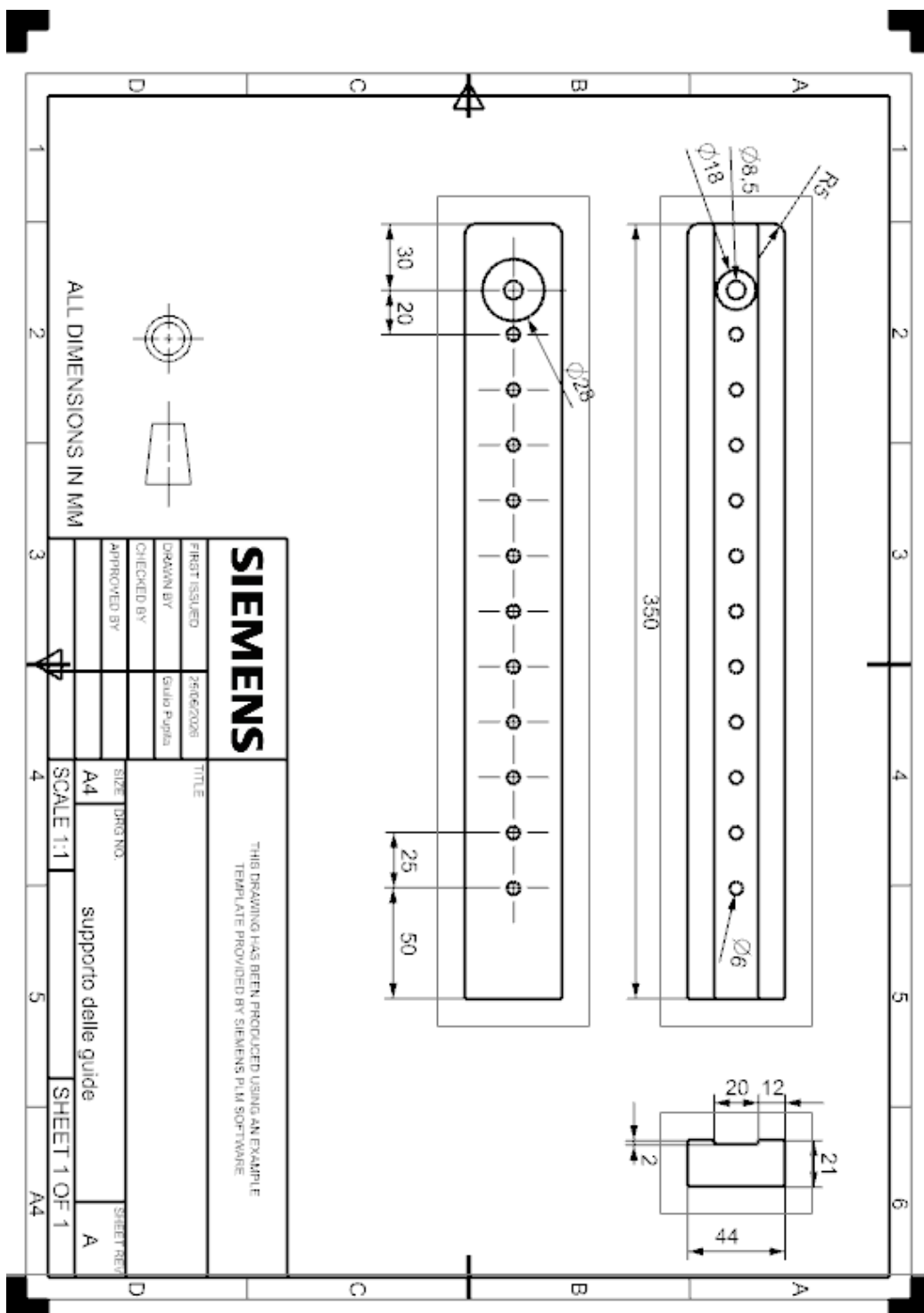
6.2.4 Sistema di controllo intelligente e integrazione elettromiografica

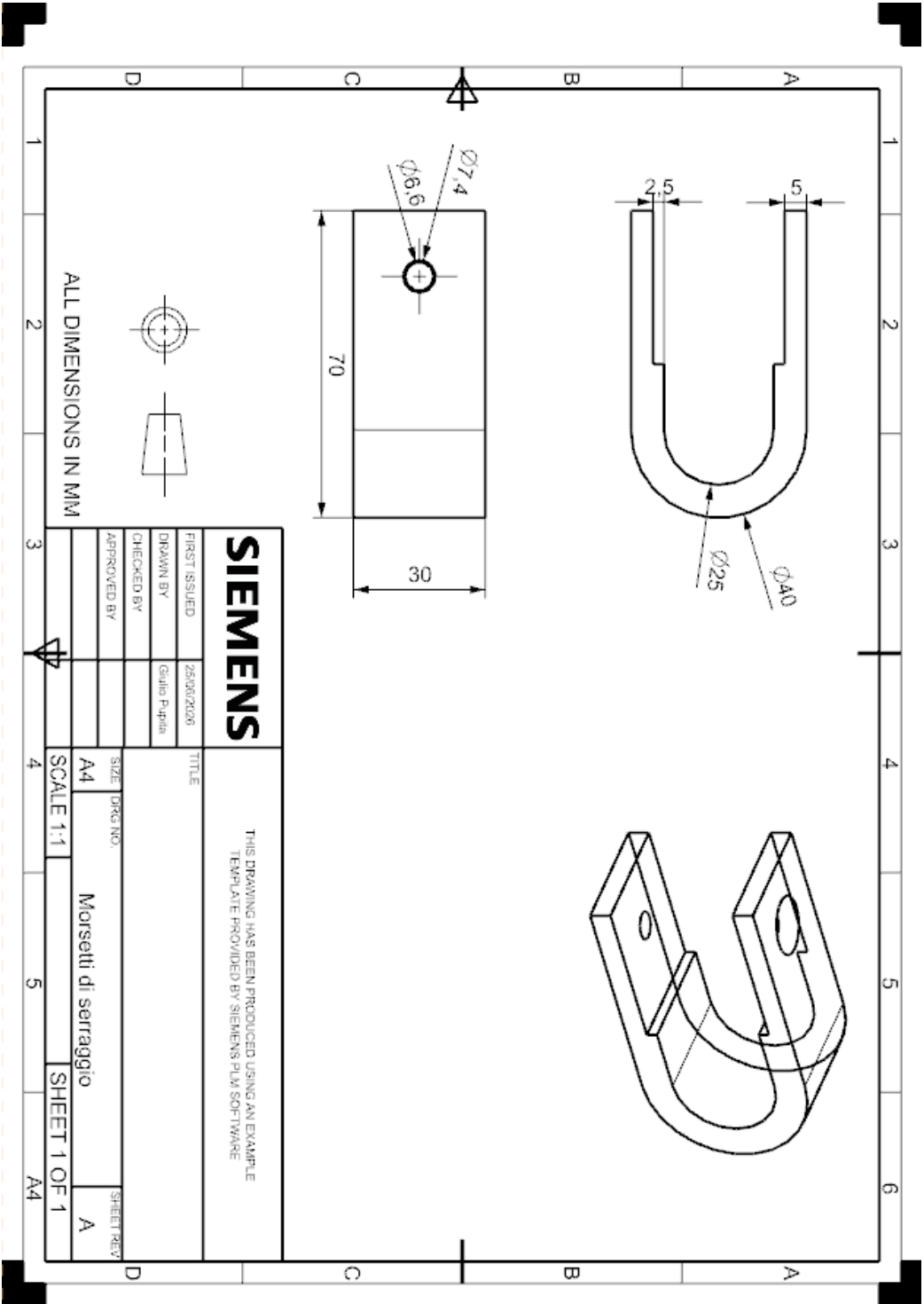
Nel caso di un'evoluzione verso un sistema motorizzato o semi-attivo, l'esoscheletro necessita di un'architettura di controllo capace di interpretare le intenzioni di movimento dell'utente.

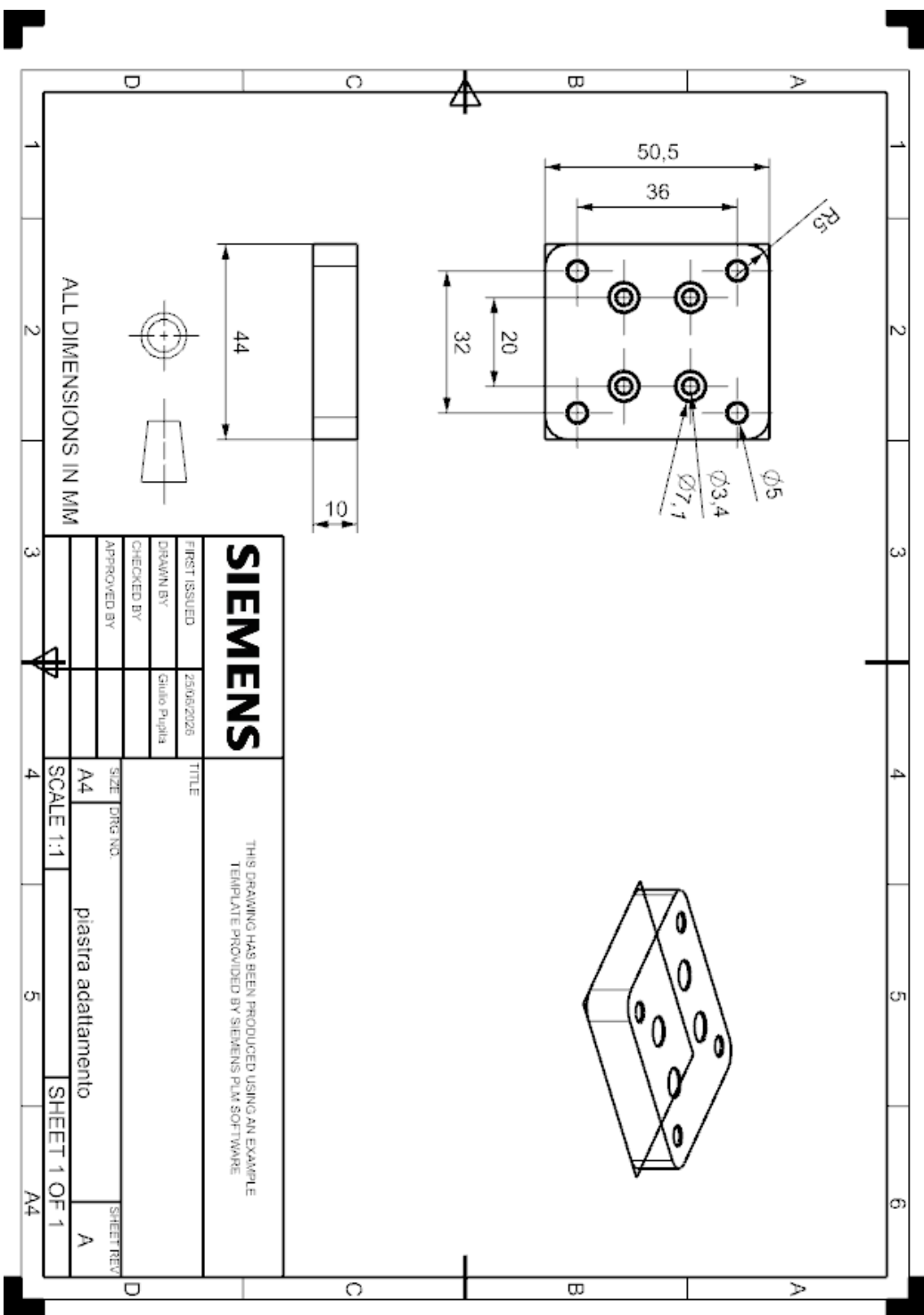
- **Controllo basato su Elettromiografia di Superficie (sEMG):** Posizionando elettrodi di superficie sui muscoli residui ancora parzialmente funzionanti del tronco o della spalla (come il trapezio o il deltoide), il sistema di controllo può catturare i deboli segnali elettrici generati dalla contrazione muscolare volontaria prima ancora che l'arto si muova efficacemente.
- **Algoritmi di Machine Learning per l'intento motorio:** Attraverso schemi di controllo mioelettrico proporzionale o classificatori basati su reti neurali artificiali, l'esoscheletro potrebbe decodificare l'intenzione di movimento dell'utente (es. sollevamento, estensione o rilassamento). Il motore erogherà così una coppia di assistenza strettamente proporzionale allo sforzo rilevato (tramite strategie di *controllo ad ammettenza o impedenza*), realizzando una perfetta sinergia uomo-macchina e promuovendo la riabilitazione attiva e i processi di neuroplasticità del paziente.

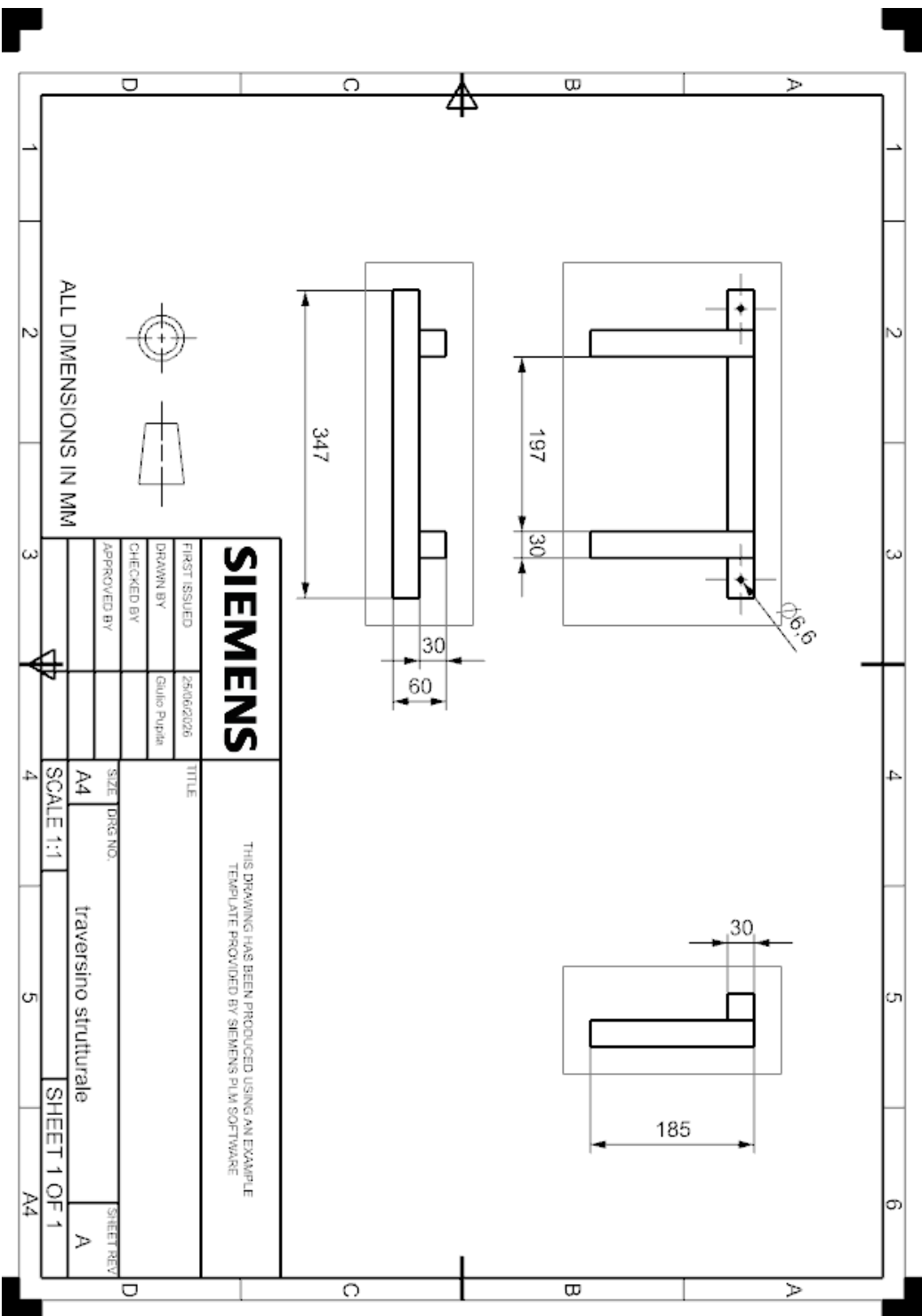
Appendice A

Messa in tavola









Bibliografia

Riferimenti bibliografici

- [1] Consortium for Spinal Cord Medicine (2005). *Preservation of Upper Extremity Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals*. Paralyzed Veterans of America.
- [2] Boninger, M. L., Cooper, R. A., Fitzgerald, S. G., & Walters, J. (2005). *Wheelchair Medicine and Shoulder Biomechanics in Spinal Cord Injury*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 42(3), 101-112.
- [3] Mercer, A. M., Boninger, M. L., Kopp, L. J., & Cooper, R. A. (2006). *Shoulder joint kinetics and changes in surface electromyography during wheelchair propulsion in individuals with paraplegia*. Clinical Biomechanics, 21(8), 781-789.
- [4] ISO 7176 (2014). *Wheelchairs - Part 1: Determination of static stability*. International Organization for Standardization.
- [5] Offcarr / Meyra Group (2024). *Breeze X² Active Wheelchair - User Manual and Technical Sheet*.
- [6] Ospedale Salesi di Ancona - Reparto Spinale (2025). *Linee guida cliniche per l'integrazione di ausili robotici a bordo carrozzina per pazienti con lesioni spinali cervicali*. Report Interno di Validazione Ergonomica.
- [7] Gassert, R., & Dietz, V. (2018). *Rehabilitation robots for the upper extremity: a review*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 15(1), 24-41.
- [8] Western Mediaics Wilmington (2020). *Wilmington Robotic Exoskeleton (WREX) - Technical and Assistive Documentation*.
- [9] Herder, J. L. (2001). *Energy-free power assistive devices: principles of static balancing without springs*. Mechanism and Machine Theory, 36(8), 937-948.
- [10] Gopalswamy, A., & Agrawal, S. K. (2005). *Design of gravity-balanced assistive devices for upper extremities using passive elements*. Journal of Mechanical Design, 127(4), 612-620.

- [11] Siemens Digital Industries Software (2025). *Siemens NX Continuous Release - Documentation and Assembly Constraints Manual*.
- [12] HIWIN Technologies Corp. (2025). *Linear Guideways - Technical Information and Catalog*.
- [13] THK Co., Ltd. (2026). *Miniature Linear Guide Series SRS - Technical Data*.
- [14] Davis, J. R. (1993). *Aluminum and Aluminum Alloys (Alu 6082-T6, 7075-T6)*. ASM International.
- [15] ISO 9241-210 (2019). *Ergonomics of human-system interaction - Part 210: Human-centred design for interactive systems*. International Organization for Standardization.
- [16] Kullings, J., & Pons, J. L. (2021). *Scapulohumeral rhythm kinematics in upper-limb exoskeleton alignment: A review of Virtual Rotation Center (VRC) mechanisms*. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 3(2), 112-125.
- [17] Bi, L., Guan, C., & Li, J. (2023). *A review on EMG-based control for upper-limb assistive exoskeletons using Machine Learning algorithms*. IEEE Transactions on Cybernetics, 53(4), 2140-2153.
- [18] Zhang, X., Liu, Y., & Wang, L. (2023). *Pattern recognition and machine learning methods for sEMG-based intent recognition in neurorehabilitation*. Frontiers in Neurorobotics, 17, 89-104.
- [19] Thalman, C., & Artemiadis, P. (2024). *Review of Soft Robotics in Upper-Limb Exoskeletons: Actuation using Pneumatic Artificial Muscles (PAMs)*. IEEE Robotics & Automation Magazine, 31(1), 45-58.

Ringraziamenti

Un ringraziamento sincero va al mio relatore, il Prof. Giacomo Palmieri e al mio correlatore, Luca Carbonari, per la disponibilità, i preziosi consigli e il tempo dedicato alla revisione di questa tesi.

Rivolgo un pensiero speciale alla mia famiglia, solido punto di riferimento in ogni momento del mio percorso di studi. In modo particolare, desidero ringraziare mio nonno Gisto: il tuo supporto e la tua presenza sono stati un perno fondamentale nella mia vita e nel raggiungimento di questo traguardo.

Un grazie immenso va ad Aurora, per essermi stata accanto ogni giorno con pazienza, affetto e per aver saputo ascoltare e sostenere ogni mia preoccupazione ed entusiasmo.

Infine, ringrazio di cuore tutti i miei amici, sia quelli di sempre che quelli incontrati in questi anni accademici, per aver condiviso con me momenti indimenticabili, risate e per aver reso questo viaggio ancora più bello.