

# POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**Politecnico  
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

## **Progettazione di un dispositivo robotico per l'assistenza alla transizione Sit to Stand (STS)**

**Relatore**

Giuseppe Quaglia

**Co-relatore**

Andrea Botta,

Luigi Tagliavini

**Candidato**

Federico Guizzo



## SOMMARIO

L'incremento della popolazione anziana a livello globale pone sfide inedite ai sistemi sociosanitari, spingendo la ricerca verso tecnologie in grado di preservare l'autonomia delle persone. Tra le funzioni motorie quotidiane più frequenti, la transizione Sit to Stand (STS), ovvero l'alzarsi da una posizione seduta, riveste un'importanza cruciale. Si tratta di un movimento semplice ma impegnativo che, se compromesso, può inficiare l'autonomia delle persone nelle proprie attività quotidiane.

L'obiettivo di questa tesi è la progettazione di un dispositivo di mobilità indossabile, in grado di assistere l'utente durante la transizione STS. Tale dispositivo deve essere leggero ed economico, personalizzato in base alle caratteristiche individuali, e deve avere un ingombro minimo in modo da non limitare le altre attività quotidiane. L'assistenza fornita durante la transizione STS può essere totale o parziale a seconda delle esigenze dell'utente.

Per garantire una progettazione personalizzata del dispositivo, questo lavoro presenta una procedura di progettazione che parte dall'analisi del moto dell'utente finale. A tale scopo, è stato allestito un sistema di motion capture per l'acquisizione delle traiettorie delle articolazioni di anca e ginocchio, basato su marker colorati e una comune videocamera. Questo setup sperimentale privilegia la semplicità ed economicità in modo da poter essere replicato all'occorrenza. Durante le prove sperimentali è stata valutata anche l'influenza dell'altezza della seduta (normalizzata sulla lunghezza del femore), e dell'angolo di inclinazione della tibia rispetto alla verticale, influenze significative ma spesso trascurate nella letteratura.

Le prove sono state ripetute con tre volontari di altezza differente, e a partire dai video registrati durante le stesse, sono state stimate le traiettorie di anca e ginocchio, e tra queste la traiettoria più vicina alla media è stata utilizzata come requisito di movimento per la sintesi del meccanismo.

Successivamente è stata fatta la sintesi di un quadrilatero articolato in grado di riprodurre la traiettoria del femore, utilizzando una procedura che permette la sintesi analitica e approssimata di quadrilateri articolati partendo da un numero elevato ( $> 5$ ) di posizioni di

passaggio. Attraverso questa procedura sono state ottenute diverse tipologie di meccanismo, che sono state valutate in base alla compattezza, realizzabilità, e fedeltà cinematica alla traiettoria misurata. Il risultato di questo processo ha portato alla sintesi di un meccanismo che, cinematicamente, approssima la traiettoria reale con errori di posizione nell'ordine dei decimi di millimetro e uno scostamento angolare inferiore al grado.

Infine, è stata fatta l'analisi statica del meccanismo, per valutare le coppie motrici necessarie per l'azionamento del quadrilatero, confrontando diverse strategie di attuazione e valutandone la realizzabilità anche in base ai requisiti di ingombro del dispositivo.

Questo lavoro di tesi propone quindi un metodo di progettazione adattabile a diversi utenti, e i risultati ottenuti dimostrano che è possibile realizzare un esoscheletro cinematicamente accurato, ponendo le basi per le successive fasi di progettazione esecutiva del prototipo.

# Indice (Table of Contents)

Indice delle Figure (List of Figures) .....	iii
Indice delle Tabelle (List of Tables) .....	v
<b>1</b> <b>Introduzione</b> .....	<b>7</b>
1.1    Dispositivi sit to stand.....	8
1.1.1    Dispositivi esterni – Uplift e poltrone con assistenza motorizzata (lift chairs).....	9
1.1.2    Dispositivi esterni - Verticalizzatori .....	10
1.1.3    Esoscheletri.....	12
1.1.4    Progettazione personalizzata .....	14
1.2    Stato dell’arte.....	15
1.2.1    Fasi del ciclo Sit to Stand (STS).....	16
1.2.2    Tempi richiesti.....	19
1.2.3    Strategie compensatorie .....	20
1.2.4    Effetto dell’età sulle prestazioni nel movimento Sit-To-Stand .....	20
1.2.5    Modellazione, stima di forze e coppie articolari.....	21
1.3    Obiettivi.....	25
<b>2</b> <b>Requisiti di progettazione</b> .....	<b>27</b>
2.1    Setup sperimentale .....	27
2.2    Protocollo di acquisizione .....	28
2.3    Ottenimento delle traiettorie articolari .....	31
2.3.1    Ottenimento delle soglie di calibrazione .....	31
2.3.2    Tracciamento, elaborazione ed esportazione delle traiettorie articolari .....	32
2.3.3    Visualizzazione delle traiettorie di anca e ginocchio .....	33
<b>3</b> <b>Sintesi del meccanismo</b> .....	<b>37</b>
3.1    Quadrilateri articolati.....	37
3.1.1    Metodi per la sintesi di quadrilateri articolati .....	40
3.1.2    Formula unificata per la sintesi di quadrilateri articolati.....	40
3.2    Utilizzo del programma di sintesi.....	44

3.3	Criteri di scelta del meccanismo.....	45
3.3.1	Compattezza e minimizzazione dell'ingombro .....	45
3.3.2	Fedeltà cinematica: valutazione degli errori.....	49
<b>4</b>	<b>Attuazione del meccanismo .....</b>	<b>55</b>
4.1	Valutazione della coppia di ginocchio mediante assunzione conservativa .....	56
4.2	Analisi statica del quadrilatero articolato .....	59
4.2.1	Valori ottenuti e confronto.....	64
4.3	Scelta del sistema di attuazione.....	66
<b>5</b>	<b>Conclusione .....</b>	<b>Errore. Il segnalibro non è definito.</b>
5.1	Limiti e sviluppi futuri.....	70
<b>6</b>	<b>Bibliografia .....</b>	<b>73</b>

## Indice delle Figure (List of Figures)

Figura 1.1 - Uplift meccanico [7] .....	9
Figura 1.2 - Uplift elettrico [8] .....	9
Figura 1.3 - Sedia motorizzata .....	10
Figura 1.4 - Solleva pazienti Sabina II EE, prodotto da Hill-Rom holdings, Inc. [9].....	11
Figura 1.5 - Verticalizzatore Muevo Up - Moretti RI841 [13].....	12
Figura 1.6 - Esoscheletro per la riabilitazione, Rex Bionics [20] .....	13
Figura 1.7 - Esoscheletro Twin, IIT e INAIL [16] .....	14
Figura 1.8 - Diagramma del ciclo STS [26].....	17
Figura 1.9 - Diagramma di corpo libero durante la transizione sit to stand [27]: .....	22
Figura 1.10 - Andamento della coppia di estensione dell'anca durante la transizione STS [27] .....	24
Figura 1.11 - Andamento della coppia di estensione del ginocchio durante la transizione STS [27].....	24
Figura 2.1 - Setup sperimentale con markers articolari e di riferimento.....	27
Figura 2.2 - Esecuzione del movimento Sit to Stand (STS).....	28
Figura 2.3 - Altezze di seduta .....	29
Figura 2.4 - Posizionamento dei piedi, 3 casi .....	30
Figura 2.5 - Ottenimento delle traiettorie dei markers.....	32
Figura 2.6 - Modello sperimentale per l'ottenimento delle traiettorie articolari .....	34
Figura 2.7 - Traiettorie articolari di anca e ginocchio.....	35
Figura 2.8 - Requisiti di progettazione .....	36
Figura 3.1 - Schema funzionale di un quadrilatero articolato.....	37
Figura 3.2 - Metodo di sintesi unificato: (a) posizioni del link mobile; (b) posizione iniziale e nomenclatura .....	41
Figura 3.3 - Configurazioni scartate per ingombro.....	46
Figura 3.4 - Configurazioni scartate per posizione delle coppie rotoidali .....	46
Figura 3.5 - Configurazioni scartate per posizione della coppia rotoidale posteriore.....	47
Figura 3.6 - Configurazioni plausibili.....	48
Figura 3.7 - Configurazione selezionata.....	50

Figura 3.8 - Configurazione selezionata.....	50
Figura 3.9 - Errori assoluti e angolari del processo di sintesi, ottenuti mediante interpolazione .....	51
Figura 3.10 - Errori assoluti del processo di sintesi, ottenuti con l'approccio della minima distanza normale dalla curva poligonale.....	52
Figura 3.11 - Errori di posizione nel tratto iniziale del sollevamento.....	53
Figura 4.1 – Modello per la valutazione sperimentale della coppia di ginocchio.....	56
Figura 4.2 – Coppia di ginocchio valutata mediante assunzione conservativa.....	58
Figura 4.3 – Analisi statica del meccanismo per la determinazione della coppia motrice .	59
Figura 4.4 – Output link, equilibrio statico.....	60
Figura 4.5 – Biella, equilibrio statico.....	61
Figura 4.6 – Input link, equilibrio statico .....	63
Figura 4.7 – Coppia ottenuta con l'analisi statica .....	65
Figura 4.8 – Soluzione con attuatore lineare.....	66

## **Indice delle Tabelle (List of Tables)**

Tabella 1 – Analisi delle fasi del movimento STS.....	17
Tabella 2 – Percentuali di peso corporeo .....	55
Tabella 3 – Angoli e coppia di ginocchio determinati sperimentalmente.....	57



# 1 Introduzione

Il mutato panorama demografico globale, caratterizzato da una quota crescente di popolazione anziana, pone sfide inedite ai sistemi sociosanitari. Secondo stime dell'OMS (Organizzazione Mondiale della Sanità), infatti, gli individui "over 60" nel 2020 hanno superato numericamente i bambini sotto i 5 anni, ed entro il 2050 raddoppieranno a livello mondiale passando dal 12% al 22%, raggiungendo quasi le 2 miliardi di unità [1]; entro lo stesso anno, saranno almeno 400 milioni le persone ultraottantenni, contro le sole 14 milioni registrate nel 1950. Si tratta di un cambiamento demografico causato, principalmente, dall'aumento dell'aspettativa di vita e dalla riduzione delle nascite [1]. In Italia e in Giappone, dove gli anziani rappresentano già oltre il 30% degli abitanti (ponendoli di fatto in cima alla classifica dei paesi più "vecchi" al mondo), l'aumento del bisogno assistenziale si scontra con una cronica carenza di operatori professionali [2].

In questo contesto, le tecnologie assistive (Assistive Technologies) emergono come strumenti fondamentali per sostenere l'autonomia individuale. Esse comprendono un'ampia gamma di soluzioni, che spazia da software a dispositivi fisici, le quali hanno l'obiettivo di aumentare, mantenere o migliorare le capacità funzionali delle persone [3]; gli ultimi, in particolare, possono contribuire a migliorare l'indipendenza degli anziani nel compiere gesti quotidiani, e avere in generale un impatto significativo sulla qualità di vita degli individui con disabilità. L'utilità delle tecnologie assistive si riscontra anche nell'ambito della riabilitazione: potenziare l'efficacia e l'accessibilità del processo riabilitativo, riducendone la dipendenza dal supporto costante di operatori professionisti, rappresenta infatti una leva strategica per ottimizzare l'impiego delle ormai limitate risorse sanitarie, e al contempo garantire percorsi di recupero personalizzati ed efficaci ad un numero crescente di pazienti [2]. Il mercato risponde quindi a questa esigenza con un'offerta sempre più diversificata di dispositivi di supporto.

Tra le funzioni motorie quotidiane più frequenti la transizione **Sit to Stand (STS)** riveste un'importanza cruciale; essa prevede il passaggio dalla posizione seduta a quella eretta (e viceversa), mantenendo equilibrio e stabilità [4]. Sebbene sia frequente nella vita di tutti i giorni, è uno dei movimenti quotidiani meccanicamente più impegnativi, e costituisce un

requisito indispensabile per la deambulazione autonoma. La difficoltà o l'impossibilità di compierlo, condizione che interessa milioni di persone, soprattutto anziane o con disabilità motorie, rappresenta quindi un vincolo severo all'indipendenza: senza la possibilità di alzarsi, infatti, molti pazienti, potenzialmente deambulanti, restano vincolati al piano di appoggio. Tutto ciò rende lo studio del STS essenziale per lo sviluppo di ausili e protocolli terapeutici migliorati.

All'interno di questo quadro, il presente lavoro di tesi si concentra sulla progettazione di un dispositivo di mobilità pensato per assistere gli individui durante la transizione Sit to Stand; esso si articola in una prima fase di analisi biomeccanica del suddetto movimento, concentrata sui fattori determinanti che influenzano la capacità di alzarsi (tra i quali l'altezza del piano d'appoggio, la posizione dei piedi, le coppie articolari, nonché i momenti lineari orizzontale e verticale), e nella seguente definizione di un iter progettuale finalizzato alla realizzazione personalizzata del dispositivo indossabile.

## **1.1 Dispositivi Sit to Stand**

Verranno di seguito descritte, a questo proposito, le principali categorie di ausili per la messa in piedi che si sono diffusi sul mercato negli ultimi anni, progettati al fine di coadiuvare la transizione dalla posizione seduta a quella eretta, aiutando i pazienti a sollevarsi in autonomia da sedie, letti e piani d'appoggio in generale (con pazienti si intende, in questo caso, non solo persone anziane e disabili, ma anche individui affetti da artrite, problemi neurologici, obesità, fratture o lesioni). I dispositivi utili in questo senso possono essere classificati in due categorie principali: dispositivi di supporto esterni ed esoscheletri. Tra i primi rientrano, ad esempio, i deambulatori dotati di maniglie per facilitare l'alzata, gli ausili meccanici di sollevamento come i "verticalizzatori", o i robot montati su piattaforme mobili in grado di sollevare il tronco degli utenti [5]. Queste soluzioni presentano il vantaggio di un'interazione semplice con l'utilizzatore, ma non sono indossabili e risultano difficili da trasportare. Al contrario, gli esoscheletri sono dispositivi indossabili e portatili (offrendo quindi maggiore mobilità e facilità di trasporto), ma possono comportare criticità, legate in particolare al disallineamento delle articolazioni e al comfort per l'utente.

### ***1.1.1 Dispositivi esterni – Uplift e poltrone con assistenza motorizzata (lift chairs)***

Il dispositivo più semplice in grado di aiutare nella transizione STS è l'Uplift, un ausilio di seduta semplice e portatile, il quale viene posizionato dall'utente sul piano d'appoggio su cui desidera sedersi, per poi aiutarlo a ritrovare la posizione eretta in fase di sollevamento, fornendo un supporto stabile. Questi dispositivi sono generalmente rivestiti di materiali come il memory foam, per garantire il massimo comfort ed evitare la nascita di piaghe da decubito, e vengono attivati facilmente [6]. L'uplift può essere meccanico (Figura 1.1) o elettrico (Figura 1.2): nel primo caso, la movimentazione del cuscino avviene grazie ad un pistone oleodinamico, la cui forza di spinta è calibrata sul peso della persona [7], nel secondo avviene mediante un semplice comando posto a lato del sedile [8].



Figura 1.1 - Uplift meccanico [7]



Figura 1.2 - Uplift elettrico [8]

Le poltrone con assistenza motorizzata (Figura 1.3), allo stesso modo, possono inclinarsi all'indietro o in avanti per aiutare gli utenti a passare facilmente dalla posizione seduta a quella eretta. Sono molto utilizzate in ambienti domestici da anziani o persone con ridotte capacità motorie.



Figura 1.3 - Sedia motorizzata

### ***1.1.2 Dispositivi esterni - Verticalizzatori***

Anche definiti dispositivi di "standing up", o apparati di verticalizzazione (Figura 1.4), sono ausili per la messa in piedi progettati per aiutare pazienti con ridotta capacità motoria, ma che nonostante ciò sono in grado di partecipare attivamente al movimento di sollevamento [9]; questi pazienti, avendo ancora una certa mobilità residua, sono in grado di sostenere un certo peso corporeo, ma non hanno forza o controllo muscolare sufficienti ad assumere autonomamente la posizione eretta e a mantenerla [10] [11] [12]. Lo scopo è quindi quello di aiutare gli utenti a sollevarsi in piedi grazie ad un sistema di leve e supporti motorizzati.

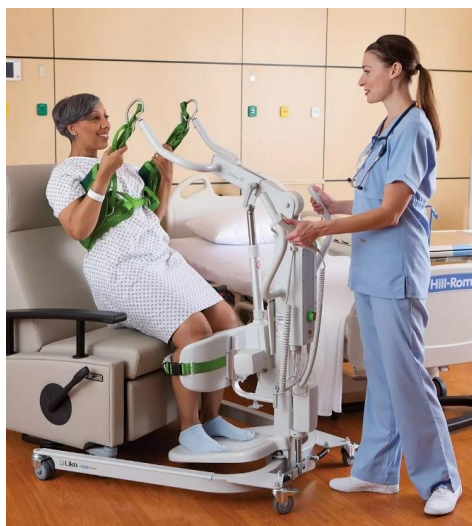


Figura 1.4 - Solleva pazienti Sabina II EE, prodotto da Hill-Rom holdings, Inc. [9]

A differenza dei sollevatori di pazienti tradizionali, che devono essere azionati da un infermiere e la cui unica utilità è quella di facilitare il trasferimento dell'utente senza offrire supporto alla posizione eretta, gli apparati di verticalizzazione possono aiutarlo ad effettuare la transizione completa partendo dalla posizione seduta, e a mantenere poi l'equilibrio una volta in piedi, con l'aiuto di una piattaforma per l'appoggio dei piedi e di imbracature di sostegno per impedire eventuali cadute. Il dispositivo si utilizza per trasferimenti di breve distanza e può essere utile in ambito ospedaliero, geriatrico, domiciliare, o nelle fasi della riabilitazione che seguono un intervento chirurgico agli arti inferiori, andando ad alleviare il lavoro del care giver e facilitando notevolmente un gran numero di attività, tra cui la vestizione e quelle per la cura dell'igiene personale. Si tratta dunque di sollevatori attivi, in quanto il paziente non viene sollevato passivamente da un'imbragatura, ma li utilizza attivamente per sollevarsi, affidandosi in parte anche alla forza degli arti superiori. [10] [11] [12]

Tra i migliori marchi di verticalizzatori elettrici disponibili sul mercato sono presenti Moretti (Figura 1.5) [13], Wimed, Termigea [14] e Intermed [15].



Figura 1.55 - Verticalizzatore Muevo Up - Moretti RI841 [13]

### ***1.1.3 Esoscheletri***

Una delle soluzioni più recenti e all'avanguardia per quanto riguarda gli ausili alla deambulazione (e, più nello specifico, alla transizione Sit to Stand), consiste nella prototipazione di esoscheletri esterni di supporto per gli arti inferiori, i quali sono sviluppati nell'ambito della riabilitazione medica nel caso di pazienti affetti da paraplegia, sclerosi multipla o paralisi dovuta ad ictus, consentendo loro di passare più tempo in piedi, camminando ed esercitandosi, e riducendo quindi il rischio di complicazioni mediche derivanti da lunghi periodi di seduta. Questi dispositivi non sostituiscono quindi gli arti, ma rafforzano e ripristinano la prestazione umana [16].

In principio, gli esoscheletri venivano utilizzati per trattamenti temporanei, come attrezzature di allenamento durante i programmi di riabilitazione; tuttavia, grazie ai progressi tecnologici (come miglioramenti nei sistemi di azionamento e batterie ricaricabili di lunga durata), gli esoscheletri sono ora adatti anche per l'uso personale. Questo permette alle persone di stare in piedi e camminare, riducendo la loro dipendenza da altri e consentendo un utilizzo a lungo termine nella vita quotidiana. [17]

Si distinguono due tipi di esoscheletri: quelli attivi, alimentati da una fonte energetica esterna che li rende più versatili e dotati di una funzionalità più estesa (ma, al tempo stesso,

di un peso complessivamente maggiore), e quelli passivi, che si limitano ad un supporto meccanico [18]. Questi ultimi, in particolare, sostengono chi li indossa con sistemi di molle e pulegge, nei quali l'energia potenziale che viene immagazzinata nelle molle durante un determinato tipo di movimento, viene poi rilasciata per sostenere il movimento opposto [19]. Non richiedendo alcun tipo di motore o sensore, generalmente questo tipo di esoscheletro è più leggero, silenzioso e semplice da configurare, tuttavia offre capacità più limitate.

Vengono di seguito riportati alcuni esempi di esoscheletri disponibili sul mercato:

- Esoscheletro "Rex", prodotto dalla Rex Bionics (Figura 1.6), una struttura di sostegno per arti inferiori che non richiede l'utilizzo di stampelle, permettendo lo svolgimento di esercizi e attività quotidiane con la parte superiore del corpo. Il movimento è generato da 10 attuatori, alimentati da batterie ricaricabili ai polimeri di litio, integrati ad un sistema di sensori che interpretano le intenzioni di movimento dell'utilizzatore, fornendo assistenza adattiva in tempo reale. Inoltre, la lunghezza della gamba del dispositivo può essere regolata consentendo un allineamento accurato con le articolazioni dell'utente, mentre la fibra di carbonio conferisce la resistenza e la rigidità necessarie riducendo al minimo il peso del sistema. [20]



Figura 1.6 - Esoscheletro per la riabilitazione, Rex Bionics [20]

- Il nuovo esoscheletro Twin (Figura 1.7), sviluppato dall' Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) e dal centro protesi INAIL (Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro), per il reinserimento professionale dei lavoratori gravemente infortunati. Twin può essere controllato mediante una specifica applicazione Android, la cui interfaccia consente di impostare i parametri cinematici del movimento nonché le diverse modalità di esecuzione del passo, ma non è auto bilanciante, per cui consente di camminare solo con l'ausilio di stampelle o deambulatori. [16]



Figura 1.7 - Esoscheletro Twin, IIT e INAIL [16]

Ulteriori esempi di dispositivi appartenenti alla categoria degli esoscheletri attivi sono l'Indego Therapy, che con un peso ridotto di appena 17 kg viene utilizzato nei centri di riabilitazione come strumento terapeutico [21], e il ReWalk Personal, l'unico approvato dalla FDA per un utilizzo privato.

#### ***1.1.4 Progettazione personalizzata***

Per gli esoscheletri così come per tutti i dispositivi assistivi, la personalizzazione è fondamentale per rispondere in modo efficace alle esigenze specifiche di ciascun utente, e per far sì che il dispositivo stesso si adatti alle caratteristiche antropometriche del singolo. La progettazione personalizzata si basa solitamente su requisiti ricavati da dati sperimentali o da modelli biomeccanici del corpo umano.

A tal fine, vengono comunemente utilizzati sistemi di acquisizione del movimento tridimensionale (Motion Capture, MOCAP), che si suddividono in due categorie principali [22] [23]:

- sistemi con marcatori (Marker-Based Systems, MBS);
- sistemi privi di marcatori (Markerless Motion Capture, MMC).

I sistemi con marcatori (MBS) sono generalmente rapidi e altamente accurati, ma risultano spesso più complessi e costosi; inoltre, la loro affidabilità dipende fortemente dal corretto posizionamento dei marcatori, e eventuali errori di posizionamento possono compromettere la precisione dei dati acquisiti.

Al contrario, i sistemi privi di marcatori (MMC) non presentano queste limitazioni e risultano più economici; tuttavia, offrono solitamente un livello di accuratezza inferiore.

Come alternativa a questi approcci, sono stati sviluppati modelli predittivi in grado di stimare i movimenti del corpo umano durante specifici compiti, come la transizione Sit-to-Stand, senza la necessità di misurazioni in tempo reale. [24]

## **1.2 Stato dell'arte**

Attualmente, la ricerca esplora diversi ambiti: dallo sviluppo di nuove tecnologie assistive per il miglioramento della mobilità e dell'autonomia di persone con limitazioni motorie, allo studio della biomeccanica del movimento STS per capire come ottimizzarlo in modo da ridurre lo sforzo e il rischio di infortuni. I dispositivi progettati hanno quindi l'obiettivo di offrire supporto in fase di riabilitazione e ridurre il rischio di cadute, e possono includere sensori che forniscono a pazienti e terapisti feedback in tempo reale sulla qualità del movimento, dando la possibilità di monitorarlo e ottimizzarlo.

Per poter procedere con la progettazione del dispositivo assistivo personalizzato è opportuno acquisire una conoscenza adeguata del movimento che si intende coadiuvare; la transizione Sit to Stand, sebbene apparentemente semplice, è il risultato di un coordinamento

neuromuscolare e biomeccanico molto complesso, e una sua analisi preliminare è essenziale per poter definire i requisiti funzionali che un dispositivo di assistenza deve soddisfare per integrarsi efficacemente con la biomeccanica naturale del paziente.

Nei paragrafi che seguono, verranno quindi illustrati alcuni dei contributi presenti in letteratura riguardanti l'analisi sperimentale e modellistica del movimento STS.

### **1.2.1 Fasi del ciclo Sit to Stand (STS)**

Il movimento di transizione Sit to Stand viene comunemente suddiviso in quattro fasi distinte [25], quelle di flessione, trasferimento del momento, estensione e stabilizzazione. Tuttavia, come si evince dallo studio [26], è possibile effettuare un'ulteriore suddivisione delle stesse (Figura 1.8):

- Fase di iniziazione ("flexion-momentum phase"): va dall'inizio del ciclo (0%) a circa il 27% del ciclo STS. Il tronco si inclina in avanti per generare il momento orizzontale necessario a dare inizio del movimento; si hanno quindi una flessione anteriore del torso, e rapidi cambiamenti nella componente anteroposteriore della forza di reazione del terreno. Nel caso di sollevamenti "normali", la generazione di uno slancio orizzontale è necessaria per trasferire il peso dal sedile alla pianta dei piedi.
- Fase di scarico o di trasferimento del momento ("momentum transfer phase"): i fianchi si sollevano dal piano d'appoggio, e si verifica il trasferimento del peso e del momento dai glutei ai piedi; una rapida variazione positiva della forza di reazione verticale del suolo determina l'accelerazione verticale della massa corporea. Rappresenta circa il 10% della durata del ciclo STS.
- Fase di salita con accelerazione ("extension phase"): inizia nell'istante di massima flessione del busto; è compresa tra il 34% e il 45% del ciclo STS e vede l'inizio dell'estensione di anche e ginocchia.
- Fase di salita con decelerazione: compresa tra il 45% e il 73% del ciclo STS. Termina nel momento in cui il ginocchio è completamente esteso, evento che segna l'inizio della fase di stabilizzazione.

- Fase di stabilizzazione: fase finale in cui si raggiunge l'equilibrio in posizione eretta mediante la regolazione del tronco.
- Fase di "stand on" (posizione eretta stabile): inizia nel momento in cui le fluttuazioni della forza di reazione verticale del terreno scendono al di sotto dell'1% del valore del peso corporeo.

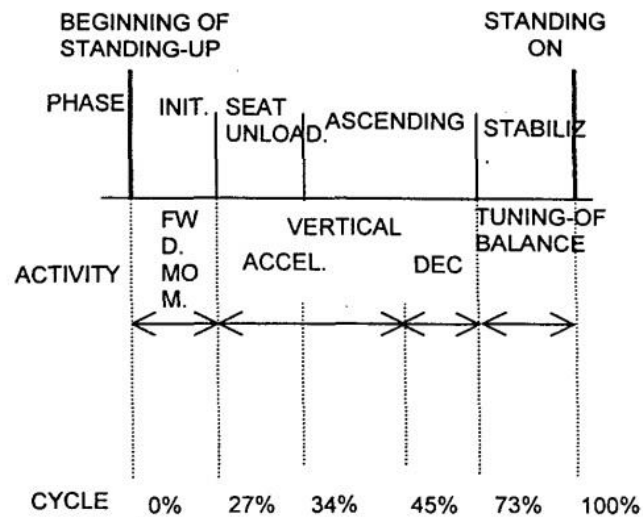


Figura 1.8 - Diagramma del ciclo STS [26]

Per quanto riguarda la seduta, le fasi sono in ordine inverso rispetto a quelle della salita, ma con una fase di stabilizzazione più lunga.

In un altro studio, il ciclo viene invece suddiviso negli intervalli definiti dagli istanti da T1 a T6 [27]:

Tabella 1 – Analisi delle fasi del movimento STS [27]

Fasi	Istanti	Descrizione	Anca	Ginocchio	Caviglia
1	T1	Posizione seduta			
2	T2	Inizio della flessione del torso	-		
	T3	Separazione dei glutei dal piano di appoggio	Flessione	-	-
3	T4	L'anca raggiunge la massima flessione	-	Estensione	Dorsiflessione
4	T5	La caviglia raggiunge la massima dorsiflessione	Estensione		-
5	T6	Posizione eretta	-	-	Flessione plantare
6	T7	Posizione eretta stabile			-

I suddetti intervalli possono essere caratterizzati come segue:

- T1-T2: posizione seduta in condizioni di riposo, in corrispondenza di T2 inizia la flessione del busto e dell'articolazione dell'anca;
- T2-T3: il soggetto flette il busto in avanti;
- T3-T4: i glutei si separano dal piano d'appoggio (T3) ed inizia il sollevamento, ma continua la flessione di busto e anca (flessione dell'anca T2-T4);
- T4-T5: in corrispondenza di T4 si raggiunge la massima flessione dell'articolazione d'anca, che poi inizia ad estendersi (estensione dell'anca: T4-T6), mentre in T5 si raggiunge la massima dorsiflessione della caviglia;
- T5-T6: il soggetto completa la transizione verso la posizione eretta e raggiunge la massima estensione del ginocchio (T6).
- T6-T7: viene raggiunto un equilibrio stabile.

Tra gli obiettivi dello stesso studio [27], vi è l'analisi della variazione nel tempo degli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia durante la transizione Sit-to-Stand. Ai soggetti (con un'età compresa tra i 22 e i 40 anni), sui quali sono stati vincolati dei LED alle articolazioni di interesse, è stato chiesto di alzarsi partendo dalla posizione seduta, ripetendo il movimento a diverse velocità: STS veloce (0,8-1,4 secondi), naturale (1,7-2,3 secondi), e lento (3-4 secondi). Si è osservato che, se si prende in considerazione la variazione degli angoli articolari in funzione del tempo, questa ha sempre lo stesso andamento, indipendentemente dalla velocità di esecuzione del movimento.

In particolare, analizzando separatamente le singole articolazioni è possibile effettuare le considerazioni seguenti:

- Relativamente all'articolazione d'anca, si distinguono due fasi fondamentali:
  - La fase di flessione (T2-T4): in cui l'angolo articolare si riduce gradualmente a causa dell'inclinazione in avanti del busto, fino a raggiungere la massima flessione (T4).

- La fase di estensione (T4-T6): in cui l'angolo articolare aumenta finché il corpo non è completamente eretto.
- Anche nella caviglia si verificano due fasi distinte:
  - la fase di dorsiflessione (T3-T5): caratterizzata da una diminuzione dell'angolo articolare, con raggiungimento della dorsiflessione massima in T5;
  - La fase di flessione plantare (T5-T6): in cui l'angolo aumenta fino al raggiungimento della posizione eretta.
- Il ginocchio, infine, attraversa unicamente la fase di estensione (T3-T6), in cui l'angolo articolare aumenta, a partire dall'istante in cui i fianchi si sollevano dal piano d'appoggio (T3), fino a raggiungere la sua massima estensione in (T6).

### ***1.2.2 Tempi richiesti***

Si è valutata, nello stesso studio, la quantità di tempo necessaria al completamento di ciascuna fase del ciclo; in particolare, se denominiamo l'intervallo di tempo che intercorre tra T2 e T4 (che corrisponde alla flessione dell'articolazione d'anca) "Fase 2", l'intervallo T4-T5 "Fase 3", l'intervallo T5-T6 "Fase 4", e l'intervallo T6-T7 "Fase 5", si osserva che le fasi che occupano la percentuale maggiore del ciclo sono la Fase 2 (20,9%) e la Fase 5 (54,9%), mentre la Fase 3 e la Fase 4 occupano solo il 9,5% ed il 14,7%, rispettivamente. Confrontando la durata di queste fasi nei 3 casi di STS veloce, naturale e lento, si è dimostrato che, all'aumentare della durata del movimento, la durata della Fase 2 diminuisce mentre quella della Fase 3 aumenta significativamente; ciò significa che, quando alzarsi richiede più tempo, l'articolazione dell'anca resta in flessione per un periodo più lungo in seguito al sollevamento dalla superficie della sedia, e contemporaneamente il busto raggiunge una maggior inclinazione. La durata delle Fasi 4 e 5, invece, tende a restare invariata indipendentemente dal tempo dedicato al completamento del ciclo. [27]

### **1.2.3 Strategie compensatorie**

Per le persone con debolezza muscolare agli arti inferiori sono necessarie strategie che consentano di bilanciare eventuali difficoltà nell'esecuzione del movimento Sit to Stand [26]. Generalmente, gli individui tendono a ricorrere ad una di queste due strategie:

- di stabilizzazione, che ottimizza la posizione del centro di massa (COM) corporeo rispetto alla base di supporto fornita dai piedi (BOS, "Base of Support").
- di trasferimento del momento, che consiste nell'utilizzare il movimento della parte superiore del corpo per generare slancio mentre il corpo è ancora supportato in tre punti, il quale viene poi utilizzato per portare dinamicamente il corpo verso una postura di supporto quasi statico su due arti. In questo modo, il movimento viene reso complessivamente più efficiente.

In generale, le persone normodotate tendono ad adottare la seconda strategia di trasferimento della quantità di moto, prediligendo quindi l'efficienza alla stabilità, mentre i soggetti anziani prioritizzano la stabilità posturale, ottenuta localizzando la forza di reazione del suolo più anteriormente rispetto alla caviglia. [26]

### **1.2.4 Effetto dell'età sulle prestazioni nel movimento Sit-To-Stand**

[28] è stato il primo studio a dimostrare che l'attivazione muscolare durante il movimento STS cambia a seconda dell'età dei soggetti considerati. A questi ultimi, suddivisi in due gruppi composti rispettivamente da 10 giovani adulti di età compresa tra i 20 e i 30 anni e da 10 adulti di età superiore ai 65 anni, è stato chiesto di sollevarsi partendo dalla posizione seduta nelle due diverse condizioni di altezza del sedile normale e di sedile rialzato. Tra i parametri analizzati vi sono le tempistiche di completamento del movimento sit to stand, l'attivazione muscolare misurata grazie ad elettrodi per l'acquisizione del segnale elettromiografico, e le coppie di flessione delle articolazioni di anca e ginocchio.

Dai risultati dello studio si evince che la biomeccanica ed i tempi di esecuzione del movimento non hanno differenze significative nei due gruppi di età, i quali sono accomunati da una cinematica articolare molto simile; la differenza più evidente consiste nel fatto che nel gruppo di adulti sopra i 65 anni si è manifestata una maggior attività elettromiografica, per supportare una maggior richiesta muscolare relativa durante il movimento STS. Inoltre, gli adulti più anziani hanno dimostrato più deficit di forza, con circa il 20-25% di coppia articolare isometrica in meno durante la flessione ed estensione del ginocchio rispetto al gruppo dei giovani, ma ciò è compensato da una maggior co-attivazione dei muscoli agonisti e antagonisti, fatto che si traduce in sforzi muscolari e carichi articolari potenzialmente maggiori. [28]

#### ***1.2.5 Modellazione, stima di forze e coppie articolari***

Per stimare le coppie e le forze che agiscono su varie articolazioni si fa ricorso ad un approccio di modellazione basato sul metodo della dinamica inversa, che prevede la risoluzione iterativa delle equazioni di Newton-Eulero per diversi segmenti corporei [26].

Generalmente, nei modelli quasi-statici, la stima delle coppie e delle forze articolari si basa sull'ipotesi che i segmenti corporei siano in equilibrio statico in ogni momento, trascurando i carichi inerziali legati alla dinamica dei segmenti corporei. Tuttavia, si è evidenziata l'importanza della dinamica segmentale per una stima più accurata delle forze e delle coppie articolari. Secondo gli autori, infatti, mentre il contributo di tale dinamica è trascurabile per la caviglia e il ginocchio (inferiore all'1%), risulta significativo a livello dell'anca e del tronco, dove può arrivare al 10% e 15%, rispettivamente. [26]

Tornando alla stima delle forze in gioco, la forza muscolare e le coppie articolari richieste per ciascun movimento sono state determinate considerando il picco di attivazione muscolare, la sezione trasversale muscolare fisiologica e la tensione specifica. I risultati dello studio [29] hanno rivelato ciò che segue:

- **Forze:** un indicatore appropriato della forza muscolare minima richiesta per un movimento sit-to-stand è rappresentato dalla forza totale esercitata dai muscoli estensori dell'anca e del ginocchio; dallo studio si evince che il valore minimo di tale forza per Kg di peso corporeo rientra nell'intervallo di 35,3–49,2 N/Kg.

La forza muscolare, essendo il fattore principale ad influenzare le performance del movimento sit-to-stand, rende ragionevole l'esistenza di una soglia distinta per la forza totale necessaria; tuttavia, è importante sottolineare che ogni muscolo non agisce in modo indipendente, ma in sinergia con altri muscoli, per cui la soglia meccanica di un muscolo dipende dalle forze degli altri muscoli coinvolti. [29]

- **Coppie:** per quanto riguarda la stima dei momenti articolari, si è osservato che un buon indicatore della minima coppia articolare necessaria per eseguire l'azione sit-to-stand potrebbe essere la somma delle coppie articolari di anca e ginocchio, con un valore minimo richiesto per kg di peso corporeo di circa 1,53 (N·m/kg). [29]

A conferma di questi dati, nello studio [27] viene considerato il modello computazionale del corpo umano in Figura 1.9, in un generico istante durante la transizione Sit to Stand:

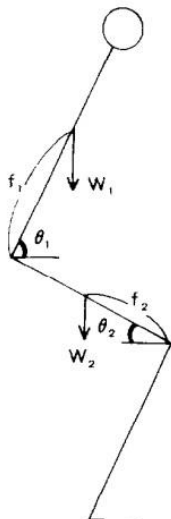


Figura 1.9 - Diagramma di corpo libero durante la transizione sit to stand [27]:

$W_1$  – peso del busto, incluse testa e braccia

$W_2$  – peso della coscia

$f_1$  – distanza tra l'articolazione dell'anca e il centro di gravità del tronco

$f_2$  – distanza tra l'articolazione del ginocchio e il centro di gravità della coscia

$f_0$  – lunghezza del femore

$\theta_1$  - - angolo tra il piano orizzontale e il tronco

$\theta_2$  - - angolo tra il piano orizzontale e il femore

dal quale è possibile risalire alle formule delle minime coppie di estensione unilaterale di anca e ginocchio per kg di peso corporeo richieste per completare il movimento; secondo tale modello, in un dato istante, è possibile esprimere la coppia per la flessione dell'anca come:

$$\frac{(W1 \cdot f1 \cdot \cos(\vartheta1))}{2} \quad (1.1)$$

Allo stesso modo, la coppia per la flessione dell'articolazione del ginocchio utilizzando il peso del busto e della coscia è la seguente:

$$\frac{(W1 \cdot (f0 \cdot \cos(\vartheta2) - f1 \cdot \cos(\vartheta1)))}{2} + W2 \cdot f2 \cdot \cos(\vartheta2) \quad (1.2)$$

Dallo studio si evincono valori di circa 0,7 Nm per la minima coppia di estensione dell'anca per kg di peso corporeo, e circa 0,9 Nm/kg per quella del ginocchio; questi corrispondono, rispettivamente, al 27% e al 30% delle coppie di estensione massime effettive di anca e ginocchio registrate durante una transizione reale. [27]

L'evoluzione temporale delle coppie di estensione di anca (Figura 1.10) e ginocchio (Figura 1.11), ottenuta grazie ai modelli descritti sopra, è rappresentata nei grafici seguenti, ottenuti grazie a dati ricavati dalla letteratura:

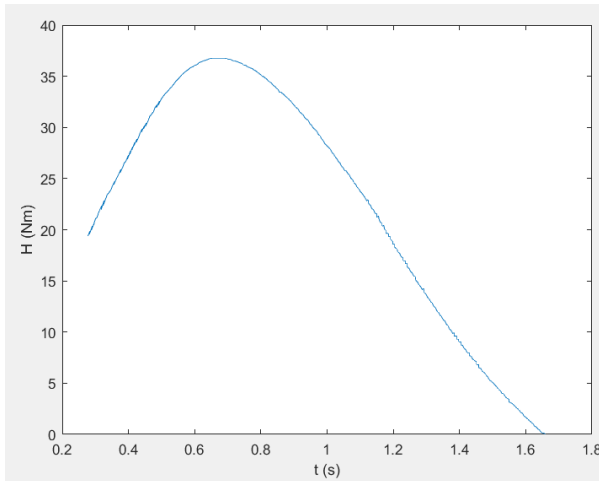


Figura 1.10 - Andamento della coppia di estensione dell'anca durante la transizione STS [27]

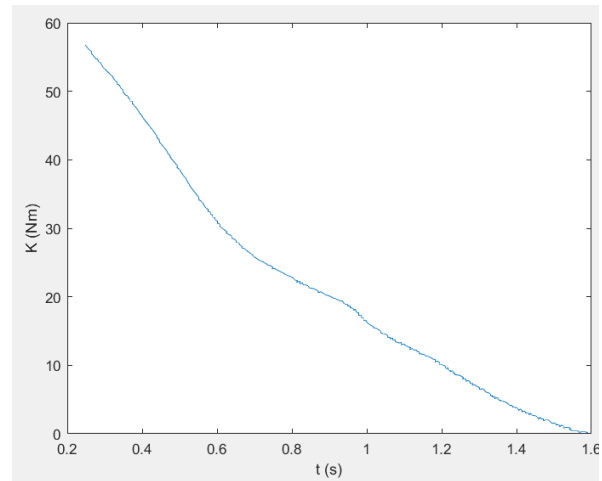


Figura 1.11 - Andamento della coppia di estensione del ginocchio durante la transizione STS [27]

Questi risultati, insieme al sistema di classificazione descritto nel paragrafo 1.2.1, ha permesso di determinare con maggior precisione quali fasi della transizione STS comportano più difficoltà per i pazienti. In particolare, come si evince dallo studio, la coppia di estensione dell'anca continua ad aumentare anche in seguito alla separazione dei glutei dal piano d'appoggio (T3), e raggiunge il massimo nel momento in cui è massima l'inclinazione in avanti del busto, determinando la massima sollecitazione sull'articolazione stessa; la coppia di estensione del ginocchio, invece, è massima all'istante T3 (sollevamento), dopodiché diminuisce gradualmente.

### 1.3 Obiettivi

Negli ultimi decenni, numerosi studi hanno analizzato il movimento Sit-to-Stand (STS) da una prospettiva biomeccanica. Negli anni Sessanta, Jones et al. hanno esaminato diversi aspetti della transizione STS, tra cui l'equilibrio della testa, la postura e i pattern di esecuzione in pazienti affetti da disturbi neurologici ([30] [31] [32]), mentre nel 2002, Janssen et al. hanno pubblicato una revisione sistematica che confronta 39 studi incentrati sull'analisi delle prestazioni durante il movimento STS [33]. Gli autori hanno individuato tre principali fattori determinanti che influenzano significativamente l'esecuzione del movimento:

- l'altezza della seduta (sedute poste a un'altezza ridotta richiedono una maggior generazione di momento o un riposizionamento dei piedi per ridurre la coppia articolare necessaria a livello del ginocchio);
- l'utilizzo dei braccioli;
- il posizionamento dei piedi rispetto all'articolazione del ginocchio.

Tuttavia, nonostante queste osservazioni di natura qualitativa, nessuno studio ha finora caratterizzato sistematicamente l'influenza dell'altezza della seduta sulle performance del movimento STS. Inoltre, il confronto tra i risultati dei diversi studi è reso complesso da differenze metodologiche e dal fatto che l'altezza della seduta non è sempre standardizzata rispetto alla lunghezza degli arti inferiori. Tali limitazioni persistono in dataset recenti, come quello presentato in [34], in cui è stata utilizzata una sedia in legno di altezza non specificata. Una rassegna più recente sugli studi sperimentali riguardanti il movimento STS [35] ha evidenziato che otto articoli, pubblicati tra la fine degli anni Novanta e il 2019, hanno utilizzato sedute con un'altezza corrispondente a quella del ginocchio dei soggetti; tuttavia, nessuno di questi studi ha fornito dati relativi al confronto delle prestazioni STS a diverse altezze di seduta. Infine, quando in passato sono stati sviluppati modelli del movimento STS, come nel caso dello studio [36], in cui sono stati utilizzati valori medi di dati di gruppo, le differenze individuali sono state trascurate, per cui gli stessi modelli non possono essere interpretati come direttamente applicabili a qualsiasi persona.

Viste le limitazioni presenti nei dataset esistenti e vista la necessità di adattare i dispositivi assistivi alle esigenze specifiche di ciascun utente, i requisiti progettuali di un dispositivo di supporto al movimento STS devono essere raccolti direttamente dall'utente finale.

In relazione ai motivi sopracitati, questo studio si concentra quindi sulla progettazione personalizzata di un meccanismo STS calibrato su un singolo utente, e in grado di soddisfare alcuni requisiti fondamentali: essere indossabile, leggero, economico, e in grado di accumulare energia potenziale durante la fase di seduta, per poi rilasciarla nella fase di salita. L'obiettivo è quindi sviluppare una procedura di progettazione generalizzabile, applicabile a qualunque persona possa trarre beneficio da un simile ausilio, seguendo gli step seguenti:

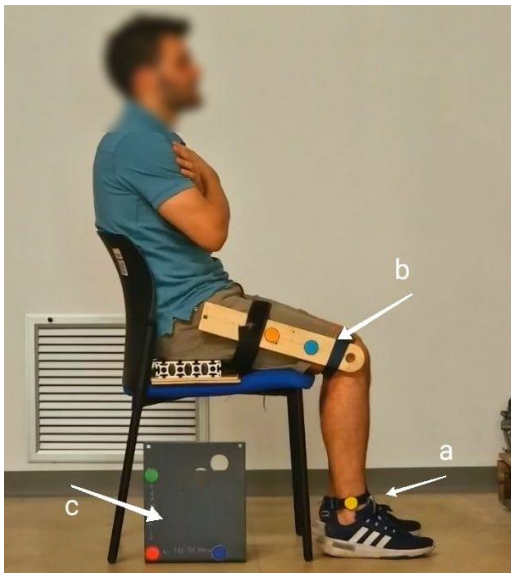
- Verranno effettuati numerosi test sperimentali per registrare il movimento in diverse condizioni di esecuzione.
- I risultati ottenuti verranno poi confrontati e la traiettoria reale più vicina alla media sarà selezionata per il campionamento dei requisiti necessari alla sintesi del meccanismo. A tal fine, verrà adottata una formula unificata di progettazione per quadrilateri articolati con posizioni prescritte arbitrarie. Tale procedura, proposta da Zhao et al. nel 2014 [37], consente di ottenere soluzioni esatte quando possibile, e utilizza il metodo dei minimi quadrati per trovare la migliore approssimazione nel caso di problemi con più di quattro posizioni, per i quali una soluzione esatta potrebbe non esistere.
- Sulla base dello schema funzionale risultante dalla procedura di sintesi, verrà realizzato un prototipo comprendente un elemento passivo per l'accumulo e il rilascio dell'energia potenziale.

## 2 Requisiti di progettazione

### 2.1 Setup sperimentale

Per contenere i costi e la complessità del sistema sperimentale, i movimenti degli arti inferiori dell'utente sono stati acquisiti mediante un sistema di motion capture (MOCAP) a basso costo, basato sull'uso di marker colorati, una videocamera RGB standard e tecniche di elaborazione delle immagini. In particolare, sono stati realizzati 6 Marker colorati, 3 dei quali posizionati sugli arti inferiori:

- Un marker giallo (Figura 2.1 a) posizionato in un punto immediatamente superiore al malleolo laterale, per identificare l'articolazione della caviglia;
- Un marker azzurro e uno arancione posizionati su un apposito asse in legno (Figura 2.1 b), il quale è stato legato lateralmente alla coscia dei soggetti, con un foro posizionato in corrispondenza dell'articolazione del ginocchio ed allineato parallelamente al femore lungo la direzione anca-ginocchio.



I tre marker rosso, blu e verde, invece, sono stati utilizzati per realizzare un sistema di riferimento fisso (rispetto al quale verranno calcolate le traiettorie articolari), il quale è stato posizionato sul pavimento, alla base del piano di appoggio (Figura 2.1 c).

Figura 2.1 - Setup sperimentale con markers articolari e di riferimento

## 2.2 Protocollo di acquisizione

Ricordando i fattori determinanti che ne influenzano maggiormente l'esecuzione (altezza della seduta, utilizzo dei braccioli e posizionamento dei piedi), a ciascun soggetto è stato chiesto di ripetere il movimento Sit to Stand con tre diverse altezze del piano d'appoggio (ottenute mediante opportuni supporti di spessore noto) e, per ciascuna altezza, sono state considerate tre posizioni dei piedi differenti rispetto al ginocchio. Tutte le prove sono state eseguite due volte, per un totale di 18 acquisizioni video per ciascun soggetto. Per quanto riguarda la postura da mantenere durante l'esecuzione del movimento, come si può notare in Figura 2.1, ai soggetti esaminati è stato chiesto di incrociare le braccia posizionando ciascuna mano sulla spalla controlaterale, in modo tale da minimizzare le potenziale differenze dovute al movimento degli arti superiori, e di sollevarsi mantenendo i piedi fermi, perpendicolari alla sedia e perfettamente paralleli tra loro.



Figura 2.2 - Esecuzione del movimento Sit to Stand (STS)

Relativamente alle tre diverse altezze del piano d'appoggio considerate, la procedura adottata prevede la normalizzazione dell'altezza di seduta rispetto alla lunghezza della gamba di ciascun partecipante, misurata come distanza dell'articolazione di ginocchio dal suolo in posizione eretta, in modo tale da risolvere le criticità metodologiche presenti in letteratura.

Come anticipato nel capitolo 1.3, infatti, l'assenza di standardizzazione dell'altezza del piano di seduta rispetto alle dimensioni antropometriche dei soggetti studiati rappresenta un limite significativo negli studi sul movimento STS, poiché impedisce il confronto dei risultati tra ricerche diverse, e maschera le variazioni individuali legate alle proporzioni corporee.

In relazione a quanto appena detto, prima delle acquisizioni è stata misurata l'altezza dell'articolazione del ginocchio di ciascun soggetto rispetto al terreno (in posizione eretta); dopodiché per ognuno di essi sono state calcolate tre diverse altezze di seduta proporzionali, pari al 90%, 100% e 110% della misura appena effettuata (Figura 2.2).



Figura 2.3 – Altezze di seduta

Relativamente invece alle posizioni dei piedi ad una data altezza di seduta, come si può notare in Figura 2.2, esse sono state scelte come segue:

- Primo movimento: marker della caviglia inizialmente collocato sulla perpendicolare al terreno che passa per il marker del ginocchio, quindi verticalmente rispetto al ginocchio stesso (angolo  $\theta$  tra tibia e asse verticale pari a  $0^\circ$ ).
- Secondo movimento: eseguito in modo tale che la linea che collega i due marker di ginocchio e caviglia sia inizialmente inclinata di un angolo di 5 gradi rispetto alla verticale ( $\theta = 5^\circ$ ).

- Terzo movimento: linea che collega i due marker di ginocchio e caviglia inizialmente inclinata di un angolo di 10 gradi rispetto alla verticale ( $\theta = 10^\circ$ ).

In particolare, per ciascun soggetto, nei casi del secondo e del terzo movimento ad una data altezza di seduta, si è calcolato l'arretramento dei talloni dalla posizione A (marker della caviglia collocato verticalmente rispetto al ginocchio) alla posizione A' nel modo seguente:

$$AA' = KA * \tan(\theta) \quad (2.1)$$

data KA la distanza dal terreno dell'articolazione di ginocchio.

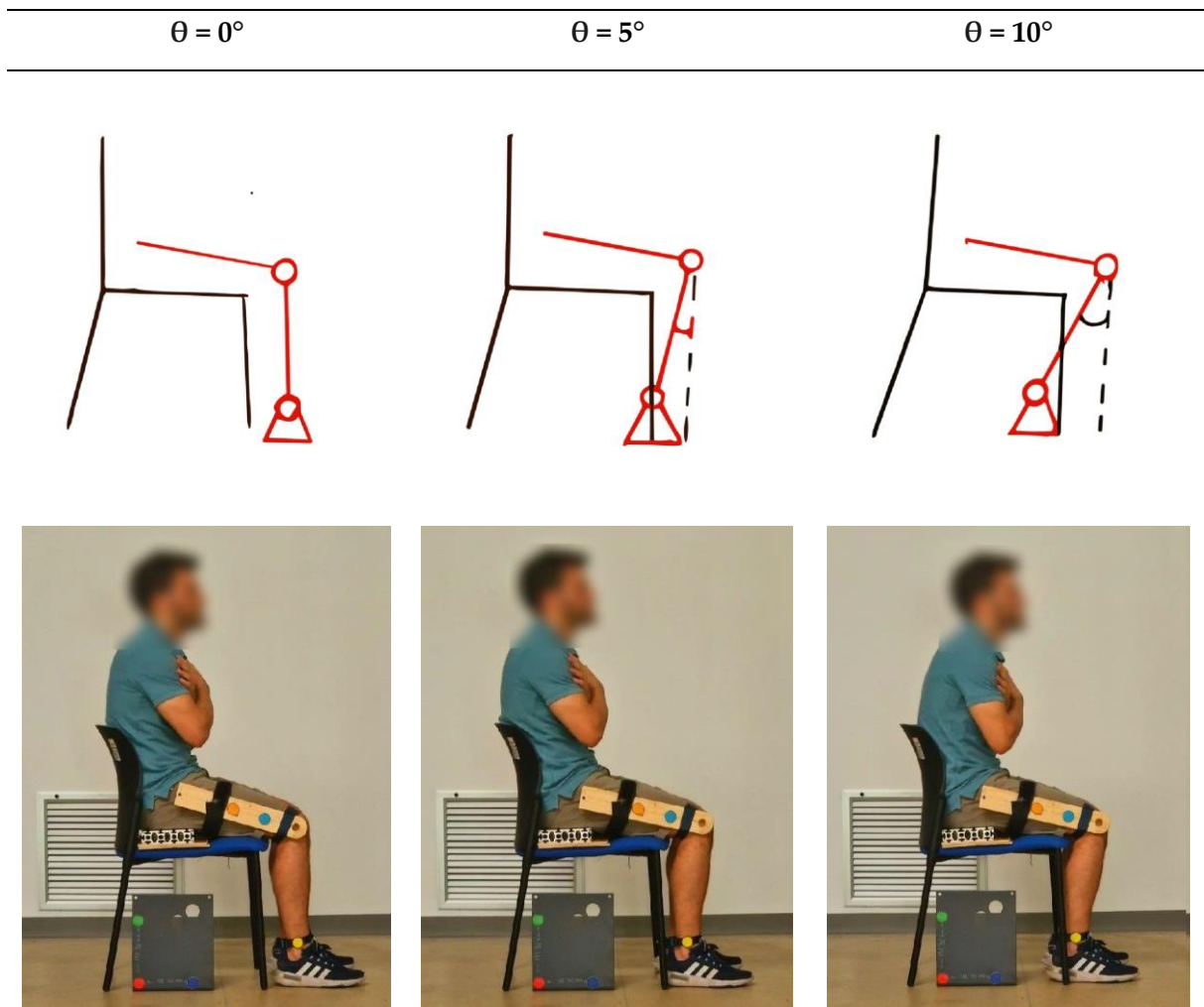


Figura 2.4 - Posizionamento dei piedi, 3 casi

## 2.3 Ottenimento delle traiettorie articolari

In seguito alle acquisizioni, lo step successivo consisteva nell'importare i file video in uno script Matlab in grado di rilevare i colori dei markers e di tracciarne visivamente lo spostamento durante la riproduzione del filmato.

### 2.3.1 Ottenimento delle soglie di calibrazione

Questa procedura richiede tuttavia uno step preliminare, ovvero l'inizializzazione e calibrazione del sistema di tracciamento automatico, ottenuta mediante lo script "GetThresholds.m", il cui compito specifico è definire le soglie di colore nello spazio HSV (Hue, Saturation, Value) per ciascun marker colorato; queste soglie costituiscono il set di istruzioni necessario allo script di analisi successivo per identificare in modo univoco i marker stessi, e tracciarne efficacemente le traiettorie, isolandoli dal rumore di fondo e dalle variazioni di illuminazione. Lo script prevede il caricamento iniziale di uno dei file video contenenti le registrazioni del movimento, dopodiché la procedura segue un approccio semiautomatico e interattivo: per ognuno dei marker, in sequenza, il programma seleziona casualmente 10 fotogrammi dall'intera sequenza video (questo per garantire che i valori ottenuti siano rappresentativi dell'intera sessione sperimentale), e per ogni fotogramma viene richiesto all'utente di selezionare un pixel corrispondente al marker di interesse; a questo punto le coordinate RGB del pixel vengono convertite nel modello di colore HSV (più robusto per il riconoscimento dei colori in condizioni di luce variabile) ed infine, per ogni marker, i valori H, S e V raccolti vengono aggregati al fine di definire le soglie di riconoscimento per ciascun colore; questi intervalli vengono poi inseriti in un file Thresholds.mat, il quale costituirà il profilo di calibrazione specifico per quella sessione di acquisizione, successivamente importato nello script principale responsabile del tracciamento delle traiettorie.

### 2.3.2 Tracciamento, elaborazione ed esportazione delle traiettorie articolari

Una volta ottenute le soglie di riconoscimento dei colori per ogni sessione di acquisizione, i file video sono stati quindi importati nello script "TrackColoredMarkers.m", insieme all'opportuno file contenente il profilo di calibrazione generato nella fase precedente.

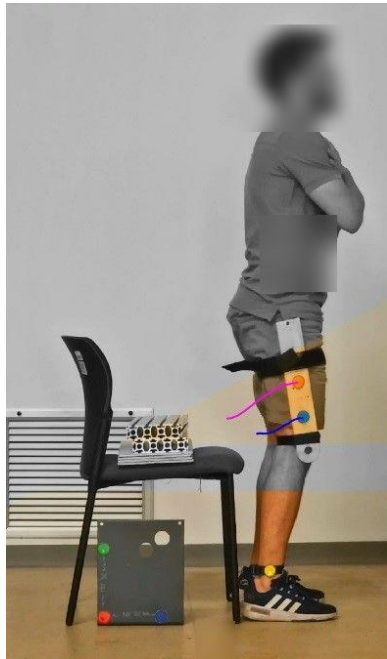


Figura 2.5 - Ottenimento delle traiettorie dei markers

L'obiettivo dello script è quello di identificare automaticamente e registrare le coordinate spaziali di tutti i markers in ogni fotogramma, tracciando una linea colorata che, sovrapposta al video, si allunga frame dopo frame, seguendo il loro movimento e disegnandone la traiettoria punto per punto (Figura 2.3). Il programma, in sintesi, estrae le traiettorie, le visualizza in tempo reale sovrapposte al video e le elabora, permettendo di esportare i dati in un sistema di riferimento appropriato per le successive analisi biomeccaniche.

Più nel dettaglio: una volta importato il file video, per ogni fotogramma l'immagine RGB viene convertita nello spazio colore HSV, e per ogni marker colorato viene creata una maschera binaria, la quale isola i pixel dell'immagine il cui valore HSV ricade all'interno degli intervalli definiti in fase di calibrazione; di questi gruppi di pixel viene calcolato il baricentro (centroide), le coordinate del quale verranno salvate in un'apposita matrice.

Lo script, infatti, consente di preallocare una matrice tridimensionale (la quale andrà a contenere le coordinate orizzontali e verticali in pixel di ciascun marker, relativamente ad ogni singolo frame) con una dimensione complessiva di  $(N\_frames) \times (2) \times (6)$  (ovvero (numero di

frames) x (numero di coordinate) x (numero di markers)). Le matrici così ottenute (una matrice per ogni video), quindi, conterranno l'evoluzione delle traiettorie articolari nei vari fotogrammi, dall'inizio al termine della transizione Sit to Stand, e per ogni giunto articolare di nostro interesse.

Infine, prima dell'esportazione definitiva, le coordinate grezze (in pixel), vengono trasformate in un sistema di riferimento più significativo dal punto di vista biomeccanico; in particolare, le posizioni vengono salvate in millimetri rispetto ad un sistema centrato sulla caviglia (esso viene traslato e ruotato in modo tale che l'origine coincida approssimativamente con la posizione media del marker giallo). Così facendo si ottiene la matrice finale delle coordinate articolari, salvata in un file ".mat", la quale potrà poi essere caricata in script dedicati a fasi successive del progetto.

### **2.3.3 Visualizzazione delle traiettorie di anca e ginocchio**

In seguito, lo script "EvalRquirements.m" ha consentito di importare contemporaneamente i file ".mat" relativi a tutti i movimenti Sit to Stand eseguiti da un unico soggetto, al fine di rappresentare in un unico grafico, per ognuno dei tre soggetti considerati, tutte le traiettorie ottenute relative alle articolazioni di anca e ginocchio. L'obiettivo è quello di individuare, nel fascio di traiettorie visualizzato, i movimenti che più si avvicinano alla media delle traiettorie stesse.

L'approccio utilizzato, al fine di ottenere le traiettorie articolari, consiste nel partire dalle posizioni dei markers arancione e azzurro posizionati sull'asse di legno parallelo al femore, per poi ricavare quelle di anca e ginocchio seguendo il modello presente in Figura 2.4:

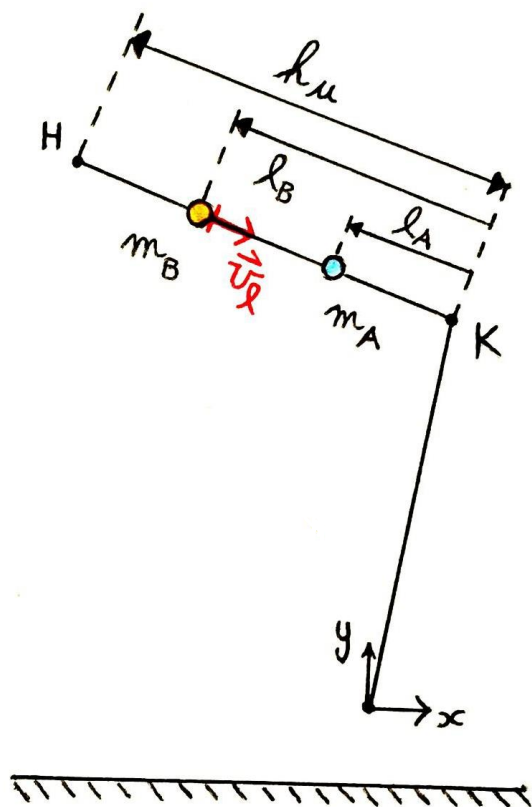


Figura 2.6 - Modello sperimentale per l'ottenimento delle traiettorie articolari

$$l_A = 100 \text{ mm}$$

$h_u$ : lunghezza del femore, dipende dal soggetto considerato.

H e K: rispettivamente, i vettori contenenti l'evoluzione delle posizioni di anca e ginocchio durante la transizione Sit to Stand.

$$\bar{v}_l = \frac{\bar{m}_A - \bar{m}_B}{|\bar{m}_A - \bar{m}_B|} \quad (2.2)$$

$$K = \bar{m}_A + l_A \cdot \bar{v}_l \quad (2.3)$$

$$H = K - h_u \cdot \bar{v}_l \quad (2.4)$$

Come si evince dalle equazioni sopra riportate, i vettori H e K sono stati calcolati a partire dalle traiettorie del marker arancione e di quello azzurro (i vettori  $\bar{m}_A$  e  $\bar{m}_B$ , rispettivamente).

Si riportano in Figura 2.5 i grafici relativi alle traiettorie articolari dei tre soggetti, (opportunamente filtrate mediante un filtro passa-basso), i quali riportano, rispettivamente sugli assi x e y, le distanze orizzontali e verticali in mm rispetto al sistema di riferimento fisso:

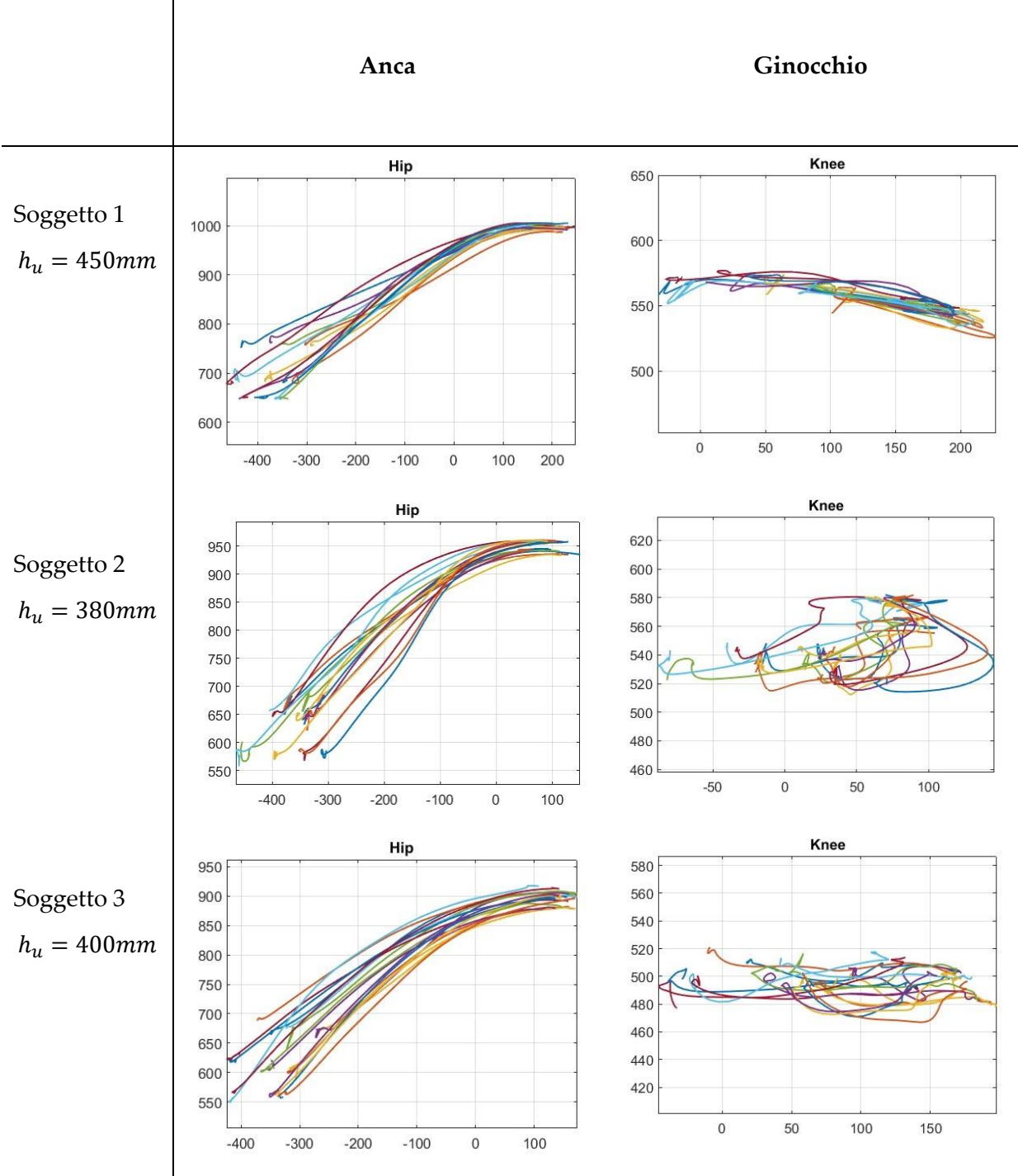
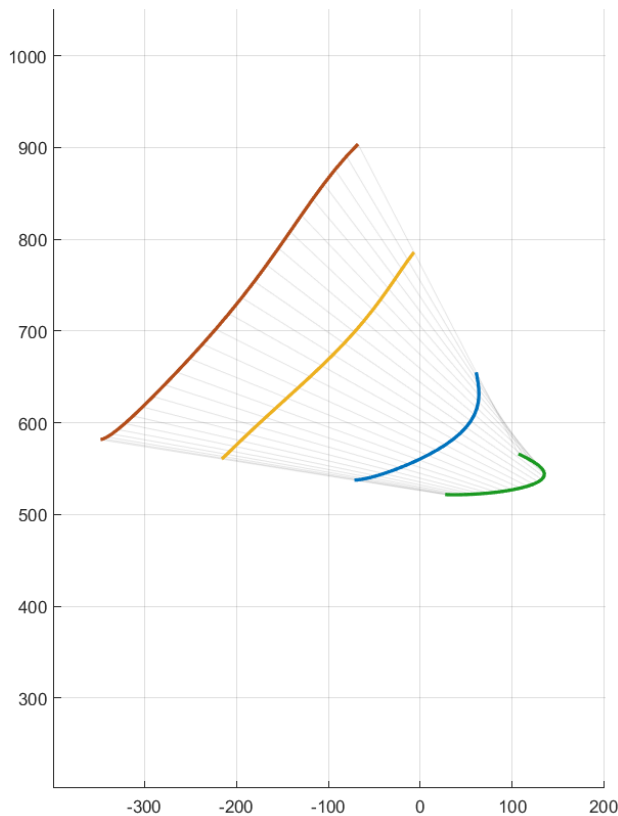


Figura 2.7 - Traiettorie articolari di anca e ginocchio

Una volta ottenute le traiettorie articolari dei tre soggetti, sono state considerate, per ognuno di essi, quelle che meglio rappresentano il movimento medio, salvandole in appositi file "Requirement", sotto forma di matrici contenenti le coordinate delle articolazioni di anca e ginocchio.



Si è scelto in seguito di proseguire nella sintesi del meccanismo utilizzando i requisiti di progettazione (traiettorie articolari reali) relativi ad una sola delle transizioni Sit to Stand analizzate, in particolare quella eseguita dal soggetto di altezza minore, partendo dalla minima altezza di seduta, e con un'inclinazione del segmento ginocchio-caviglia di cinque gradi rispetto alla verticale, in quanto ritenuta più vicina all'andamento ideale (Figura 2.6).

Figura 2.8 - Requisiti di progettazione

### 3 Sintesi del meccanismo

Il file di Requirement è stato importato in un apposito programma (Synthesis4barsLinkage), che implementa una metodologia di sintesi cinematica per la progettazione di un quadrilatero articolato in grado di riprodurre la traiettoria fisiologica del femore durante il movimento di transizione Sit to Stand.

#### 3.1 Quadrilateri articolati

Con quadrilatero articolato si intende un meccanismo composto da quattro aste (link) collegate in serie da quattro coppie rotoidali, a formare una catena cinematica chiusa (Figura 3.1). La sua capacità di trasformare moti rotatori in traiettorie planari complesse lo rende particolarmente versatile in ambito biomeccanico e, nello specifico, nella sintesi di dispositivi atti a replicare il movimento articolare umano. Lo schema funzionale è il seguente:

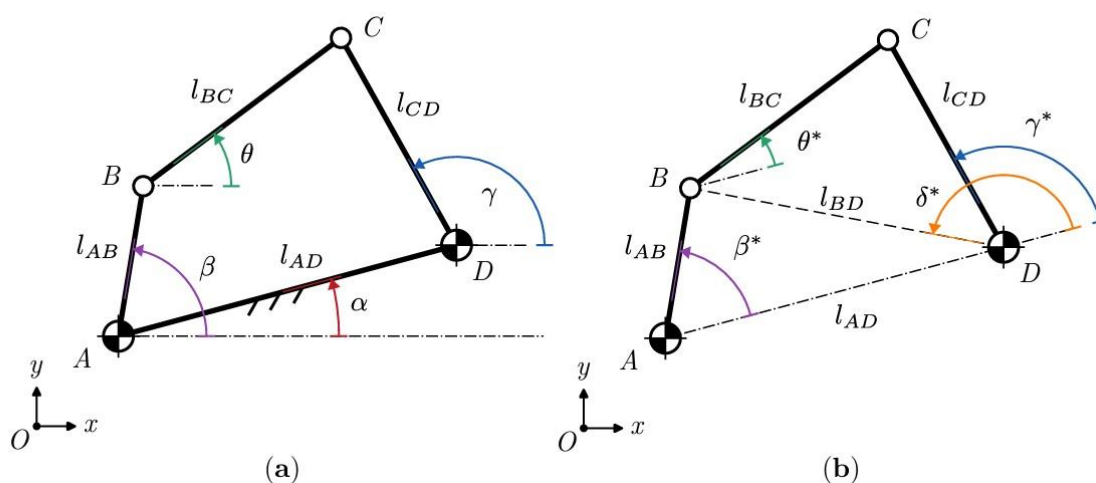


Figura 3.1 - Schema funzionale di un quadrilatero articolato

Dove A, B, C e D sono le quattro coppie rotoidali che collegano i quattro link del meccanismo; questi ultimi possono essere classificati nel seguente modo:

- AD: ground link (telaio)
- AB: input link
- BC: coupler (biella)
- CD: output link

$\alpha, \beta, \gamma, \vartheta$  sono invece i loro angoli di inclinazione rispetto all'asse x del sistema di riferimento fisso. Per semplificare l'analisi cinematica è utile introdurre gli angoli relativi

$\beta^* = \beta - \alpha, \vartheta^* = \vartheta - \alpha, \gamma^* = \gamma - \alpha$ , misurati rispetto alla direzione del vettore AD.

Il meccanismo è assemblabile se e solo se sono simultaneamente verificate le seguenti relazioni:

$$\begin{aligned} l_{AB} + l_{BC} &\geq |l_{AD} - l_{CD}| \\ |l_{BC} - l_{AB}| &\leq l_{AD} + l_{CD} \end{aligned} \quad (3.1)$$

Una classificazione fondamentale dei quadrilateri articolati si basa sulla legge di Grashof: ordinando le lunghezze dei link dal più corto ( $l_1$ ) al più lungo ( $l_4$ ), un meccanismo è di Grashof se:

$$l_1 + l_4 \leq l_2 + l_3 \quad (3.2)$$

Se questa condizione è verificata il meccanismo di Grashof può appartenere a quattro diverse categorie:

- Se il link più corto è il telaio ( $l_1 = l_{AD}$ ) si ha un doppio manovellismo: sia AB che CD possono ruotare completamente.
- Se il link più corto è quello di input ( $l_1 = l_{AB}$ ) si ha una manovella-bilanciere: AB ruota completamente mentre CD oscilla.

- Se il link più corto è quello di output ( $l_1 = l_{CD}$ ) si ha un bilanciato-manovella: CD ruota completamente mentre AB oscilla.
- Se il link più corto è la biella ( $l_1 = l_{BC}$ ) si ha un doppio bilanciato: sia AB che CD oscillano, ma BC può ruotare completamente.

Se invece la condizione di Grashof non è soddisfatta, il meccanismo è classificato come triplo bilanciato, in cui nessun membro mobile può compiere rotazioni complete.

L'obiettivo principale del modello cinematico è esprimere gli angoli  $\vartheta^*$  e  $\gamma^*$  in funzione dell'angolo di ingresso  $\beta^*$ . La lunghezza  $l_{BD}$  può essere determinata a partire dal triangolo ABD:

$$l_{BD} = \sqrt{l_{AD}^2 + l_{AB}^2 - 2 \cdot l_{AD} \cdot l_{AB} \cdot \cos(\beta^*)} \quad (3.3)$$

L'angolo  $\delta^* - \gamma^*$  si ricava invece dal triangolo BCD:

$$\delta^* - \gamma^* = \pm \arccos\left(\frac{l_{CD}^2 + l_{BD}^2 - l_{BC}^2}{2 \cdot l_{CD} \cdot l_{BD}}\right) \quad (3.4)$$

Dove  $\delta^*$  rappresenta l'orientazione del vettore DB rispetto ad AD:

$$\delta^* = a \tan 2(l_{AB} \cdot \sin(\beta^*), l_{AB} \cdot \cos(\beta^*) - l_{AD}) \quad (3.5)$$

Combinando queste relazioni si ottiene la fondamentale relazione input – output:

$$\gamma^* = a \tan 2(l_{AB} \cdot \sin(\beta^*), l_{AB} \cdot \cos(\beta^*) - l_{AD}) \mp \arccos\left(\frac{l_{CD}^2 + l_{BD}^2 - l_{BC}^2}{2 \cdot l_{CD} \cdot l_{BD}}\right) \quad (3.6)$$

I due segni dell'equazione corrispondono alle due possibili configurazioni di assemblaggio del meccanismo, date le lunghezze dei link. Infine, l'orientamento della biella BD è dato da:

$$\theta^* = a \tan 2(l_{CD} \cdot \text{sen}(\gamma^*) - l_{AB} \cdot \text{sen}(\beta^*), l_{AD} + l_{CD} \cdot \cos(\gamma^*) - l_{AB} \cdot \cos(\beta^*)) \quad (3.7)$$

### 3.1.1 Metodi per la sintesi di quadrilateri articolati

La sintesi di meccanismi quadrilateri articolati può essere affrontata con tre categorie di approcci principali [38] [39], utilizzati per progettare le lunghezze dei link e la posizione delle coppie rotoidali affinché il meccanismo segua un movimento desiderato, passando cioè per un numero limitato di posizioni note a priori definite “punti di precisione” (o accuracy points):

- metodi grafici (o geometrici): sono più intuitivi e basati sulla geometria descrittiva, per cui sono ideali per sintetizzare meccanismi su due o tre punti di precisione, ma diventano estremamente complessi all’aumentare del numero di posizioni da soddisfare;
- metodi numerico-analitici classici: sono basati sulla formulazione di equazioni di vincolo e sulla risoluzione di sistemi polinomiali; sono più precisi e consentono di ottenere soluzioni esatte ma sono intrinsecamente limitati nel numero di punti di precisione (raramente nella pratica si va oltre i cinque). Tra questi il più noto si basa sull’equazione di Freudstein, e mette in relazione gli angoli di ingresso e uscita con le lunghezze dei lati, cercando di minimizzare l’errore in punti di precisione specifici.
- metodi di ottimizzazione: possono gestire un numero elevato di punti di precisione ma presentano criticità per quanto riguarda la sensibilità alla scelta delle condizioni iniziali, la convergenza verso ottimi locali e la complessità computazionale.

### 3.1.2 Formula unificata per la sintesi di quadrilateri articolati

Per la sintesi del meccanismo oggetto di questa tesi si è scelto di adottare una formula di progetto unificata per quadrilateri articolati con posizioni arbitrariamente prescritte, proposta da Zhao et al. nell’articolo [37]. Questo approccio, pur appartenendo alla famiglia dei metodi numerico-analitici, supera i limiti dei metodi classici sul numero di accuracy points grazie ad una formulazione unificata che consente di considerare un numero arbitrario di punti di

precisione. Esso fornisce dunque soluzioni esatte quando queste esistono, mentre utilizza il metodo dei minimi quadrati per ottenere la migliore soluzione approssimata nel caso di problemi con più di quattro posizioni di passaggio, nei quali il sistema di equazioni risulta sovradeterminato e non ammette soluzioni esatte.

Il metodo descritto è dunque particolarmente adatto al nostro caso, in cui il numero di punti di precisione è molto elevato in quanto definito dall'intera sequenza di frame cinematici che descrivono la traiettoria del femore.

Si riporta di seguito una breve descrizione del metodo, descritto nell'articolo [37]:

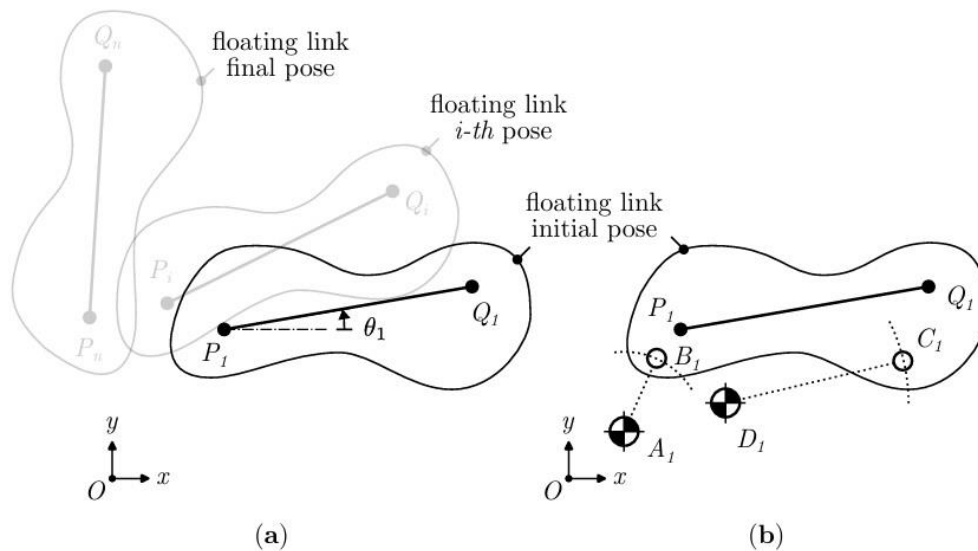


Figura 3.2 – Metodo di sintesi unificato: (a) posizioni del link mobile; (b) posizione iniziale e nomenclatura

Considerando il link mobile PQ, esso deve passare attraverso una serie di posizioni, che vanno da  $P_1Q_1$  a  $P_nQ_n$  (Figura 3.2 a); l'obiettivo della procedura è trovare la posizione dei due giunti mobili B e C, e la posizione delle due cerniere A e D collegate al telaio fisso, in modo tale che il meccanismo risultante segua, anche approssimativamente, il movimento desiderato (Figura 3.2 b).

La posizione del giunto B può essere scritta come:

$$\begin{aligned}\vec{r}_{Bi} &= \vec{r}_{P1} + \vec{r}_{P1Pi} + R(\theta_{1i})\vec{r}_{P1B1} = \vec{r}_{Pi} + R(\theta_{1i})\vec{r}_{P1B1} \\ R(\theta_{1i}) &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_{1i}) & -\sin(\theta_{1i}) \\ \sin(\theta_{1i}) & \cos(\theta_{1i}) \end{bmatrix}\end{aligned}\quad (3.8)$$

dove  $\theta_{1i} = \theta_i - \theta_1$ ,  $\vec{r}_{Bi}$  è il vettore posizione del punto  $B_i$  e  $\vec{r}_{P1Pi} = \vec{r}_{Pi} - \vec{r}_{P1}$ .

La stessa relazione può essere scritta per il giunto C:

$$\vec{r}_{Ci} = \vec{r}_{Qi} + R(\theta_{1i})\vec{r}_{Q1C1} \quad (3.9)$$

Perché A, B, C e D siano collegati tramite i membri rigidi del quadrilatero articolato è necessario che i giunti B e C seguano una traiettoria circolare intorno, rispettivamente, ai giunti A e D. In particolare, perché B si muova di moto circolare intorno ad A (lo stesso ragionamento si può ripetere per il link CD), dovrà essere verificato il seguente sistema di n-1 equazioni:

$$\|\vec{r}_{ABi}\| = \|\vec{r}_{AB1}\| \quad \forall i = 2, 3, \dots, n \quad (3.10)$$

L'equazione (3.10) può essere espressa in funzione delle coordinate  $x_A$  e  $y_A$  del giunto A fisso:

$$\begin{cases} c_{21}x_A + c_{22}y_A + c_{23} = 0 \\ \dots \\ c_{n1}x_A + c_{n2}y_A + c_{n3} = 0 \end{cases} \quad (3.11)$$

Se  $n=3$  il sistema (3.11) è composto da due equazioni, quindi, quando la posizione  $B_1$  è specificata, tutti i coefficienti  $c_{ij}$  sono noti e il sistema ha soluzioni univoche.

Quando invece  $n \geq 3$ , lo stesso sistema sarà composto da n-1 equazioni. Perché esista una soluzione, l'ordine della matrice dei coefficienti dovrà essere  $< 3$ ; in altre parole, per ottenere una soluzione esatta, il determinante della matrice M, data dal prodotto tra la matrice dei coefficienti trasposta e la matrice dei coefficienti stessa, dovrà essere nullo.

Nel caso in cui  $\|M\| > 0$ , si può ottenere una soluzione approssimata. In particolare, si definisce la funzione  $f(x_{B1}, y_{B1}) = \|M\|$ . La soluzione ottima per  $x_{B1}$  e  $y_{B1}$  si ottiene quando f

è minima, e dovrà dunque essere scelta tra i suoi punti stazionari. Se la posizione  $B_1$  è nota, allora tutti i coefficienti nel sistema (3.11) sono noti; di conseguenza, la posizione del giunto fisso A si può ottenere grazie all'equazione (3.12); quest'ultima fornisce la soluzione esatta quando è verificata la condizione  $\|M\| = 0$ , mentre fornisce la miglior soluzione approssimata nel caso in cui  $\|M\| > 0$ .

$$\vec{r}_A = (K^T K)^{-1} K^T h \quad (3.12)$$

## 3.2 Utilizzo del programma di sintesi

Come anticipato, le traiettorie di anca e ginocchio ottenute sperimentalmente (sotto forma di matrici di coordinate articolari H e K, ovvero i requisiti per la sintesi interni al file di Requirement) sono state importate in un apposito programma per la sintesi del quadrilatero articolato.

Il meccanismo deve essere progettato per coadiuvare il movimento Sit to Stand attivandosi non in tutto il range of motion (ovvero dalla posizione seduta a quella completamente eretta), ma solo in un intervallo definito di frame cinematici, in modo da supportare la fase di massima richiesta di coppia articolare. Questo approccio consente di alleviare il carico nel tratto che comporterebbe il maggior sforzo articolare, e al tempo stesso di preservare la componente attiva del movimento nella fase finale del sollevamento, minimizzando l'assistenza superflua; tutto ciò permette di garantire un supporto ottimizzato sotto il punto di vista energetico e biomeccanico, evitando al tempo stesso di fornire una spinta eccessiva che potrebbe destabilizzare l'utilizzatore, portandolo a perdere l'equilibrio anteriormente.

Dopo aver specificato un certo intervallo di frames da considerare, l'algoritmo determina, sulla base della teoria di Zhao precedentemente descritta, la configurazione geometrica ottimale che meglio approssima il movimento naturale del femore nel range considerato, utilizzando una tecnica di ottimizzazione non lineare. La posizione delle cerniere del meccanismo così ottenuto, quindi, dipende tanto dalle traiettorie originarie di anca e ginocchio importate nel programma, quanto dall'intervallo di movimento, definito in frames, nel quale il meccanismo dovrà intervenire.

L'output finale del programma comprende i parametri geometrici del quadrilatero, ovvero le coordinate delle cerniere fisse e le traiettorie delle cerniere mobili Q e P (solidali rispettivamente ad anca e ginocchio), nonché un'animazione che visualizza il movimento generato.

### 3.3 Criteri di scelta del meccanismo

Questa procedura di sintesi non restituisce una soluzione univoca; la configurazione geometrica ottenuta mediante questo algoritmo di ottimizzazione, infatti, è il risultato di un processo iterativo influenzato da diversi parametri di ingresso, ovvero:

- L'intervallo di frame selezionato per la sintesi, che definisce la precisa sezione del movimento STS durante la quale il meccanismo dovrà essere attivo;
- La posizione iniziale stimata delle coppie rotoidali fisse, ovvero il punto di partenza da cui l'algoritmo inizierà ad esplorare lo spazio delle configurazioni per trovare quella ottimale;
- La scelta del link input del quadrilatero, ovvero il link del meccanismo che verrà considerato come elemento motore.

Variando questi parametri in modo sistematico, ed eseguendo ripetutamente l'algoritmo, è stato possibile generare una serie di configurazioni meccaniche candidate, di cui solo alcune sono risultate valide o potenzialmente realizzabili. Esse, infatti sono state valutate e selezionate sulla base di alcuni criteri prioritari, come la minimizzazione dell'ingombro fisico del dispositivo nonché la sua fedeltà cinematica alle traiettorie usate come requisiti di sintesi.

#### ***3.3.1 Compattezza e minimizzazione dell'ingombro***

Un primo aspetto riguarda la compattezza del meccanismo: la configurazione ottenuta, oltre a dover essere fisicamente realizzabile, deve avere dimensioni contenute, in modo tale da favorirne l'integrazione in un dispositivo indossabile non invasivo ed ergonomico, che non interferisce con l'ambiente circostante (ad esempio collidendo con il piano d'appoggio durante il sollevamento). Molte delle configurazioni ottenute, quindi, sono state scartate in quanto presentavano ingombri eccessivi o geometrie tali da renderne problematica l'implementazione pratica (Figura 3.3).

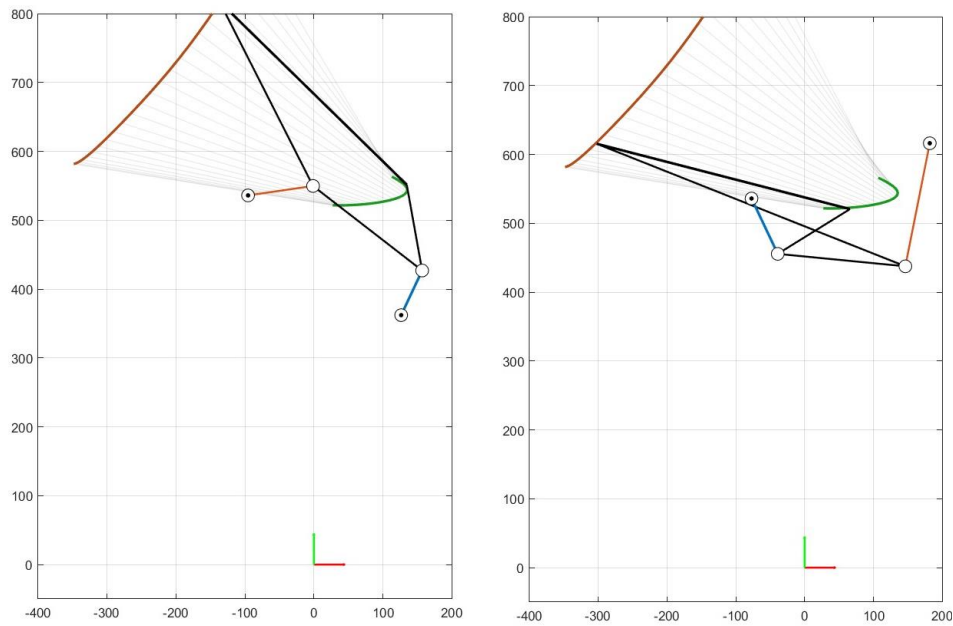


Figura 3.3 – Configurazioni scartate per ingombro

Ulteriori configurazioni, anche se più simili a quella scelta e quindi considerate più plausibili, sono state escluse in base alla posizione delle coppie rotoidali fisse (Figura 3.4), ad esempio nei casi in cui quella anteriore risultava troppo avanzata rispetto al ginocchio, o nei casi in cui entrambe le cerniere risultavano concentrate in prossimità del ginocchio ed inferiormente allo stesso, mentre idealmente quella posteriore dovrebbe collocarsi più vicina all'articolazione d'anca e in prossimità del femore durante la posizione seduta.

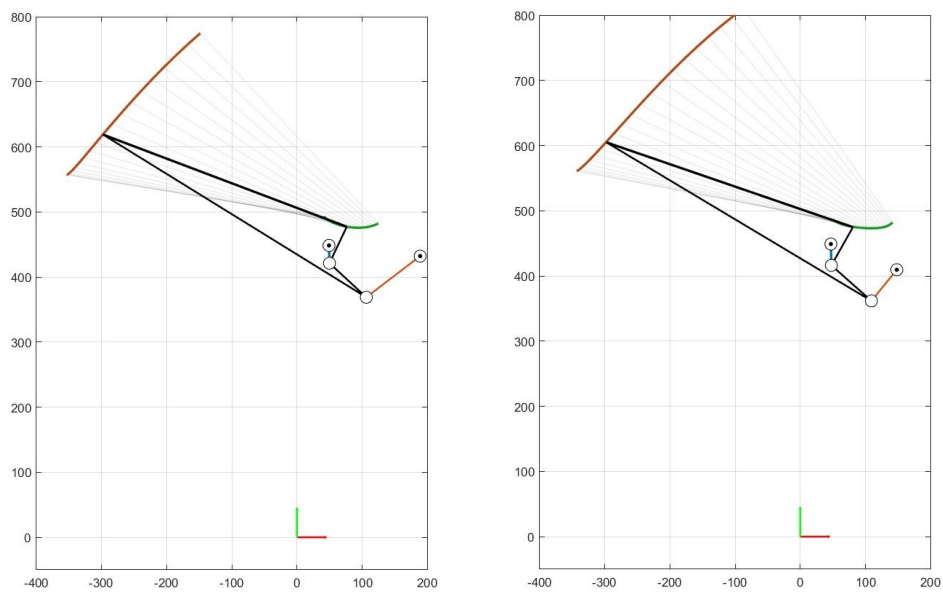


Figura 3.4 – Configurazioni scartate per posizione delle coppie rotoidali

Altre configurazioni presentano invece una posizione della coppia rotoidale anteriore sostanzialmente stabile, mentre per quella posteriore si è cercata la collocazione ottimale variando i parametri di sintesi. Anche in questo caso, diverse soluzioni sono state scartate a causa di una posizione troppo sopraelevata della cerniera posteriore rispetto al femore durante la posizione di riposo.

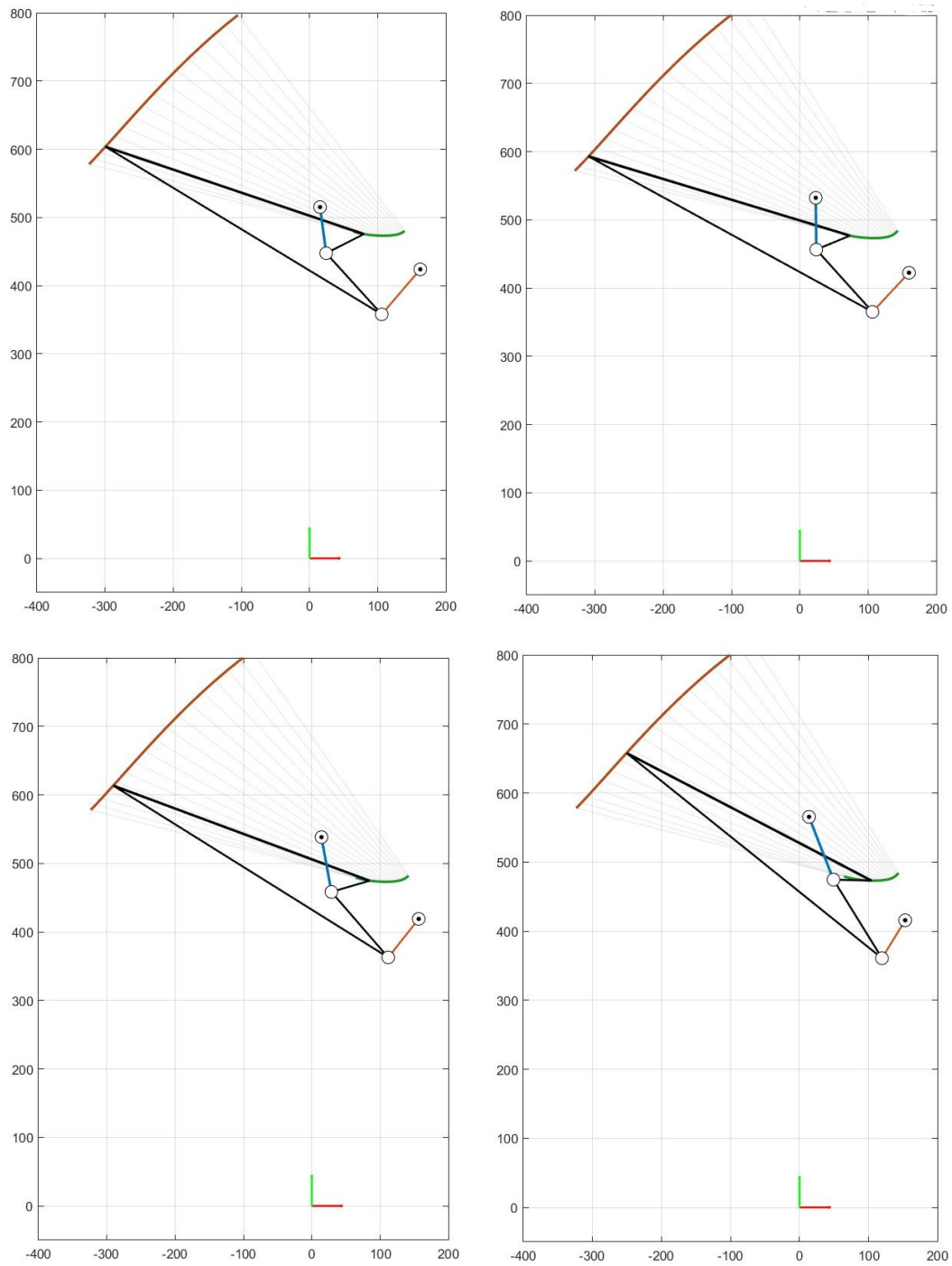


Figura 3.5 – Configurazioni scartate per posizione della coppia rotoidale posteriore

Le configurazioni ritenute plausibili (Figura 3.6) e sottoposte a ulteriore valutazione sono dunque quelle che, a parità di posizione della coppia rotoidale anteriore, presentano una coppia posteriore con una distanza dal femore limitata durante la posizione seduta:

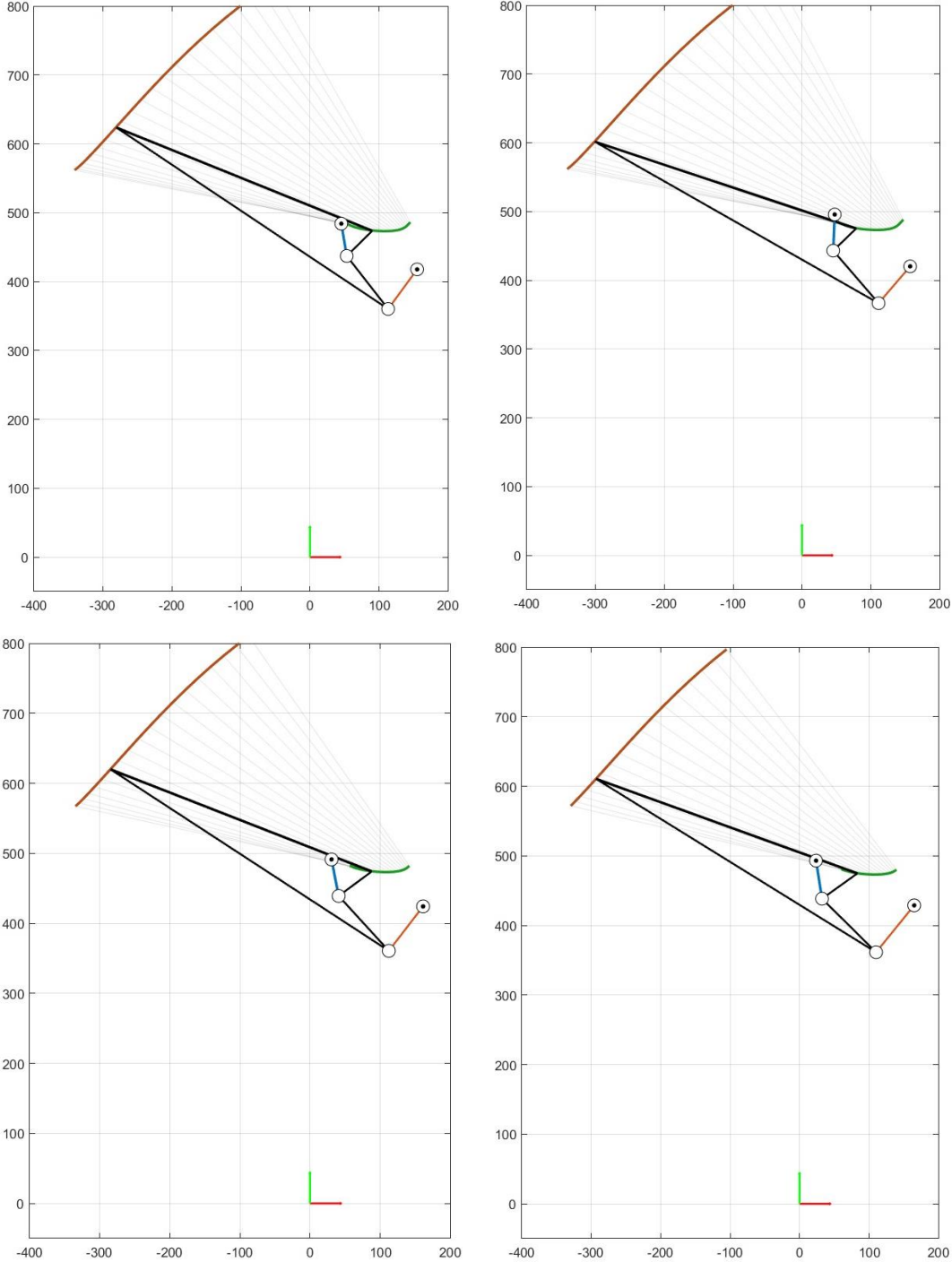


Figura 3.6 – Configurazioni plausibili

### **3.3.2 Fedeltà cinematica: valutazione degli errori**

Il secondo criterio di selezione, applicato alle configurazioni selezionate in base ai criteri di ingombro spaziale, si basa sul fatto che la traiettoria descritta dal link QP del quadrilatero deve approssimare il più possibile la traiettoria reale del femore (importata nel programma di sintesi come requisito).

Per quantificare oggettivamente questo aspetto, ovvero la capacità del meccanismo sintetizzato di approssimare fedelmente il movimento reale, sono stati sviluppati e utilizzati due distinti algoritmi di confronto in grado di calcolare lo scostamento tra la traiettoria del link QP del meccanismo appena sintetizzato e quella naturale del femore (HK) rilevata sperimentalmente; ognuno di essi si basa su una differente metrica di errore.

Il primo metodo opera su un principio di interpolazione e confronto punto-punto. Dopo un preliminare allineamento temporale delle traiettorie (esprese come percentuale del movimento STS assistito), le coordinate sperimentali di anca (H) e ginocchio (K) vengono interpolate in corrispondenza delle ascisse dei punti sintetizzati Q e P, rispettivamente. Questo passaggio garantisce che i due set di dati siano confrontabili su una base spaziale comune. Gli errori calcolati saranno quindi:

- **L'errore di posizione assoluto** per anca ( $\|H_{int} - Q\|$ ) e ginocchio ( $\|K_{int} - P\|$ ), ovvero la distanza euclidea tra il punto reale interpolato e il corrispondente punto della traiettoria tracciata dal meccanismo.
- **L'errore angolare** tra il vettore femore ( $H_{int} - K_{int}$ ) e il vettore link sintetizzato ( $Q - P$ ), espresso in gradi.

Il secondo metodo adotta invece un approccio geometrico più diretto, senza interpolazione. Esso calcola la minima distanza normale tra ciascun punto della traiettoria reale (H o K) e la curva poligonale (spezzata) definita dalla traiettoria sintetizzata corrispondente (rispettivamente Q o P). Questo algoritmo valuta, per ogni campione della traiettoria

desiderata, la distanza perpendicolare più breve dal segmento del meccanismo, fornendo una misura d'errore indipendente da una parametrizzazione temporale o spaziale forzata.

Applicando entrambi i metodi alle configurazioni già selezionate in base ai criteri di realizzabilità e compattezza, è stato quindi possibile decidere con quale configurazione meccanica affrontare la successiva fase di progettazione del dispositivo assistivo.

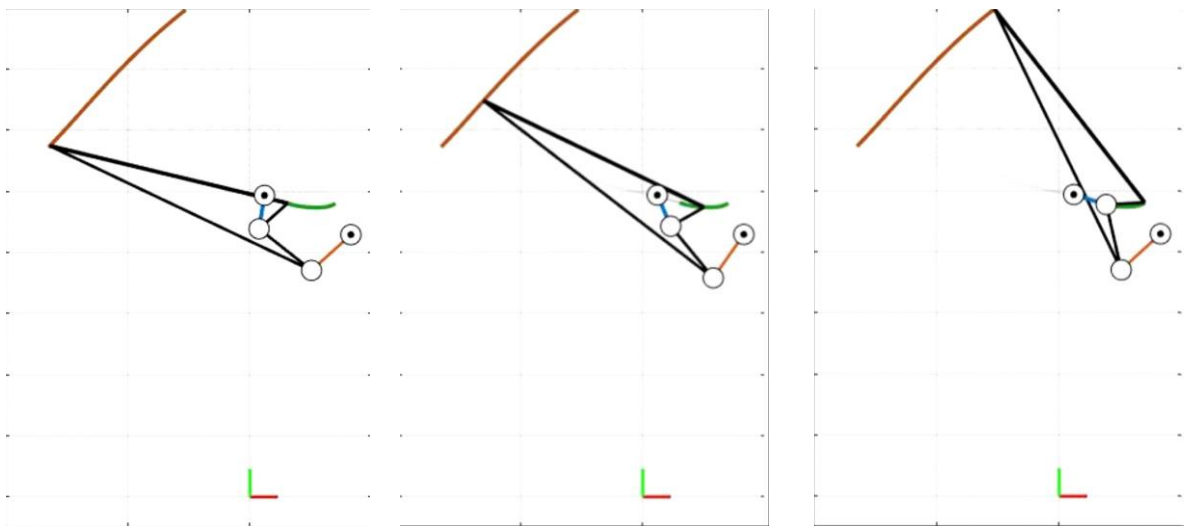


Figura 3.7 - Configurazione selezionata

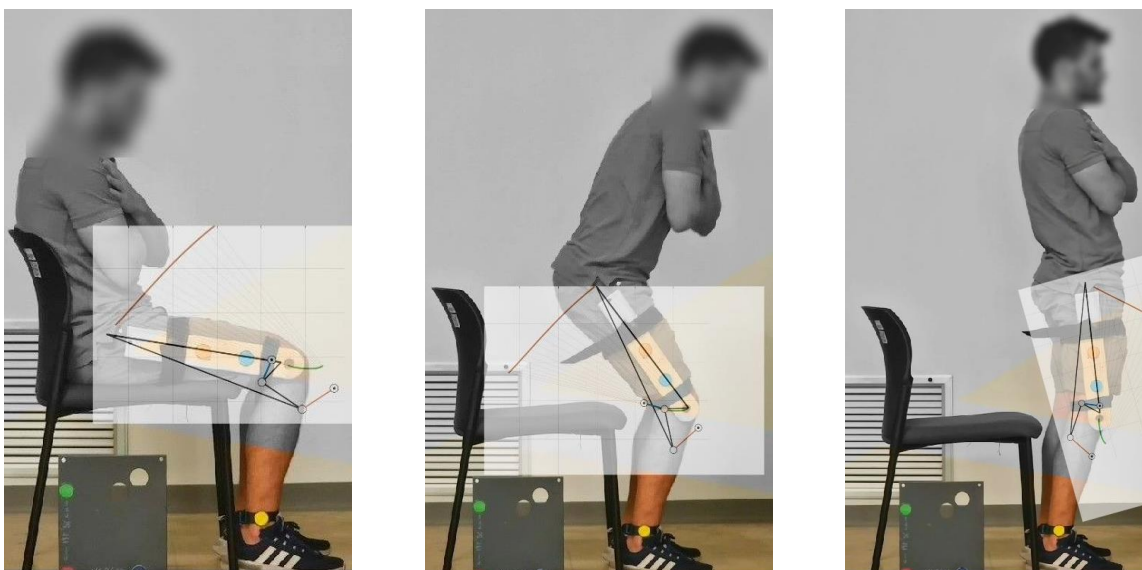


Figura 3.8 - Configurazione selezionata

Con la configurazione mostrata nelle figure 3.7 e 3.8, gli errori calcolati (sia assoluti di posizione, che angolari), si sono rivelati di entità molto contenuta nell'intervallo di frame considerato per la sintesi del meccanismo; in particolare, gli errori di posizione medi rientrano nell'ordine di pochi decimi di millimetro, mentre l'errore angolare medio risulta inferiore al grado, come si può notare nelle figure 3.9 e 3.10, in cui è mostrato il loro andamento rispetto alla percentuale di completamento della transizione STS. Questa esigua discrepanza conferma l'efficacia del processo di sintesi, dimostrando che il quadrilatero articolato è in grado di replicare con elevata precisione la cinematica naturale del segmento femorale nella fase critica del movimento STS.

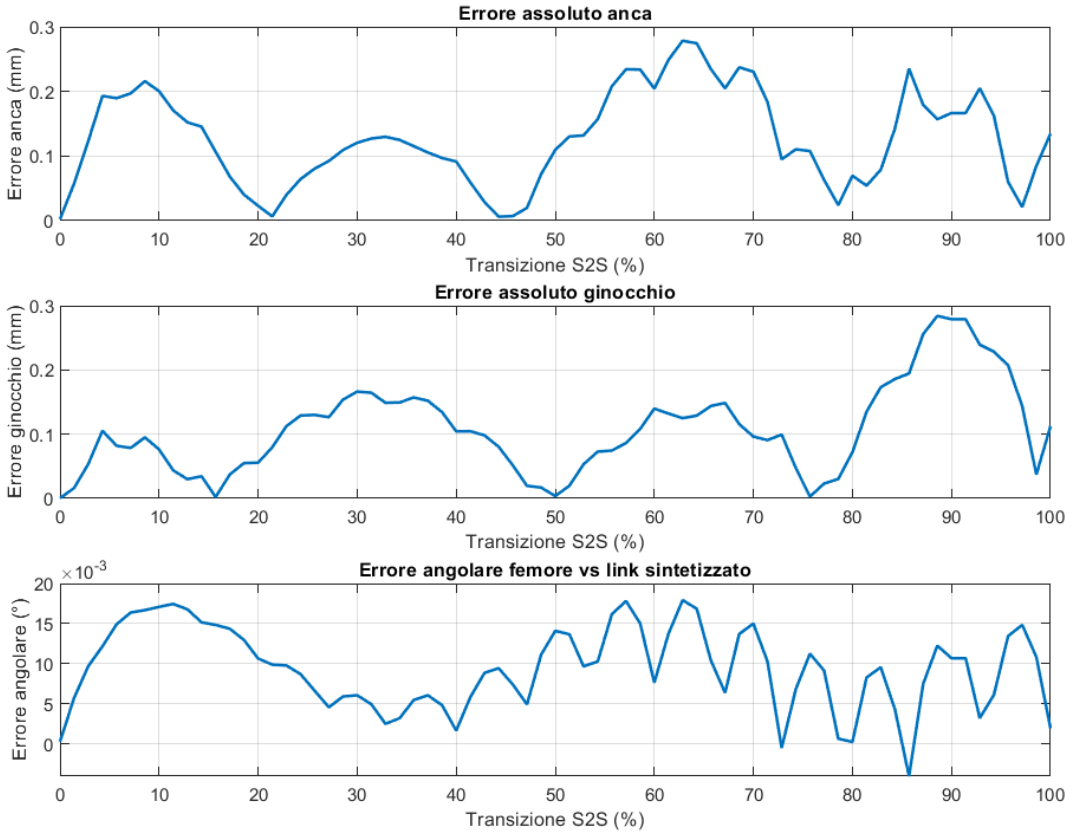


Figura 3.9 - Errori assoluti e angolari del processo di sintesi, ottenuti mediante interpolazione

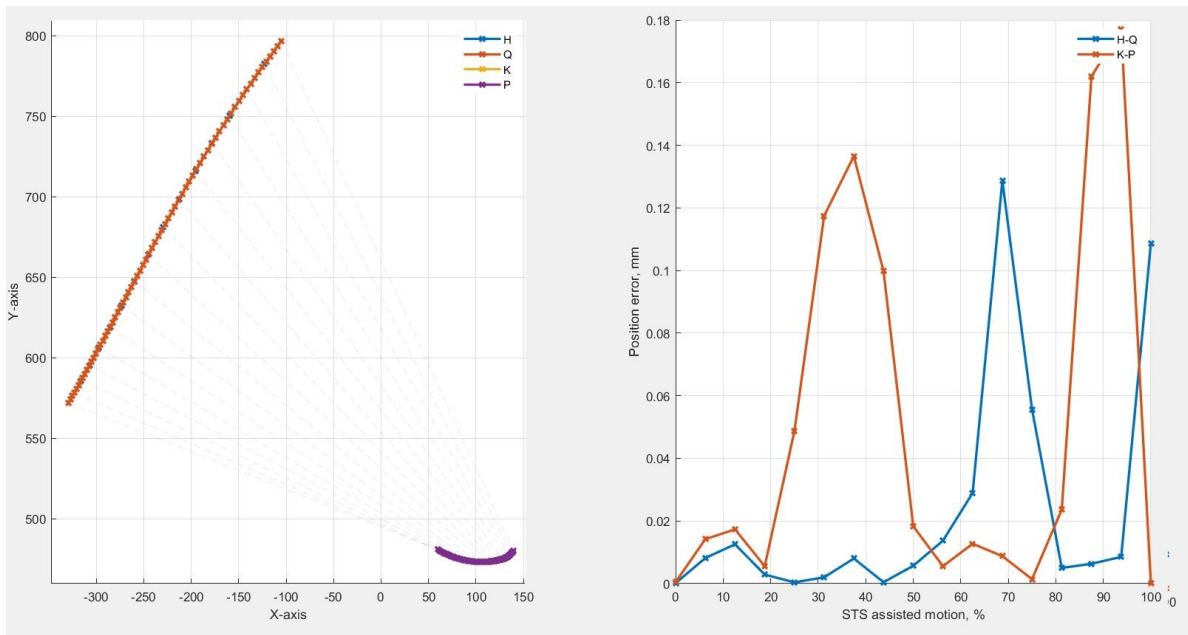


Figura 3.10 - Errori assoluti del processo di sintesi, ottenuti con l'approccio della minima distanza normale dalla curva poligonale

Prima di procedere con la successiva fase di progettazione, è stato ancora fondamentale verificare che la configurazione meccanica scelta garantisse errori contenuti anche al di fuori del range cinematico selezionato come requisito in fase di sintesi. Infatti, la configurazione in questione deriva da un intervallo in cui il frame iniziale non corrisponde esattamente alla posizione seduta, ma ad alcuni istanti successivi alla stessa; è quindi importante che il meccanismo garantisca errori ridotti (ovvero traiettorie simili a quelle fisiologiche) tanto da questo frame in avanti, quanto nei frame precedenti, per evitare spinte fuori asse e affinché rappresenti un effettivo aiuto alla transizione Sit to Stand anche e soprattutto negli istanti iniziali del sollevamento.

Estendendo quindi il confronto delle traiettorie ad alcuni frame precedenti, in maniera tale da comprendere il comportamento del meccanismo quando si attiva a partire da una posizione di appoggio completo, non si sono riscontrati errori eccessivi (Figura 3.11); in particolare, considerando l'ultimo frame a partire dal quale l'inclinazione del femore inizia ad aumentare, l'errore raggiunge un massimo di 1.7 mm, un valore che può ancora essere considerato trascurabile.

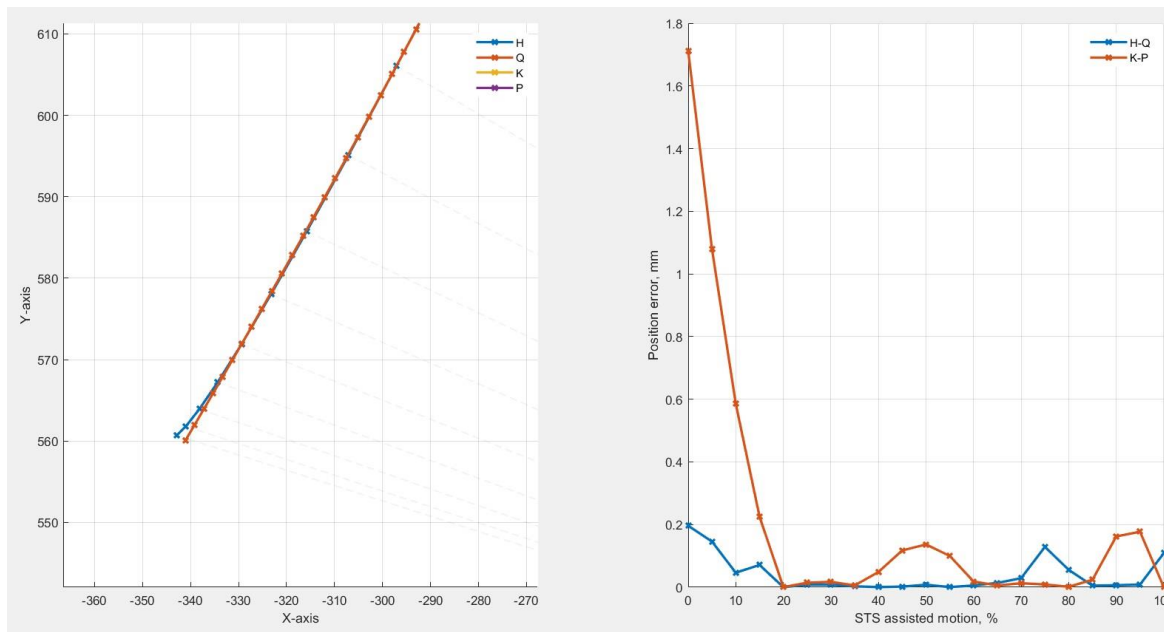


Figura 3.11 - Errori di posizione nel tratto iniziale del sollevamento



## 4 Attuazione del meccanismo

La fase di progettazione successiva consiste in un'analisi statica del meccanismo sintetizzato, volta all'identificazione delle coppie di attuazione necessarie per l'effettivo sollevamento del paziente.

A questo scopo, durante la realizzazione del modello è stato considerato il caso peggiore, quello in cui l'utilizzatore del meccanismo, privo di qualsiasi capacità motoria residua degli arti inferiori, si affida totalmente ad esso per raggiungere la posizione eretta. Ciò significa che, in assenza di una qualsiasi forza muscolare in grado di contrastare la forza peso, sull'estremità Q del segmento meccanico solidale al femore graverà un peso pari a quello dell'intera porzione superiore del corpo.

È possibile prendere come riferimento la seguente tabella, tratta dallo studio [40] del 1996, contenente il peso medio di ogni segmento del corpo umano, considerato come percentuale dell'intero peso corporeo:

Tabella 2 – Percentuali di peso corporeo

<b>Segmento</b>	<b>Uomini</b>	<b>Donne</b>
Testa e collo	6.94%	6.68%
Tronco	43.46%	42.58%
Braccio superiore	2.71%	2.55%
Avambraccio	1.62%	1.38%
Mano	0.61%	0.56%
Coscia	14.16%	14.78%
Stinco	4.33%	4.81%
Piede	1.37%	1.29%

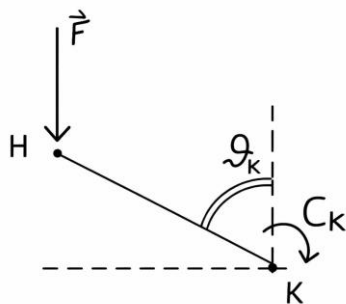
In modo simile, dai risultati dello studio [41] dello stesso anno, si evince che torace, addome e bacino coprono in media, rispettivamente, il 18.5%, 12.2% e 10.7% del peso corporeo, con una percentuale in peso totale del tronco corrispondente al 41.4%.

Si è ritenuto quindi plausibile considerare, come forza gravante sulla biella del quadrilatero articolato sintetizzato, una forza pari al 60% del peso corporeo, data dalla somma delle percentuali in peso di tronco, testa, collo, braccia, avambracci e mani. Essendo la nostra analisi unilaterale considereremo la metà di questo valore.

#### 4.1 Valutazione della coppia di ginocchio mediante assunzione conservativa

Partendo dall'ultima considerazione, prima di effettuare l'analisi statica vera e propria, e noto dalla letteratura che le coppie maggiori esercitate dagli arti inferiori durante la transizione Sit to Stand sono quelle di ginocchio, è stata valutata la coppia articolare necessaria a contrastare il peso esterno durante tutto il movimento STS, in funzione dell'angolo  $\vartheta_k$  che il femore (segmento HK) forma con la verticale.

Si è effettuata tale valutazione considerando, mediante assunzione conservativa, il modello unilaterale in Figura 4.1 composto dal solo femore del soggetto interessato e dalla forza peso ( $F$ ) gravante sull'articolazione d'anca (H):



- $\vec{F}$  = Forza peso che grava sull'articolazione d'anca
- HK = Lunghezza del femore
- $\vartheta_k$  = Angolo tra femore e asse verticale
- $C_k$  = Coppia articolare di ginocchio

Figura 4.1 – Modello per la valutazione sperimentale della coppia di ginocchio

Il soggetto considerato nel nostro caso ha una lunghezza del femore HK pari a 38 cm, e una massa m di 65 Kg, per cui l'entità della forza F è data da:

$$F = \frac{1}{2} * \left( \frac{m * 60}{100} \right) * g \quad (4.1)$$

Conoscendo le traiettorie di H e K è possibile determinare, per ogni frame dell'intervallo considerato (dalla posizione seduta all'ultimo frame del range usato come requisito di sintesi), l'angolo  $\vartheta_k$  che il femore forma con la verticale passante per il ginocchio (K).

A questo punto, la coppia unilaterale  $C_k$  che agisce in ciascun ginocchio per contrastare la forza peso gravante sull'anca sarà:

$$C_k = F * HK * \cos(90 - \vartheta_k) \quad (4.2)$$

Sapendo che quest'ultima è massima nell'istante di separazione dei glutei dal piano d'appoggio, per poi diminuire gradualmente, si riportano di seguito i valori iniziali e finali dell'angolo  $\vartheta_k$  e delle rispettive coppie articolari, totali e per kg di peso corporeo:

Tabella 3 – Angoli e coppia di ginocchio determinati sperimentalmente

	<b>Primo frame (posizione seduta)</b>	<b>Frame finale di intervento del meccanismo</b>
$\vartheta_k$ (gradi)	79.35	37.7
$C_k$ (Nm)	73.27	45.56
$C_k$ (Nm/kg)	1.127	0.7

I valori ottenuti sperimentalmente possono essere considerati plausibili in quanto compatibili con quelli trovati in letteratura, che riportavano, relativamente alla transizione Sit to Stand, un valore di 0.9 Nm/kg per la minima coppia di estensione unilaterale di ginocchio.

Visualizzando l'andamento dei valori di coppia articolare così ottenuti rispetto all'angolo complementare a  $\vartheta_k$ , ovvero l'angolo tra il segmento HK e l'orizzontale, si ottiene il grafico presente in Figura 4.2:

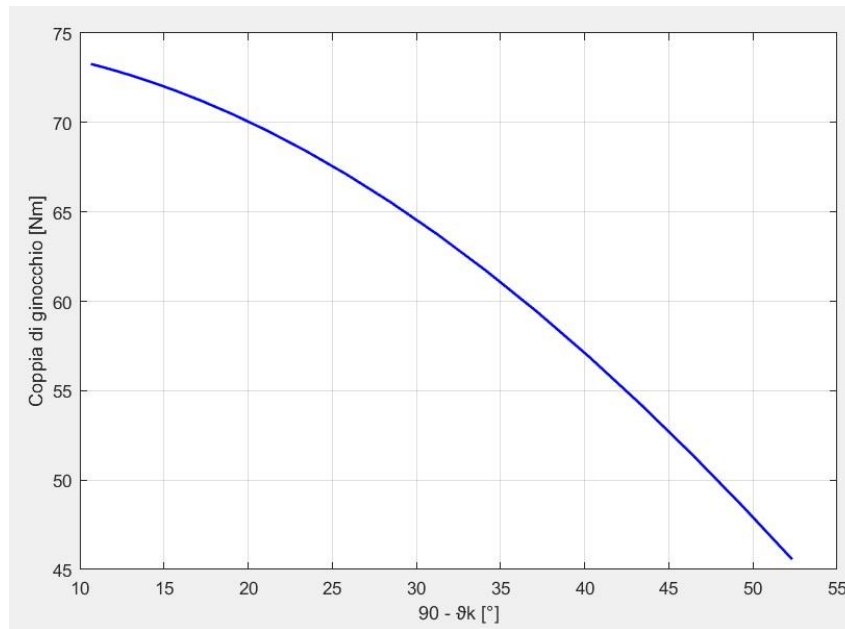
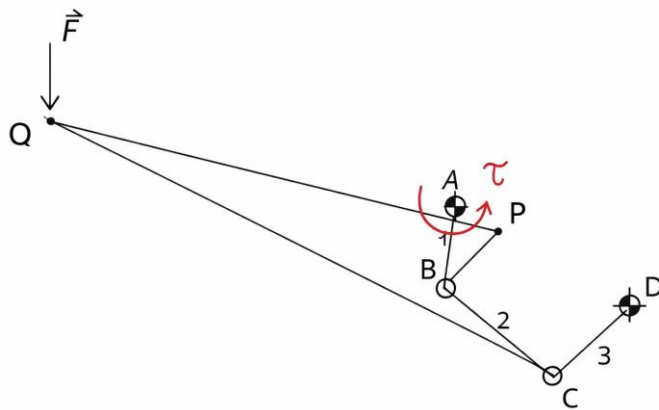


Figura 4.2 – Coppia di ginocchio valutata mediante assunzione conservativa

## 4.2 Analisi statica del quadrilatero articolato

Una volta determinati i valori di coppia del ginocchio è stata effettuata l'analisi statica vera e propria, al fine di identificare la coppia Tau che è necessario applicare al braccio di input (AB) del quadrilatero articolato per garantire il sollevamento dell'utente. Anche in questo caso l'analisi è stata effettuata considerando una forza esterna F pari alla metà del peso della parte superiore del corpo; tuttavia, essa non va più a gravare sull'articolazione d'anca, ma sul punto Q, l'estremità dell'asta solidale al femore che va ad approssimare la traiettoria dell'articolazione d'anca (Figura 4.2).



- $m = 65 \text{ kg}$
- $F =$  Forza peso che grava su Q
- $\vartheta_{PQ} =$  angolo tra il link PQ e l'asse orizzontale
- $\tau =$  Coppia motrice

Figura 4.3 – Analisi statica del meccanismo per la determinazione della coppia motrice

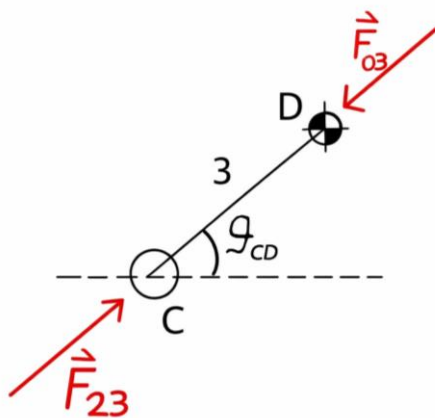
Per effettuare l'analisi statica è necessario scomporre il quadrilatero articolato nei 3 elementi da cui è composto:

1. Link motore AB, o link di input, al quale deve essere applicata la coppia incognita  $\tau$ ;
2. Biella BC, include tutto il poligono di vertici P, B, C e Q, in cui il segmento PQ deve essere solidale alla gamba dell'utente;
3. Link di output, elemento passivo.

Per comodità si è scelto di azionare il braccio AB, e non il braccio CD, in quanto l'elemento 1 esegue una rotazione intorno alla cerniera fissa A, che può essere replicata mediante l'applicazione di una semplice coppia motrice; diverso è il movimento della terza asta, caratterizzato da un andamento di tipo oscillatorio, più difficile da replicare.

Considerando separatamente i 3 componenti, si può risalire al valore di  $\tau$  risolvendo l'equilibrio statico per ognuno di essi:

1) Link 3:



- $\vec{F}_{03}$  = Forza esercitata dal telaio sul link 3
- $\vec{F}_{23}$  = Forza esercitata dal link 2 sul link 3
- $\vartheta_{CD}$  = angolo tra il link 3 e l'asse orizzontale.

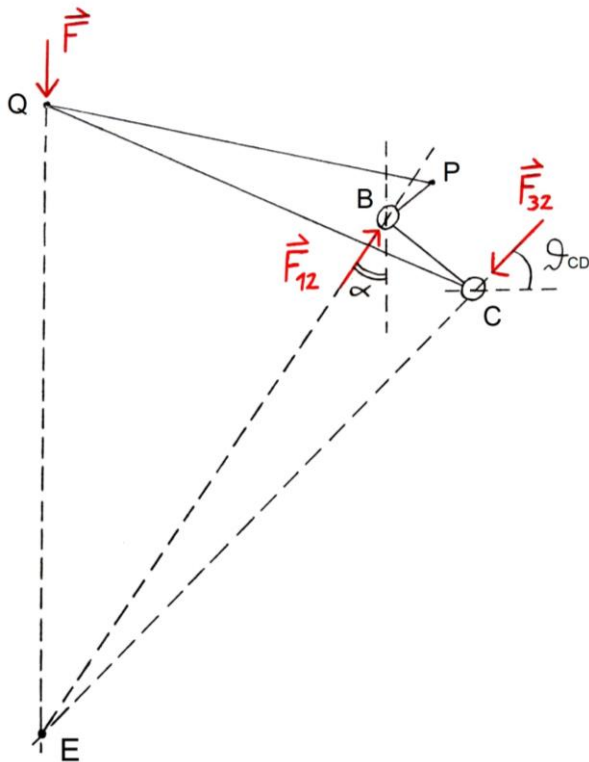
Figura 4.4 – Output link, equilibrio statico

Non essendoci coppie applicate su 3 dall'esterno, le forze scambiate nelle cerniere C e D, rispettivamente con la biella e il telaio, dovranno essere allineate lungo la retta che passa per CD, uguali in modulo ed opposte in verso:

$$\begin{aligned} \vec{F}_{23} &= -\vec{F}_{03} \\ \|\vec{F}_{23}\| &= \|\vec{F}_{03}\| \end{aligned} \tag{4.3}$$

Conoscendo le traiettorie delle cerniere C e D è infine possibile, in ogni istante, calcolare l'inclinazione del link 3 rispetto all'orizzontale (angolo  $\vartheta_{CD}$ ), e dunque l'orientamento della retta d'azione delle 2 forze.

2) Corpo 2 (biella):



- $\vec{F}$  = Forza peso della parte superiore del corpo
- $\vec{F}_{32}$  = Forza esercitata dal link 3 sul corpo 2
- $\vec{F}_{12}$  = Forza esercitata dal link 1 sul corpo 2
- $\vartheta_{CD}$  = angolo tra il link 3 e l'asse orizzontale.
- $\alpha$  = angolo tra la retta BE e l'asse verticale

Figura 4.5 – Biella, equilibrio statico

Su 2 agiscono 3 forze:

- $\vec{F}$ , nota completamente in modulo, direzione e verso;
- $\vec{F}_{32}$ , che ha la stessa direzione di  $\vec{F}_{23}$  e verso opposto ad essa:
 
$$\vec{F}_{32} = -\vec{F}_{23} = \vec{F}_{03} \quad (4.4)$$
- $\vec{F}_{12}$ , di cui modulo, direzione e verso non sono noti a priori.

Poiché il corpo deve essere in equilibrio, le rette di azione delle 3 forze si devono intersecare necessariamente in un solo punto (punto E). Pertanto, note in ogni istante la direzione della forza F e quella della forza  $\vec{F}_{32}$  ( $\vartheta_{CD}$ , essendo essa orientata lungo CD), è possibile ricavare l'orientamento della retta di azione di  $\vec{F}_{12}$  (angolo  $\alpha$ , lungo la retta BE).

$$\vec{F} + \vec{F}_{12} + \vec{F}_{32} = 0 \quad (4.5)$$

Scomponendo le forze che agiscono sulla biella nelle rispettive componenti verticali e orizzontali, si ottengono le seguenti equazioni di equilibrio:

$$\begin{array}{l} \text{Equilibrio verticale:} \\ \text{Equilibrio orizzontale:} \end{array} \quad \begin{cases} F + F_{32V} - F_{12V} = 0 \\ F_{12O} - F_{32O} = 0 \end{cases} \quad (4.6)$$

dove:

- $F_{32V} = \|F_{32}\| * \sin(\vartheta_{CD})$  ed  $F_{32O} = \|F_{32}\| * \cos(\vartheta_{CD})$  sono, rispettivamente, le componenti verticale ed orizzontale della forza esercitata dal link 3 sulla biella;
- $F_{12V} = \|F_{12}\| * \cos(\alpha)$  ed  $F_{12O} = \|F_{12}\| * \sin(\alpha)$  sono rispettivamente le componenti verticale ed orizzontale della forza esercitata dal link di input sulla biella.

Svolgendo i calcoli si ottengono i moduli delle forze che agiscono sui giunti B e C:

$$- \|F_{12}\| = \frac{\|F_{32}\| * \cos(\vartheta_{CD})}{\sin(\alpha)} \quad (4.7)$$

$$- \|F_{32}\| = \frac{-\|F\|}{\left(\sin(\vartheta_{CD}) - \frac{\cos(\alpha) * \cos(\vartheta_{CD})}{\sin(\alpha)}\right)} \quad (4.8)$$

### 3) Link 1:

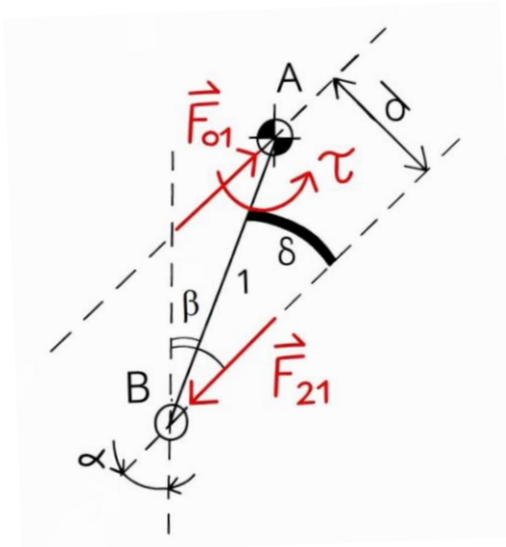


Figura 4.6 – Input link, equilibrio statico

- $\vec{F}_{21}$  = Forza esercitata dal link 2 sul link 1
- $\vec{F}_{01}$  = Forza esercitata dal telaio sul link 1
- $\tau$  = Coppia motrice
- $\alpha$  = angolo tra la retta BE e l'asse verticale
- $\beta$  = angolo tra il link 1 e l'asse verticale
- $d$  = distanza tra le rette di azione delle due forze

Su 1 agiscono 2 forze e una coppia:

- $\vec{F}_{21}$  che ha la stessa direzione di  $\vec{F}_{12}$  e verso opposto ad essa:

$$\vec{F}_{21} = -\vec{F}_{12} \quad (4.9)$$

- $\vec{F}_{01}$ ;
- La coppia incognita  $\tau$ .

Perché il link sia in equilibrio è necessario che le rette di azione delle forze  $\vec{F}_{21}$  e  $\vec{F}_{01}$  siano parallele, e che queste ultime siano uguali in modulo ed opposte in verso:

$$\begin{aligned} \vec{F}_{01} &= -\vec{F}_{21} \\ \|\vec{F}_{01}\| &= \|\vec{F}_{21}\| \end{aligned} \quad (4.10)$$

Essendo l'angolo  $\alpha$  noto dall'analisi statica della biella, e ricavando l'angolo  $\beta$  (inclinazione del segmento AB rispetto alla verticale) a partire dalle traiettorie dei punti

A e B (note in quanto ottenute dalla sintesi del meccanismo), si può ricavare l'angolo  $\delta$  come differenza tra i due:

$$\delta = \alpha - \beta \quad (4.11)$$

mentre la distanza tra le rette di azione delle due forze può essere scritta come:

$$d = \sin(\delta) * l_{AB} \quad (4.12)$$

Infine, la coppia motrice, obiettivo finale dell'analisi statica, può essere calcolata scrivendo l'equilibrio alla rotazione relativamente al link 1, e il suo modulo sarà pari a:

$$\tau = \|\overrightarrow{F_{21}}\| * d \quad (4.13)$$

#### **4.2.1 Valori ottenuti e confronto**

Svolgendo con Matlab i calcoli dell'analisi statica sono stati ricavati i valori di coppia motrice incognita necessaria per l'attuazione del meccanismo. Rappresentando l'andamento della stessa coppia  $\tau$  rispetto all'angolo formato dal link PQ solidale al femore e l'asse orizzontale ( $\vartheta_{PQ}$ ), si ottiene il grafico in Figura 4.7; da esso si evincono delle differenze rispetto alla coppia di ginocchio valutata mediante assunzione conservativa, la quale, coerentemente con i dati della letteratura, era massima in corrispondenza dell'istante di sollevamento, per poi diminuire progressivamente con il progredire della transizione Sit to Stand; la coppia ottenuta come risultato dell'analisi statica è infatti minima all'istante iniziale, e tende a raggiungere un massimo verso la fine dell'intervallo di intervento del meccanismo.

Inoltre, se la coppia di ginocchio naturale ha un valore massimo di 1,127 Nm per Kg di peso corporeo, che nel caso di un individuo di 65 kg corrisponde ad un valore complessivo di 73 Nm, la coppia di attuazione del meccanismo necessaria per il sollevamento dell'utente raggiunge un massimo di poco superiore a 35 Nm; si tratta di un risultato significativamente inferiore rispetto alla coppia articolare naturale.

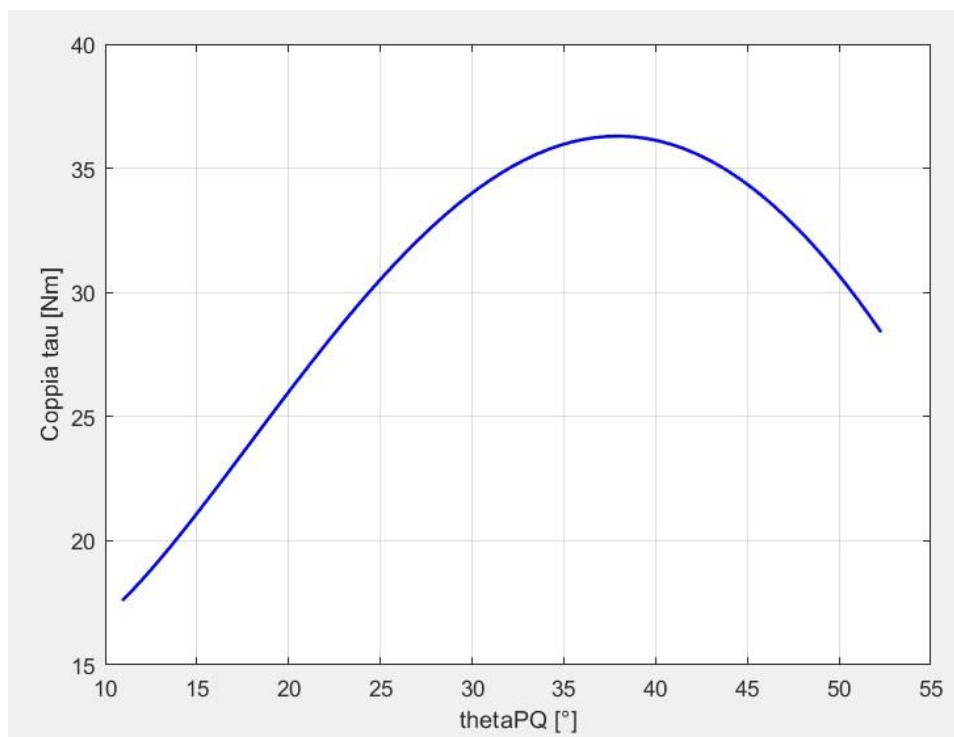


Figura 4.7 – Coppia ottenuta con l'analisi statica

Inoltre, il valore ottenuto è da considerarsi cautelativo in quanto l'analisi statica è stata condotta nell'ipotesi di caso peggiore, ovvero quello di un individuo privo di qualsiasi capacità muscolare residua negli arti inferiori, in cui l'intero carico della parte superiore del corpo grava sul dispositivo. Nella realtà, l'utente tipo di un dispositivo di assistenza al movimento STS è verosimilmente dotato di una certa capacità muscolare residua, seppur ridotta; l'obiettivo del meccanismo è quindi quello di coadiuvare il sollevamento, non di sostituirsi completamente all'utente. Pertanto, nella pratica, la coppia massima effettivamente richiesta al motore sarà inferiore rispetto al valore calcolato, in quanto una quota del carico sarà sostenuta direttamente dalla muscolatura dell'utilizzatore.

### 4.3 Scelta del sistema di attuazione

Una volta quantificata, tramite l'analisi statica, l'entità della coppia necessaria per assistere il movimento STS, si è reso necessario valutare le possibili modalità con cui tale coppia possa essere effettivamente erogata dal dispositivo. La scelta del sistema di attuazione rappresenta un passaggio chiave nella progettazione, poiché da essa dipendono aspetti quali l'ingombro complessivo, il peso e la complessità del sistema di controllo. Le configurazioni meccaniche selezionate nelle fasi precedenti devono quindi poter essere integrate con un attuatore in grado di fornire la coppia richiesta in una fase del movimento specifica.

Inizialmente, sono state prese in considerazione due modalità di attuazione:

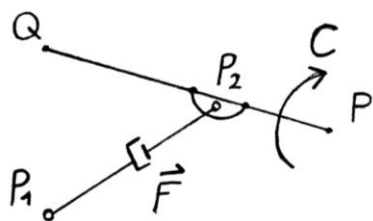


Figura 4.8 – Soluzione con attuatore lineare

- La prima strategia prevede l'utilizzo di un **attuatore lineare** (ad esempio un pistone elettromeccanico o pneumatico), che agisca erogando una forza direttamente sull'asta PQ solidale al femore. In questo modo la coppia viene generata per effetto della spinta applicata in un punto del link, sfruttando il braccio rispetto al centro di rotazione.

Si tratta di una soluzione già ampiamente utilizzata in ambito riabilitativo e industriale, specialmente in dispositivi per il sollevamento di carichi o di assistenza ai movimenti [42].

Presenta il vantaggio di una cinematica relativamente semplice e della capacità, a seconda delle posizioni assunte da  $P_1$  e  $P_2$ , di erogare forze considerevoli. Tuttavia, l'integrazione di un pistone in un dispositivo indossabile comporta alcune criticità, tra le quali un maggior ingombro rispetto ad un semplice attuatore rotativo, e quindi il rischio che durante le fasi di non utilizzo il componente costituisca un impedimento al movimento naturale; inoltre, la

dinamica del pistone deve essere accuratamente controllata per evitare profili di forza bruschi che potrebbero destabilizzare l'utente. Per questi motivi gli attuatori lineari sono generalmente utilizzati nei sistemi di supporto per la parte superiore del corpo e negli esoscheletri per il sollevamento di carichi. [42]

- La seconda strategia si basa invece sull'impiego di un **attuatore rotativo** direttamente integrato in corrispondenza della coppia rotoidale fissa posteriore del meccanismo. In questa configurazione, la coppia necessaria viene erogata direttamente all'interno della cerniera, semplificando la trasmissione della potenza e riducendo il numero di componenti in movimento. Si tratta di una soluzione di crescente interesse per applicazioni in esoscheletri e dispositivi assistivi [43]. In questo ambito, i motori brushless DC (BLDC) rappresentano una scelta particolarmente interessante per via dell'elevata efficienza, della lunga durata operativa e della possibilità di un controllo preciso di coppia e posizione.

Dall'analisi statica è emerso un valore di coppia massima richiesta di circa 35 Nm. Si tratta di un'entità che, seppur non trascurabile, rientra in un range ampiamente coperto dall'offerta commerciale di attuatori di taglia contenuta, rendendo praticabile l'adozione della seconda strategia.

La letteratura tecnica e l'offerta commerciale confermano infatti l'esistenza di attuatori rotativi in grado di erogare coppie di questa entità in formati relativamente compatti; in particolare, il settore della robotica modulare offre soluzioni progettate specificamente per applicazioni con carichi medio-elevati, come nel caso di esoscheletri e dispositivi medicali. Ne sono esempi l'attuatore "Aeon Robotics ADx350", in grado di erogare una coppia massima di 35 Nm in un formato estremamente compatto, integrando motore brushless, riduttore cicloidale ed elettronica di controllo in un unico blocco [44] [45], oppure la serie IML ("Integrated Motor

Line”) di Physis, la quale propone motori brushless con elettronica integrata disponibili con coppie da 0.7 a 35 Nm, pensati per architetture in cui lo spazio è limitato [46].

La strategia basata su un attuatore rotativo integrato direttamente in una coppia rotoidale del meccanismo, preferibile rispetto all'attuatore lineare, risulta pertanto pienamente percorribile.

Sul mercato sono disponibili diverse configurazioni:

- **Motori brushless DC con riduttori coassiali (geared):** rappresentano una scelta promettente per applicazioni medicali, in quanto combinano l'elevata efficienza e controllabilità dei BLDC con la possibilità di ottenere coppie adeguate a regimi di rotazione ridotti, il tutto in un formato compatto.
- **Attuatori robotici modulari:** si tratta di soluzioni che integrano motore, riduttore, encoder e talvolta l'elettronica di controllo in un unico blocco, progettati per sopportare carichi assiali e radiali significativi. [44] [46]
- **Soluzioni pneumatiche:** sebbene meno precise e più complesse da controllare, esistono attuatori pneumatici rotativi in grado di erogare coppie fino a diverse migliaia di Nm, utilizzabili in contesti in cui la compattezza non è il requisito primario. [47]

Alla luce di queste considerazioni, la strategia che si intende perseguire è quindi basata su un attuatore rotativo brushless con riduttore integrato, direttamente installato sulla coppia rotoidale fissa a cui è vincolato il link di input del meccanismo. Tale scelta consente di minimizzare l'ingombro complessivo del dispositivo e ridurre la complessità cinematica rispetto alle soluzioni con attuatore lineare, ma anche di garantire un controllo preciso e reattivo della coppia erogata (ottenuta grazie al rapporto di riduzione), beneficiando dell'elevata efficienza energetica dei motori brushless.

## 5 Conclusione

Il presente lavoro di tesi ha affrontato la progettazione di un dispositivo indossabile per l'assistenza al movimento Sit to Stand, seguendo un approccio personalizzato basato sui dati sperimentali di un singolo utente. L'intero percorso si è articolato in più fasi: l'acquisizione e l'elaborazione delle traiettorie articolari di tre soggetti mediante un sistema MOCAP a basso costo, la sintesi di un quadrilatero articolato in grado di replicare il movimento del femore, la selezione della configurazione meccanica ottimale sulla base di criteri di ingombro e fedeltà cinematica, e infine l'analisi statica finalizzata alla determinazione della coppia motrice necessaria per l'attuazione del meccanismo.

I risultati ottenuti possono considerarsi complessivamente soddisfacenti. Dal punto di vista sperimentale, il sistema di acquisizione basato su marker colorati e telecamera RGB ha consentito di ottenere un tracciamento efficace delle traiettorie articolari con una precisione sufficiente per le successive fasi di sintesi, pur mantenendo costi contenuti e facilità di implementazione. La procedura di calibrazione delle soglie HSV ha richiesto un'attenta messa a punto per garantire robustezza alle variazioni di illuminazione, ma una volta ottimizzata ha fornito risultati stabili e ripetibili.

Per quanto riguarda la sintesi del meccanismo, l'adozione del metodo di Zhao et al. si è rivelata adatta al caso in esame, permettendo, grazie al metodo dei minimi quadrati, di ottenere una soluzione approssimata ottimale nonostante il numero elevato di punti di precisione.

La fase di selezione della configurazione, basata sull'analisi combinata di ingombro fisico del dispositivo e fedeltà cinematica, ha portato all'individuazione di un quadrilatero in grado di replicare la traiettoria del femore con errori dell'ordine del decimo di millimetro e scostamenti angolari inferiori al grado. Particolarmente significativo è il fatto che tali errori sono contenuti anche al di fuori dell'intervallo di sintesi, a conferma della bontà della soluzione trovata.

L'analisi statica ha poi permesso di quantificare la coppia necessaria all'attuazione del meccanismo, fornendo un valore massimo di circa 35 Nm. Durante la successiva indagine sulle possibili strategie di attuazione si è valutato l'impiego di un motore rotativo integrato direttamente sulla coppia rotoidale di input, soluzione che coniuga compattezza, efficienza e semplicità realizzativa. Il valore ottenuto, seppur non trascurabile, rientra in un range

ampiamente coperto dall'offerta di attuatori di taglia contenuta, rendendo pienamente praticabile la strategia prescelta.

La letteratura tecnica e l'offerta commerciale confermano infatti l'esistenza di numerose soluzioni in grado di erogare coppie di questa entità in formati compatti, come nel caso degli attuatori robotici modulari utilizzati in ambito medico e negli esoscheletri di ultima generazione. Tali dispositivi, che integrano motore brushless, riduttore ed elettronica di controllo in un unico blocco, consentono di ottenere le prestazioni richieste mantenendo ingombri e pesi compatibili con un dispositivo indossabile.

## **5.1 Limiti e sviluppi futuri**

Ciononostante, il lavoro presenta alcuni limiti che è opportuno evidenziare. L'analisi è partita dall'acquisizione dei movimenti di tre soggetti, e tra questi è stata selezionata la traiettoria più rappresentativa della media, sulla quale è stata poi condotta l'intera fase di sintesi del meccanismo; per questo motivo la configurazione ottenuta è strettamente personalizzata e potrebbe non essere direttamente applicabile ad altri utenti con caratteristiche antropometriche diverse. Tuttavia, è importante sottolineare che l'obiettivo del lavoro non era la progettazione di un dispositivo universalmente valido, bensì lo sviluppo e la validazione di una procedura per la progettazione personalizzata, generalizzabile a qualsiasi utente. In quest'ottica, l'obiettivo può considerarsi raggiunto: il metodo seguito, dall'acquisizione sperimentale alla sintesi del meccanismo fino all'analisi statica e alla valutazione delle strategie di attuazione, costituisce un iter progettuale applicabile a qualunque soggetto di cui si dispongano i dati cinematici e antropometrici.

Per quanto riguarda gli aspetti tecnici, il modello statico utilizzato per il calcolo delle coppie, pur essendo basato su assunzioni conservative, non tiene conto degli effetti dinamici che potrebbero influenzare il comportamento del dispositivo durante l'uso reale.

Relativamente agli sviluppi futuri, diverse sono le direzioni in cui il lavoro potrebbe essere esteso. Dal punto di vista sperimentale, sarebbe opportuno ampliare il campione di soggetti per valutare la variabilità interindividuale e testare la robustezza della procedura di sintesi su

diverse antropometrie. Parallelamente, si potrebbe affinare il sistema di acquisizione, ad esempio integrando più telecamere per ottenere una ricostruzione tridimensionale del movimento e ridurre gli errori dovuti alla prospettiva.

Sul fronte della progettazione meccanica, il passo successivo consiste nella realizzazione di un prototipo funzionante che integri l'attuatore prescelto (ad esempio un motore brushless con riduttore integrato come quelli menzionati nel capitolo precedente) e un sistema di controllo in grado di gestire l'attivazione nelle fasi desiderate. Particolare attenzione dovrà essere dedicata alla verifica degli ingombri effettivi e al corretto bilanciamento del dispositivo, per garantire che esso sia effettivamente indossabile e non interferisca con i movimenti naturali dell'utente. Inoltre, si potrebbe esplorare la possibilità di rendere il dispositivo in grado di accumulare energia durante la fase di seduta (sfruttando la forza peso dell'utilizzatore) per poi rilasciarla nella fase di salita, riducendo ulteriormente il fabbisogno energetico e aumentando l'autonomia complessiva del sistema.

Lo sviluppo di algoritmi in grado di riconoscere l'intenzione di movimento dell'utente e di adattare di conseguenza il profilo di assistenza rappresenta una naturale estensione del lavoro, in linea con le più recenti tendenze nel campo degli esoscheletri e dei dispositivi assistivi intelligenti. Infine, un'ulteriore implementazione potrebbe consentire di modulare la coppia erogata in funzione della capacità muscolare residua dell'utilizzatore, rendendo l'assistenza più efficiente.

In conclusione, questo lavoro ha dimostrato la realizzabilità di un iter progettuale personalizzato per la progettazione di un dispositivo di assistenza al movimento STS, gettando le basi per futuri sviluppi che possano portare alla realizzazione di un ausilio efficace, compatto e potenzialmente accessibile, in grado di migliorare la qualità della vita di persone con difficoltà motorie.



## 6 Bibliografia

- [1] W. H. Organization, «World report on ageing and health,» 2015. [Online]. Available: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241565042>.
- [2] « Support rehabilitation efforts with reliable sit-to-stand lifts,» 6 Luglio 2018. [Online]. Available: <https://www.linak.it/newsroom/2018/07/06/support-rehabilitation-efforts-with-reliable-sit-to-stand-lifts/>.
- [3] 2010. [Online]. Available: <https://assistivetechology.it/introduzione/definizione>.
- [4] M. Roebroeck e al., «Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer,» *Clinical Biomechanics*, vol. 9, n. 4, pp. 235-244, 1994.
- [5] T. Wang e al., «Fault classification with discriminant analysis during sit-to-stand movement assisted by a nursing care robot,» vol. 113, pp. 90-101, December 2018.
- [6] «Standing up e uplift, ausili per la messa in piedi,» 6 Settembre 2022. [Online]. Available: <https://www.medisanshop.com/blog/standingup-uplift-ausili-messa-in-piedi/>.
- [7] [Online]. Available: <https://www.allmobility.it/prodotto/uplift-meccanico-assistente-di-seduta/>.
- [8] [Online]. Available: <https://www.allmobility.it/prodotto/uplift-elettrico-assistente-di-seduta-2-0/>.
- [9] «Sabina II EE Sit-to-Stand Patient Lift,» [Online]. Available: <https://www.hillrom.com/en/products/sph-sit-to-stand-lifts/>.
- [10] [Online]. Available: <https://www.disabili.com/home/ultimora/verticalizzatori-elettrici-per-anziani-o-disabili-come-funzionano>.
- [11] [Online]. Available: <https://www.shopmedica.it/it/blog/verticalizzatore-per-disabili-e-anziani.php>.
- [12] «Standing up e uplift: ausili per la messa in piedi,» [Online]. Available: <https://www.medisanshop.com/blog/standingup-uplift-ausili-messa-in-piedi/>.

- [13] «Verticalizzatore Muevo Up – Portata max 200kg – Con leva - Moretti RI841,» [Online].
- [14] «Verticalizzatore Elettrico - TERMIGEA VE2,» Termigea, [Online]. Available: <https://www.shopmedica.it/anziani-disabili/letti-sollevatori/verticalizzatore-e-standing/18975-verticalizzatore-idraulico-termigea-ve2.html>.
- [15] «Sollevatore frontale verticalizzante,» Intermed, [Online]. Available: [https://www.intermeditalia.it/ita/catalogo/sollevatore\\_frontale\\_verticalizzante\\_2428](https://www.intermeditalia.it/ita/catalogo/sollevatore_frontale_verticalizzante_2428).
- [16] «Twin, il nuovo esoscheletro robotico per gli arti inferiori,» Inail, [Online]. Available: <https://makerfairerome.eu/blog/twin-il-nuovo-esoscheletro-robotico-per-gli-arti-inferiori/>.
- [17] «Wearable Robots for Rehabilitation and Assistance of Gait,» *Annal of Rehabilitation Medicine*, vol. 49, n. 4, pp. 187-195, 2025.
- [18] D. M. G. Preethichandra e al., «Passive and Active Exoskeleton Solutions: Sensors, Actuators, Applications, and Recent Trends,» *Sensors*, vol. 24, n. 21, pp. 70-95, November 2024.
- [19] «Esoscheletri industriali ad attuazione pneumatica per il supporto del tronco,» 2019. [Online].
- [20] «Il sistema Rex di Rex Bionics: Rivoluzione nella mobilità robotica,» Rex Bionics, [Online]. Available: <https://foro3d.com/it/2026/gennaio/il-sistema-rex-di-rex-bionics-rivoluzione-nella-mobilita-robotica.html>.
- [21] «INDEGO Therapy,» [Online]. Available: <https://www.a-circle.it/portfolio-items/indego-therapy-parker/>.
- [22] M. Menolotto e al., «Motion Capture Technology in Industrial Applications: A Systematic Review.,» *Sensors*, vol. 20, n. 19, p. 5687, January 2020.
- [23] W. W. T. Lam e al., «A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation,» *Journal of*, vol. 20, n. 57, May 2023.
- [24] D. Muñoz e al., «Predictive simulation of sit-to-stand based on reflexive-controllers,» *PLOS ONE*, vol. 17, n. 12, p. e0279300, Dicembre 2022.

- [25] J. Li e al., «Kinematic analysis of the human body during sit-to-stand in healthy young adults,» *Medicine*, vol. 100, n. 22, p. e26208, June 2021.
- [26] R. Aissaoui e J. Dansereau, «Biomechanical analysis and modelling of sit to stand task: a literature review,» in *IEEE SMC'99 Conference Proceedings. 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, 1999*.
- [27] T. Kotake e al., «An analysis of sit-to-stand movements,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 74, pp. 1095-1099, 1993.
- [28] S. T. Hurley e al., «The Effect of Age and Seat Height on Sit-to-Stand Transfer Biomechanics and Muscle Activation,» *Physical & Occupational Therapy In Geriatrics*, 2017.
- [29] S. Yoshioka e al, «The minimum required muscle force for a sit-to-stand task,» *Journal of Biomechanics*, vol. 45, pp. 699-705, 2012.
- [30] F. P. Jones e al., «An experimental study of the effect of head balance on patterns of posture and movement in man,» *The Journal of Psychology: Interdisciplinary and Applied*, vol. 47, pp. 247-258, 1959.
- [31] F. P. Jones e al., «QUANTITATIVE ANALYSIS OF ABNORMAL MOVEMENT: THE SIT-TO-STAND PATTERN,» *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 42, n. 5, pp. 208-218, October 1963.
- [32] F. P. Jones e al., «THE INFLUENCE OF POSTURAL SET ON PATTERN OF MOVEMENT IN MAN,» *International Journal of Neurology*, vol. 4, pp. 60-71, 1963.
- [33] W. G. Janssen e al., «Determinants of the sit-to-stand movement: a review,» *Physical Therapy*, vol. 82, n. 9, pp. 866-879, September 2002.
- [34] S. Hanisch e al., «A kinematic dataset of locomotion with gait and sit-to-stand movements of young adults,» *Scientific Data*, vol. 11, n. 1, p. 1209, November 2024.
- [35] Q. Xue e al., «Experimental study on sit-to-stand (STS) movement: a systematic review,» *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, vol. 6, n. 1, pp. 152-170, March 2022.
- [36] S. Nuzik e al., «Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study,» *Physical Therapy*, vol. 66, n. 11, pp. 1708-1713, November 1986.

- [37] J.-S. Zhao e al., «Design of planar four-bar linkage with n specified positions for a flapping wing robot,» *Mechanism and machine theory*, vol. 82, pp. 33-55, 2014.
- [38] B. Wang e al., «The Synthesis of Planar Four-Bar Linkage for Mixed Motion and Function Generation,» *Sensors*, vol. 21, n. 10, p. 3504, May 2021.
- [39] L. Xuegang e al., «A novel analytical method for four-bar path generation synthesis based on Fourier series,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 144, 2020.
- [40] P. d. Leva, «Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters,» *Journal of Biomechanics*, vol. 29, n. 9, pp. 1223-1230, 1996.
- [41] J. P. e. al., «Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography,» *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 24, pp. 198-210, 1996.
- [42] E. Zhang, «Exoskeleton Actuator Overview: Performance, Composition, and Industry Best Practices,» 2026. [Online]. Available: <https://www.alibaba.com/product-insights/exoskeleton-actuator.html>.
- [43] L. Tiseni e al., «Design and Control of a Linear Springs-Based Rotary Series Elastic Actuator for Portable Assistive Exoskeletons,» in *30th IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN)*, Vancouver, 2021.
- [44] «Aeon Robotics GmbH ADx350 Specifications,» [Online]. Available: <https://qviro.com/product/aeon-robotics-gmbh/adx350/specifications>.
- [45] «AeonDrive,» Aeon Robotics, 2021. [Online]. Available: <https://www.aeonrobotics.com/aeondrive.html>.
- [46] «IML - Integrated Motor Line,» [Online]. Available: <https://www.spsitalia.it/en/product-detail/5038/iml--integrated-motor-line>.
- [47] «Come funzionano gli attuatori pneumatici rotanti e perché sono essenziali per l'automazione moderna?,» Luglio 2025. [Online]. Available: <https://rodlesspneumatic.com/it/blog/how-do-pneumatic-rotary-actuators-work-and-why-are-they-essential-for-modern-automation/>.
- [48] E. Zhang, «6nm Dc Tubular Motors: Key Features, Material Grades, and Practical Uses in Industry,» 2026. [Online]. Available: <https://www.alibaba.com/product-insights/6nm-dc-tubular-motors.html>.

- [49] M. Crisantemi, «AutomationWare presenta i nuovi attuatori J e T per una robotica modulare e personalizzata,» Gennaio 2023. [Online]. Available: <https://www.innovationpost.it/tecnologie/robotica/automationware-presenta-i-nuovi-attuatori-j-e-t-per-una-robotica-modulare-e-personalizzata/>.