



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**ANALISI DI UN ORTOSI A GRAVITA' BILANCIATA PER LA
RIABILITAZIONE MUSCOLARE**

Relatore: Prof. / Dott. ROBERTO LOT

Laureando/a: NICHOLAS PAURO

ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022

Data di laurea 23/09/2022

Sommario

In questa tesi si discuterà di un'ortosi di bilanciamento della gravità per la riabilitazione di pazienti affetti da debolezza muscolare all'arto inferiore. Il meccanismo permette di alleviarne il peso usando un sistema di membri di supporto articolati collegati da molle. Lo si confronterà con altri dispositivi che hanno la stessa finalità, evidenziandone la differenza di utilizzo e l'impatto che hanno sul paziente. Verranno poi presentate le caratteristiche dell'esoscheletro di interesse e si procederà ad ottenere dei risultati che appoggino il bilanciamento di gravità. Si tratta di identificare e fissare nello spazio il centro di massa degli elementi dell'apparecchiatura articolata, combinati al peso dell'arto, rendendo poi costante l'energia potenziale totale per ogni configurazione del sistema.

Indice

INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 1 - Dispositivi medici per la riabilitazione	3
1.1 Dispositivi medici e classificazione	3
1.2 Riabilitazione tramite dispositivi medici	4
1.2.1 Classificazione dei dispositivi riabilitativi	5
1.2.2 Riabilitazione motoria dell'arto superiore	6
1.2.3 Riabilitazione motoria dell'arto inferiore	7
CAPITOLO 2 – Ortesi passiva per il bilanciamento di gravità	11
2.1 Idea dell'invenzione	11
2.2 Grandezze e bilanciamento	12
2.2.1 Localizzazione del centro di massa	12
2.2.2 Bilancio gravitazionale	15
2.3 Caso reale	17
CAPITOLO 3 – Studio cinematico e implementazione Matlab	19
3.1 Modello cinematico	19
3.2 Analisi cinematica di posizione	20
3.3 Implementazione in Matlab	22
3.3.1 Relazione tra l'allungamento della molla e l'angolo	26
3.3.2 Energia potenziale del sistema	28
3.3.3 Caso reale in Matlab	30
CONCLUSIONI	35
RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI	37

Introduzione

L'invenzione che verrà trattata in questa tesi ha lo scopo di trasferire il peso di un sistema di elementi articolati da un primo punto di supporto ad un secondo, bilanciando l'effetto dalla gravità grazie all'utilizzo di un sistema di molle. In particolare, fa riferimento a un apparato di ortesi passiva per la riabilitazione dei pazienti soggetti a difficoltà motoria.

Un vasto numero di persone è affetto da condizioni che provocano profonda debolezza muscolare o compromissione del controllo motorio: esse possono essere causate da lesioni neurologiche, come l'emiparesi da ictus, e comportano limitazioni sostanziali del movimento. Uno degli obiettivi della riabilitazione dopo l'ictus è quello di migliorare la funzione di deambulazione {1}. Per la riabilitazione degli arti inferiori sono state sviluppate diverse macchine volte a riqualificare l'andatura. Una caratteristica limitante di alcune di queste è lo spostamento dei pazienti attraverso schemi di movimento predeterminati piuttosto che consentire loro un'azione autonoma. L'incapacità di consentire ai pazienti di sperimentare e praticare un movimento appropriato impedisce i cambiamenti necessari nel sistema nervoso per promuovere il riapprendimento dei modelli tipici. Vi è dunque la necessità di un dispositivo riabilitativo che simuli le fasi dell'andatura, fornisca assistenza passiva, supporti un paziente in base alle sue capacità e permetta al paziente di muoversi utilizzando la propria forza muscolare {2}.

Nel primo capitolo, verranno fornite alcune definizioni, che permetteranno una migliore comprensione di questa tesi, e saranno descritte alcune delle macchine in commercio precedentemente citate.

Il secondo capitolo sarà dedicato alla descrizione del modello dell'ortosi in esame, elencando i suoi componenti e le misure ad essi associate, e alla modalità di raggiungimento del bilanciamento di gravità nel dettaglio.

Nel terzo capitolo, si procederà a descrivere il modo in cui sarà implementato il modello cinematico e si analizzeranno, infine, i risultati ottenuti con l'utilizzo di valori ragionevoli associati alle grandezze in gioco.

Capitolo 1

Dispositivi medici per la riabilitazione

In questo capitolo verranno date delle definizioni generali in merito alla diversa classificazione dei dispositivi medici, nonché una definizione degli stessi, e dei dispositivi medici riabilitativi. Saranno poi illustrati alcuni esempi attualmente in commercio di questi ultimi e si darà più spazio ad un loro sottogruppo (i dispositivi medici riabilitativi esoscheletrici), con lo scopo di fornire un'introduzione all'ortosi (*trattata più avanti*).

1.1 Dispositivi medici e classificazione

Dalla definizione fornita dal Ministero della Salute, il dispositivo medico è un qualsiasi strumento, apparecchio, impianto, sostanza o prodotto, utilizzato da solo o in combinazione (compreso il software informatico impiegato per il corretto funzionamento) e destinato dal fabbricante ad essere impiegato sull'uomo a scopo di diagnosi, prevenzione, controllo, terapia, attenuazione di una malattia o compensazione di una ferita o di un handicap, nonché studio, sostituzione o modifica dell'anatomia o di un processo fisiologico {3}.

In conformità con la loro complessità e il livello di rischio che recano al paziente, i dispositivi medici si possono suddividere in quattro classi: I, IIa, IIb, III. Tale classificazione si attua fondamentalmente tenendo conto dell'invasività del dispositivo, della durata del tempo di contatto con il corpo e della sua dipendenza da una fonte di energia.

Per quanto riguarda l'invasività si identificano i dispositivi:

- non invasivi: non penetranti in alcuna parte del corpo, né attraverso un orifizio né attraverso la cute;
- invasivi: destinati a penetrare anche solo parzialmente nel corpo. Questi, a loro volta, si dividono in: dispositivi invasivi che sfruttano gli orifizi del corpo; dispositivi invasivi di tipo chirurgico, che penetrano attraverso la superficie corporea in occasione di un intervento chirurgico, ma anche al di fuori di esso; dispositivi impiantabili, destinati a essere impiantati totalmente o parzialmente nel corpo mediante un intervento chirurgico e a rimanere poi in tale sede per un periodo di almeno 30 giorni.

In base alla durata dell'utilizzo prevista, si distinguono, invece, dispositivi a:

- utilizzo temporaneo: se la durata continua prevista è inferiore a 60 minuti;
- utilizzo a breve termine: se la durata continua prevista non è superiore a 30 giorni;
- utilizzo a lungo termine: se la durata continua è superiore a 30 giorni {4}.

Un altro tipo di classificazione consiste nella valutazione della dipendenza del dispositivo da fonti energetiche. Vi fanno parte i:

- dispositivi attivi, i quali necessitano di una forma di energia da poter poi convertire in spostamento meccanico;
- dispositivi passivi, che agiscono mediante l'energia generata dal corpo umano o quella gravitazionale, non utilizzabile da quelli attivi.

1.2 Riabilitazione tramite dispositivi medici

I limiti della terapia convenzionale suggeriscono nel campo della medicina un uso sempre maggiore di dispositivi medici ideati per aver migliori risultati nella riabilitazione. Nell'allenamento manuale su tapis roulant, per esempio, i terapeuti, dovendo muovere personalmente gli arti del paziente, sono esposti a sforzo fisico e più di un terapeuta è richiesto nella procedura. Questa, tuttavia, ha durata ed intensità limitate, per cui lo stesso feedback da parte del paziente ne risente {5}. Ciò contribuisce alla ricerca di un metodo più efficace, studiato per massimizzare i risultati richiesti. Alcuni dispositivi che cercano di far fronte a queste limitazioni trovano applicazione nel favorire una corretta deambulazione, ma gli stessi studi e ragionamenti non interessano solamente il cammino: si espandono, infatti, anche agli arti superiori.

Tra le maggiori condizioni che richiedono questo tipo di riabilitazione si trovano patologie neurologiche e neuromotorie, come traumi spinali e cranici, ictus, patologie degenerative (es. Parkinson), sclerosi multipla {6} e condizioni neurologiche ed ortopediche fonti di disabilità motoria. Una delle più comuni cause nell'adulto è l'ictus cerebrale, avente un rilevante impatto individuale, familiare e sociosanitario. I disturbi motori rappresentano i deficit più frequenti. L'ipostenia, le alterazioni del tono muscolare, l'esauribilità fisica, la ridotta motilità, le alterazioni sensitive e i deficit di esplorazione spaziale concorrono a determinare alterazioni posturali, disturbi di equilibrio e soprattutto della deambulazione, con conseguente restrizione dell'autonomia del paziente. Oltre la metà dei soggetti colpiti da ictus, in fase

acuta, non sono in grado di deambulare e i disturbi del cammino persistono anche oltre tre mesi dall'evento lesivo, mentre la menomazione dell'arto superiore può coinvolgere fino all'80% dei pazienti e fino al 50% a distanza di anni dall'evento cerebrovascolare. Occorre intervenire tempestivamente nella riabilitazione delle parti compromesse, in modo da permettere al paziente di tornare quanto prima ad una condizione di autonomia grazie al riapprendimento motorio.

Mettendo a confronto la terapia convenzionale e robotica in pazienti con esiti di ictus, si è dimostrato che i soggetti sottoposti ad un trattamento combinato avevano una maggior probabilità di recuperare il controllo motorio e sostenevano una velocità mediamente più elevata rispetto a coloro che erano trattati con la sola terapia convenzionale.

Tuttavia, a causa della difficoltà di confrontare un sufficiente numero di studi, non è ad ora disponibile uno standard di allenamento da seguire, né sono presenti delle direttive indicanti i requisiti del paziente secondo i quali è possibile avviare il trattamento. Vi è inoltre disomogeneità della terapia, in quanto la strumentazione utilizzata è differente [3][4].

1.2.1 Classificazione dei dispositivi riabilitativi

Dal punto di vista applicativo clinico, i diversi dispositivi possono essere distinti sulla base della modalità di controllo, distinguendo tra:

- Robot In Charge (RIC), in cui il paziente segue una cinematica completamente prestabilita dalla macchina d'uso, impossibilitato nel deviare rispetto alla traiettoria programmata;
- Patient in Charge (PIC), dove è presente un'interazione uomo-macchina con un certo grado di tolleranza cinematica.

La più nota classificazione dei dispositivi utilizzati nella riabilitazione vede, però, una distinzione tra sistemi:

- end-effector, caratterizzati da un solo contatto con la macchina all'estremità distale dell'arto e privi di restrizioni dei gradi di libertà articolari;
- esoscheletrici, fissati ai segmenti corporei e imprimenti differenti forze secondo linee e gradi finiti [5].

1.2.2 Riabilitazione motoria dell'arto superiore

Come esempio di dispositivo end-effector per la riabilitazione dell'arto superiore si trova il ReoGo, prodotto dalla Motorika. Permette di effettuare movimenti controllati delle articolazioni del polso, del gomito e della spalla {7}, ma, differentemente ai sistemi esoscheletrici, ha un target prevalentemente distale.



Figura 1.1. *ReoGo Therapy by Motorika*

Tra i sistemi esoscheletrici, invece, l'azienda Hocoma ha progettato ArmeoSpring. Si tratta di un esoscheletro ergonomico che si estende per l'intera lunghezza del braccio, dalla spalla alla mano, e ne controbilancia il peso. Il dispositivo permette un allenamento simultaneo di braccio e mano e grazie ai sensori presenti, è possibile analizzare lo stato di avanzamento dell'allenamento e i progressi conseguiti. Dispone, inoltre, di un'ampia libreria contenenti giochi interattivi volti a motivare il paziente e, allo stesso tempo, permettono di seguire dei modelli di movimento comunemente usati nelle attività quotidiane {8} {9}.



Figura 1.2. *ArmeoSpring by Hocoma*

1.2.3 Riabilitazione motoria dell'arto inferiore

Nella riabilitazione dell'arto inferiore, il dispositivo G-EO System e l'esoscheletro Lokomat rappresentano i principali prodotti presenti in commercio.

G-EO System, prodotto dalla società Reha Technology, è un robot end-effector dotato di un sistema di sostegno del piede che percorre una traiettoria ellittica comparabile a quella del cammino al suolo. Aspetto innovativo di questo dispositivo è la possibilità di effettuare non solo il cammino fisiologico in piano, ma anche su scala. Ad ogni seduta vengono registrati i dati antropometrici del paziente e i parametri di allenamento, in modo da realizzare un programma di trattamento personalizzato, fedelmente riproducibile e ripetibile, tale da essere monitorata la performance motoria nel tempo {10}.



Figura 1.3. *G-EO System by Reha Tecnology*

Lokomat cerca a sua volta di riprodurre uno schema motorio assimilabile alla normale deambulazione, ma in questo caso il sistema è dotato di ortesi meccaniche che vengono indossate dal paziente e ne guidano il passo, mentre è mantenuto in sicurezza da un'imbragatura che permette di alleviarne il peso. Consiste in particolare in un doppio esoscheletro per gli arti inferiori, con articolarietà e un motore a livello di anca e ginocchio. Tale sistema può essere tarato per specifiche esigenze del paziente e adattarsi alle sue caratteristiche. La velocità, il carico e il supporto robotico, infatti, possono essere regolati per modellare in modo ottimale l'intensità della terapia. Le strategie di allenamento possono essere programmate nella macchina, specificando il peso corporeo, la lunghezza del passo e la velocità dell'andatura voluti. A questo punto le ortesi si muovono sincronizzate ad un tapis roulant e il paziente visualizza in contemporanea una realtà virtuale attraverso dei monitor frontali, dove viene proiettato il proprio avatar in movimento: ciò permette loro di avere un feedback videoperceptivo delle proprie performance durante gli esercizi. La stessa stimolazione sensoriale e il passo simmetrico e costante imposto dal sistema robotico

permette un afflusso di informazioni dalla periferia del corpo in grado di modulare l'attività nervosa centrale e, di conseguenza, favorire il recupero del paziente {5} {6}[6].

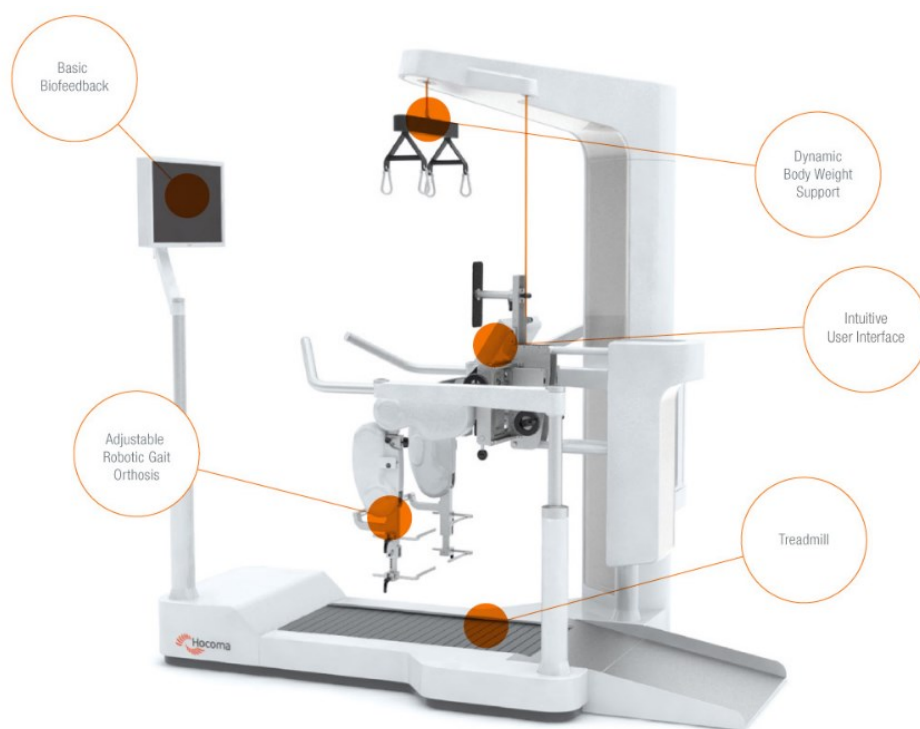


Figura 1.4. *Lokomat by Hocoma*

Capitolo 2

Ortosi passiva per il bilanciamento di gravità

Nei prossimi sottocapitoli verrà descritto il dispositivo riabilitativo oggetto di questa tesi. Saranno, quindi, presentate le sue specifiche, le componenti e i parametri che la interessano, spiegando come il bilanciamento di gravità viene ottenuto.

2.1 Idea dell'invenzione

Il dispositivo proposto è stato progettato per essere di tipo passivo ed è, quindi, privo di fonti di energia che ne inducono il movimento, escluse quelle derivate dalla gravità e dal peso del paziente. Tale scelta è stata fatta sulla base della comodità e sicurezza del soggetto. Infatti, utilizzando un meccanismo passivo si ha maggior controllo nel proprio movimento rispetto ad un dispositivo attivo. Quest'ultimo, inoltre, non consentendo al paziente di muoversi esclusivamente in modo autonomo, limita i cambiamenti nel sistema nervoso necessari per un tempestivo riapprendimento motorio.

Negli studi di Sunil K. Agrawal [1][2] per favorire adeguatamente il recupero muscolare mantenendo la passività del modello, il dispositivo viene dotato di molle, collocate in posizioni opportune e calcolate matematicamente, come viene descritto nel prossimo sottocapitolo. Queste permettono di bilanciare l'effetto della gravità, trasferendo il peso del paziente e del sistema articolato da un punto di supporto ad un altro. In particolare, si determina il centro di massa degli elementi dell'apparecchiatura e delle parti attaccate del corpo mediante una struttura ausiliaria a parallelogramma, selezionando poi delle molle da collegare a tale centro di massa, in modo che l'energia potenziale del sistema sia invariante per ogni sua configurazione.

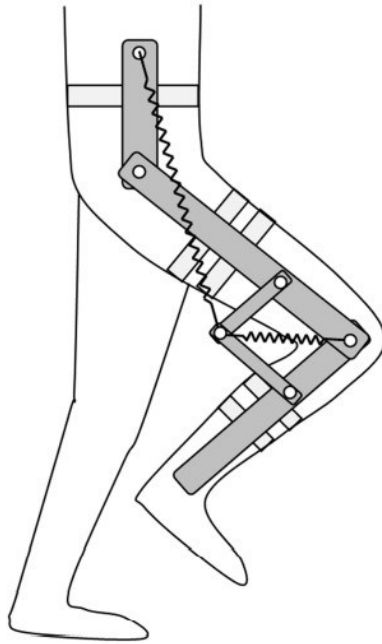


Figura 2.1 *Basic components of gravity-balancing mechanism*

2.2 Grandezze e bilanciamento

Secondo lo schema rappresentato dalla Fig. 2.1, un arto del paziente è sollevato, mentre l'altro è poggiato a terra. Sull'imbracatura posta sulla vita è presente il membro a telaio, che include un primo punto di supporto sulla parte superiore. Dalla coppia rotoidale sull'estremo inferiore si estende il sistema articolato poggiato sull'arto, composto da due membri primari regolabili, collegati dalla coppia rotoidale presente all'altezza del ginocchio. Questi sono adesi alla coscia e alla gamba grazie ad altre imbracature, in modo che il movimento dell'arto e della struttura sia all'unisono. Dai membri se ne diramano altri due ausiliari che chiudono la struttura a parallelogramma, dove una molla secondaria collega il giunto del ginocchio al centro di massa. Una primaria, invece, lega quest'ultimo al primo punto di supporto e, in tal modo, il sistema trasferisce il peso della gamba dai punti di rotazione del ginocchio e dell'anca al supporto primario.

2.2.1 Localizzazione del centro di massa

Per una migliore comprensione del procedimento matematico che conduce all'ottenimento del centro di massa COM, il meccanismo viene schematizzato come segue.

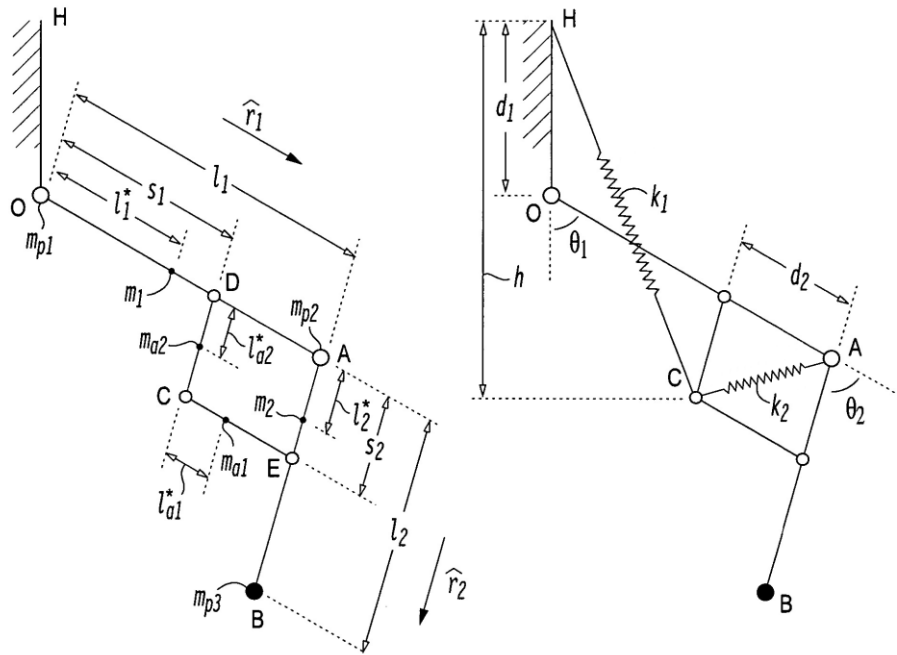


Figura 2.2 *Various terms and parameters of gravity-balancing mechanism*

La massa dei giunti primari è dovuta alla presenza di cuscinetti ed è approssimata puntiforme, rispettivamente con m_{p1} , m_{p2} e m_{p3} , dove quest'ultima include anche il peso del piede. I restanti termini sono definibili come:

l_i lunghezza del membro primario i -esimo;

l_i^* distanza del COM del membro i -esimo dal giunto che lo collega al membro precedente;

l_{ai}^* distanza del COM del membro ausiliario i -esimo dal giunto che lo collega al rispettivo membro primario precedente;

m_i massa del membro primario i -esimo (inclusa la massa del segmento corrispondente alla gamba);

m_{ai} massa del membro ausiliario i -esimo;

m_{pi} massa i -esima dei giunti primari;

\hat{r}_i versore del membro primario i -esimo;

r_i vettore posizione dal punto O al COM del membro primario i -esimo;

r_{ai} vettore posizione dal punto O al COM del membro ausiliario i -esimo;

r_{pi} vettore posizione dal punto O al COM del punto di massa i-esimo;

s_1 distanza OD;

s_2 distanza AE.

Di queste quantità, assumendo la massa dei membri ausiliari costante e indipendente dalla lunghezza, rimane come incognita il termine s_i . Si ponga ora:

$$l^*_1 = \alpha_1 l_1$$

$$l^*_2 = \alpha_2 l_2$$

$$l^*_{a1} = \beta_1 (l_1 - s_1)$$

$$l^*_{a2} = \beta_2 s_2$$

dove α_i e β_i sono valori compresi tra 0 e 1.

Il COM dell'intero meccanismo è dato da: $r_{OC} = \Sigma m_i r_i / (\Sigma m_i)$, in cui

$$\Sigma m_i r_i = m_1 r_1 + m_2 r_2 + m_{a1} r_{a1} + m_{a2} r_{a2} + m_{p1} r_{p1} + m_{p2} r_{p2} + m_{p3} r_{p3}$$

$$\Sigma m_i = m_1 + m_2 + m_{a1} + m_{a2} + m_{p1} + m_{p2} + m_{p3}$$

Si scrivano ora i vettori r_i , r_{ai} e r_{pi} in termini dei versori \hat{r}_i come segue:

$$r_1 = l^*_1 \hat{r}_1$$

$$r_2 = l_1 \hat{r}_1 + l^*_2 \hat{r}_2$$

$$r_{a1} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2 + l^*_{a1} \hat{r}_1$$

$$r_{a2} = s_1 \hat{r}_1 + l^*_{a2} \hat{r}_2$$

$$r_{p1} = 0$$

$$r_{p2} = l_1 \hat{r}_1$$

$$r_{p3} = l_1 \hat{r}_1 + l_2 \hat{r}_2$$

Volendo il COM dell'intero meccanismo, r_{OC} può essere scritto come

$$r_{OC} = s_1 \hat{r}_1 + s_2 \hat{r}_2$$

Sostituendo r_i , r_{ai} , r_{pi} , l^*_i , l^*_{ai} e r_{OC} nella prima equazione definita di r_{OC} e isolando s_1 e s_2 , si ottiene

$$s_1 = l_1(m_1 \alpha_1 + m_2 + m_{p3} + m_{a1} \beta_1 + m_{p2}) / (m_1 + m_2 + m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} + m_{a1} \beta_1)$$

$$s_2 = l_2(m_2 \alpha_2 + m_{p3}) / (m_1 + m_2 + m_{a2} + m_{p1} + m_{p2} + m_{p3} - m_{a2} \beta_2)$$

Quindi, dai valori dati dalle equazioni, il COM dell'intero meccanismo, inclusa la gamba del paziente, può essere individuato in ogni configurazione.

2.2.2 Bilanciamento gravitazionale

Negli stessi studi di Sunil K. Agrawal, il bilancio di gravità è raggiunto sistemando le molle come in Fig. 2.1 e in Fig. 2.2, collegate entrambe al COM C. Preferibilmente sono a lunghezza libera zero, ovvero la tensione in esse è proporzionale alla distanza tra i punti di connessione, quindi se la distanza è nulla, lo è anche la tensione. Per la realizzazione di un sistema con tali caratteristiche, vengono usati dei cavi da collegare alle molle, leganti i punti di connessione voluti con l'ausilio di una puleggia. In questo modo è possibile far sì che la distanza del COM dal punto di supporto primario H sia zero, mantenendo la molla alla sua lunghezza indeformata e, quindi, a tensione zero.

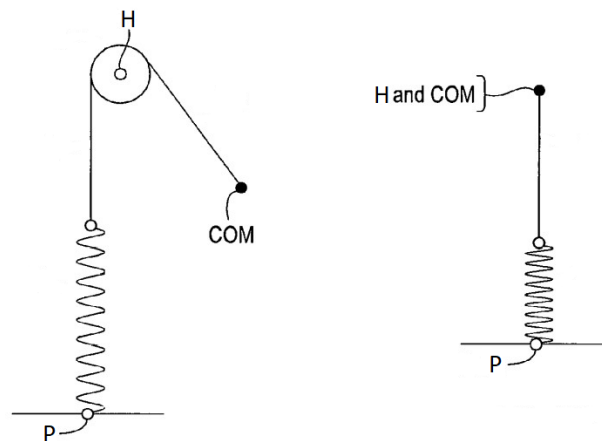


Figura 2.3 Modello reale per una molla a 'lunghezza libera zero'

Con queste considerazioni, il paziente indosserà l'esoscheletro in una sua configurazione già deformata, quindi con un allungamento già presente.

Si definiscano ora x_1 e x_2 gli allungamenti delle due molle, con costante elastica rispettivamente k_1 e k_2 . Per compensare l'effetto della gravità, deve essere costante in ogni configurazione del sistema l'energia potenziale $V=(1/2)k_1x_1^2+(1/2)k_2x_2^2+Mgh$. Per la geometria del problema:

$$x_1^2=||CH||^2=(d_1+s_1\cos\theta_1+s_2\cos(\theta_1-\theta_2))^2+(s_1\sin\theta_1+s_2\sin(\theta_1-\theta_2))^2$$

$$x_2^2=||CA||^2=((s_1+d_2)\cos\theta_1-(s_1\cos\theta_1+s_2\cos(\theta_1-\theta_2)))^2+((s_1+d_2)\sin\theta_1-(s_1\sin\theta_1+s_2\sin(\theta_1-\theta_2)))^2$$

$$h=d_1+s_1\cos\theta_1+s_2\cos(\theta_1-\theta_2)$$

Sostituendo tali espressioni nell'equazione dell'energia potenziale e semplificando i dovuti termini, V viene scritta come:

$$V=C_0+C_1\cos\theta_1+C_2\cos\theta_2+C_3\cos(\theta_1-\theta_2)$$

in cui le componenti C_i rappresentano i termini dell'equazione che hanno un comune fattore moltiplicativo. In particolare:

$$C_0=(1/2)k_1d_1^2+(1/2)k_2d_2^2+(1/2)k_1s_1^2+(1/2)k_1s_2^2+(1/2)k_2s_2^2-Mgd_1$$

$$C_1=k_1s_1d_1-Mgs_1$$

$$C_2=k_1s_1s_2-k_2d_2s_2$$

$$C_3=k_1s_2d_1-Mgs_2$$

Si noti che i C_i sono costanti. Inoltre, se i coefficienti dei termini contenenti le variabili trigonometriche scompaiono, $C_1=C_2=C_3=0$, l'energia potenziale totale del sistema è data da $V=C_0$, che è costante. Di conseguenza V è invariante alle diverse configurazioni associate al sistema e si ha il bilancio dell'effetto gravitazionale. Tali condizioni implicano due equazioni indipendenti:

$$k_1=Mg/d_1$$

$$k_2=Mgs_1/(d_1d_2)$$

Grazie all'utilizzo delle molle, il meccanismo è bilanciato. In particolare, le equazioni trovate per le C_i mostrano che la prima molla di costante k_1 compensa la forza di gravità Mg

dell'intero sistema, come dimostrano le equazioni associate a C_1 e C_3 , mentre la molla di costante k_2 permette di rendere l'energia potenziale invariante alle configurazioni. d_1 e d_2 sono variabili arbitrarie e possono essere scelte per variare il livello di bilancio della gravità.

2.3 Caso reale

Ragionando sulla soluzione proposta dagli studi effettuati sul brevetto del dispositivo, è, tuttavia, difficile da mettere a punto un sistema in cui le molle sono a lunghezza libera zero. Si può procedere, dunque, ad assumere come configurazione indeformata la configurazione iniziale, che verrà poi mostrata nel successivo capitolo, presente anche in Fig. 2.2. In questo caso la lunghezza della molla primaria iniziale e indeformata è pari alla distanza tra il punto di supporto H e il COM C, altrimenti, per avere una lunghezza della molla inferiore, si può pensare di collegare la molla stessa ad un cavo rigido o un corpo cilindrico di lunghezza pari alla distanza tra C e il gancio della molla. In entrambi i casi, l'allungamento sarebbe il medesimo, con lunghezza massima raggiungibile pari a $l_{mf}=d_1+s_1+s_2$. In generale, l'allungamento della molla primaria è

$$x_1 = ((d_1 + s_1 \cos \theta_1 + s_2 \cos(\theta_1 - \theta_2))^2 + (s_1 \sin \theta_1 + s_2 \sin(\theta_1 - \theta_2))^2)^{1/2} - l_{01}$$

dove l_{01} è la lunghezza indeformata della molla e una costante. Ai fini del calcolo dell'energia potenziale, x_1^2 mostrerebbe componenti trigonometriche sia con esponente 1, sia sotto radice, non potendo, dunque, isolare i singoli termini efficacemente. Da ciò ne consegue che l'invarianza alle configurazioni non è raggiungibile. Per semplicità, si può, quindi, usare la sola molla primaria. Il suo allungamento massimo raggiunto è dato da

$$x_1 = d_1 + s_1 + s_2 - l_{01}$$

Da questo risultato, per ridurre l'effetto della gravità, si può eguagliare la forza peso alla forza elastica quando l'arto poggia a terra, ovvero quando l'allungamento è massimo. Per cui è possibile ottenere una costante elastica che permette alla molla di raggiungere tale configurazione. Assumendo poi valori ragionevoli per la molla, quali il diametro del filo, e supponendo circa nulla la distanza delle spire, è possibile ricavarne il numero necessario a coprire la lunghezza a riposo.

Capitolo 3

Studio cinematico e implementazione matlab del dispositivo

In questo capitolo si analizzerà cinematicamente il dispositivo e si procederà ad implementare il modello in Matlab, analizzando i risultati ottenibili per quanto riguarda l'energia potenziale del sistema nel caso ideale e reale.

3.1 Modello cinematico

Stando a quanto mostrato dalla Fig. 2.1 e 2.2 del precedente capitolo, si può descrivere ora il sistema dal punto di vista cinematico. Presenta una catena aperta composta da due membri primari (OA e AB), due secondari (CD e AE) e uno a telaio (OH), accompagnati da altrettante coppie rotoidali di classe 1.

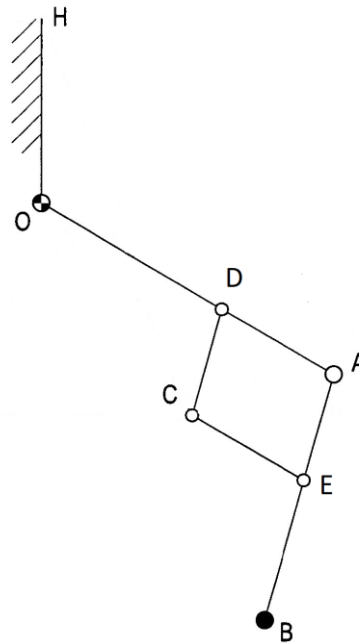


Figura 3.1 Modello cinematico di base del meccanismo

Tramite l'equazione di Grubler, si ottiene il numero di gradi di libertà associati al meccanismo descritto:

$$n=3(m-1)-2R-2P$$

dove m indica i membri presenti, R corrisponde al numero di coppie rotoidali, mentre P equivale alle coppie prismatiche, in questo caso assenti. Per cui

$$n=3(5-1)-2*5=2$$

Si noti che i membri ausiliari non influiscono sul numero di gradi di libertà. Infatti, tolti questi, il meccanismo diventa un robot SCARA di membri OA e AB , con OH a telaio, da cui ne deriva

$$n=3(3-1)-2*3=2$$

Inoltre, anche il sistema di molle del dispositivo (leganti H con C e C con A) non contribuisce al conteggio di gradi di libertà, ma è partecipe esclusivamente ai fini di calcolo del bilanciamento di gravità.

3.2 Analisi cinematica di posizione

Tenendo come riferimento gli angoli indicati in Fig. 2.2 del capitolo 2, per l'analisi di posizione verrà usato un sistema di riferimento opportuno per cui θ_1 sia positivo.

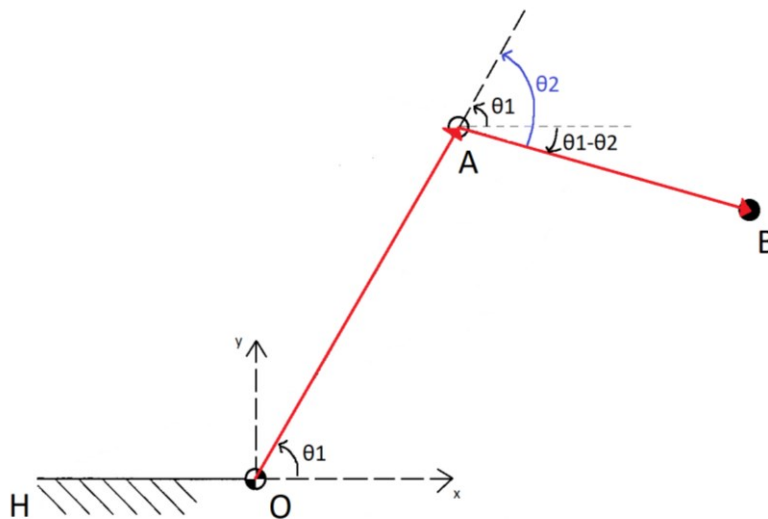


Figura 3.2 Meccanismo base e vettori associati

Per cui, nell'analisi di posizione si ha $B=O+Z_1+Z_2$, dove Z_1 è il vettore che congiunge O ad A , Z_2 vettore da A a B . In termini trigonometrici diventa quindi

$$x_B=a_1\cos\theta_1+a_2\cos(\theta_1-\theta_2)$$

$$y_B = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)$$

dove a_1 e a_2 sono rispettivamente le distanze OA e AB. Per comodità, $\theta_1 - \theta_2$ lo si sostituisca con γ . Si noti che le due variabili indipendenti del sistema θ_1 e θ_2 rappresentano i due gradi di libertà del meccanismo. Avendo come valori noti le distanze e le coordinate del punto B, si proceda nel calcolo delle incognite θ_1 e θ_2 come segue.

$$(a_1 \sin \theta_1)^2 = (-a_2 \sin \gamma + y_B)^2$$

$$(a_1 \cos \theta_1)^2 = (-a_2 \cos \gamma + x_B)^2$$

Sommando le due equazioni si ottiene

$$a_1^2 = a_2^2 - 2a_2 \cos \gamma x_B - 2a_2 \sin \gamma y_B + x_B^2 + y_B^2$$

Di conseguenza

$$\cos \gamma x_B + \sin \gamma y_B = (a_1^2 - a_2^2 + x_B^2 + y_B^2) / (2a_2)$$

e lo si ponga uguale a k . Dopodiché si divida il tutto per la radice di $x_B^2 + y_B^2$ in modo da ottenere per trigonometria l'equazione

$$\cos \alpha \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma = k / (\text{rad}(x_B^2 + y_B^2))$$

dove $\alpha = \arctan(y_B/x_B)$.

Da qui è possibile semplificare la scrittura in

$$\cos(\gamma - \alpha) = k / (\text{rad}(x_B^2 + y_B^2))$$

e ulteriormente in

$$\gamma - \alpha = \arccos(k / (\text{rad}(x_B^2 + y_B^2)))$$

ottenendo dunque il valore dell'angolo γ e successivamente si ricava θ_1 e θ_2 .

In alternativa si può utilizzare il metodo risolutivo per la Diade RRR, assumendo B come 'coppia rotoidale'.

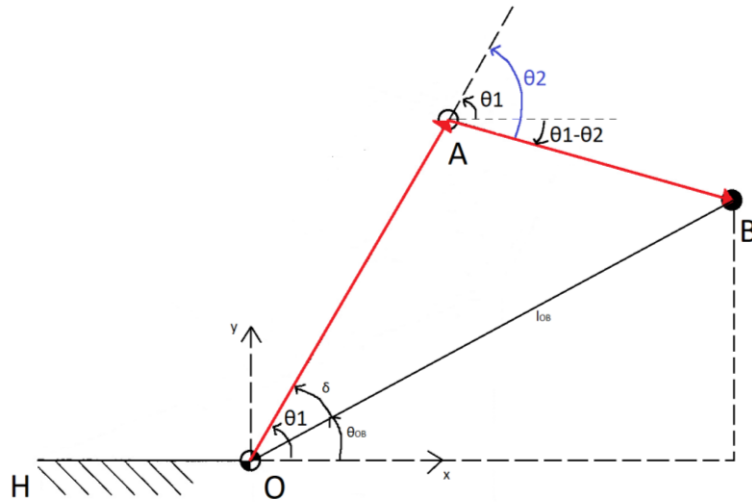


Figura 3.3 Meccanismo base e parametri teorema di Carnot

In questo modo si ha

$$\theta_{OB} = \arctan2(y_B - y_O, x_B - x_O)$$

$$l_{OB} = \text{rad}((x_B - x_O)^2 + (y_B - y_O)^2)$$

e per il teorema di Carnot

$$a_2^2 = a_1^2 + l_{OB}^2 - 2a_1 l_{OB} \cos \delta$$

da cui è possibile ricavare l'angolo δ isolando la componente trigonometrica

$$\cos \delta = (a_1^2 + l_{OB}^2 - a_2^2) / (2a_1 l_{OB})$$

$$\delta = \arccos((a_1^2 + l_{OB}^2 - a_2^2) / (2a_1 l_{OB}))$$

Questo, sommato a θ_{OB} , permette di ottenere θ_1 , mentre $\theta_1 - \theta_2$, sapendo le coordinate di A, è $\gamma = \arctan2(y_B - y_A, x_B - x_A)$.

3.3 Implementazione in Matlab

Si può passare ora ad una rappresentazione del modello in Matlab, in cui verrà usato uno schizzo del dispositivo modificandone la grandezza per avere delle lunghezze quanto più vicine a un caso reale. Caricando tale immagine, è possibile 'leggere' le coordinate dei punti chiave e ricavare successivamente gli angoli principali di interesse.

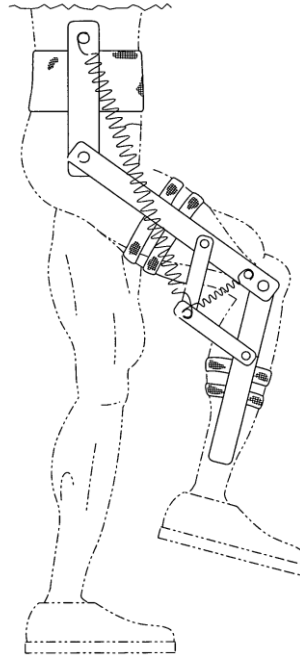


Figura 3.4 *Schizzo del meccanismo*

Innanzitutto si è implementata, in uno script a parte, una funzione che servirà in seguito per permettere la visione dei nomi dati alle coppie e ai punti definiti nella Fig. 3.1. Si è poi creata un'interfaccia grafica di default per lo spessore, la grandezza e il colore delle componenti che saranno mostrate nella grafica, rappresentanti i membri, le coppie rotoidali e le molle del meccanismo.

```
%print labels
for j = 1:length(myLabels)
    P = eval(myLabels{j})+offset;
    text(real(P),imag(P),myLabels{j} , 'Color','k', ...
        'HorizontalAlignment', 'center', 'FontSize',12)
end

clc, clear all
set(groot, 'defaultAxesFontSize', 12, ...
    'defaultlinelength', 2, 'DefaultLineMarkerSize',8, ...
    'DefaultLineMarkerEdgeColor','r', 'DefaultLineMarkerFaceColor','w')
```

Dopodiché viene caricata a lettura l'immagine di interesse, definendo gli assi x ed y e dando una grandezza limite alla finestra che sarà poi visibile. Per semplicità, nelle parti successive si è fatto corrispondere il giunto d'anca all'origine degli assi.

```
figure(1), clf, hold on, axis equal, grid on
I2 = imread('gravity_orthosis.png'); %schizzo
h2 = image([-0.2 0.5],[0.32 -0.85],I2);
uistack(h2,'bottom')
```

```
xlim([-0.2 0.5]), ylim([-0.85 0.32])
xlabel('x (m)'), ylabel('y (m)')
```

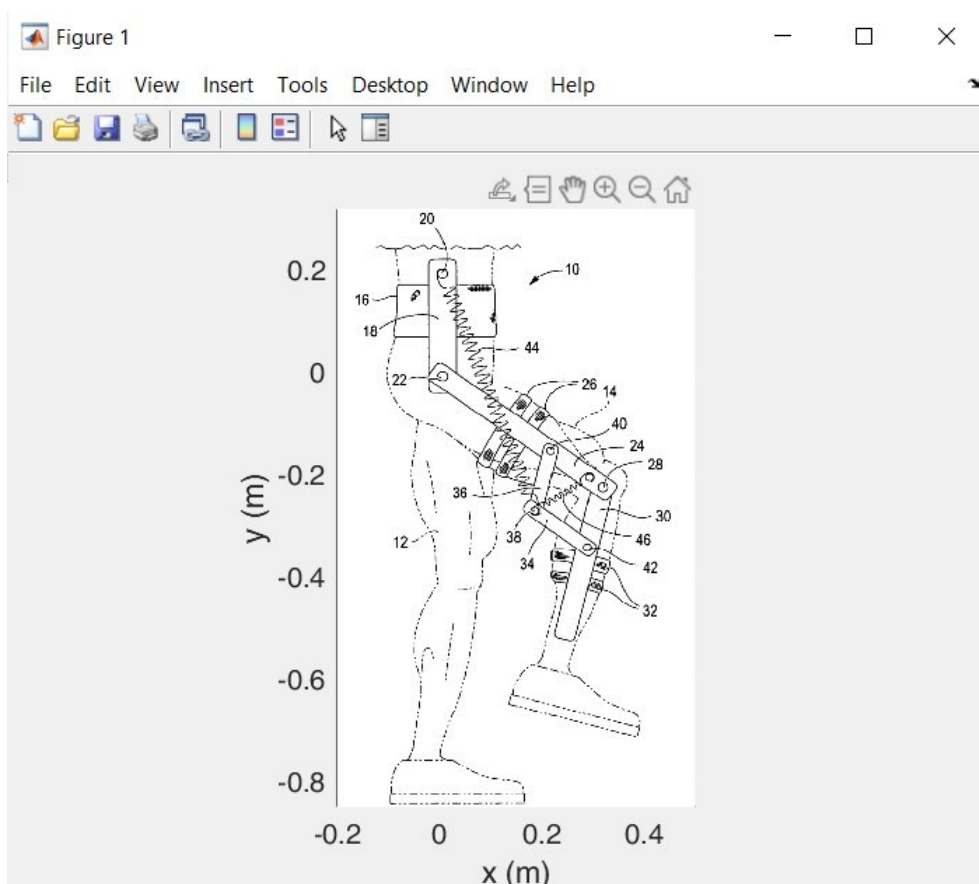


Figura 3.5 Finestra rappresentante l'immagine utilizzata

Fatto ciò, si procede descrivendo la geometria del meccanismo e utilizzando la funzione `unwrap` per definire gli angoli negativi:

```
%geometria del meccanismo
O=complex(0,0); %giunto d'anca a telaio
A0=complex(0.32,-0.22); %giunto di ginocchio configurazione iniziale
a1=abs(A0-O); %lunghezza manovella
q0=angle(A0-O);
B0=complex(0.247,-0.497); %posizione iniziale di B
a2=abs(B0-A0); %lunghezza del secondo membro, biella
phi0=angle(B0-A0);
D0=complex(0.218,-0.153)
C0=complex(0.187,-0.27)
E0=complex(0.29,-0.342)
H=complex(0,0.192)
a0=abs(O-H);
a4=abs(A0-D0); %equivalente alla lunghezza E0-C0
a3=abs(A0-E0); %equivalente alla lunghezza C0-D0
a5=abs(D0-O);
a6=abs(E0-A0);
q=unwrap(q0);
phi=unwrap(phi0);
```

```
myLabels={'O','A','B','C','D','E','H'}; offset=complex(0.04,0.040);
```

Con l'ultima riga di codice si istanziano i nomi corrispondenti delle diverse coppie rotoidali e punti del meccanismo O, A, B, C, D, E, H. Questi, essendo mobili, cambiano la loro posizione nello spazio e verranno definiti con la notazione complessa all'interno di un ciclo `for`, che avrà come risultato il movimento del segmento coscia e successivamente del segmento stinco. Se si desidera osservare la figura prima che venga implementata l'animazione, basterà definire le stesse lunghezze e configurazioni che caratterizzano il sistema in seguito a `myLabels` (nota: le stesse definizioni saranno poi presenti nel ciclo `for`).

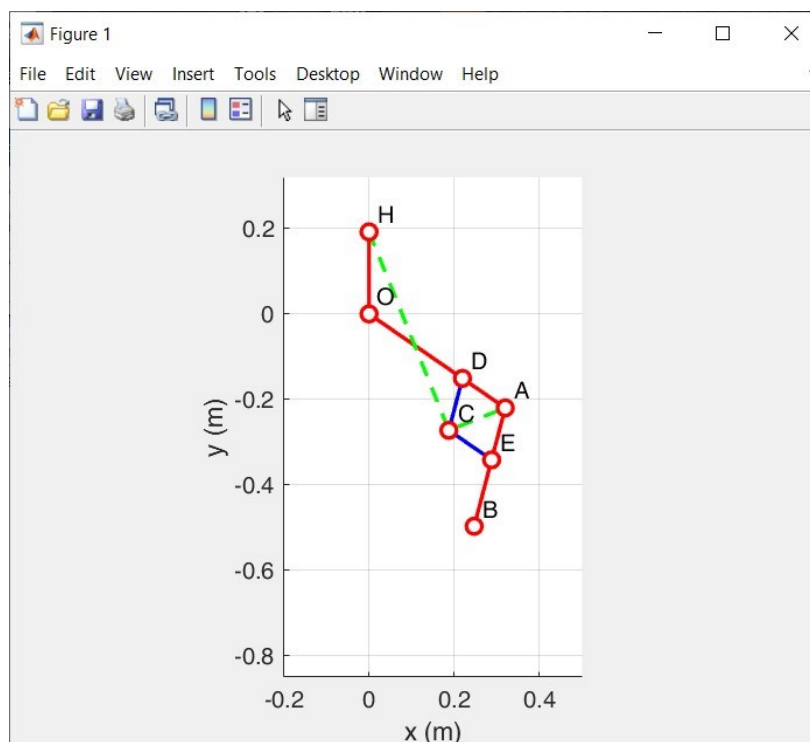


Figura 3.6 Modello cinematico in Matlab (struttura base in rosso, in blu i membri ausiliari, in verde le molle)

Segue ora l'animazione rappresentante il movimento implementato per il dispositivo:

```
for k=rad2deg(q0):-0.2:-90 %movimento coscia
    cla, %h2 = image([-0.2 0.5],[0.32 -0.85],I2);
    q=deg2rad(k);
    %meccanismo base: segmento coscia
    z1=a1*exp(i*q);
    A=O+z1;
    j=rad2deg(phi0)
    phi=deg2rad(j);
    %secondo membro: segmento gamba
    z2=a2*exp(i*phi);
    B=A+z2;
```

```

    %membri ausiliari
    D=0+a5*exp(i*q);
    E=A+a6*exp(i*phi);
    C=D+a3*exp(i*phi);
    %animazione
    cla, plot([H O A B],'-or')
    plot([D C E],'-ob')
    plot([H C A],'-og')
    printLabels
    drawnow
end
for j=rad2deg(phi0):0.2:-90 %movimento stinco
    k=rad2deg(q)
    cla, %h2 = image([-0.2 0.5],[0.32 -0.85],I2);
    q=deg2rad(k);
    %meccanismo base: segmento coscia
    z1=a1*exp(i*q);
    A=0+z1;
    phi=deg2rad(j);
    %secondo membro: segmento gamba
    z2=a2*exp(i*phi);
    B=A+z2;
    %membri ausiliari
    D=0+a5*exp(i*q);
    E=A+a6*exp(i*phi);
    C=D+a3*exp(i*phi);
    %animazione
    cla, plot([H O A B],'-or')
    plot([D C E],'-ob')
    plot([H C A],'-og')
    printLabels
    drawnow
end

```

3.3.1 Relazione tra l'allungamento della molla e l'angolo

Se si vuol ora esplicitare graficamente la relazione che intercorre tra l'allungamento delle molle rispetto al movimento della gamba, è sufficiente modificare lo script definendo quattro vettori vuoti comprensivi rispettivamente dell'allungamento della molla primaria, della molla secondaria e degli angoli dei moventi già definiti e si scriverà la lunghezza delle molle alla configurazione iniziale.

```

x1o=abs(C0-H); %allungamento molla primaria iniziale
x2o=abs(A0-C0); %allungamento molla secondaria iniziale
x1_vettore=[];
x2_vettore=[];
k_vettore=[];
j_vettore=[];

```

Si ricordi che le molle sono a lunghezza libera zero, quindi lo stato iniziale mostrato dalla Fig. 3.5 ha degli allungamenti pari, appunto, a $|C0-H|$ e $|A0-C0|$. Successivamente, all'interno dei

due cicli si definiscono le nuove lunghezze assunte dalle molle per ogni ciclo e si aggiungerà tale valore al vettore corrispondente come segue:

```
x1=abs(C-H); %allungamento molla primaria
x2=abs(A-C); %allungamento molla secondaria
x1_vettore(end+1)=x1
x2_vettore(end+1)=x2
k_vettore(end+1)=k
j_vettore(end+1)=j
```

In questo modo si otterranno vettori di egual lunghezza, tali da poter essere relazionati in una nuova finestra grafica mostrante l'andamento al variare degli stessi.

```
figure(2)
subplot(211)
plot(k_vettore,x1_vettore,k_vettore,x2_vettore), grid on
legend('relation x1-q','relation x2-q')
xlim([-90 -34.5]), ylim([0 0.85])
xlabel('x (deg)'), ylabel('y (m)')
subplot(212)
plot(j_vettore,x1_vettore,j_vettore,x2_vettore), grid on
legend('relation x1-phi','relation x2-phi')
xlim([-104.5 -90]), ylim([0 0.6])
xlabel('x (deg)'), ylabel('y (m)')
```

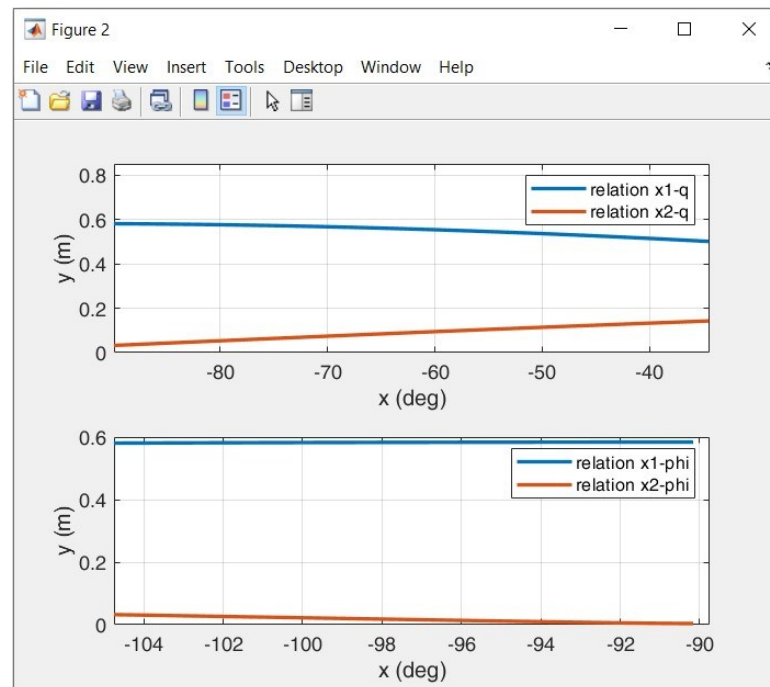


Figure 3.7 *Relazione allungamenti molle e moventi*

Come si può notare, mentre l'allungamento della molla primaria cresce seguendo l'andamento curvilineo indicato in blu al diminuire dell'angolo q , l'allungamento della molla secondaria

diminuisce linearmente. Nel secondo caso, invece, sia l'allungamento della molla primaria, sia secondaria, hanno una relazione pressoché lineare con l'aumentare dell'angolo phi. In particolare il primo cresce all'aumentare di phi, il secondo decresce, fino al raggiungimento della posizione completamente eretta da parte del paziente.

3.3.2 Energia potenziale del sistema

Nel capitolo precedente, appoggiando gli studi di Sunil K. Agrawal, si era mostrato il modo in cui era ottenibile il bilancio di gravità. In particolare, si era ottenuto come risultato finale $V=C_0$, in cui C_0 era dato da

$$C_0=1/2k_1d_1^2+1/2k_2d_2^2+1/2k_1s_1^2+1/2k_1s_2^2+1/2k_2s_2^2-Mgd_1.$$

Ricordando che i coefficienti di elasticità k_1 e k_2 delle molle erano

$$k_1=Mg/d_1$$

$$k_2=Mgs_1/(d_1d_2)$$

si prosegue esplicitando i termini contenuti in C_0 . In questo modo si avrà un'equazione dell'energia potenziale più comoda da usare nel Matlab con lo scopo di ottenerne un valore con i dati relativi al problema di interesse.

$$V=Mg(s_1^2d_2+s_2^2d_2+d_2^2s_1+s_2^2s_1-d_1^2d_2)/(2d_1d_2)$$

Per mantenere le definizioni date nel secondo capitolo, le componenti necessarie per il calcolo di V e la sua equazione saranno scritte come segue:

```
s1=a5;
s2=a3;
d1=a0;
d2=a4;
M=52; %kg
g=9.8; %m/s^2
V=1/(2*d1*d2)*M*g*(s1^2*d2+s2^2*d2+d2^2*s1+s1*s2^2-d1^2*d2)
```

Con i dati di esempio precedenti si otterrà un valore di V pari a 155 J. Se si mette a confronto tale risultato a quello che sarebbe ottenuto nel calcolo dell'energia potenziale, ma in assenza di molle, si constaterrebbe che la presenza delle molle diminuisce l'energia potenziale del sistema. Per osservare ciò è sufficiente creare una nuova finestra grafica che mette in relazione l'energia potenziale $U=Mgh$ (meccanismo privo di molle) e V con l'angolo dei

moventi. Si procede quindi a creare due nuovi vettori vuoti, in cui saranno inseriti ad ogni ciclo i valori corrispondenti di U e V per poi, appunto, ‘plottare’ il tutto nel nuovo grafico.

```

U_vettore=[]; %energia potenziale in assenza di molle
V_vettore=[]; %energia potenziale totale in presenza di molle

U=M*g*(d1+s1*cos(q+pi/2)+s2*cos(phi+pi/2))
U_vettore(end+1)=U
V=1/(2*d1*d2)*M*g*(s1^2*d2+s2^2*d2+d2^2*s1+s1*s2^2-d1^2*d2)
V_vettore(end+1)=V

figure(3)
plot(k_vettore,U_vettore,'r',j_vettore,U_vettore,'r',...
     k_vettore,V_vettore,'b',j_vettore,V_vettore,'b'), grid on
legend('relation U-q','relation U-phi','relation V-q','relation V-phi')
xlim([-104.5 -34.5]), ylim([154 300])
xlabel('x (deg)'), ylabel('y (J)')

```

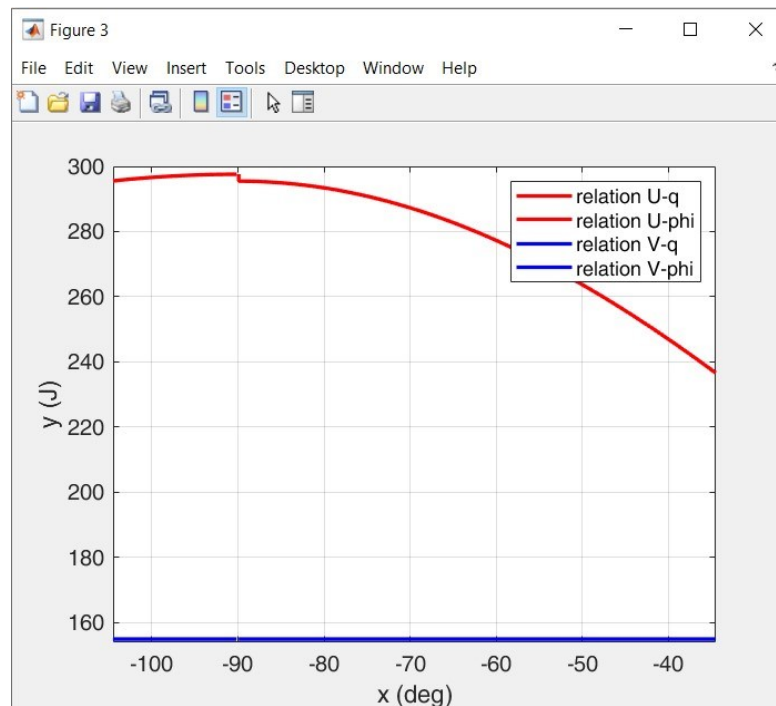


Figure 3.8 *Relazione energia potenziale e moventi*

Si noti che l’energia potenziale V è costante come voluto, poiché invariante alle configurazioni del sistema.

3.3.3 Caso reale in Matlab

Per l'implementazione in Matlab del dispositivo, con le dovute assunzioni presenti nel sottocapitolo 2.3, sarà sufficiente modificare lo script descritto finora, tenendo presente dei cambiamenti apportati al meccanismo. In particolare, le definizioni che descrivono il comportamento della molla secondaria vengono eliminate, in quanto si è deciso di usare unicamente la molla primaria. Inoltre, si dovrà definire il nuovo comportamento della stessa, poiché alla configurazione iniziale si trova in una condizione indeformata. Per cui, all'interno del ciclo `for` si scriverà

```
x1n=abs(C-H); %lunghezza molla primaria
x1=x1n-x1o %allungamento molla primaria
```

Sarà poi necessario scrivere la nuova equazione dell'energia potenziale V , che riceverà in entrata il nuovo valore di x_1 ad ogni ciclo

```
V=abs(1/2*K*(x1^2)-M*g*(d1+s1*cos(q+pi/2)+s2*cos(phi+pi/2)))
```

dove la rigidità K viene calcolata matematicamente, secondo quanto detto in 2.3, e posta uguale a 6.218 N/mm.

Plottando ora il grafico dell'energia potenziale, in presenza e in assenza della molla primaria, si noterà che la stessa diminuisce la V , quindi anche la forza necessaria per muovere il meccanismo rispetto al punto scelto di riferimento H .

```
figure(3)
plot(k_vettore,U_vettore,'r',j_vettore,U_vettore,'r',...
     k_vettore,V_vettore,'b',j_vettore,V_vettore,'b'), grid on
legend('relation U-q','relation U-phi','relation V-q','relation V-phi')
xlim([-104.5 -34.5]), ylim([235 300])
xlabel('x (deg)'), ylabel('y (J)')
```

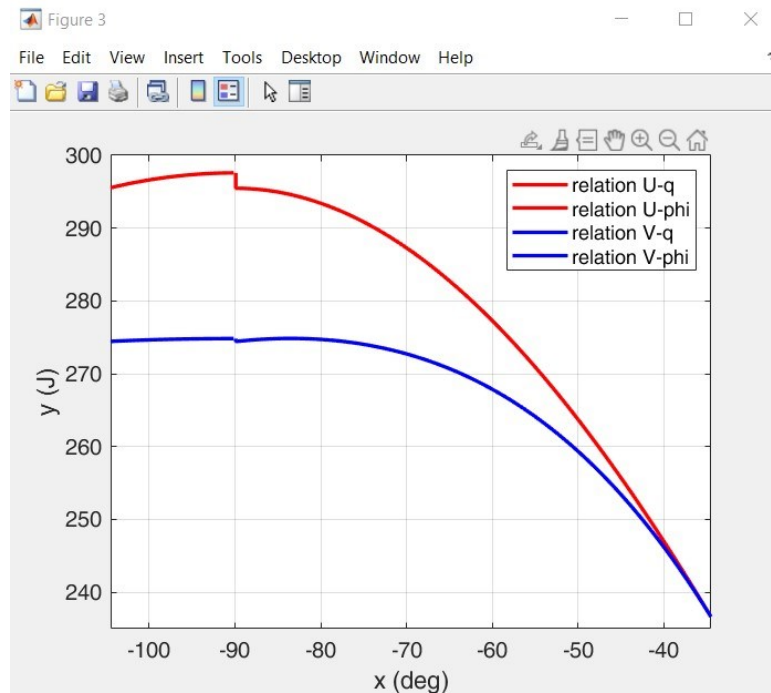


Figura 3.9 Relazione energia potenziale e moventi in presenza di una molla reale

Conoscendo l'equazione che descrive l'andamento dell'energia potenziale, si può ora determinare il valore medio di V . Per semplicità, verrà calcolato unicamente per il movimento del segmento coscia, quindi l'angolo comprensivo del giunto del ginocchio sarà tenuto costante alla configurazione iniziale del meccanismo, per cui la funzione di interesse sarà

```
%energia potenziale per il movimento del segmento coscia
funV=@(theta1,K1,l01) abs(1/2*K1*(d1.^2+s1.^2+s2.^2+...
    2*d1*s1*cos(theta1+pi/2)+...
    2*d1*s2*cos(phi0+pi/2)+2*s1*s2*cos(phi0-theta1)+...
    l01.^2-2*l01*(d1.^2+s1.^2+s2.^2+...
    2*d1*s1*cos(theta1+pi/2)+...
    2*d1*s2*cos(phi0+pi/2)+...
    2*s1*s2*cos(phi0-theta1)).^(1/2))-...
    M*g*(d1+s1*cos(theta1+pi/2)+s2*cos(phi0+pi/2)))
```

Quindi, l'energia potenziale media è

```
%energia potenziale media, movimento del segmento coscia
Vm=1/(q0+pi/2)*integral(@(theta1) funV(theta1,K1,l01),-pi/2,q0)
```

trovando un valore di circa 264 J. Se si desidera trovare lo scostamento di V_m da V si può definire una nuova funzione e integrarla, similmente a quanto appena mostrato, quindi si scriverà

```
%energia potenziale per il movimento del segmento coscia
funVs=@(theta1,K1,l01) (abs(1/2*K1*(d1.^2+s1.^2+s2.^2+...
```

```

2*d1*s1*cos(theta1+pi/2)+...
2*d1*s2*cos(phi0+pi/2)+2*s1*s2*cos(phi0-theta1)+...
101.^2-2*101*(d1.^2+s1.^2+s2.^2+...
2*d1*s1*cos(theta1+pi/2)+...
2*d1*s2*cos(phi0+pi/2)+...
2*s1*s2*cos(phi0-theta1)).^(1/2))-...
M*g*(d1+s1*cos(theta1+pi/2)+s2*cos(phi0+pi/2))-Vm).^2

```

```

%integrale dello scostamento
Vrms=1/(q0+pi/2)*integral(@(theta1)funVs(theta1,K1,l01),-pi/2,q0)

```

Per conoscere il valore assunto dalla lunghezza a riposo della molla tale per uno scostamento minimo, si può utilizzare la funzione fornita dalla piattaforma Matlab, `fmincon`. Si procede a definire i parametri di quest'ultima, definendo i vincoli desiderati:

```

A=[0 -1 1]; %-x(2)+x(3) con x(2)=l01 e x(3)=lf1
b=[0.08] %circa allungamento massimo raggiunto
Aeq=[]
beq=[]
lb=[6218,0.1000,0.1000]
ub=[6218,0.4984,0.5884] %K1 costante, 0.1<=l01<=0.4984, 0.1<=lf1<=0.5884

```

dove, per definizione della `fmincon`, $A \leq b$, quindi l'allungamento della molla deve essere minore o uguale a 0.08 m (calcolabile matematicamente). Seguendo il ragionamento presentato nel sottocapitolo 2.3, i limiti della lunghezza iniziale della molla possono essere compresi tra la distanza dei punti C ed H ed una lunghezza arbitraria che è, in questo caso, posta a 0.1 m, mentre la lunghezza finale della molla è maggiore o uguale alla sua lunghezza indeformata e minore o uguale alla lunghezza raggiunta dalla molla nella configurazione di massimo allungamento.

Si procede ora con i vincoli non lineari, in cui viene espressa la relazione tra la forza di gravità e la forza elastica della molla. Successivamente vengono forniti dei valori come primo tentativo, per poi procedere con il problema di minimizzazione.

```

nonlcon=@nonlinearconstraints
x0=[6218 0.2992 0.3442] %config. iniziale dell' algoritmo di minimizzazione
x=fmincon(@(x)v_function(x),x0,A,b,Aeq,beq,lb,ub,nonlcon); %minimizzazione

```

```

function f=v_function(x);
    K1=x(1);
    l01=x(2);
    lf1=x(3);
    f=1/(-0.6023+pi/2)*integral(@(theta1)(abs(1/2*K1*(lf1-l01)).^2-...
        52*9.8*(0.192+0.2663*cos(theta1+pi/2)+0.1256*cos(-1.8285+...
        pi/2)))-264.7391).^2,-pi/2,-0.6023)
end

```

```
function [c,ceq]=nonlinearconstraints(x)
    c=x(1)*(x(3)-x(2))-52*9.8 %0>=K1(lf1-l01)-Mg
    ceq=[]
end
```

In questo modo è possibile ricavare la x cercata, il quale indica come lunghezza a riposo della molla, tale per uno scostamento minimo, un valore di circa 0.29 m.

Conclusioni

In questo studio si è cercato di descrivere il funzionamento di un apparato esoscheletrico ideato per la riabilitazione motoria dell'arto inferiore. Inizialmente è stato dato un panorama generale per quanto riguarda i dispositivi medici e le loro classificazioni. In particolare, si è trattato dei dispositivi riabilitativi per la deambulazione del paziente e il recupero della tonicità muscolare necessaria per il movimento degli arti. Sono state poi presentate le principali caratteristiche di ognuno di essi, indicando il principio di funzionamento e la classificazione di cui fanno parte. Conclusasi questa parte, si è presentato il meccanismo in esame, presentando in breve l'idea che sta alla base dell'invenzione. Si è poi passati con la descrizione più dettagliata della sua struttura e del procedimento comprensivo dell'ottenimento del bilancio gravitazionale mediante l'utilizzo di un sistema di molle che ha il compito di trasferire il peso del paziente da un punto di supporto ad un altro, bilanciando, appunto, l'effetto della gravità. Per concludere, si è implementato il modello cinematico nella piattaforma di programmazione Matlab, in modo da poter simulare uno dei tipici esercizi riabilitativi, studiando in particolare la relazione che lega l'energia potenziale del sistema e gli angoli dei moventi. Verificata l'invarianza alle diverse configurazioni del dispositivo, si è constatato che tramite l'uso delle molle l'energia necessaria per muovere il meccanismo è minore rispetto al caso in cui fossero assenti. Ciò significa che il paziente con compromissione motoria è in grado di muovere l'arto con uno sforzo minore, favorendone così il recupero completo. Inoltre, essendo arbitraria la lunghezza di determinate componenti (d_1 e d_2), è possibile variare il livello di bilancio di gravità, anche in base alle esigenze del paziente. Tuttavia, data la difficoltà di progettare il meccanismo reale con delle molle a lunghezza libera zero, si è analizzato il dispositivo nel caso in cui fosse presente una sola molla, con una lunghezza libera arbitraria. Dai risultati ottenuti, ne consegue che l'energia potenziale è comunque minore, anche se non invariante alle configurazioni e costante. La passività del modello, però, pur essendo più vantaggiosa a livello economico per l'assenza di fonti energetiche, rappresenterebbe un limite laddove il paziente avesse gravi difficoltà di movimento. Si può, quindi, pensare inizialmente di aggiungere dei motori in grado di assistere il movimento nei casi più gravi, per poi rendere il dispositivo indipendente dall'alimentazione elettrica.

Riferimenti bibliografici

- [1] Sai K. Banala, Sunil K. Agrawal, Abbas Fattah Mechanical Systems Laboratory Department of Mechanical Engineering University of Delaware, Newark, DE 19716; Katherine Rudolph, John P. Scholz Department of Physical Therapy University of Delaware Newark, DE 19716 (Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation New Orleans, LA • April 2004). A Gravity Balancing Leg Orthosis for Robotic Rehabilitation
- [2] Sai K. Banala, Sunil K. Agrawal, Abbas Fattah, Vijaya Krishnamoorthy, Wei-Li Hsu, John Scholz, and Katherine Rudolph (IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS, VOL. 22, NO. 6, DECEMBER 2006). Gravity-Balancing Leg Orthosis and Its Performance Evaluation
- [3] Nicoletta Bergaglio, Antonella Focacci, Valeria Leoni, Francesca Cardinale, Luciano Contrino. S. C. Medicina Fisica e Riabilitativa, Azienda Sanitaria Locale 4 Chiavarese, Sestri Levante, Genova, Italia; 2 Direzione Medica di Presidio, Azienda Sanitaria Locale 4 Chiavarese, Lavagna, Genova, Italia; Giornale italiano di Medicina Riabilitativa – MR, Vol. 31 - N. 2; Efficacia di un training del cammino con tecnologia robotica per l'arto inferiore (GEO System) in pazienti affetti da ictus in fase cronica: studio pilota
- [4] Sofia Straudi, Simone Tarchini, Ludovica Baluardo, Aurelia Colaizzi, Francesca Gimigliano, Stefano Paolucci, Giovanni Morone, Dipartimento di Neuroscienze e Riabilitazione, Università di Ferrara, Dipartimento Multidisciplinare di Specialità Medico-Chirurgiche e Odontoiatriche, Università degli Studi della Campania “Luigi Vanvitelli”, Napoli, Facoltà di Fisioterapia, Università di Ferrara, Facoltà di Fisioterapia, Università degli Studi di Roma “Tor Vergata”, Roma, Dipartimento di Salute Mentale e Fisica e Medicina Preventiva, Università degli Studi della Campania “Luigi Vanvitelli”, Napoli, Fondazione Santa Lucia IRCCS, Roma; Giornale italiano di Medicina Riabilitativa – MR, Vol. 36 - N. 3; Overview sull'utilizzo della riabilitazione robotica dell'arto superiore in pazienti con esiti di ictus cerebrali
- [5] Gregorio Sorrentino, Rocco Salvatore Calabrò, Donatella Bonaiuti; Dpt Medicina Fisica e Riabilitazione, Policlinico di Monza, Monza; IRCCS Centro Neurolesi “Bonino Pulejo”, Messina; Società Scientifica Medicina Fisica e Riabilitativa SIMFER; Giornale italiano di Medicina Riabilitativa – MR, Vol. 36 - N. 3 - Giornale italiano di Medicina Riabilitativa
- [6] Enrico Castelli, Rossana Toglià, Dipartimento di Neuroriabilitazione Intensiva e Robotica Ospedale Pediatrico Bambino Gesù, Roma, Giornale italiano di Medicina Riabilitativa – MR, Vol. 38 - N. 2; Robotica e neuroriabilitazione pediatrica

Siti web

- {1} <https://patents.google.com/patent/US7544155B2/en?q=gravity+balanced+orthosis&oq=gravity+balanced+orthosis>
- {2} <https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=US41370489&cid=P22-L59LVM-82756-1>
- {3} <https://www.creivit.net/dispositivo-medico-definizioni-normativa-conformita/>
- {4} https://www.salute.gov.it/portale/temi/p2_6.jsp?id=3&area=dispositivi-medici&menu=cosasono
- {5} <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/>
- {6} <https://www.villaesperia.it/terapie/neuroriabilitazione-robotizzata-lokomat/#:~:text=Lokomat%20%C3%A8%20un%20esoscheletro%20controllato,anche%20di%20alleviarne%20il%20peso.>
- {7} <https://exoskeletonreport.com/product/reogo/>
- {8} <https://www.hocoma.com/solutions/armeeo-spring/>
- {9} <https://www.medicalexpo.it/prod/hocoma/product-68750-438442.html>
- {10} <https://exoskeletonreport.com/product/g-eo-system/>