



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**

**DIPARTIMENTO  
DI INGEGNERIA  
DELL'INFORMAZIONE**

**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**“ANALISI DI UN ESOSCHELETRO PER LA RIABILITAZIONE DEGLI  
ARTI INFERIORI”**

**Relatore: Prof. / Dott. ROBERTO LOT**

**Laureanda: SARA MARIA BAGGIO**

**ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023**

**Data di laurea 17/07/2023**



## SOMMARIO

In questa tesi verrà fatta una presentazione generale della nascita e dello sviluppo degli esoscheletri trattando in particolare i dispositivi per la riabilitazione degli arti inferiori. Successivamente verrà analizzato il brevetto US 9610208 B2 in cui viene descritto il funzionamento di un esoscheletro per la riabilitazione degli arti inferiori. Lo schema qui presentato sarà utilizzato per l'implementazione di un modello semplificato ma realistico di tale dispositivo, saranno infatti assunti come unici movimenti delle tre articolazioni analizzate (anca, ginocchio e caviglia) quelli nel piano sagittale. Al fine di sviluppare tale modello verranno utilizzati due software (Matlab e Working Model 2D) che permetteranno di fare l'analisi cinematica diretta oltre che ricavare potenza e forza agenti sui pistoni durante la camminata. L'obiettivo è dimostrare l'effettiva utilità degli esoscheletri nel processo di riabilitazione in quanto emulano alcuni movimenti che i pazienti non sono in grado di svolgere da soli ma che con l'aiuto di questi dispositivi possono allenare nel modo più naturale possibile.



# INDICE

<b>1. Introduzione</b>	<b>7</b>
1.1 Classificazione in base al sistema di attuazione . . . . .	8
1.2 Classificazione in base all'utilizzo . . . . .	9
1.2.1 Esoscheletri per uso militare . . . . .	9
1.2.2 Esoscheletri per supporto ai lavori . . . . .	10
1.2.3 Esoscheletri a scopo riabilitativo . . . . .	11
1.3 Esoscheletri per la riabilitazione degli arti superiori . . . . .	11
1.4 Esoscheletri per la riabilitazione degli arti inferiori . . . . .	12
<b>2. Esoscheletro Ekso</b>	<b>17</b>
2.1 L'azienda . . . . .	17
2.2 Patologie trattate con Ekso . . . . .	19
2.2.1 Ictus . . . . .	19
2.2.2 Lesione celebrale acquisita . . . . .	19
2.2.3 Lesioni al midollo spinale . . . . .	20
2.2.4 Sclerosi multipla . . . . .	20
2.3 Il brevetto . . . . .	21
2.3.1 Articolazione dell'anca . . . . .	22
2.3.2 Articolazione del ginocchio . . . . .	23
2.3.3 Articolazione della caviglia . . . . .	24
<b>3. Funzionamento dell'esoscheletro</b>	<b>25</b>
3.1 Implementazione del modello con Matlab . . . . .	26
3.2 Implementazione del modello con Working Model 2D . . . . .	33
<b>Conclusioni</b>	<b>38</b>



# CAPITOLO 1

## Introduzione

La parola esoscheletro deriva dal greco *exo* (al di fuori) e *skeletos* (duro). In un corpo animale costituisce la struttura scheletrica esterna che fornisce supporto e protezione, esempi di animali che ne sono dotati sono tartarughe, granchi e cavallette. Inoltre, indica anche un dispositivo indossabile dall'uomo che, applicando momenti o forze sulle articolazioni degli arti, ne aumenta le capacità fisiche e in particolar modo la forza relativamente limitata.

Nel corso della storia l'uomo ha progettato vari tipi di esoscheletro, a partire da Leonardo Da Vinci che ideò una struttura, indossabile dall'uomo, che permettesse di volare (FIG.1). Negli anni furono poi elaborate varie idee di esoscheletro ma si ebbe sempre il problema dell'alimentazione, ovvero di riuscire a fornire l'energia giusta per moltiplicare la forza umana esercitata dall'esoscheletro ed avere una certa autonomia. Nel 1800, con la comparsa delle prime macchine a vapore, questo problema sembra iniziare a risolversi nella teoria come dimostrò il vignettista satirico Robert Seymour con il "camminatore a vapore" (FIG.2). Nella pratica però non si riusciva ancora ad alimentare un esoscheletro con una macchina a vapore esterna poiché doveva esserci un sistema di alimentazione in grado di essere "indossato" dall'individuo insieme all'esoscheletro. La storia degli esoscheletri inizierà veramente solo nel 1890 con l'ingegnere russo Nicholas Yagn che brevettò il primo esoscheletro passivo mosso dall'uomo (FIG.3). Il sistema prevede una serie di molle in parallelo con le gambe attraverso le quali viene scaricato a terra il peso così da ridurre la forza agente sugli arti inferiori e aumentare le capacità di corsa dell'esercito Russo. [1][2]



FIG.1-Struttura per volare



FIG.2-"Camminatore a vapore"

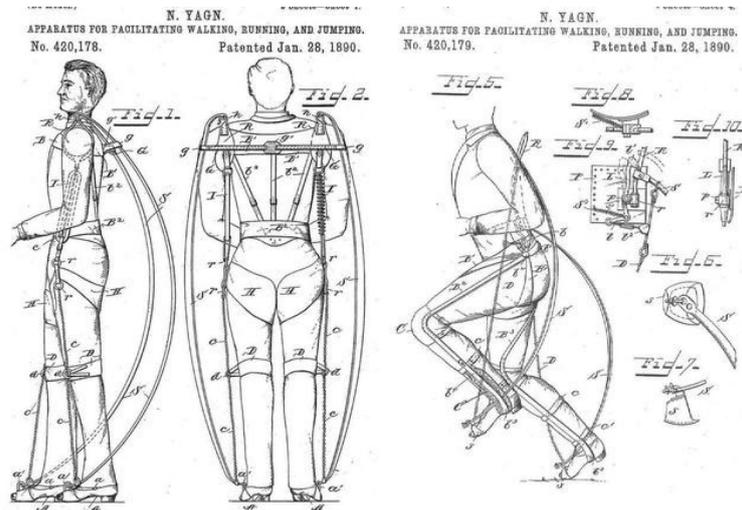


FIG.3-Esoscheletro di Yagn

## 1.1 Classificazione in base al sistema di attuazione

### Esoscheletri attivi

Gli esoscheletri sono attivi quando utilizzano uno o più attuatori per supportare o incrementare le capacità dell'individuo che lo indossa. Attraverso dei sensori opportunamente posizionati sulla struttura si raccolgono dati sull'intenzione di movimento del soggetto, questi vengono elaborati da un regolatore e vengono mandati agli attuatori che compiono l'opportuno movimento dell'esoscheletro e della persona. I tipi di attuatori solitamente più utilizzati sono i motori elettrici, caratterizzati da alta efficienza e possibilità di regolazione attraverso riduttori di velocità a seconda della coppia necessaria sul giunto. Vengono utilizzati anche gli attuatori idraulici che hanno però un piccolo campo di applicazione a causa delle possibili perdite di fluido e della complessa gestione dei tubi. Negli ultimi anni si stanno utilizzando anche dei muscoli pneumatici. L'utilizzo di un esoscheletro attivo comporta anche la scelta di come alimentare il dispositivo o attraverso delle batterie al litio o collegandolo direttamente ad una fonte di energia esterna.

### Esoscheletri passivi

Un esoscheletro viene invece definito passivo quando non utilizza degli attuatori ma solitamente delle molle o degli smorzatori in grado di accumulare energia durante il movimento umano per poi utilizzarla per raggiungere o mantenere una determinata postura.

## 1.2 Classificazione in base all'utilizzo

### 1.2.1 Esoscheletri per uso militare

I moderni esoscheletri derivano la loro popolarità da idee abbastanza recenti come quella delle tute corazzate alimentate della fanteria mobile articolata nel romanzo 'Starship Troopers' di Robert Heinlein del 1959 o la successiva tuta di Iron Man di Stan Lee apparsa per la prima volta nei fumetti della Marvel Comix nel 1963. Allora si trattava di fantascienza ma già nei primi anni del 2000 le basi della tecnologia si sono evolute al punto che prodotti di questo tipo stavano diventando tecnicamente realizzabili, anche se con significanti limitazioni se comparati con i concetti fantascientifici. Uno dei dispositivi realizzati a questo scopo è l'Human Universal Load Carrie (HULC), sviluppato dalla Berkeley Bionics (adesso Ekso Bionics) nel 2008 e poi ceduto nel 2009 alla Lockheed Martin (FIG.4,5). HULC è un esoscheletro idraulico in titanio realizzato per aiutare i soldati americani in combattimento. Grazie a questo dispositivo è possibile arrivare a sollevare pesi elevati (fino a 90 kg) con un minimo sforzo. Il peso viene trasferito a terra attraverso i piedi dell'esoscheletro così da non ostacolare alcun movimento e prevenire lesioni muscoloscheletriche che si verificano nei soldati per il sollevamento di carichi pesanti. In questo modo è possibile trasportare il massimo peso alla velocità di circa 16 km/h per estesi periodi di tempo dando la possibilità ai soldati di marciare mantenendo bassi sia il consumo di ossigeno che il battito cardiaco. Dopo essere stato sottoposto a diversi test biomeccanici, dinamici e ambientali in laboratorio, nel giugno del 2011 il prototipo militare rinforzato HULC inizia ad essere testato al US Army Natick Soldier System Center in Massachussets. Risulta che HULC permette al suo indossatore di correre, camminare, strisciare e fare anche squat bassi. [3][4]



FIG.4-HULC



FIG.5-HULC

## 1.2.2 Esoscheletri per supporto ai lavoratori

Esoscheletri a uso lavorativo sono stati da tempo introdotti in alcuni settings industriali, come l'industria automobilistica. Ci si aspetta che il loro uso diventi più comune in futuro dato che hanno dimostrato di essere efficaci in molte aree. Tuttavia, come qualsiasi innovazione tecnologica, possono portare nuovi rischi per la salute del lavoratore dovuti alla redistribuzione non fisiologica dello stress meccanico in altre regioni del corpo dopo averli indossati. Questa nuova tecnologia influenza, inoltre, il controllo motorio e la stabilità articolare, alterando la cinematica del movimento, per questi motivi il lavoratore deve essere adeguatamente addestrato al suo corretto utilizzo. [5]

Un esempio è il robot Chairless Chair (FIG.6) sviluppato nel 2017 dall'azienda svizzera Noonee è un esoscheletro passivo da applicare alle gambe che funge da sedia indossabile. È sufficiente piegare le ginocchia per avere un sostegno ergonomico. La principale applicazione sono le aziende dove agli operai è richiesto di stare in piedi per lunghi periodi e le sedie tradizionali ostruirebbero gli spazi e rappresenterebbero un ostacolo all'attività. Chi la indossa può camminare normalmente ma decidere di sedersi al momento opportuno. Consente di ridurre il carico, dovuto alle posizioni scorrette, sulle gambe, sulla schiena e sul collo. [6]

Altro esempio è l'AWN-03 (FIG.7) rilasciato nel 2015 dall'azienda giapponese Panasonic nel mercato Asiatico con lo scopo di supportare i lavoratori e le persone anziane nella vita di tutti i giorni. Esso facilita il sollevamento di carichi pesanti azionando, grazie alla presenza di sensori che rilevano il movimento del lavoratore, dei motori che generano la giusta coppia a livello delle anche così da diminuire lo stress lombare di 15 kg. [7]



FIG.6-Chairless Chair



FIG.7-AWN-03

### **1.2.3 Esoscheletri a scopo riabilitativo**

Negli ultimi anni, a causa di incidenti di sicurezza sul lavoro e malattie il numero di lesioni alle funzioni degli arti è notevolmente cresciuto. Allo stesso tempo, l'età media della popolazione è aumentata in tutto il mondo (più dell'11% della popolazione americana ha più di 60 anni) e la maggior parte ha patologie. Dopo il ricovero i pazienti spesso recuperano le capacità cognitive ma generalmente rimangono dei problemi come paralisi totale o parziale degli arti, ridotta abilità di bilanciamento e di svolgere determinati movimenti così come difficoltà nella camminata. La teoria medica e la medicina clinica hanno provato che l'esercizio di una corretta e scientifica riabilitazione può giocare un ruolo veramente importante nel recupero e miglioramento della funzione motoria dell'arto. Però, a causa della carenza di personale infermieristico e dei costi elevati dei trattamenti, molti pazienti scelgono di fare esercizio a casa. In questo modo però il metodo non è scientifico e spesso la quantità di allenamento non è adeguata, i pazienti perdono quindi il momento migliore per il recupero delle abilità fisiche. Usare metodi scientifici e stabilire un giusto programma di riabilitazione può aiutare i pazienti anche a ridurre il fardello psicologico legato all'impossibilità di potersi muovere autonomamente e migliorare quindi la qualità di vita dei pazienti. Gli esoscheletri per riabilitazione sono dei robot indossabili che combinano diversi tipi di tecnologie quali controllo, informatica, sensori e robot. Sono progettati per mimare e supportare la dinamica dell'apparato muscolo-scheletrico. Uniti con le terapie tradizionali di riabilitazione portano a migliori risultati nel recupero delle funzionalità perse. Il principio che sta alla base di queste tecnologie è quello della plasticità cerebrale, cioè la capacità dell'encefalo di modificare la propria struttura e le proprie funzionalità a seconda dell'attività dei propri neuroni. La ripetizione nel tempo degli esercizi effettuati con gli esoscheletri permette alle cellule neuronali con maggiore attività di formare nuove sinapsi determinando una riorganizzazione cerebrale ed un recupero di determinati pattern neuromotori. [8][9]

## **1.3 Esoscheletri per la riabilitazione degli arti superiori**

### **Float**

Float (FIG.8) un esoscheletro robotico motorizzato realizzato in una collaborazione tra Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) e il Centro di Riabilitazione Motoria dell'Inail nel 2022. È pensato per la riabilitazione delle braccia in seguito a operazioni chirurgiche o lesioni post-traumatiche, ma che in futuro potrà essere utilizzato anche su pazienti con disfunzioni motorie causate da ictus o da malattie neurodegenerative. Float ha superato i primi test clinici presso il Centro di Riabilitazione Motoria di Volterra. L'utilizzo dell'esoscheletro permette di proporre esercizi di

riabilitazione differenti e quindi meno noiosi per i pazienti, la misurazione precisa dei parametri biomeccanici dei pazienti durante lo svolgimento degli esercizi e il conseguente monitoraggio dei progressi. Possiede un braccio di supporto che consente movimenti che coinvolgono tutto il corpo, e una libertà di movimento del paziente decisamente più ampia rispetto ai robot riabilitativi per arto superiore già esistenti. Float, inoltre, è stato studiato per essere leggero, velocemente indossabile e facilmente adattabile. [10], [11]

### **RobHand**

RobHand (FIG.9) è un progetto che mira a sviluppare un dispositivo robotico per la riabilitazione disegnato per aiutare i pazienti colpiti da ictus a migliorare range di movimenti, forza e funzione motoria della mano così da ridurre menomazione e migliorare la loro qualità di vita. L'obiettivo è quello di realizzare un dispositivo poco costoso che i pazienti possano usare a casa per la loro riabilitazione che solitamente consiste in tre sedute alla settimana della durata di un'ora per circa sei mesi. Questo esoscheletro si basa su un meccanismo di collegamento seriale a quattro barre ad azionamento diretto e sottoazionato che assiste la flessione di pollice e dita. Ci sono cinque attuatori lineari che sono usati per trasmettere i movimenti a falange distale e prossimale di ciascun dito, i movimenti di queste sono infatti cinematicamente accoppiati. [12]

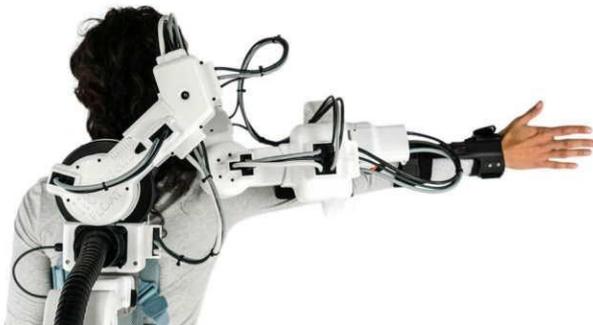


FIG.8-Float



FIG.9-RobHand

## **1.4 Esoscheletri per la riabilitazione degli arti inferiori**

Sin dagli anni 60 negli Stati Uniti e in Giappone sono iniziati dei programmi volti a sviluppare un esoscheletro indossabile.

Nel 1965 l'Electric Company General (GE) è stata la prima a tentare di sviluppare un sistema esoscheletrico indossabile chiamato Hardiman (FIG.10), un esoscheletro completo per tutto il

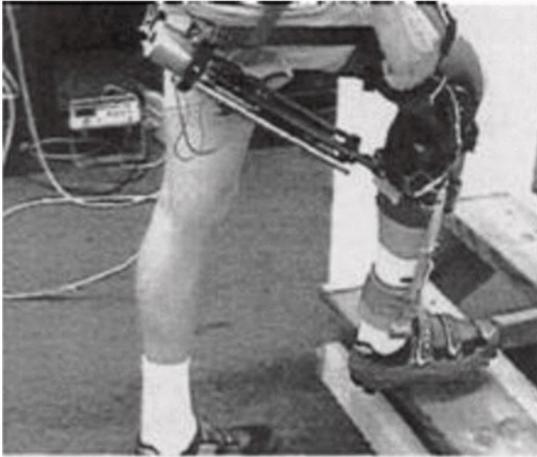
corpo con 30 gradi di libertà e un peso di 680 kg. Ma il progetto è stato fermato perché il design del sistema era troppo complesso e il livello tecnologico del tempo limitato, inoltre il volume della macchina era troppo ingombrante per riuscire a mantenere bene l'equilibrio. Già alla fine degli anni 60 Miomir Vukobratovic, professore all'università di Belgrado (Serbia), guida il Mihailo Pupin Institute verso lo sviluppo di un robot per la riabilitazione degli arti inferiori (FIG.11). Partendo dal "kinematic Walker" costruiscono un singolo attuatore idraulico per muovere anca e ginocchio che erano accoppiati cinematicamente. Arrivano poi, nel 1970, a sviluppare un "esoscheletro parzialmente attivo" che utilizza attuatori pneumatici per flessione/estensione di anca, ginocchio e caviglia e dei giunti di abduzione/adduzione azionati nell'anca così da garantire una maggiore stabilità. Questo concetto è stato successivamente modificato nell' "esoscheletro completo" estendendo l'attaccatura al torso così da comprendere il petto e garantire maggiore supporto al tronco. Il peso totale finale era di 12 kg senza contare computer e batterie che non si trovano sul dispositivo iniziale ma che successivamente si tenta di inglobare. Le limitazioni di motore, batteria e computer rendono però impossibile la reale portabilità del dispositivo. [1], [2]



FIG.10-Hardiman



FIG.11-Mihailo Pupin Institute's exoskeleton



Successivamente la compagnia statunitense Yobotics ha sviluppato RoboKnee (FIG.12), un dispositivo per la camminata che da supporto a un singolo ginocchio. Esso genera un momento torcente di compensazione sul ginocchio per promuovere il rilassamento dei quadricipiti. Il peso di computer e batteria complessivo di 4 kg posizionato nella parte posteriore era sufficiente per garantire un'autonomia da 30 a 60 minuti. Poiché il

n FIG.12-RoboKnee

gamba lo era anche il peso del dispositivo provocando stanchezza e perdita di bilanciamento in caso di camminate lunghe.

Nel 2004 Homayoon Kazerooni, un professore di ingegneria meccanica all'Università Berkeley in California, guida il suo gruppo di ricerca nello sviluppo dell'esoscheletro militare BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) (FIG.13,14) su finanziamento della DARPA (Defence Advanced Research Projects Agency). Il moto rotatorio di anca, ginocchio e caviglia può essere controllato dal robot nel piano sagittale attraverso delle articolazioni idrauliche. Controllore, conduttore ed energia portatile del robot sono posizionati nello zaino e può lavorare per sei/otto ore consecutive. A questo robot, inizialmente concepito al solo scopo militare, sono state in seguito aggiunte un paio di stampelle al fine di aiutare emiplegia e paraplegia. Questo esoscheletro diventerà il capostipite di una serie di dispositivi per la riabilitazione e l'assistenza. Mentre lo sviluppo di un esoscheletro a scopo militare prosegue negli anni successivi con HULC.

Negli stessi anni in Israele viene sviluppato dalla ReWalk Robotics l'esoscheletro ReWalk (FIG.15) per dare la possibilità ai pazienti con lesioni al midollo spinale di stare in piedi e camminare. Questo robot del peso di circa 23 kg contiene motori nell'articolazione dell'anca e del ginocchio alimentati da batterie ricaricabili, il sistema di controllo è completamente autonomo ed è posizionato in uno zaino. I sensori di inclinazione determinano l'angolo di torsione e fanno muovere anca e ginocchio generando il passo. Questo meccanismo ripetuto con una certa frequenza genera la camminata. Presenta quattro modalità di utilizzo: camminata, seduto-inpiedi, inpiedi-seduto, e salire e scendere le scale. Nel 2011 è stato riconosciuto dalla FDA (Food and Drug Administration) come dispositivo per la riabilitazione di pazienti con

lesioni al midollo spinale, inoltre è utilizzabile anche in ambiente domestico in assenza di personale qualificato.

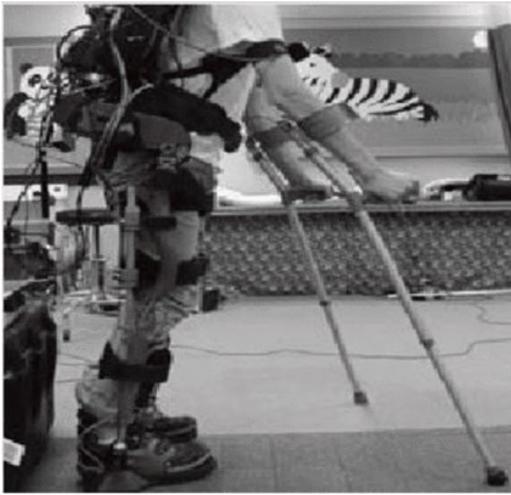


FIG.13-BLEEX



FIG.14-BLEEX



FIG.15-ReWalk



Nel frattempo, in Giappone nel 2001 l'Università di Tsukuba in collaborazione con l'azienda Cyberdyne ha sviluppato il robot HAL (Hybrid Assistive Leg) (FIG.16). Questo esoscheletro è stato progettato per dare sostegno agli arti inferiori negli utilizzatori

cc

FIG.16-HAL

molto versatile; infatti, oltre che nella riabilitazione HAL può essere impiegato anche per facilitare lo svolgimento di lavori pesanti. Nel 2012 Cyberdyne ne progettò alcune versioni speciali per i lavori di decontaminazione nelle zone intorno alla centrale nucleare di Fukushima. Nel corso degli anni questa azienda ha poi prodotto diversi modelli di esoscheletro che si distinguono per tipo di supporto offerto all'utente (alle braccia, alle gambe, al busto o a tutti gli arti). Funziona tramite segnali elettromiografici rilevati attraverso una serie di elettrodi attaccati alla pelle e collegati a un processore. A seconda dei segnali ricevuti, e cioè in base alle intenzioni dell'utilizzatore, il sistema muove le articolazioni dell'esoscheletro in modo da assecondare, sostenere e amplificare il movimento. [13][14][9]

Recentemente un vasto numero di esoscheletri per gli arti inferiori (e ortesi attive) per assistenza e riabilitazione sono stati sviluppati e riportati nella letteratura scientifica. Il principale obiettivo degli esoscheletri assistivi è di supportare pazienti con lesioni totali al midollo spinale (SCI, spinal cord injury) in cui non c'è possibilità di recupero del movimento. D'altra parte, gli esoscheletri per riabilitazione sviluppati per pazienti colpiti da ictus o con lesioni parziali del midollo osseo cercano di promuovere la riorganizzazione motoria corticale al fine di migliorare la camminata del paziente. Nonostante l'impiego delle più alte tecnologie in questo campo la maggior parte degli esoscheletri realizzati per la riabilitazione degli arti inferiori sono ancora pesanti e ingombranti a causa del fatto che devono sostenere il peso del paziente oltre che al loro stesso. [15]

# CAPITOLO 2

## Esoscheletro Ekso

### 2.1 L'azienda

Una delle aziende più attive nel settore della produzione di esoscheletri è la Ekso Bionics. L'impresa ha sede in California ed è stata fondata nel 2005 dal già citato professor Kanzeroni con il nome di Berkeley ExoWorks, cambiando successivamente il nome in Berkeley Bionics nel 2007 e in Ekso Bionics nel 2011. Nel 2014 è diventata una società pubblica. Questa azienda realizza nel corso degli anni diversi dispositivi, nel 2007 inizia lo sviluppo di un esoscheletro per uso militare HULC (paragrafo 1.2) per poi dedicarsi a dispositivi medici e lavorativi negli anni successivi.

Riguardo ai robot realizzati a scopo riabilitativo già nel 2009 l'azienda realizza eLEGS (FIG.17) (Exoskeleton Lower Extremity Gait System), nome poi cambiato nel 2011 in Ekso. eLEGS è un esoscheletro idraulico con quattro motori elettromeccanici che permette ai pazienti di stare in piedi, girarsi, sedersi, alzarsi e camminare in linea retta con l'aiuto di stampelle o carrelli. Questo dispositivo è stato realizzato basandosi sul progetto HULC, è relativamente leggero (pesa poco più di 20 kg), è indossabile direttamente dal paziente stando seduti ed ha un'autonomia di 6 ore. Sono sufficienti poche ore di pratica perché i pazienti paraplegici siano in grado di camminare di nuovo con risvolti positivi anche dal punto di vista psicologico oltre che da quello fisico. Presenta due stampelle dotate di sensori così che quando l'utilizzatore ne muove una in avanti eLEGS muove la gamba opposta. È inoltre molto silenzioso. Questa qualità gli permette di essere utilizzato nella vita di tutti i giorni senza quindi togliere possibilità di interazione sociale ai pazienti. [16][17]

Nel 2013 è stata rilasciata una nuova generazione di questo dispositivo, chiamata EksoGT (FIG.18), al quale è stato aggiunto un software VariableAssist che permette di variare la potenza indipendentemente su entrambi i lati del corpo così da progredire nella riabilitazione man mano che il paziente migliora le sue capacità. Questo dispositivo è stato approvato dalla FDA (Food and Drug Administration) nel 2016 permettendone l'uso per la riabilitazione di pazienti con ictus e lesioni del midollo spinale fino alla vertebra C7. L'anno successivo è stata apportata un'ulteriore modifica con l'introduzione di SmartAssist che dà la possibilità di tenere traccia dei miglioramenti dei pazienti tramite un portale online.[18]

Nel 2019 Ekso Bionics ha rilasciato EksoNR (NeuroRehabilitation) (FIG.19) sostituendo EksoGT con ulteriori aggiornamenti al software. Quest'ultima generazione di Ekso permette ai pazienti di lavorare su attività di pre-deambulazione come spostamento del peso, marcia e squat. Presenta inoltre varie modalità di deambulazione anche molto avanzate come camminata all'indietro, passi laterali e camminata senza traiettoria. Questo è il primo e unico dispositivo ad aver ricevuto ad oggi l'approvazione della FDA per la riabilitazione di pazienti con lesioni cerebrali acquisite e con sclerosi multipla (SM).[19]



FIG.17-eLEGS



FIG.18-EksoGT



FIG.19-EksoNR

Ekso è caratterizzato da tre diversi modi per controllare l'inizio di ciascun passo:

- First Step: un terapista controlla l'inizio di ciascun passo schiacciando un pulsante, questa modalità viene solitamente usata nelle prime sessioni di allenamento per familiarizzare con il dispositivo.
- Active Step: l'utilizzatore controlla l'inizio di ciascun passo attraverso un'interfaccia, posizionata nelle stampelle o nel carrello, che comunica con il dispositivo.
- Pro Step: l'utilizzatore controlla l'inizio del passo successivo muovendo in avanti e lateralmente l'anca. In questo caso il dispositivo permette il passo solo quando riconosce che l'utilizzatore è nella posizione giusta.

[20]

## **2.2 Patologie trattate con Ekso**

### **2.2.1 Ictus**

Un ictus si verifica quando parte del cervello viene privata di ossigeno a causa di un coagulo di sangue che blocca il flusso sanguigno o di una rottura dell'arteria che alimenta quella parte di cervello. Nel primo caso si parla di ictus ischemico, nel secondo invece di ictus emorragico. La conseguente mancanza di ossigeno e dei nutrienti trasportati dal sangue può condurre a conseguenze drammatiche e persistenti per il soggetto che, in base alla zona colpita, può andare in contro alla perdita di una o più funzioni neurologiche e/o motorie. I robot per riabilitazione permettono di eseguire esercizi di cammino anche a pazienti post-ictus non deambulanti, contribuendo a rafforzare i muscoli indeboliti e a riapprendere i movimenti. Il paziente in questi casi partecipa attivamente al proprio percorso riabilitativo venendo messo al corrente di tutti i progressi fatti. Questo approccio porta risvolti positivi dal punto di vista psicologico aumentando quindi le probabilità di migliorare i risultati.

In Italia l'ictus rappresenta la prima causa assoluta di invalidità e la seconda causa di morte (responsabile del 9-10% di tutti i decessi). Ogni anno si calcola che in Italia si verifichino oltre 90.000 nuovi casi di ictus di cui il 20% muore entro il primo mese dall'evento e il 40-50% entro il primo anno. Inoltre, solo il 25% dei pazienti guarisce completamente, il restante sopravvive con una qualche forma di disabilità che nella metà dei casi porta alla perdita dell'autosufficienza.[21][22]

### **2.2.2 Lesione celebrale acquisita**

- **Traumatica**

Questo tipo di lesione è un'alterazione della funzione celebrale causata da una forza esterna, spesso dovuta a cadute, incidenti stradali, aggressioni o altri colpi alla testa.

- **Non traumatica**

Questo tipo di lesione è dovuto a fattori interni che causano danni immediati al cervello, come la privazione di ossigeno, o nel tempo, come nel caso di infezioni, tumori o abuso di sostanze. Negli Stati Uniti sono circa 1,5 milioni i casi di trauma cranico in un anno. Gli effetti variano a seconda della gravità della lesione comportando deficit fisici, cognitivi, comportamentali, linguistici, sensoriali e/o visivi. Gli esoscheletri riabilitativi vengono impiegati in questi casi per aiutare i pazienti ad utilizzare la loro plasticità cerebrale e riqualificare i muscoli per ricominciare a camminare.[23]

### **2.2.3 Lesioni al midollo spinale**

Lesioni di questo tipo sono per lo più dovute a traumi quali incidenti automobilistici e motociclistici o a ferite non traumatiche dovute a tumori o infezioni che hanno causato danni a qualsiasi parte del midollo spinale o dei nervi all'estremità del canale spinale. Questo si traduce in una mancanza di comunicazione neurale tra cervello e corpo che impedisce il movimento. Il paziente perde quindi tipicamente quantità variabili di funzione motoria e sensibilità al di sotto della separazione del midollo spinale. La lesione è definita completa se tutte le sensazioni e i movimenti al di sotto della lesione sono persi, è invece definita incompleta quando alcune sensazioni e/o movimenti rimangono presenti. A seconda della posizione dell'incidente le lesioni al midollo spinale possono causare paraplegia (paralisi a due arti, solitamente quelli inferiori) o tetraplegia (paralisi a tutti e quattro gli arti). In caso di lesioni incomplete gli esoscheletri permettono di aumentare funzione, forza, resistenza e sensazione della parte sottostante alla lesione. Mentre in caso di lesione completa questi dispositivi aiutano a migliorare la tolleranza della posizione eretta e gli esiti non motori quali la gestione di intestino e vescica.[24]

In Italia sono circa 70 mila le persone con lesioni al midollo spinale di cui i 2/3 con età inferiore ai 60 anni. Ogni anno diventano para e tetraplegiche circa 1500-2000 persone.[25]

#### **2.2.4 Sclerosi multipla**

La sclerosi multipla è una malattia neurologica autoimmune in cui il sistema immunitario attacca il sistema nervoso centrale erodendo la guaina mielinica a protezione dei nervi che si danneggiano interrompendo la comunicazione tra cervello e corpo portando spesso alla perdita di funzionalità e mobilità. Non esiste una cura farmacologica in grado di arrestare il corso della malattia, ma farmaci e terapia fisica possono aiutare a gestire i sintomi e a rallentarne la progressione. Questa malattia colpisce con gravità e velocità diverse i pazienti, nei casi più gravi uno sforzo eccessivo può portare all'avanzamento della malattia, proprio in questi casi vengono utilizzati gli esoscheletri così da garantire una maggiore tolleranza dell'attività. In questo modo i pazienti possono potenziare equilibrio, coordinazione, resistenza e qualità dell'andatura così da migliorare la qualità della loro vita.[26]

La sclerosi multipla è una delle principali cause di disabilità nei giovani adulti e colpisce più di 2,8 milioni di persone nel mondo. L'Italia è considerata un'area ad alto rischio per la sclerosi multipla rispetto agli altri paesi europei con 113 casi ogni 100 mila abitanti.[27]

È importante sottolineare che l'obiettivo per i ricercatori non è solo quello di portare le persone a camminare nuovamente, cosa che per alcune patologie degenerative come la sclerosi multipla o per lesioni gravi al midollo spinale non è possibile; ma è quello di migliorare alcuni aspetti della vita dei pazienti rendendoli più autonomi e permettendogli di svolgere alcune attività che, per quanto piccole e insignificanti, possono dare una svolta alla loro condizione psicologica.

## 2.3 Il brevetto

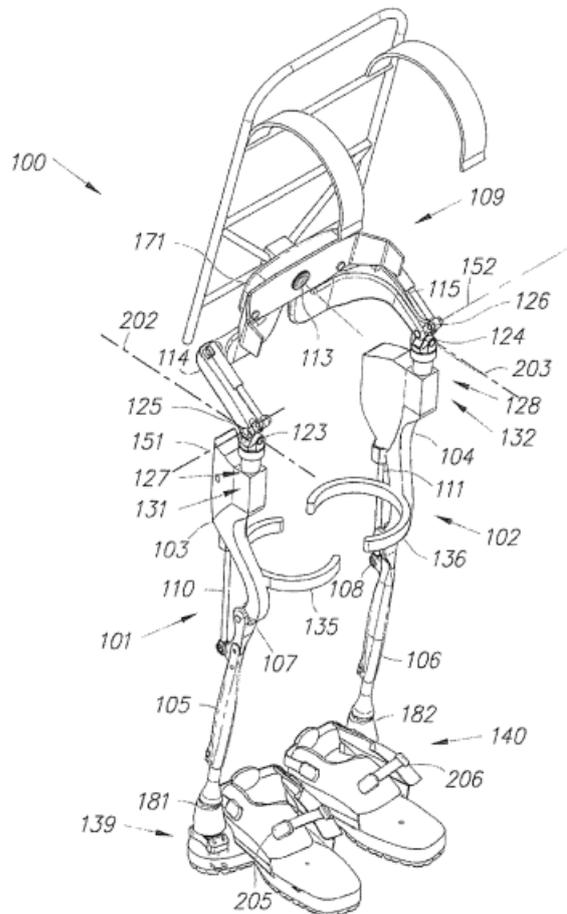


FIG.20-Schema esoscheletro

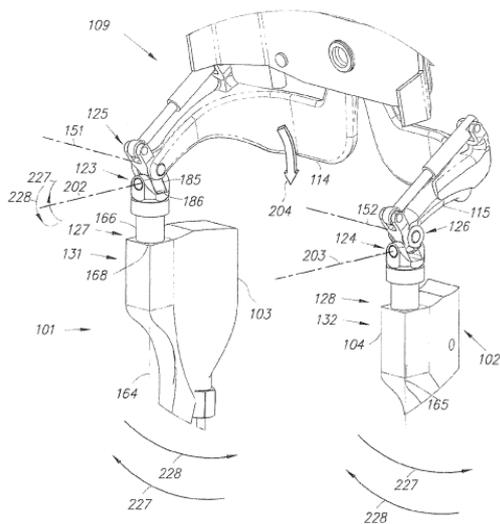
L'esoscheletro riabilitativo per arti inferiori in FIG.20 è configurabile per essere accoppiato a una persona. Comprende: due supporti per le gambe configurabili per essere accoppiati agli arti inferiori, due articolazioni che permettono flessione ed estensione delle ginocchia, un tronco configurabile per essere accoppiato alla parte superiore del corpo del paziente permettendo comunque la rotazione dell'articolazione dell'anca, due articolazioni dell'anca dotate di più piani di movimento, due attuatori lineari che creano torsione tra il tronco dell'esoscheletro e i supporti sulle gambe, due attuatori per il movimento delle ginocchia e almeno una batteria che sia in grado di fornire energia agli attuatori. È possibile l'utilizzo di diversi attuatori lineari ma quelli più usati sono quelli idraulici.

L'esoscheletro permette la camminata grazie alla presenza di sensori sui piedi e sulle gambe che colgono l'intenzione del paziente permettendogli di muoversi come vuole. Sono in particolare impiegati dei sensori sui piedi in grado di capire se la gamba in questione si trova in una fase oscillatoria o stanziale, dei sensori sulle gambe in grado di misurare l'angolo assunto dall'articolazione del ginocchio al fine di rendere possibile la discesa e/o salita di scale e rampe.

In alternativa possono essere presenti delle stampelle o delle interfacce che permettono la regolazione del passo da parte del personale medico.

Sono presenti numerose configurazioni di questo esoscheletro descritte di seguito.

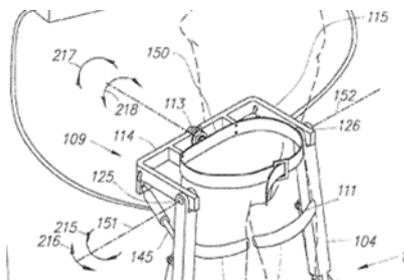
### 2.3.1 Articolazione dell'anca



L'articolazione dell'anca può compiere rotazioni attorno a diversi assi: flessione/estensione, adduzione/abduzione, rotazione interna/esterna. Per quanto riguarda il movimento di flessione/estensione dell'anca sono posizionati degli attuatori lineari, come si vede in FIG.21, che accorciandosi e allungandosi permettono la rotazione degli elementi 125 e 126 provocando flessione ed estensione dell'arto.

FIG.21-Articolazione dell'anca

Il movimento di adduzione/abduzione è invece più complesso ed è permesso dalla presenza degli elementi 123 e 124 spesso posizionati sotto le articolazioni di flessione/estensione descritte prima. In alcune configurazioni comprendono anche dei meccanismi di stop (185) che posizionandosi sulla superficie di stop (186) limitano l'adduzione dell'articolazione. In assenza di questo meccanismo durante la fase di stazionamento ci sarebbe la possibilità per l'elemento 114 di scivolare verso il basso lungo la freccia 204 a causa del peso.



Questo grado di libertà è molto utile perché permette alle persone che indossano l'esoscheletro di fare squat naturalmente, consente infatti le rotazioni 217 e 218 in FIG.22.

FIG.22-Articolazione dell'anca

Ci sono diversi meccanismi applicabili per ottenere questo movimento.

Ad esempio, la molla 116 è configurata per applicare un momento torcente tra i collegamenti con le anche (114 e 115) così da permettere di sostenere il peso dei supporti alle gambe durante la fase di oscillazione (FIG.23).

Oppure un meccanismo di stop composto da una fune (211) che limita o previene l'abduzione ma permette l'adduzione (FIG.24).

O è anche possibile la presenza di una molla a balestra (153) che rende possibili, se pur limitati, i movimenti di abduzione e adduzione (FIG.25).

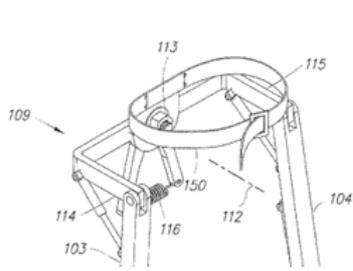


FIG.23

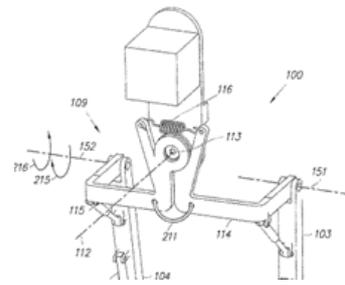


FIG.24

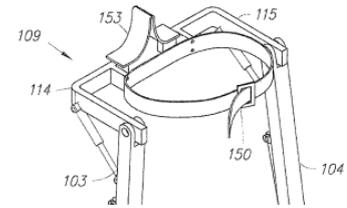


FIG.25

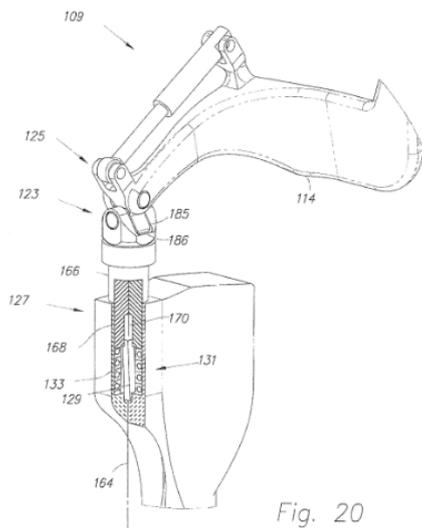


Fig. 20

L'articolazione dell'anca può inoltre essere capace del movimento di intra/extra rotazione permesso dall'elemento 127 (FIG.26) che, solitamente posizionato sopra l'articolazione del ginocchio, permette la rotazione attorno all'asse 164.

FIG.26-Intra/extra rotazione dell'anca

### 2.3.2 Articolazione del ginocchio

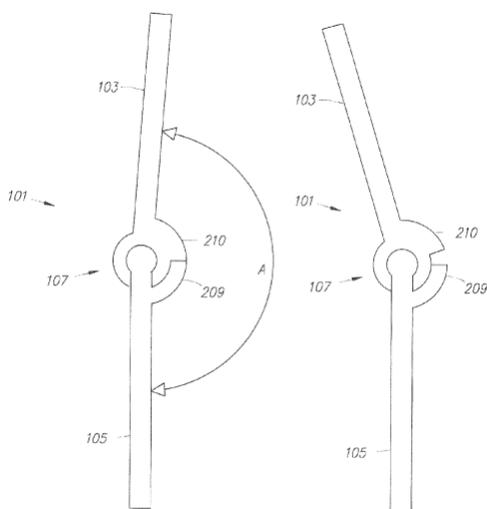


FIG.27-Meccanismo di blocco del ginocchio

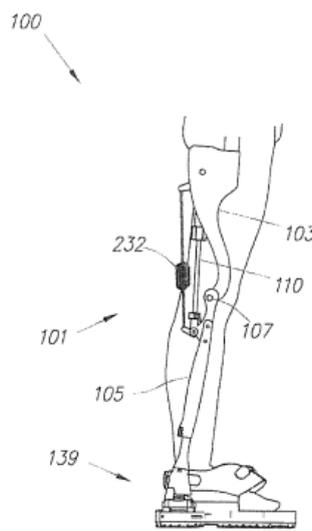


FIG.28

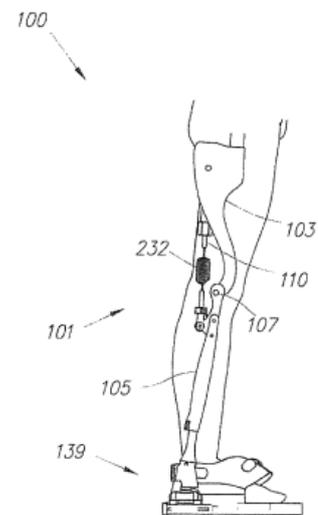


FIG.29

In alcune configurazioni, i supporti alla gamba 101 e 102 sono configurati per permettere la flessione dell'articolazione del ginocchio durante la fase oscillatoria e resistere alla flessione durante la fase di stazionamento. Un dispositivo di questo genere è illustrato alla FIG.27 dove il blocco 209 attaccato al polpaccio si appoggia sul 210 attaccato alla coscia quando il ginocchio è iperesteso. Quindi il ginocchio si bloccherà contro i fermi se i supporti alle gambe saranno soggetti a un peso compressivo come avviene quando si sta fermi in posizione eretta. Ci sono poi altri elementi resilienti come quelli illustrati alle FIG.28 e FIG.29 dove una molla è posta in parallelo o in serie con l'attuatore al fine di facilitare la flessione del ginocchio limitando quindi lo sforzo che la persona deve compiere per piegarlo.

### 2.3.3 Articolazione della caviglia

Anche per la caviglia sono possibili diverse configurazioni, tutte però comprendono dei supporti laterali arrendevoli o configurati in modo da includere dei gradi di libertà per mimare il movimento naturale della caviglia. Le connessioni tra esoscheletro e piede del paziente possono avvenire in diversi modi, attraverso lacci o scarpe/scarponi inclusi nella struttura. Di seguito due esempi di possibili meccanismi applicabili alla caviglia (FIG.30,31).

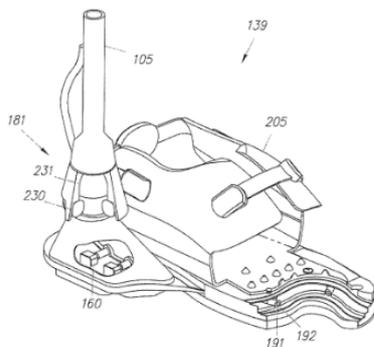


FIG.30

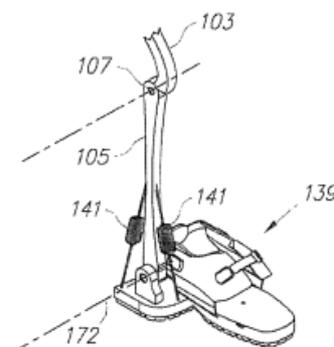


FIG.31

L'elemento resiliente 181 (FIG.30), per esempio, è costituito da una sfera metallica circondata da un guscio di materiale elastico che rende possibili tutte le direzioni di rotazione. Nell'altra configurazione (FIG.31) invece vediamo la presenza di due molle che resistono alla rotazione del piede attorno all'asse di flessione 172. [28]

# CAPITOLO 3

## Funzionamento dell'esoscheletro

Il movimento in esame è la camminata, esso è infatti il primo movimento dopo le attività pre-deambulatorie a cui i pazienti vengono sottoposti. L'esoscheletro descritto nel brevetto presenta tre gradi di libertà nell'anca, uno nel ginocchio e da uno a tre a seconda della configurazione nella caviglia ma solo quattro attuatori idraulici. Nell'implementazione del modello verranno utilizzati sei attuatori, uno per articolazione, aggiungendone quindi uno per caviglia a quelli presenti nel brevetto. Tali attuatori permetteranno di controllare il movimento delle articolazioni nel piano sagittale e quindi di generare flessione ed estensione di anca, ginocchio e caviglia.

L'obiettivo di questa tesi è quello di dimostrare l'effettiva capacità degli esoscheletri di emulare i movimenti sani degli arti inferiori. Al fine di fare questo sarà innanzitutto sviluppato un modello Matlab che descriva la camminata attraverso dei motori posti nelle articolazioni che impongono degli angoli articolari dentro le fasce di normalità presenti nella camminata. Successivamente da esso saranno ricavate le lunghezze dei pistoni che verranno utilizzate nell'implementazione del modello su Working Model 2D.

I parametri per il movimento dell'esoscheletro possono essere ricavati in vari modi. Il principale metodo per l'analisi del passo è la stereofotogrammetria che prevede l'utilizzo di telecamere e marcatori riflettenti che segnalano la posizione delle varie parti del corpo. Un altro dispositivo utilizzabile a questo scopo è l'IMU (Inertial Measurement Unit) che, dotato di un sensore accelerometrico, uno giroscopico e uno magnetoscopico, permette di misurare velocità, posizione e orientamento del corpo.[29] Poiché però l'attivazione muscolare cambia tra la camminata con e senza esoscheletro è necessario studiare lo sviluppo degli angoli delle articolazioni durante la camminata nello specifico caso in cui il soggetto stia indossando l'esoscheletro così da ottenere parametri utilizzabili nell'implementazione dei modelli.[20]

Gli angoli utilizzati in questo elaborato sono stati ricavati in funzione della percentuale del passo usando il metodo IMU in uno studio realizzato dal Dipartimento di Ingegneria Meccanica della Koszalin University in collaborazione con l'Institute of Health Science della Slupsk Pomeranian University in Polonia nel 2020.[30]

### 3.1 Implementazione del modello con Matlab

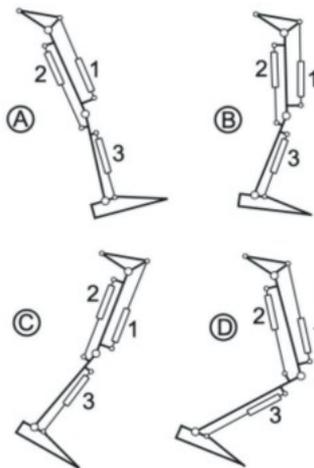


FIG.32

Durante il passo la gamba dell'esoscheletro passa attraverso varie configurazioni (FIG.32). Tali configurazioni sono descritte attraverso dei diagrammi che rappresentano gli angoli che assume ogni articolazione in funzione della percentuale di completamento del passo. Attraverso l'utilizzo di Matlab è possibile ricavare delle funzioni (FIG.35,38,41) che descrivono tale andamento durante la camminata.

È inoltre possibile notare la somiglianza di tali angoli (FIG.33,36,39) con le rispettive fasce di normalità (FIG.34,37,40)

[31] a meno di una normalizzazione; infatti, i dati usati nell'implementazione del modello sono stati ottenuti da uno studio [30] in cui l'altezza media è 169.45 cm mentre gli angoli delle fasce di normalità sono stati normalizzati con l'altezza dei soggetti testati e sono quindi indipendenti da essa. I picchi corrispondono però alle stesse percentuali di completamento del passo e gli andamenti sono gli stessi nonostante i valori differiscano di qualche grado.

Anca:

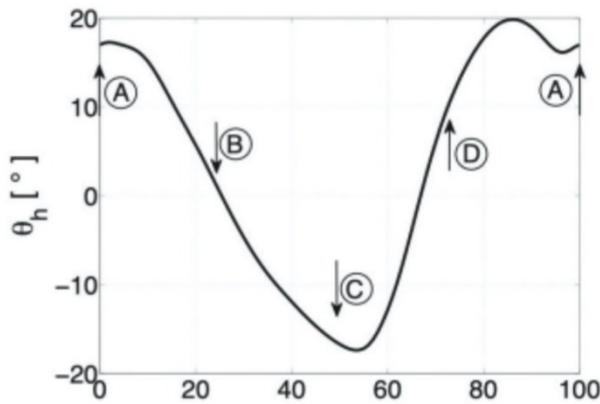


FIG.33-Angoli usati per la descrizione del movimento dell'anca

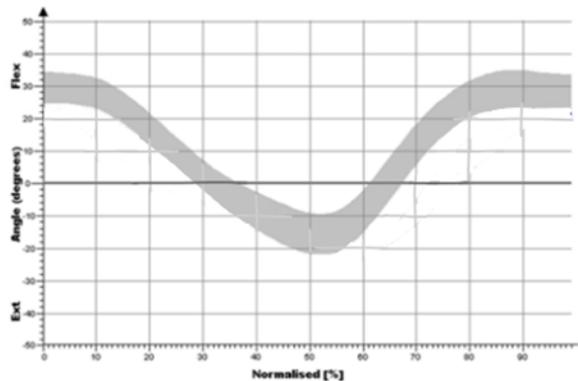


FIG.34-Fasce di normalità dell'anca

```
function f=hipmovement3(t)
unit=max(t)/length(t);
syms t

f = ones(length(t),1);
i = 1;
while i<13
    f(i)=-10+27*cos((-3+i)/20);
    i=i+1;
end
while i<29
    f(i) = 17*cos((-1+i)/16);
    i=i+unit;
end
while i<54
    f(i)=17*cos((5+i)/19);
    i = i+unit;
end
while i<71
    f(i)=17*cos((-25+i)/9);
    i = i+unit;
end
while i<95
    f(i)=20*cos(-0.4+i/13);
    i = i+unit;
end
while i<101
    f(i)=17+1.5*cos((-12+i)/3);
    i = i+unit;
end
```

FIG.35-Funzione che descrive l'andamento degli angoli dell'articolazione dell'anca

**Ginocchio:**

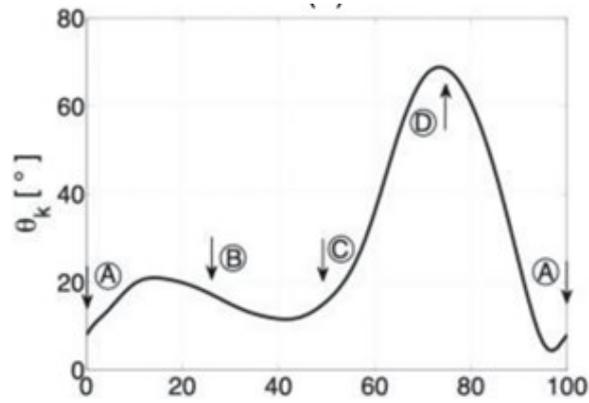


FIG.36-Angoli usati per la descrizione del movimento del ginocchio

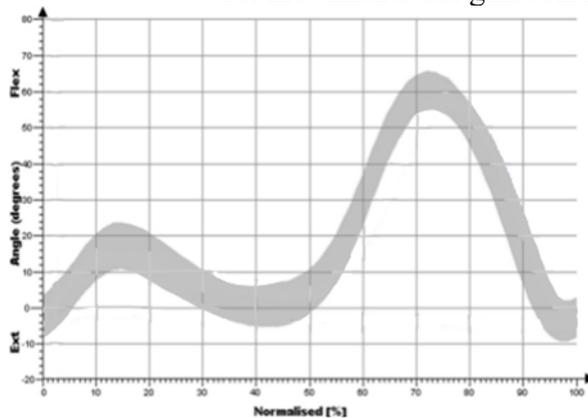


FIG.37-Fasce di normalità del ginocchio

**Caviglia:**

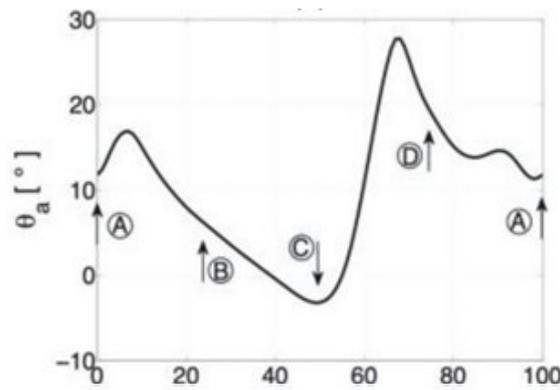


FIG.39-Angoli usati per la descrizione del movimento della caviglia

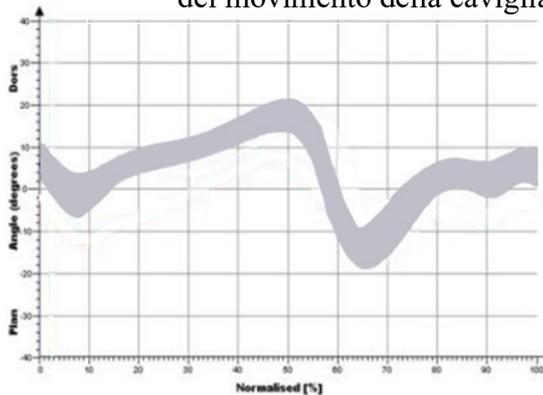


FIG.40-Fasce di normalità della caviglia

```
function f=kneemovement3(t)
unit=max(t)/length(t);
syms t
f = ones(length(t),1);
i = 1;
while i<15
    f(i) = 15+6*cos((-14+i)/5);
    i = i+unit;
end
while i<41
    f(i) = 16+5*cos((-13+i)/10.5);
    i = i+unit;
end
while i<49
    f(i) = 16+4*cos((-19+i)/7);
    i = i+unit;
end
while i<61
    f(i) = 40+28*cos((-6+i)/12);
    i = i+unit;
end
while i<88
    f(i) = 41+28*cos((-22+i)/8.3);
    i = i+unit;
end
while i<101
    f(i) = 20+15*cos((5+i)/3.6);
    i = i+unit;
end
end
```

FIG.38-Funzione che descrive l'andamento degli angoli dell'articolazione del ginocchio

```
function f = anklemovement3(t)
unit=max(t)/length(t);
f = ones(length(t),1);
i = 1;
while i<15
    f(i)=14.5+2.5*cos((-8+i)/2.4);
    i=i+unit;
end
while i<19
    f(i)=11+4*cos((-7+i)/6);
    i=i+unit;
end
while i<51
    f(i)=5+10*cos((7+i)/22);
    i=i+unit;
end
while i<57
    f(i)=3*cos((-3+i)/3);
    i=i+unit;
end
while i<73
    f(i)=12+16*cos((-5+i)/5);
    i=i+unit;
end
while i<85
    f(i)=20+6.5*cos((-15+i)/7.5);
    i=i+unit;
end
while i<91
    f(i)=14+1/2*cos((4.5+i)/1.9);
    i=i+unit;
end
while i<96
    f(i)=13+1.5*cos((-2.5+i)/2);
    i=i+unit;
end
while i<101
    f(i)=13+1.5*cos((-18+i)/5);
    i=i+unit;
end
end
```

FIG.41-Funzione che descrive l'andamento degli angoli dell'articolazione della caviglia



A questo punto è possibile descrivere la geometria dell'esoscheletro:

```

15 myLabels = {'A','B','C','D','E','F','G'};
16 offset = complex(6,6);
17
18 A = complex(27,96);
19 q10 = deg2rad(-95);
20 B = A+45*exp(i*q10);
21 plot([A B], '-or')
22 q20 = deg2rad(-105);
23 C = B+45*exp(i*q20);
24 plot([B C], '-or')
25 q30 = deg2rad(-10);
26 D = C+15*exp(i*q30);
27 plot([C D], '-r')
28 q40 = deg2rad(-42);
29 E = A+45*exp(i*q40);
30 plot([A E], '-or')
31 q50 = deg2rad(-85);
32 F = E+45*exp(i*q50);
33 plot([E F], '-or')
34 q60 = deg2rad(-10);
35 G = F+15*exp(i*q60);
36 plot([F G], '-r')
37 printLabels

```

FIG.44-Codice Matlab

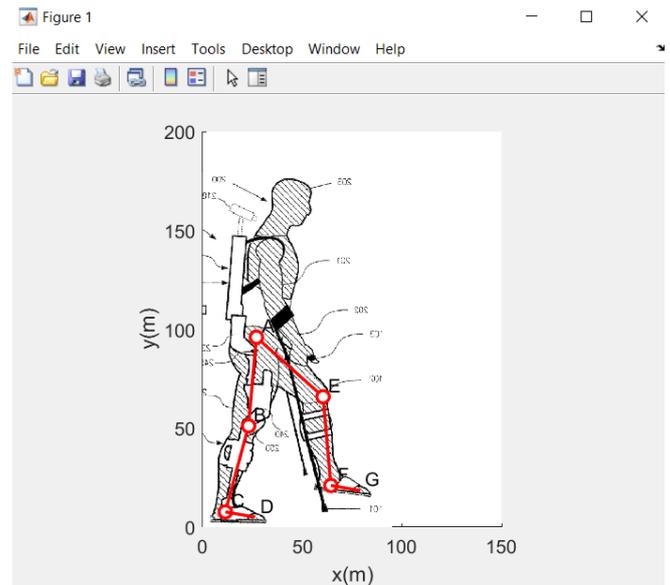


FIG.45-Geometria dell'esoscheletro

Si procede quindi definendo l'asse dei tempi, in percentuale di completamento del passo, e i motori delle sei articolazioni, ponendo poi il punto C (il tallone della prima gamba) nel punto di coordinate (0,0) così da essere a contatto con il suolo.

```

t = linspace(0,100,100);
q1 = q10+deg2rad(hipmovement3(t));
q2 = q1-q10+(q20-deg2rad(kneemovement3(t)));
q3 = q2-q20+(q30+deg2rad(anklemovement3(t)));
q4 = q40+deg2rad(hipmovement3(t));
q5 = q4-q40+(q50-deg2rad(kneemovement3(t)));
q6 = q5-q50+(q60+deg2rad(anklemovement3(t)));
C=complex(0,0);

```

FIG.46-Codice Matlab

Poiché l'evoluzione dell'angolo dell'anca durante il passo è calcolata rispetto all'angolazione del busto e non rispetto alla verticale è necessario calcolare l'offset. Sviluppando un ciclo su k (che descrive la percentuale di completamento del passo, da 1 a 100) è necessario suddividerlo in due parti, una in cui la gamba di appoggio è la prima (per  $k \leq 50$  C è il punto di appoggio) e l'altra in cui è la seconda ad essere in appoggio (per  $50 < k \leq 100$  F è il punto di appoggio). Le due gambe sono sfasate di mezzo ciclo.

```

k=1;
while k<=50
    cla
    D=C+20*exp(i*(q3(k)));
    plot([C D], '-r')
    B=C-50*exp(i*q2(k));
    plot([B C], '-or')
    A=B-40*exp(i*(q1(k)));
    plot([A B], '-or')
    E = A+40*exp(i*(q4(k+50)));
    plot([A E], '-or')
    F = E+50*exp(i*q5(k+50));
    plot([E F], '-or')
    G = F+20*exp(i*(q6(k+50)));
    plot([F G], '-r')
    drawnow
    k=k+1;
end

while k<=100
    cla
    G=F+20*exp(i*(q6(k-50)));
    plot([F G], '-r')
    E = F-50*exp(i*q5(k-50));
    plot([E F], '-or')
    A=E-40*exp(i*(q4(k-50)));
    plot([A E], '-or')
    B=A+40*exp(i*(q1(k)));
    plot([A B], '-or')
    C=B+50*exp(i*q2(k));
    plot([B C], '-or')
    D=C+20*exp(i*(q3(k)));
    plot([C D], '-r')
    drawnow
    k=k+1;
end

```

```

86     xC=real(C);
87     yC=imag(C);
88     xF=real(F);
89     yF=imag(F);
90     m=(yF-yC)/(xF-xC);
91     offset=rad2deg(atan(m))
92
Command Window
offset =
-7.8951

```

FIG.47-Codice Matlab

Guardando l’animazione e confrontando gli angoli utilizzati per il movimento della caviglia (FIG.39) con quelli delle fasce di normalità (FIG.40) si nota che è presente un offset anche in questa articolazione ed è di circa 20°. È quindi necessario modificare anche gli attuatori q3 e q6 delle caviglie oltre ad aggiungere l’offset appena calcolato agli attuatori q1 e q4 delle anche:

```

t = linspace(0,100,100);
offset=-7.8951;
q1 = q10+deg2rad(hipmovement3(t)-offset);
q2 = q1-q10+(q20-deg2rad(kneemovement3(t)));
q3 = q2-q20+(q30+deg2rad(anklemovement3(t)-20));
q4 = q40+deg2rad(hipmovement3(t)-offset);
q5 = q4-q40+(q50-deg2rad(kneemovement3(t)));
q6 = q5-q50+(q60+deg2rad(anklemovement3(t)-20));
C=complex(0,0);

```

FIG.48-Codice Matlab

Nella camminata sana, però, durante la fase di appoggio il peso non viene sempre scaricato attraverso il tallone ma c’è una fase in cui è la punta del piede ad essere posata al suolo. Quindi si deve dividere ciascun ciclo in due sottocicli ponendo in appoggio la punta quando questa ha ordinata inferiore a quella del tallone. Ovvero i talloni (punti C e F) saranno appoggiati al suolo solo quando la loro ordinata risulta essere <= di quella delle rispettive punte (punti D e G), nella restante parte di ciclo sarà la punta a fare da appoggio. Sviluppando un codice che faccia questo ci si accorge che è necessario modificare l’offset sopra calcolato per gli attuatori delle anche aggiungendovi l’offset calcolato in questo modo:

```

k=1;
while imag(C)<=imag(D) & k<=50
    cla
    D=C+20*exp(i*(q3(k)));
    plot([C D], '-r')
    B=C-50*exp(i*(q2(k)));
    plot([B C], '-or')
    A=B-40*exp(i*(q1(k)));
    plot([A B], '-or')
    E = A+40*exp(i*(q4(k+50)));
    plot([A E], '-or')
    F = E+50*exp(i*(q5(k+50)));
    plot([E F], '-or')
    G = F+20*exp(i*(q6(k+50)));
    plot([F G], '-r')
    drawnow
    k=k+1;
end
while k<=50
    subplot(211)
    cla
    C=D-20*exp(i*(q3(k)));
    plot([C D], '-r')
    B=C-50*exp(i*(q2(k)));
    plot([B C], '-or')
    A=B-40*exp(i*(q1(k)));
    plot([A B], '-or')
    E = A+40*exp(i*(q4(k+50)));
    plot([A E], '-or')
    F = E+50*exp(i*(q5(k+50)));
    plot([E F], '-or')
    G = F+20*exp(i*(q6(k+50)));
    plot([F G], '-r')
    drawnow
    k=k+1;
end
end

while imag(F)<=imag(G) & k<=100
    cla
    G=F+20*exp(i*(q6(k-50)));
    plot([F G], '-r')
    E = F-50*exp(i*(q5(k-50)));
    plot([E F], '-or')
    A=E-40*exp(i*(q4(k-50)));
    plot([A E], '-or')
    B=A+40*exp(i*(q1(k)));
    plot([A B], '-or')
    C=B+50*exp(i*(q2(k)));
    plot([B C], '-or')
    D=C+20*exp(i*(q3(k)));
    plot([C D], '-r')
    drawnow
    k=k+1;
end
while k<=100
    cla
    F=G-20*exp(i*(q6(k-50)));
    plot([F G], '-r')
    E = F-50*exp(i*(q5(k-50)));
    plot([E F], '-or')
    A=E-40*exp(i*(q4(k-50)));
    plot([A E], '-or')
    B=A+40*exp(i*(q1(k)));
    plot([A B], '-or')
    C=B+50*exp(i*(q2(k)));
    plot([B C], '-or')
    D=C+20*exp(i*(q3(k)));
    plot([C D], '-r')
    drawnow
    k=k+1;
end
end

```

123	xC=real(C);
124	yC=imag(C);
125	xG=real(G);
126	yG=imag(G);
127	m=(yG-yC)/(xG-xC);
128	offset=rad2deg(atan(m))
129	

```

Command Window

offset =

    4.9048

```

FIG.49-Codice Matlab

A questo punto si ridefinisce l'offset:

$$offset = -7.8951 + 4.9048$$

E si pone l'ordinata del punto di appoggio pari a 0 ogni volta che c'è un cambio di appoggio, ottenendo così l'animazione finale. Grazie alla suddivisione del passo nei cicli descritti è possibile avere la certezza che il movimento della caviglia, con il passaggio dell'appoggio dal tallone alla punta attraverso la posa di tutto il piede, e quindi l'esecuzione del passo sono corrette. Con l'aggiunta di un ciclo for è poi possibile ripetere più volte il movimento appena descritto così da generare la camminata. Possono inoltre essere aggiunti dei grafici che descrivano l'ordinata delle articolazioni in funzione dell'ascissa aggiungendo dentro ogni ciclo il codice (FIG.50) così da ottenere il grafico a FIG.51.

```

xA(k)=real(A);
yA(k)=imag(A);
plot(xA(1:k),yA(1:k),'-y')
xB(k)=real(B);
yB(k)=imag(B);
plot(xB(1:k),yB(1:k),'-r')
xC(k)=real(C);
yC(k)=imag(C);
plot(xC(1:k),yC(1:k),'-g')
xD(k)=real(D);
yD(k)=imag(D);
plot(xD(1:k),yD(1:k),'-b')

```

FIG.50-Codice Matlab

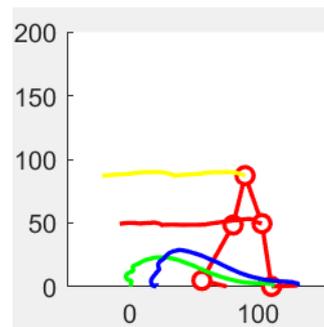


FIG.51-Ordinate delle articolazioni in funzione dell'ascissa

E in funzione del tempo aggiungendo alla fine il codice (FIG.52) così da ottenere il grafico a FIG.53.

```
figure(2),axis equal,hold on
xlim([0 100]),ylim([0 100])
plot(t,yA,'-y')
plot(t,yB,'-r')
plot(t,yC,'-g')
plot(t,yD,'-b')
```

FIG.52-Codice Matlab

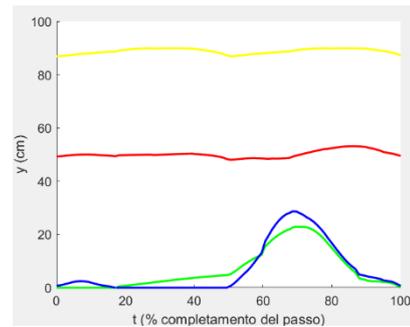


FIG.53-Ordinate delle articolazioni in funzione del tempo

Prestando attenzione al movimento dell'anca è possibile notare che durante la camminata non compie un moto rettilineo ma oscillatorio con ampiezza di circa 4 cm in questo caso.

Inoltre, osservando il movimento della punta del piede (in blu) e del tallone (in verde) fino a  $t=50$ , che è il momento in cui si cambia piede di appoggio, appare evidente che nella prima parte (fino a  $t=18$ ) è il tallone ad essere appoggiato al suolo, mentre nella seconda parte (da  $t=19$  fino a  $t=50$ ) è la punta ad essere in contatto con il suolo.

## 3.2 Implementazione del modello con Working Model 2D

A questo punto è possibile usare il software Working Model per sviluppare un modello 2D dell'esoscheletro.

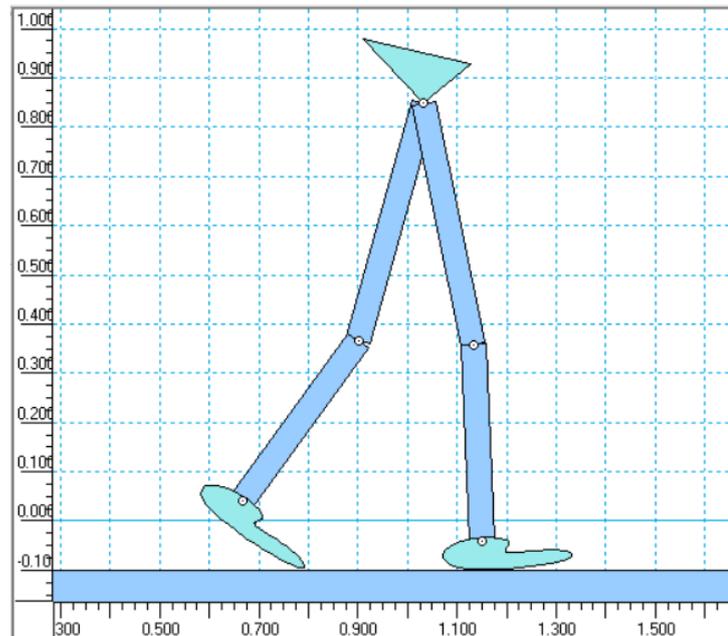


FIG.54-Modello esoscheletro su Working Model 2D

È quindi necessario ricavare le lunghezze dei pistoni durante la camminata così da poterle usare per far compiere il movimento all'esoscheletro. Per fare questo è possibile usare il modello Matlab precedentemente sviluppato inserendo dentro ogni ciclo while il codice alle FIG.55,58,61 così da ottenere un vettore HK che contenga la lunghezza del pistone istante per istante. Successivamente a tale vettore HK si sottrae HK0, cioè la lunghezza del pistone a riposo, così da ottenere gli allungamenti.

Poi con la proporzione

$$(HK - HK0): HK0 = HK1: 100$$

otteniamo le percentuali di allungamento HK1:

$$HK1 = \frac{(HK - HK0) \times 100}{HK0}$$

che dividiamo ulteriormente per 1.6945 che è l'altezza media dei soggetti dello studio da cui sono stati presi gli angoli per il movimento del modello Matlab [30] ottenendo le funzioni in FIG.56,59,62. Si creano poi delle tabelle (FIG.57,60,63) dove la prima colonna contiene i tempi che sono ottenuti dividendo le percentuali di completamento del passo per 20 così da avere un

passo di durata complessiva 5s. Mentre la seconda colonna contiene le lunghezze dei pistoni nel modello Working Model ricavata dalle percentuali precedenti a cui viene sommato 1 e poi moltiplicata la lunghezza del pistone a riposo (quella in cui parte distale e prossimale dell'articolazione sono allineate) così che allo 0% di allungamento corrisponda proprio quest'ultima lunghezza.

### Anca:

```
qH=deg2rad(30);
H=A+10*exp(i*qH);
b=B-10*exp(i*q1(k));
qK=q1(k)+pi/2;
K=b+5*exp(i*qK);
HK(k)=abs(K-H);
```

FIG.55-Codice Matlab

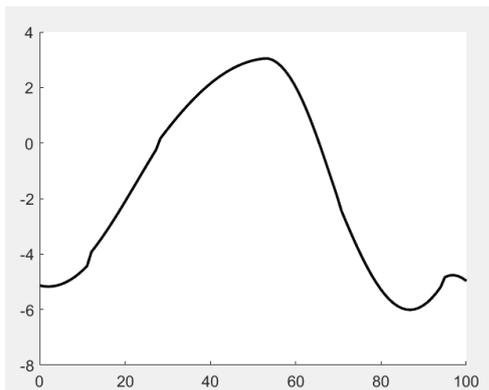


FIG.56-Lunghezza pistone anca

### Ginocchio:

```
qH=q1(k)+pi/2;
h=A+10*exp(i*q1(k));
H=h-5*exp(i*qH);
b=B+10*exp(i*q2(k));
qK=q2(k)+pi/2;
K=b-5*exp(i*qK);
HK(k)=abs(K-H);
```

FIG.58-Codice Matlab

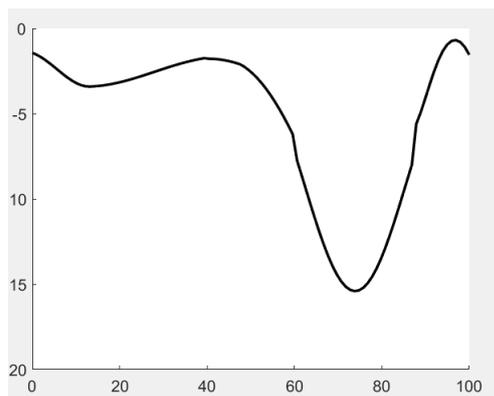


FIG.59-Lunghezza pistone ginocchio

```
HK1=(HK-HK0)*100/HK0/1.6945;
figure(2)
plot(t,HK1,'k')
g = 0.506*(1+HK1/100);
hip=fopen('hip.txt','w');
hip2=fopen('hip2.txt','w');
i=1;
while i<=100
    fprintf(hip,'%f %f\n',i/20,g(i));
    if i<=50
        fprintf(hip2,'%f %f\n',i/20,g(i+50));
    else
        fprintf(hip2,'%f %f\n',i/20,g(i-50));
    end
    i=i+1;
end
fclose(hip);
fclose(hip2);
```

FIG.57-Codice Matlab

```
HK1=(HK-HK0)*100/HK0/1.6945;
figure(2)
plot(t,HK1,'k')

knee=fopen('knee.txt','w');
knee2=fopen('knee2.txt','w');
g=0.475*(1+HK1/100);
i=1;
while i<=100
    fprintf(knee,'%f %f\n',i/20,g(i));
    if i<=50
        fprintf(knee2,'%f %f\n',i/20,g(i+50));
    else
        fprintf(knee2,'%f %f\n',i/20,g(i-50));
    end
    i=i+1;
end

fclose(knee);
fclose(knee2);
```

FIG.60-Codice Matlab

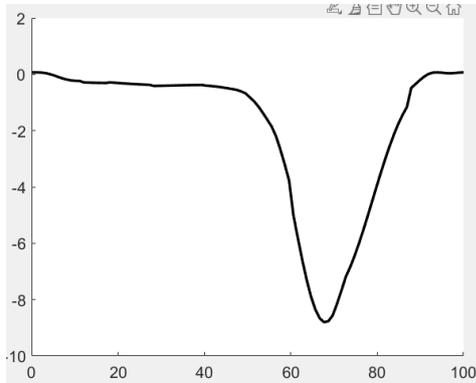
## Caviglia:

```

qH=q2(k)+pi/2;
h=B+10*exp(i*q2(k));
H=h+5*exp(i*qH);
qK=q3(k)-pi/2;
b=C+5*exp(i*q3(k));
K=C+10*exp(i*qK);
HK(k)=abs(K-H);

```

FIG.61-Codice Matlab



```

HK1=(HK-HK0)*100/HK0/1.6945;
figure(2)
plot(t,HK1,'k')
ankle=fopen('ankle.txt','w');
ankle2=fopen('ankle2.txt','w');
g1=0.305*(1+HK1/100);
i=1;
while i<=100
    fprintf(ankle,'%f %f\n',i/20,g1(i));
    if i<=50
        fprintf(ankle2,'%f %f\n',i/20,g1(i+50));
    else
        fprintf(ankle2,'%f %f\n',i/20,g1(i-50));
    end
    i=i+1;
end

fclose(ankle);
fclose(ankle2);

```

FIG.63-Codice Matlab

## FIG.62-Lunghezza pistone caviglia

Si inseriscono quindi le tabelle appena descritte come controllo in lunghezza dei pistoni del modello di Working Model.

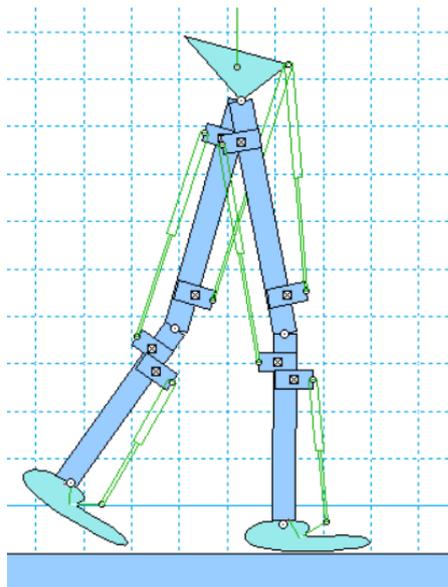


FIG.64-Modello Working Model

Il brevetto precedentemente analizzato (paragrafo 2.3), sulla cui si basa il modello realizzato, descrive un esoscheletro che può essere assimilato eLEGS e che presenta quattro attuatori (due per lato) per il movimento di flessione/estensione di anca e ginocchio. Nell'implementazione dei modelli sono stati aggiunti due ulteriori attuatori per il movimento di flessione/estensione delle caviglie al fine di migliorare il movimento complessivo. Nonostante le aggiunte fatte è

però possibile notare dall'animazione che l'esoscheletro risulta essere sbilanciato a causa delle semplificazioni fatte; infatti, le articolazioni hanno dei gradi di libertà anche nei piani frontale e laterale che permettono abduzione/adduzione e intra/extra rotazione dell'articolazione oltre al piano sagittale che permette la sola flessione/estensione. eLEGS presenta infatti due stampelle che mantengono l'equilibrio oltre a permettere il movimento (paragrafo 2.1). Durante la camminata, infatti, il resto del corpo non resta fermo ma si muove al fine di bilanciare il corpo così da impedire la caduta. Proprio per questo motivo, al fine di far svolgere al modello il movimento desiderato, è stata aggiunta una molla con attuatore che collega il bacino ad un carrello posto in alto, in questo modo è possibile assicurare il mantenimento della posizione eretta senza interferire con l'azione operata dagli attuatori durante la camminata. È infatti molto importante non modificare il moto naturale degli arti così da mantenere il movimento il più fisiologico possibile.

È stato quindi dimostrato che il modello di esoscheletro analizzato permette al paziente che lo indossa di camminare, se pur aiutato da degli ausili (come ad esempio delle stampelle), ripetendo un movimento che è molto simile a quello di soggetti sani.

È inoltre importante sottolineare che gli angoli delle articolazioni usati sono stati ricavati dall'analisi del cammino di soggetti giovani e sani che indossano l'esoscheletro e che quindi, essendo capaci di camminare, sono in grado di mantenere l'equilibrio facilmente. I soggetti che invece dovranno indossare questi dispositivi durante la riabilitazione avranno più difficoltà nel bilanciamento, proprio per questo motivo sono state aggiunte delle stampelle e nelle generazioni successive sono stati aumentati i gradi di libertà di tutte le articolazioni.

Con questo software è inoltre possibile ricavare la tensione e potenza dei pistoni di interesse durante il movimento.

#### Anca:

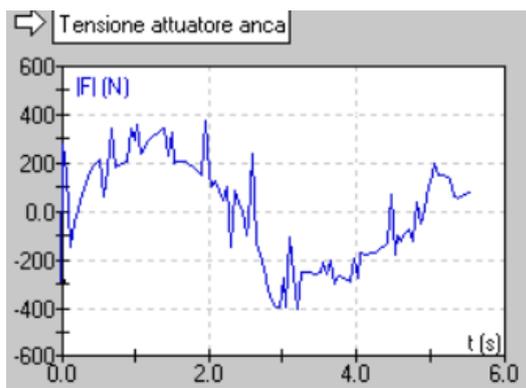


FIG.65-Grafico tensione attuatore dell'anca

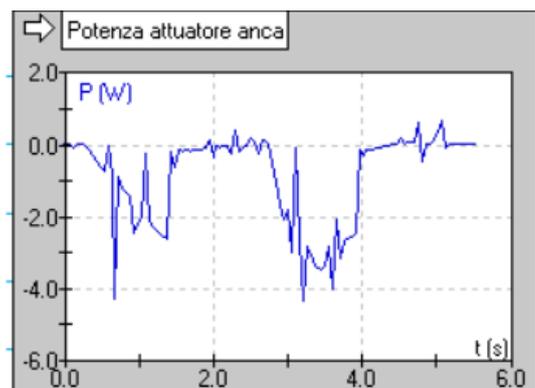


FIG.66-Grafico potenza attuatore dell'anca

Analizzando l'andamento del grafico della tensione (FIG.65) è possibile notare che, come ci si aspettava, nella prima metà del ciclo la tensione è positiva poiché il pistone deve sostenere il peso dell'esoscheletro che è in appoggio sulla gamba in analisi senza diminuire la sua lunghezza ma anzi aumentandola come si vede dal grafico FIG.56. Mentre nella seconda metà è inizialmente negativa perché la gamba, che ora non è più in appoggio, deve compiere il passo e quindi il pistone deve accorciarsi e successivamente riallungarsi (la tensione torna infatti positiva) per permettere la fase di appoggio successiva.

Mentre, facendo attenzione al grafico della potenza (FIG.66) notiamo dei picchi in corrispondenza dei picchi sia positivi che negativi della tensione.

### Ginocchio:

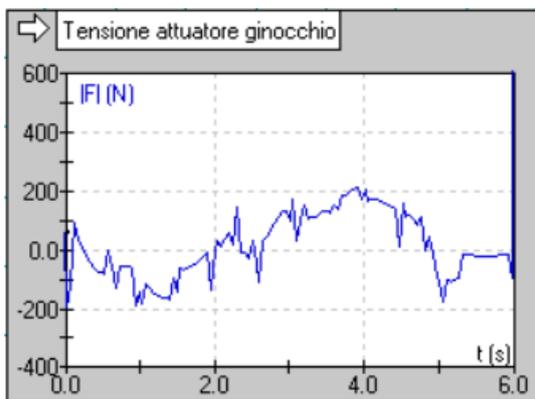


FIG.67-Grafico tensione attuatore del ginocchio

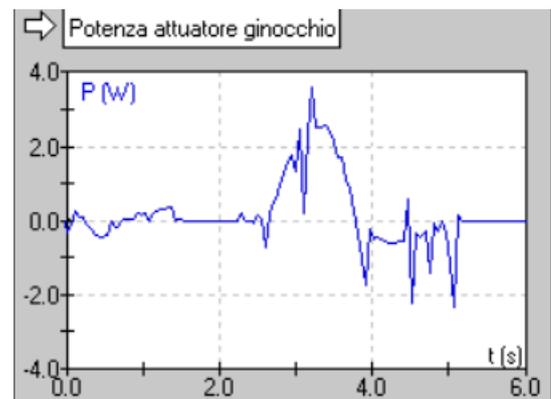


FIG.68-Grafico tensione attuatore del ginocchio

Il grafico della tensione del ginocchio (FIG.67) presenta valori negativi nella prima metà del ciclo quando la gamba è in appoggio e il pistone deve inizialmente accorciarsi un po' e poi mantenere abbastanza costante la sua lunghezza come si vede dal grafico FIG.59. Mentre nella seconda metà la tensione assume valori positivi poiché nella fase di oscillazione parte distale e prossimale dell'articolazione devono allontanarsi al fine di poter eseguire l'appoggio successivo in corrispondenza del quale la tensione tornerà ad avere valori negativi. Per quanto riguarda i valori massimali assunti questi risultano essere inferiori a quelli assunti dall'attuatore dell'anca (FIG.65) perché il ginocchio deve sostenere meno peso durante il movimento.

Tutti i valori ottenuti sono comunque confrontabili con quelli reali solo nell'andamento, infatti, bisogna tenere presente che un esoscheletro deve sollevare anche il peso degli arti del paziente che lo sta indossando oltre al proprio.

## CONCLUSIONI

In questo studio sono stati analizzati vari esoscheletri sviluppati con diversi scopi prestando particolare attenzione agli esoscheletri per la riabilitazione degli arti inferiori di cui sono stati presentati la nascita e i miglioramenti apportati dalle aziende negli anni.

In secondo luogo, è stato analizzato il brevetto di uno di questi dispositivi e sono state descritte le patologie che vengono attualmente trattate con esso.

Successivamente sono stati sviluppati i modelli su Matlab e Working Model 2D che, nonostante le semplificazioni fatte, permettono di affermare la capacità degli esoscheletri di emulare la camminata. Infatti, attraverso l'ausilio di stampelle è possibile, con un po' di pratica, per un paziente che lo indossa riuscire a camminare compiendo dei movimenti fisiologici con risvolti positivi non solo nella riabilitazione ma anche nell'alleviamento del fardello psicologico e nel reinserimento sociale.

Infine, è stato possibile ricavare potenza e forza dei pistoni necessarie per la camminata del robot.

## Bibliografia

- [1] H. Ali, "Bionic Exoskeleton: History, Development and the Future," *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering (IOSR-JMCE) e-ISSN*, pp. 2278–1684, 2014, [Online]. Available: [www.iosrjournals.org](http://www.iosrjournals.org)
- [2] M. K. Vukobratovic, "WHEN WERE ACTIVE EXOSKELETONS ACTUALLY BORN?," Feb. 2007.
- [3] Kopp Carlo, "Exoskeleton for warriors of the future," Sep. 2011.
- [4] "Human Universal Load Carrier," *Army Technology*, Oct. 2020.
- [5] F. Draicchio *et al.*, "RIVISTA ITALIANA DI RIVISTA QUADRIMESTRALE NUOVA EDIZIONE NUMERO 18-2019 Organo ufficiale della SOCIETÀ ITALIANA DI ERGONOMIA," 2019. [Online]. Available: [www.societadiergonomia.it](http://www.societadiergonomia.it)
- [6] C. Dhanavade, I. Dalvi, R. Gupta, and R. Barge, "CHAIRLESS CHAIR," *International journal of advance scientific research and engineering trends*, May 2021, doi: 10.51319/2456-0774.2021.5.0020.
- [7] "Blue-Collar Superhuman," *ProQuest*, Sep. 2015.
- [8] Sisinna Gabriele, "Esoscheletri attivi per la riabilitazione da ictus: robotica indossabile per ricominciare a camminare," *IngegneriaBiomedica.org*, Nov. 09, 2019. Accessed: Apr. 06, 2023. [Online]. Available: <https://www.ingegneriabiomedica.org7news7biotech-support/esoscheletri-attivi-riabilitazione-ictus-robotica-indossabile-camminare/>
- [9] W. Liu, B. Yin, and B. B. Yan, "A survey on the exoskeleton rehabilitation robot for the lower limbs," in *The 2nd International Conference on Control, Automation and Robotics, ICCAR 2016*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., Jun. 2016, pp. 90–94. doi: 10.1109/ICCAR.2016.7486705.
- [10] "A Exosanità presentano Float, il nuovo esoscheletro per braccia di Inail e IIT," *Inail*, May 2022.
- [11] Ferrero Luigi, "Float, l'esoscheletro italiano," *CWI DigitalHealth*, May 24, 2022.
- [12] A. Cignal, J. Perez-Turiel, J. C. Fraile, D. Sierra, and E. De La Fuente, "RobHand: A Hand Exoskeleton with Real-Time EMG-Driven Embedded Control. Quantifying Hand Gesture Recognition Delays for Bilateral Rehabilitation," *IEEE Access*, vol. 9. Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., pp. 137809–137823, 2021. doi: 10.1109/ACCESS.2021.3118281.
- [13] "Gli esoscheletri iniziano ad essere tra noi," *il Post*, Feb. 16, 2021.
- [14] K. H. Sanjaya, D. E. Kusumandari, R. Ristiana, Z. Ambadar, D. H. Utama, and N. S. Z. Shafira, "Design of Lower Limb Exoskeleton for Stroke Patients Gait Rehabilitation," in *Proceeding - 2021 International Conference on Radar, Antenna, Microwave, Electronics, and Telecommunications: Managing the Impact of Covid-19 Pandemic: Together Facing Challenges Through Electronics and ICTs, ICRAMET 2021*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2021, pp. 264–269. doi: 10.1109/ICRAMET53537.2021.9650455.

- [15] W. M. Dos Santos, S. L. Nogueira, G. C. De Oliveira, G. G. Peña, and A. A. G. Siqueira, "Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation," in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, IEEE Computer Society, Aug. 2017, pp. 447–451. doi: 10.1109/ICORR.2017.8009288.
- [16] Ackerman Evan, "Berkeley Bionics Introduces eLEGS Robotic Exoskeleton," *IEEE Spectr*, Nov. 2010.
- [17] *Berkeley Bionics: Introducing eLEGS*, (Oct. 13, 2011). Accessed: Apr. 13, 2023. [Online Video]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=WcM0ruq28dc>
- [18] *We Believe @ Ekso Bionics*, (Jan. 27, 2017).
- [19] "ekso NR." [Online]. Available: [www.eksobionics.com](http://www.eksobionics.com)
- [20] A. De Luca *et al.*, "Exoskeleton for gait rehabilitation: Effects of assistance, mechanical structure, and walking aids on muscle activations," *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 9, no. 14, 2019, doi: 10.3390/app9142868.
- [21] Alleanza italiana per le malattie cardi-cerebrovascolari, "Ictus," *Ministero della salute*, Sep. 27, 2022.
- [22] "Stroke." <https://eksobionics.com/eksonr-ad-stroke-rehabilitation/> (accessed Apr. 13, 2023).
- [23] "Acquired brain injury." <https://eksobionics.com/acquired-brain-injury/> (accessed Apr. 13, 2023).
- [24] "Spinal cord injury." <https://eksobionics.com/spinal-cord-injury/> (accessed Apr. 13, 2023).
- [25] "In Italia 70 mila persone con lesioni al midollo spinale," *INAIL*, Apr. 2011.
- [26] "Multiple sclerosis." <https://eksobionics.com/multiple-sclerosis/> (accessed Apr. 13, 2023).
- [27] "Sclerosi multipla: Aspetti epidemiologici," *Istituto Superiore di sanità*, Oct. 2018.
- [28] Kanzerooni Homayoon, Amundson Kurt, and Harding Nathan, "US 9,610,208 B2 Device and method for decreasing energy consumption of a lower extremity exoskeleton," Apr. 04, 2017
- [29] N. Ahmad, R. A. R. Ghazilla, N. M. Khairi, and V. Kasi, "Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications," *International Journal of Signal Processing Systems*, pp. 256–262, Dec. 2013, doi: 10.12720/ijsp.1.2.256-262.
- [30] S. Glowinski, T. Krzyzynski, A. Bryndal, and I. Maciejewski, "A kinematic model of a humanoid lower limb exoskeleton with hydraulic actuators," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 21. MDPI AG, pp. 1–14, Nov. 01, 2020. doi: 10.3390/s20216116.
- [31] N. Wagener *et al.*, "Knee Arthrodesis Affects Gait Kinematics More in the Ankle Than in the Hip Joint," *Medicina (Lithuania)*, vol. 58, no. 6, Jun. 2022, doi: 10.3390/medicina58060696.
- [32] Zoss Adam *et al.*, "US 9,295,604 B2 Human machine interface for human exoskeleton," Mar. 29, 2016

