

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale

in Ingegneria Meccanica

Tesi di Laurea



Sistemi esoscheletrici amplificatori di forza indossabili da esseri umani

Relatori

Prof. Terenziano Raparelli

Prof. Alexandre Ivanov

Prof. Gabriella Eula

Candidato

Ten. Valerio Racciatti

ANNO ACCADEMICO 2017-2018

Sommario

SOMMARIO	I
INDICE DELLE FIGURE	IV
INDICE DELLE TABELLE	IX
1 – OBIETTIVI	1
2 - INTRODUZIONE	2
3 - TIPOLOGIE E CARATTERISTICHE GENERALI	5
4 - CAMPI DI APPLICAZIONE	10
4.1 – ESOSCHELETRI PER IL LAVORO E L’INDUSTRIA	10
4.1.1 – <i>ESOSCHELETRI PRODOTTI DALLA EKSO BIONICS</i>	12
4.1.2 – <i>DISPOSITIVO ERGONOMICO INDOSSABILE CHAIRLESS CHAIR</i>	13
4.1.3 – <i>ESOSCHELETRO ERGONOMICO V-22</i>	14
4.1.4 - <i>HIP AUXILIARY MUSCLE SUIT</i>	15
4.1.5 – <i>SOFT EXTRA MUSCLE GLOVE</i>	17
4.1.6 – <i>ESOSCHELETRO PER CANTIERI NAVALI</i>	18
4.1.7 – <i>ESOSCHELETRO MS-2 A BRACCIO DOPPIO AMPLIFICATORE DI FORZA</i>	20
4.2 – ESOSCHELETRI IN AMBITO MEDICO-CHIRURGICO	22
4.2.1 - <i>ORTESI ROBOTICA PER DEAMBULAZIONE LOKOMAT</i>	24
4.2.2 - <i>HYBRID ASSISTIVE LIMB</i>	25
4.2.3 - <i>REWALK</i>	26
4.2.4 - <i>EXOSKELETON LOWER EXTREMITY GAIT SYSTEM</i>	27
4.2.5 – <i>L’ESOSCHELETRO DI VANDERBILT</i>	29
4.2.6 – <i>ESOSCHELETRO PHOENIX</i>	31

4.3 – ESOSCHELETRI MILITARI	32
4.3.1 - <i>HARDIMAN</i>	33
4.3.2 - <i>ESOSCHELETRI MILITARI REALIZZATI DALLA EKS0 BIONICS</i>	35
4.3.3 - <i>MARINE MOJO</i>	38
4.3.4 - <i>HULC</i>	39
4.3.4 - <i>XOS 2 DI RAYTHEON SARCOS</i>	41
4.3.5 - <i>BLEEX</i>	44
5 - PROGETTAZIONE.....	47
5.1 – ANALISI ANATOMICA DEI GIUNTI UMANI	48
5.2 – RANGE ANTROPOMETRICO DI REGOLAZIONE DELL’ESOSCHELETRO.....	53
5.3 – ANALISI LETTERARIA	58
5.4 – ANALISI DEL CICLO DEL PASSO	62
5.5 – STUDIO DEI DATI FORNITI DALLA CLINICAL GAIT ANALYSIS	67
5.6 – STRUTTURA E MATERIALI COSTITUENTI L’ESOSCHELETRO.....	74
5.7 – ANALISI STATICA DELLE FASI PIÙ CRITICHE DELLA DEAMBULAZIONE.....	79
5.8 – <i>DESIGN</i> STRUTTURALE DEL BLEEX	88
5.9 – <i>DESIGN</i> PROPOSTO DEL GIUNTO DEL GINOCCHIO	93
5.10 – SCELTA ATTUATORE E SISTEMA DI ALIMENTAZIONE	97
5.11 – RISULTATI OTTENUTI	114
6 – CONCLUSIONI E FUTURI PROGETTI.....	116
BIBLIOGRAFIA	118
SITOGRAFIA	122

Indice delle figure

Figura 1- Meccanismo per il volo (L. Da Vinci) tratto da (26).....	2
Figura 2 - Il camminatore a vapore (R. Seymour) tratto da (27).....	3
Figura 3 - Densità di energia dei comuni materiali ricavata in base di dati forniti da (28) ..	6
Figura 4 - Ekso Works Vest tratto da (29)	12
Figura 5 - Profilo dell'esoscheletro Chairless Chair tratto da (30)	13
Figura 6 – NOONE Chairless Chair indossata da un operatore tratta da (31)	14
Figura 7 – Esoscheletro V-22 prodotto da Strongarm Technologies (32)	15
Figura 8 – Hip Auxiliary Muscle Suit prodotto da Innophys tratto da (33)	16
Figura 9 - SEM GLOVE prodotto dalla Bioservo Technologies tratto da (34)	17
Figura 10 – Intero sistema che compone il SEM GLOVE tratto da (34)	18
Figura 11 – Prototipo di esoscheletro per cantieri navali in azione tratto da (35)	19
Figura 12 - Robot di amplificazione di forza a doppio braccio tratto da (36)	21
Figura 13 - Ortesi robotica Lokomat tratto da (37)	24
Figura 14 - Esoscheletro HAL per gli arti inferiori tratto da (38).....	25
Figura 15 - Esoscheletro ReWalk modificata da (39)	27
Figura 16 - Exoskeleton Lower Extremity Gait System tratto da (40).....	28
Figura 17 - Esoscheletro eLEGS tratto da (41)	29
Figura 18 - L'esoscheletro di Vanderbilt tratto da (42).....	30
Figura 19 - L'esoscheletro Phoenix tratto da (43)	31
Figura 20 - Esoscheletro Hardiman tratto da (44)	34
Figura 21 - Braccio dell'Hardiman tratto da (45)	35
Figura 22 - Esoscheletro ExoHiker tratto da (46)	36
Figura 23 - Esoscheletro ExoClimber tratto da (46).....	37

Figura 24 - Esoscheletro passivo Marine Mojo tratto da (47).....	38
Figura 25 - Esoscheletro HULC tratto da (48).....	39
Figura 26 - Esoscheletro HULC adattato al trasporto di carichi frontali tratto da (48).....	41
Figura 27 - Esoscheletro XOS 2 tratto da (49).....	42
Figura 28 - Esoscheletro XOS 2 in azione tratto da (50).....	43
Figura 29 - Esoscheletro BLEEX tratto da (51).....	44
Figura 30 - I principali piani e assi cartesiani del corpo umano tratto da (52)	48
Figura 31 - Movimento dei giunti della parte inferiore del corpo umano tratto e modificato da [27].....	49
Figura 32 - Articolazioni che compongono il complesso della caviglia (vista posteriore e laterale) tratto da (53)	50
Figura 33 - Articolazioni che compongono il complesso del ginocchio tratto da (54)	51
Figura 34 - Articolazione dell'anca o articolazione coxo-femorale tratto da (55).....	51
Figura 35 - Modello stilizzato del corpo umano utile per il calcolo delle misure antropometriche tratto da [3].....	55
Figura 36 - Schema di esoscheletro con architettura non antropomorfa tratto da [19]	60
Figura 37 - Diagramma rappresentativo del ciclo del passo per la gamba destra (evidenziata in azzurro) tratto da [24]	63
Figura 38 - Supporto del peso corporeo durante il ciclo del passo tratto da [25]	64
Figura 39 - Sotto-fasi del ciclo del passo tratto da (56).....	64
Figura 40 – Coppia istantanea per la flessione/estensione della caviglia tratto da [30] e [31]	68
Figura 41 - Potenza richiesta dalla flessione dorsale/plantare della caviglia durante la camminata in piano tratto da [30] e [31]	68

Figura 42 - Coppia richiesta dalla flessione/estensione del ginocchio tratto da [30] e [31]	69
Figura 43 - Potenza richiesta dalla flessione/estensione del ginocchio durante la deambulazione in piano tratto da [30] e [31]	70
Figura 44 - Coppia richiesta per la flessione/estensione dell'anca tratto da [30] e [31]	70
Figura 45 - Potenza richiesta dalla flessione/estensione dell'anca durante la deambulazione in piano tratto da [30] e [31]	71
Figura 46 - Potenza richiesta dall'abduzione/adduzione dell'anca durante la deambulazione in piano tratto da [30] e [31]	71
Figura 47 - Potenza di rotazione interna/esterna netta richiesta durante la camminata in piano tratto da [30] e [31]	72
Figura 48 - Grafico della coppia media richiesta dalle articolazioni della gamba ricavato dai valori ottenuti presi da [30] e [31]	73
Figura 49 - Grafico della potenza istantanea media richiesta ai giunti della gamba ricavato dai valori ottenuti presi da [30] e [31]	73
Figura 50 - Sistema reale considerato tratto da (57).....	81
Figura 51 - Modello fisico considerato realizzato personalmente	81
Figura 52 - Diagramma generale di corpo libero della fase maggiormente critica	82
Figura 53 - Diagramma di corpo libero della parte superiore del corpo.....	84
Figura 54 - Diagramma di corpo libero della coscia	85
Figura 55 - Diagramma di corpo libero della parte terminale della gamba	86
Figura 56 - Confronto fra i dati del CGA forniti da [30] e [31] e quelli ottenuti dall'analisi statica effettuata.....	88
Figura 57 - Modello complessivo e semplificato del BLEEX tratto da [19] e [29]	88

Figura 58 - Design del busto del BLEEX visto dal retro tratto da [19].....	89
Figura 59 - Design della piastra femorale del BLEEX tratto da [19].....	90
Figura 60 - Design della piastra tibiale del BLEEX tratto da [19].....	91
Figura 61 - Design del piede del BLEEX tratto da [19]	92
Figura 62 - Design del giunto del ginocchio del BLEEX tratto da [19].....	93
Figura 63 - Prima soluzione costruttiva proposta.....	95
Figura 64 - Seconda soluzione costruttiva proposta.....	96
Figura 65 - Potenza richiesta al ginocchio in fase di salita di gradini tratto da [15]	99
Figura 66 - Potenza richiesta al ginocchio in fase di discesa di gradini tratto da [15]	99
Figura 67 – Struttura generale attuatori idraulici tratto da (8)	100
Figura 68 - Cilindro a semplice effetto (posizione iniziale) tratto da (8)	101
Figura 69 - Cilindro a doppio effetto (posizione iniziale) tratto da (8)	101
Figura 70 - Vista laterale secondo il piano sagittale della piastra esoscheletrica in condizione di stazionamento in piedi	103
Figura 71 - Forza in tiro realizzata dai cilindri ATOS in funzione delle sue caratteristiche e della pressione dell'olio tratto da (12).....	105
Figura 72 - Vista laterale secondo il piano sagittale della gamba esoscheletrica in fase di contrazione	107
Figura 73 - Vista laterale secondo il piano sagittale della gamba esoscheletrica in fase di estensione.....	108
Figura 74 - Diagramma di selezione della lunghezza dello stelo tratto da (12).....	109
Figura 75 - Diagramma di vita a fatica degli steli per cilindri standard con alesaggio tra i 25 e i 100 mm tratto da (12).....	110

Figura 76 - Pompe ad ingranaggi singole da Catalogo componenti oleodinamici Tosoni tratto da [5] e (16).....	112
Figura 77 - Motori elettrici asincroni trifasi forniti dal "catalogo componenti oleodinamici Tosoni" tratto da [5] e (16)	113
Figura 78 - Accoppiamenti motore e pompa secondo il "catalogo di componenti oleodinamici Tosoni" tratto da [5] e (16)	113

Indice delle tabelle

Tabella 1 - Range di movimento anatomico delle articolazioni ricavato da [6]	53
Tabella 2 - Tabella delle lunghezze corporee ricavate da [3]	54
Tabella 3 - Misura della lunghezza di ogni segmento degli arti inferiori tratto da [3].....	56
Tabella 4 - Massa percentuale di ogni singolo segmento corporeo ricavata da [3], [4], [7]	57
Tabella 5 - Massa dei segmenti corporei per l'individuo selezionato	58
Tabella 6 - Riassunto dei movimenti dei principali giunti durante il ciclo del passo tratto da [25].....	66
Tabella 7 – Misure della piastra femorale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33].....	75
Tabella 8 - Volume effettivo della piastra femorale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33]	75
Tabella 9 - Misure della piastra tibiale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33].....	76
Tabella 10 – Volume effettivo della piastra tibiale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33]	76
Tabella 11 - Caratteristiche di alcune leghe metalliche tratto da [46].....	77
Tabella 12 - Massa delle piastre esoscheletriche scelte tratte da [32], [33], [46]	79
Tabella 13 – Legenda dei diagrammi di corpo libero tratti anche da [4].....	83
Tabella 14 - Valori ottenuti di forza al ginocchio in funzione del braccio	104

1 – Obiettivi

L'obiettivo principale di questa tesi è di giungere alla definizione, progettuale, di un giunto per il ginocchio di un esoscheletro in grado di trasportare carichi elevati in piano. Esso dovrà essere riproducibile industrialmente e compatibile con i sistemi già esistenti.

Nella prima parte, in particolare, saranno analizzati gli esoscheletri presenti oggi sul mercato al fine di offrire una panoramica sulle tecnologie attualmente in uso. Saranno presi in considerazione gli sviluppi degli esoscheletri in ambito medico, industriale e militare. Il riesame di questi contesti, costituiranno la base di partenza per lo sviluppo del progetto.

La seconda parte, invece, riguarda la fase di progettazione di un nuovo giunto per il ginocchio di un esoscheletro che permetta di ridurre gli ingombri e aumentarne le potenzialità. Inizialmente, si tratterà l'analisi di questo giunto dal punto di vista anatomico e meccanico. Questo, permetterà di adattare al meglio la struttura robotica al corpo umano. In secondo luogo, si procederà con la valutazione dei carichi cui l'esoscheletro è sottoposto durante la deambulazione in piano di un individuo dotato di uno zaino. In questo modo, sarà possibile individuare e analizzare la fase maggiormente critica del ciclo del passo e quindi verrà proposta una possibile soluzione progettuale più performante e adatta agli obiettivi prefissati. Per tale soluzione saranno poi definite tutte le caratteristiche, sia costruttive sia del sistema di attuazione.

2 - Introduzione

In un'epoca dove l'instabilità politica internazionale fa da padrona, diviene sempre più necessario avere la giusta risposta per ogni esigenza. I limiti umani in questi casi sono un limite che, fino a poche decine di anni fa, sembrava non essere superabile. La quarta rivoluzione industriale ha dunque aperto uno spiraglio di luce verso quella che, poc'anzi, abbiamo definito la "giusta risposta".

Ironman, Hulk, Capitan America: eroi di fantasia o realtà? Possiamo, oggi, cominciare a parlare di realtà, con l'evoluzione dell'esoscheletro.

L'esoscheletro, dal greco *exo* (all'esterno) e *skeletos* (duro), è sempre stato concepito dall'uomo come un dispositivo che aumenta le capacità fisiche, in particolar modo la forza umana relativamente limitata.

Nel corso della storia l'uomo ha progettato diversi tipi di esoscheletro, a partire da Leonardo Da Vinci che, come si vede in Figura 1, ideò una struttura indossabile dall'uomo che permettesse di volare.

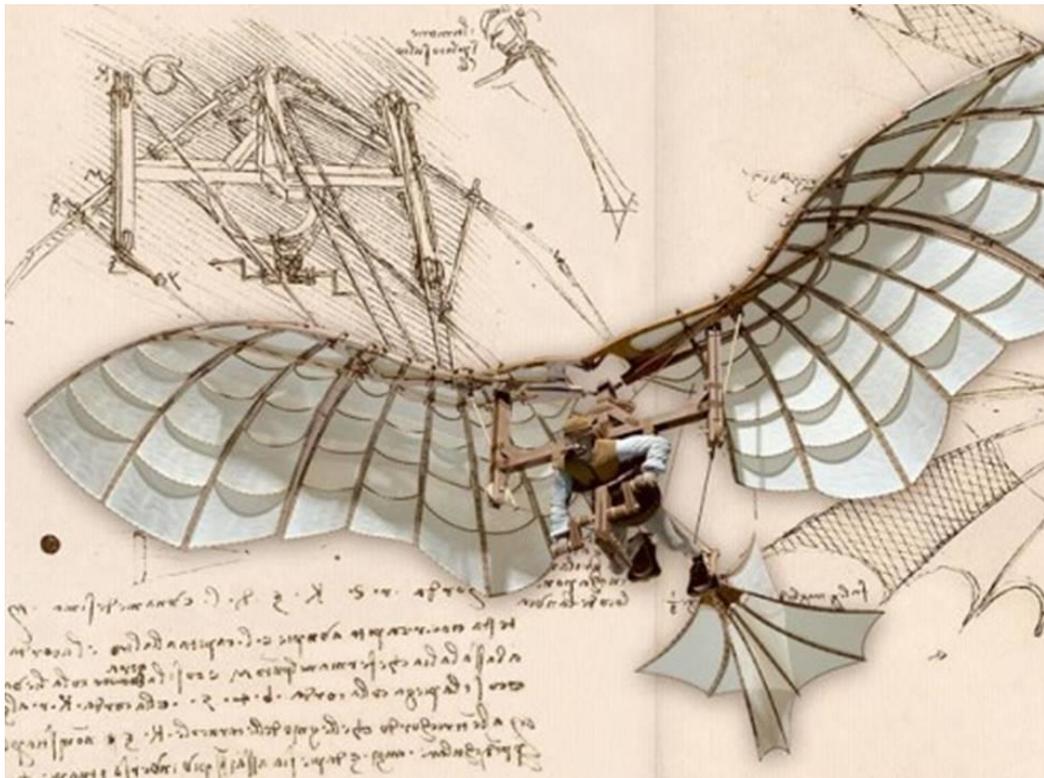


Figura 1- Meccanismo per il volo (L. Da Vinci) tratto da (26)

Nonostante le varie idee di esoscheletro trovate, si ebbe sempre il problema dell'alimentazione, cioè riuscire a fornire l'energia giusta per moltiplicare la forza umana esercitata dall'esoscheletro e avere una certa autonomia.

Nel 1800, con la comparsa delle prime macchine a vapore, si credeva di aver trovato la soluzione al problema (Figura 2), così non è stato perché, non si riusciva ancora ad alimentare un esoscheletro (indossato dall'uomo) con una macchina a vapore esterna. Era necessaria la presenza di un sistema di alimentazione in grado di essere "indossato" dall'individuo, insieme all'esoscheletro.



Figura 2 - Il camminatore a vapore (R. Seymour) tratto da (27)

Arrivò così nel 1917 l'inventrice Leslie C. Kelley che trovò un sistema di alimentazione a vapore trasportabile. Esso veniva indossato come se fosse uno zaino. Questa soluzione non ebbe successo a causa del peso costituito dalla macchina a vapore e dal basso rendimento della stessa.

Dopo questi numerosi tentativi venne introdotta per la prima volta nella storia, una struttura cibernetica in grado di tradurre gli impulsi nervosi in segnali elettrici, consentendo il movimento anche a coloro che, in seguito a malattie o traumi, erano impossibilitati a camminare. Questa è stata solo la genesi di quello che, negli anni a venire, ha permesso miracoli biomedici sopperendo alle limitazioni umane.

Anche se l'apparenza di quanto scritto potrebbe sembrare, in prima impressione, disumana o robotica, nella realtà, stiamo parlando di un rilevante miglioramento nella vita umana. Si pensi solo a chi, a causa di sforzi superiori a quelli che il corpo consente, non può più sollevare pesi; nella vita quotidiana si ritroverebbe a disagio anche solo ad aiutare la moglie con un banale sacchetto della spesa. Con un supporto robotico che sostiene il nostro ipotetico lavoratore, egli potrebbe condurre una vita agiata senza timore di doversi, un giorno, fermare e vivere una vita che non gli appartiene, costituita da limiti e dolori.

A tal proposito, anche FCA (FIAT CRYSLER AUTOMOBILES), dopo un'ampia ricerca bibliografica e benchmarking dei dispositivi presenti in commercio, ha avviato una campagna di sperimentazione per definire applicabilità, adattabilità ed implementazione di esoscheletri per le attività produttive.

Questa riflessione, porta ad un passo successivo, un passo che riguarda chi ci difende e mette a disposizione la propria vita per noi: le forze armate.

I primi esoscheletri studiati furono proprio a sostegno dei militari. La necessità impellente di sviluppare questi sostegni segue lo sviluppo delle tecnologie portate in teatro operativo. I soldati moderni sono ingabbiati con molteplici attrezzature che arrivano a pesare l'equivalente di un essere umano. Come regola generale, maggiore è l'attrezzatura che un soldato deve indossare, minore è la distanza che può coprire in un giorno. In termini di sicurezza, la distanza che un'unità militare dovrebbe coprire è inversamente proporzionale alla quantità di strumenti che i soldati possono indossare. Un esoscheletro in grado di dimostrare una riduzione del costo metabolico di una fanteria equipaggiata può tradursi in soldati che possono coprire più terreno, avere più rifornimenti e diventare più indipendenti avendo un'armatura aggiuntiva.

Terminando la panoramica sugli esoscheletri, analizziamo ora la risorsa in campo medico dove, da anni, si cerca di riabilitare i pazienti non più in grado di muovere uno o più arti. Con l'introduzione di questa cyber tecnologia, si potrebbe rimediare a danni fisici permanenti andando a sostituire il compito umano neuromotorio con quello cibernetico dell'esoscheletro.

In modo tecnico dunque, l'esoscheletro viene definito come “ struttura robotica esterna che, alimentata da un sistema di motori elettrici, pneumatici, leve, idraulici o da una combinazione di tecnologie, consente il movimento degli altri con forza e resistenza aumentate ”.

3 - Tipologie e caratteristiche generali

Prima di trattare nel dettaglio i diversi sistemi esoscheletrici, si rende necessario suddividerli in categorie. In primo luogo, si possono identificare come:

- Attivi o potenziati,
- Passivi,
- Aptici,
- Per il recupero dell'energia.

I primi sono sistemi meccatronici progettati sulla base della morfologia e delle funzionalità del corpo umano e possono essere considerati delle vere e proprie strutture robotiche indossabili costituite da segmenti e articolazioni uguali a quelli della persona che lo indossa. Sono costituiti essenzialmente di uno scheletro, altrimenti detto *armatura*, che viene indossato da una persona e di una fonte energetica la quale alimenta gli attuatori, ovvero i dispositivi che controllano i movimenti degli arti. Questi esoscheletri sono stati concepiti per assistere, proteggere e potenziare chi li indossa, in particolar modo i soldati o tutti coloro che operano in territori pericolosi e ostili. Queste strutture attive o potenziate, permettono di aumentare le prestazioni dell'individuo in termini di mobilità e forza. Per semplificare quanto scritto sopra si riposta un esempio pratico: essi consentono di percorrere diversi chilometri o superare elevati dislivelli, trasportando carichi pesanti (70-140 kg), con un consumo metabolico notevolmente ridotto. Per fare tutto ciò, gli esoscheletri attivi sono dotati di una sorgente di energia, di un sistema di attuatori e di un sistema di comando e controllo.

Uno dei maggiori problemi che affliggono ingegneri e progettisti di esoscheletri potenziati è l'alimentazione. Attualmente, esistono poche fonti di energia con una densità energetica sufficiente a sostenere un esoscheletro intero potenziato per più di qualche ora. Le batterie non ricaricabili tendono ad avere una maggiore densità di energia e la conservano più a lungo di quelle ricaricabili, ma le batterie sostitutive devono essere trasportate sul campo al fine di permettere la sostituzione di quelle esaurite. Gli accumulatori ricaricabili, invece, possono essere riutilizzati, ma presentano il rischio di richiedere il trasporto di un sistema di ricarica o, come in precedenza, di batterie sostitutive. Questa tipologia, inoltre, per poter accumulare maggiore densità energetica e usarsi più lentamente, richiede tempi di ricarica piuttosto lunghi e questo risulta essere notevolmente in contrasto con la necessità di un utilizzo rapido e costante nel tempo. Come altro effetto controindicato, si possono verificare reazioni chimiche tra le sostanze utilizzate nelle batterie ricaricabili, come il litio, che, entrando in contatto con l'ossigeno atmosferico in caso di danni alla batteria, può provocare incendi o esplosioni. Le recenti ricerche di John Goodenough e di un team dell'Università del Texas di Austin sulla tecnologia delle batterie di vetro sono altamente applicabili alla ricerca sull'energia esoscheletrica, poiché queste batterie beneficiano di un elettrolito a stato solido e di una maggiore densità energetica rispetto alle tradizionali batterie ricaricabili. Un'altra soluzione possibile sarebbe l'utilizzo di motori a combustione

interna come alimentatori. Questi, offrono un'alta produzione di energia, ma sono anche in genere inutilizzati o continuano a funzionare a un livello di potenza basso, sufficiente però a mantenere il motore in funzione anche quando non attivamente in uso. Ciò, comporta un elevato e costante spreco di carburante che ha, come conseguenza, un aumento dei costi per l'utilizzo dell'esoscheletro. Si nota inoltre che, le fonti di energia basate sulla batteria, sono migliori nel fornire potenza istantanea e modulata e che, l'energia chimica immagazzinata, viene conservata quando i requisiti di carico cessano. I motori a combustione, invece, richiedono un accumulo di energia per un sistema di avviamento in grado di accelerare rapidamente il motore alla piena velocità operativa ed esso deve essere estremamente affidabile allo spunto. La necessità di contenere peso e dimensioni della struttura esoscheletrica, condiziona negativamente l'impiego di alimentazione tramite motori a combustione interna. Per poter avere motori piccoli e leggeri, è necessario, infatti, azionarli ad elevata velocità così da estrarre energia sufficiente dal limitato volume del cilindro motore. Questo però, potrebbe essere difficile da silenziare e, in aggiunta, indurrebbe vibrazioni indesiderate e dannose nel sistema generale. Per concludere, i motori a combustione interna, possono raggiungere temperature elevate, richiedendo dunque un peso aggiuntivo per sistemi di raffreddamento o per la schermatura del calore. Per sopperire al problema, è stato proposto l'utilizzo di celle a combustibile elettrochimico, simili a quelle ad ossido solido (SOFC). Quest'ultime, sono considerate come una fonte di energia giacché possono produrne istantaneamente, come le batterie, e conservare la fonte di combustibile quando questo non è necessario. Possono anche essere facilmente rifornite in campo con combustibili liquidi come il metanolo, ma richiedono alte temperature per funzionare: 600° C è considerato una bassa temperatura operativa per le SOFC. A partire dal 2015, la maggior parte dei progetti di ricerca sono legati a una fonte di energia separata molto più grande. Per un esoscheletro alimentato che non dovrà essere usato in situazioni di totale autonomia per un periodo di tempo medio - lungo, questa limitazione potrebbe essere accettabile e la struttura può essere progettata per essere utilizzata con un potere permanente ombelicale che preleva energia direttamente dalla rete elettrica. Ciò è particolarmente utile nel supporto logistico e in alcune aree industriali mentre, per situazioni che richiedono la totale autonomia, vengono principalmente utilizzate batterie ricaricabili al litio.

Storage material	Energy type	Specific energy (MJ/kg)	Direct uses
Hydrogen (compressed) at 70 MPa)	Chemical	123	Experimental automotive engines
LPG (including Propane / Butane)	Chemical	46.4	Cooking, home heating, automotive engines, lighter fluid
Gasoline (petrol) / Diesel / Fuel oil	Chemical	~46	Automotive engines, power plants
Fat (animal/vegetable)	Chemical	37	Human/animal nutrition
Coal	Chemical	24	Electric power plants, home heating
Carbohydrates (including sugars)	Chemical	17	Human/animal nutrition
Protein	Chemical	16.8	Human/animal nutrition
Wood	Chemical	16.2	Heating, outdoor cooking
TNT	Chemical	4.6	Explosives
Gunpowder	Chemical	3	Explosives
Lithium battery (non-rechargeable)	Electrochemical	1.8	Portable electronic devices, flashlights
Lithium-ion battery	Electrochemical	0.36-0.875	Laptop computers, mobile devices, electric vehicles
Alkaline battery	Electrochemical	0.67	Portable electronic devices, flashlights
Nickel-metal hydride battery	Electrochemical	0.288	Portable electronic devices, flashlights
Lead-acid battery	Electrochemical	0.17	Automotive engine ignition
Supercapacitor	Electrical	0.018	Electronic circuits
Electrostatic capacitor	Electrical	0.000036	Electronic circuits

Figura 3 - Densità di energia dei comuni materiali ricavata in base di dati forniti da (28)

Anche il sistema di attuazione che permette il movimento dell'esoscheletro ha incontrato, e presenta tuttora, alcune problematiche. I cilindri oleodinamici standard sono potenti e molto precisi, ma sono anche notevolmente pesanti a causa dei tubi riempiti di fluido e dei cilindri dell'attuatore. Essi presentano, inoltre, il potenziale rischio di trafilemanti che risulta essere molto pericoloso per l'utente. Un getto che schizza da una perdita a foro stenopeico può penetrare nella pelle a pressioni di 6.9 bar e, se il fluido iniettato non viene rimosso chirurgicamente, possono verificarsi cancrena e avvelenamento. Al tempo stesso, l'utilizzo della pneumatica è generalmente troppo imprevedibile per garantire un movimento preciso poiché il gas compresso è elastico e, con la compressione del gas, varieranno la lunghezza della corsa e le forze reattive che spingono contro l'attuatore. Generalmente i servomotori elettronici sono più efficienti per il controllo sia delle forze sia del moto e sono più densi di potenza. Utilizzando magneti permanenti ad alta gauss e ingranaggi step-down per fornire una coppia elevata e un movimento reattivo, si ottiene un buon rapporto tra potenza e massa. Negli ultimi anni stanno avendo sempre più successo i *muscoli pneumatici artificiali*. Essi sono una nuova tecnologia di attuatori lineari pneumatici che operano sfruttando la pressione del fluido. Questi cilindri, sono costituiti da una membrana, il cui volume, varia all'interno di una struttura elicoidale di fibre tessili inestensibili, generando una forza lineare e unidirezionale. Hanno il vantaggio di essere molto leggeri, facili da costruire e quindi poco costosi, autolimitati in seguito alla contrazione massima raggiungibile e presentano una curva di carico simile a quella di un muscolo umano, risultano così adatti al controllo della forza, ma inadatti al controllo del moto. Vengono utilizzati anche dispositivi di vantaggio meccanico come leve e pulegge, ma non è stato ancora dimostrato che possano effettivamente aumentare la resistenza o ridurre la fatica.

Il controllo e la modulazione di movimenti eccessivi e indesiderati è un terzo importante problema. Non è sufficiente costruire un semplice motore di assistenza a velocità singola, con controlli di posizione avanti / indietro / retromarcia e senza controllo del computer di bordo. Un tale meccanismo può essere troppo veloce per il movimento desiderato dell'utente e può accadere che il movimento assistito superi la posizione desiderata. Se il corpo di chi lo indossa è racchiuso da semplici superfici di contatto che innescano il movimento dell'esoscheletro, l'overshoot del sistema può portare il corpo dell'utente in ritardo rispetto alla posizione dell'arto della tuta e, risultando in contatto con un sensore di posizione diverso da quello voluto, comporterà lo spostamento dell'esoscheletro nella direzione opposta. Questo ritardo nel corpo di chi lo indossa, può portare a un movimento oscillatorio incontrollato ad alta velocità e, un potente meccanismo di assistenza, può colpire o ferire l'operatore a meno che non venga spento da remoto. Un meccanismo di assistenza a velocità singola che viene rallentato per evitare oscillazioni è, quindi, restrittivo sull'agilità dell'utilizzatore. Movimenti improvvisi e imprevisti, come inciampare o essere spinti, richiedono movimenti rapidi e precisi per recuperare e prevenire la caduta, ma, un meccanismo di assistenza lenta, può semplicemente far crollare e ferire l'utente all'interno. Il posizionamento assistito veloce e preciso viene tipicamente eseguito utilizzando una gamma di velocità controllata utilizzando il rilevamento della posizione del computer sia dell'esoscheletro sia di chi lo indossa, in modo che il movimento assistito si muova alla stessa velocità dell'utilizzatore senza portare ad overshoot o undershoot. Ciò, può comportare una

rapida accelerazione e decelerazione del movimento della struttura, in modo tale da far combaciare gli arti dell'indossatore con quelli dell'esoscheletro e, dunque, allineare i movimenti delle due parti coinvolte. . Il controllo del computer inoltre, deve essere in grado di rilevare movimenti oscillatori indesiderati e arrestarsi in modo sicuro nel caso di un danno all'intero sistema. L'enucleazione e la prevenzione di questi movimenti non validi o non sicuri è gestito da un sistema integrato di rilevamento di collisione autonoma in tempo reale. Sarebbe inaccettabile per un esoscheletro muoversi in un modo che ecceda il raggio di movimento del corpo umano e porti a strapparne i legamenti muscolari o dislocarne le articolazioni. Questo problema, può essere parzialmente risolto usando limiti progettati sul movimento della cerniera. Ad esempio, evitare alle articolazioni del ginocchio o del gomito di flettersi a 180 gradi. Tuttavia, chi indossa un esoscheletro alimentato, può anche danneggiare se stesso o la tuta, spostando i giunti della cerniera attraverso una serie di movimenti combinati e comunque validi che, insieme, causano la collisione con se stessa o con colui che la indossa. Un esoscheletro potenziato, avrebbe bisogno di essere in grado di calcolare, computazionalmente, le posizioni degli arti e limitare il movimento in modo che, chi lo indossa, non si ferisca casualmente attraverso movimenti di assistenza involontari, come tosse, starnuti, spavalderia, o se si verificano improvvisi attacchi incontrollati o spasmi muscolari.

Gli esoscheletri passivi, a differenza di quelli potenziati visti finora, non presentano attuatori, batterie o componenti elettronici. In essi, sono assenti sia i sensori sia i controllori, di conseguenza, si tratta di dispositivi puramente meccanici. È evidente come questi dispositivi non consumino energia elettrica o chimica e non forniscano alcun lavoro meccanico positivo netto, ma, il loro scopo, è semplicemente di ridurre il costo metabolico di svolgimento di determinate attività. Questi esoscheletri, hanno il vantaggio di essere molto leggeri, economici e facilmente riprogettabili e rifinibili. Questa tecnologia, come le altre, è ancora in fase di analisi e sviluppo, ma finora si sono raggiunti risultati soddisfacenti soprattutto nel campo della deambulazione.

In questo paragrafo, verranno presentate alcune caratteristiche salienti degli esoscheletri aptici. Come fa ben intendere il termine "aptico" stesso (dal Greco *apto* che significa "toccare"), i sistemi aptici s'interfacciano con il terzo senso umano: il tatto. Quest'ultimo, in realtà, tiene in considerazione due generi di informazioni:

- Informazioni tattili: le quali si riferiscono alla natura del contatto con l'oggetto, ovvero vibrazione, scabrezza, umidità e temperatura e forniscono la risposta mediata di meccanorecettori a basso livello che innervano la pelle.
- Informazioni cinestetiche: quali peso, forma e dimensioni, che si riferiscono alla percezione della posizione e il movimento degli arti e delle corrispondenti forze rilevate da determinati recettori.

Questi strumenti possono essere utilizzati per controllare un dispositivo a distanza, il quale replica i movimenti imposti dall'operatore al macchinario di comando che può essere un joystick o un guanto. Il dispositivo di comando (denominato anche *master*)

restituisce all'operatore una sensazione tattile come una vibrazione, rappresentativa della situazione incontrata dal dispositivo controllato a distanza (denominato *slave*). In questo modo risulta possibile la cosiddetta teleoperazione, ovverosia il controllo di robot, macchine o altri dispositivi remoti, con la possibilità di un feedback di forza all'operatore, che ha così una sensazione diretta della situazione operativa. È inoltre possibile che il master, anziché comandare uno slave, faccia interagire l'operatore con una realtà virtuale generata da un computer. In questo modo il solo master può essere utilizzato per varie funzioni di riabilitazione del sistema muscolo-scheletrico. Al tempo stesso, esoscheletri di questo tipo vengono utilizzati anche per ridurre gli urti, le vibrazioni o lo stress patito dai lavoratori, migliorandone così la qualità della vita e riducendo il rischio di infortuni.

In ultimo, si analizzano ora gli esoscheletri per il recupero dell'energia. Essi, sono strutture che ostacolano intenzionalmente la deambulazione dell'individuo nel tentativo di raccogliere e accumulare energia. La forza raccolta, può poi essere trasformata in energia elettrica utilizzabile per ricaricare una batteria o alimentare direttamente un dispositivo elettronico. Alcuni esoscheletri, alimentati per la parte inferiore del corpo, possono essere teoricamente trasformati da assistivi a collettivi, ma questa procedura li renderebbe notevolmente più pesanti e, di conseguenza, questa soluzione è da escludersi. L'utilizzo di questa tipologia di esoscheletri è in netta contrapposizione con quelli visti finora e potrebbero sembrare inutili o improduttivi. Inquadrandoli, però, in una situazione in cui un individuo debba muoversi lontano da fonti energetiche per un determinato lasso di tempo e necessiti di elettricità per alimentare i dispositivi in suo possesso, ecco che questa tipologia di esoscheletri diventa efficace. Se il costo metabolico del peso e dell'ingerenza del dispositivo ricaricabile è inferiore al costo metabolico del trasporto di batterie non ricaricabili, il dispositivo sarà un successo.

L'ulteriore distinzione generale che viene fatta per gli esoscheletri riguarda il tipo di sostegno che essi realizzano. Si possono distinguere allora:

- Esoscheletri per la parte inferiore del corpo;
- Esoscheletri per la parte superiore del corpo;
- Esoscheletri total body.

I primi, forniscono assistenza e sostegno solo alla zona inferiore del corpo, ovvero quella che va dal bacino ai piedi. I secondi, invece, supportano la parte superiore della schiena e le braccia. Gli ultimi, infine, sono l'unione dei precedenti appena analizzati.

In questo lavoro, si focalizzerà l'attenzione su esoscheletri alimentati, amplificatori di forza, indossabili da esseri umani principalmente per la parte inferiore del corpo, ma non solo.

4 - Campi di applicazione

Alla fine del 1800, i sistemi esoscheletrici presentavano notevoli limiti a causa della mancanza di processori potenti, dell'elevato peso degli attuatori di movimento e della durata limitata delle batterie. Se a queste motivazioni si aggiunge l'elevato costo dei progetti realizzabili, è facile capire come lo sviluppo di esoscheletri sia stato notevolmente lento nonostante la ricerca non si sia arrestata completamente.

Negli ultimi anni, invece, in seguito all'aumento delle performance di computer e attuatori di movimento e della durata delle batterie, la ricerca sugli esoscheletri ha fatto enormi passi in avanti. Il punto focale di ogni progetto è sempre stato quello di migliorare la qualità della vita dell'individuo andando a potenziarne le capacità.

Le possibili applicazioni passano dall'ambito lavorativo, a quello medico, per poi concludere con quello militare che ne è stato il precursore.

Vediamo ora nel dettaglio, per ogni ambito, quali sono le soluzioni progettuali di maggior interesse e successo.

4.1 – Esoscheletri per il lavoro e l'industria

La robotica indossabile progettata per essere utilizzata in un ambiente industriale è il settore in più rapida crescita della ricerca sugli esoscheletri. Gli esoscheletri per il lavoro e l'industria possono essere utilizzati nei cantieri, nei bacini di carenaggio, nelle fabbriche, nei magazzini e persino nelle sale chirurgiche. Gli attuali dispositivi esoscheletrici commerciali tendono ad essere lenti, ingombranti, con il grado di utilità ancora in discussione. La tecnologia dell'esoscheletro, però, è in costante miglioramento e sarà solo una questione di tempo e finanziamenti prima che i robot indossabili diventino più utili e affidabili. Nella più recente presentazione da parte della Wearable Robotics Association, infatti, il dott. Joseph Hitt, direttore esecutivo della stessa, ha descritto gli esoscheletri per la produzione e la costruzione come "frutta a basso impatto" del mercato dell'esoscheletro. La sua tesi è che le strutture mediche hanno un budget limitato per i robot di riabilitazione e una dozzina di aziende con anni di esperienza esistono già. Al contrario, ci sono pochi esoscheletri per il lavoro e le grandi aziende industriali potrebbero acquistare milioni di unità per i loro lavoratori nei prossimi decenni.

Gli esoscheletri per l'industria e il posto di lavoro offrono tre vantaggi principali:

1. Riduzione degli infortuni sul lavoro con conseguente risparmio di miliardi di euro in spese mediche, congedi per malattia e cause legali.

2. Riduzione dell'affaticamento dei lavoratori, con conseguente aumento della vigilanza, della produttività e della qualità del lavoro dei lavoratori.
3. La capacità di mantenere personale qualificato ed esperto nella forza lavoro più a lungo.

Prima di elencare e analizzare alcuni sistemi esoscheletrici e progetti di ricerca destinati a essere utilizzati sul posto di lavoro, è necessario suddividerli in categorie in base a ciò che sono destinati a fare.

Gli esoscheletri per il lavoro e l'industria possono essere divisi in sei categorie:

- **Esoscheletri con ritenuta dell'attrezzo:** questi esoscheletri consistono in un braccio caricato a molla (come il braccio meccanico zeroG) che supporta uno strumento pesante su un'estremità ed è collegato a un esoscheletro per la parte inferiore del corpo ed a un contrappeso. L'esoscheletro è solitamente passivo, ma esiste almeno un prototipo alimentato con motori nelle gambe. Il peso dello strumento viene così trasmesso direttamente al terreno con conseguente notevole riduzione di infortuni da stress lavoro-correlato.
- **Chairless Chairs:** ovvero, letteralmente, “sedie senza sedia”. Questi sono esoscheletri leggeri indossati sopra pantaloni da lavoro che possono irrigidirsi e bloccarsi. Ciò può ridurre l'affaticamento mentre si è accovacciati o in piedi nella stessa posizione per un lungo periodo di tempo.
- **Supporto posteriore:** questi esoscheletri possono mantenere la corretta postura della schiena mentre si flettono per eseguire un sollevamento. Possono anche ridurre il carico sui muscoli della schiena o anche sulla colonna vertebrale mentre ci si abbassa.
- **Guanti potenziati:** guanti meccanizzati che possono aiutare gli operai con una presa debole a ottenere una presa più forte sugli attrezzi. Ci sono anche dispositivi che vengono usati al contrario, in cui i lavoratori che hanno difficoltà ad aprire naturalmente alcune dita sulla mano per afferrare gli strumenti possono farle aprire da un guanto di esoscheletro.
- **Tute complete potenziate per il corpo:** fino a pochi anni fa si riteneva che per il lavoro e l'industria venissero usate tute potenziate e di grandi dimensioni. Ora quasi tutti gli sviluppatori sono passati ad esoscheletri specializzati più piccoli, ma ci sono ancora progetti in corso in quest'area.
- **Robotica aggiuntiva / soprannumeraria:** esoscheletri che forniscono un secondo paio di mani. Questo è di gran lunga il progetto di robotica indossabile più ambizioso per il lavoro e l'industria. Due o più braccia motrici aggiuntive controllate da chi lo indossa vengono utilizzate per tenere in posizione gli

attrezzi o i materiali. Tecnicamente, anche gli esoscheletri che tengono in mano gli strumenti sono soprannumerari, tuttavia le braccia sono sempre passive, caricate a molla e non possono essere controllate indipendentemente.

Ora che abbiamo classificato gli esoscheletri per il lavoro e l'industria in base al compito per i quali sono stati progettati, ecco alcuni esempi di ogni tipo.

4.1.1 – Esoscheletri prodotti dalla EKSΟ BIONICS

L'elevatissimo numero di incidenti verificatisi nella produzione e nell'edilizia, ha portato la Ekso Bionics alla progettazione e realizzazione di strutture esoscheletriche che rendessero il lavoratore più sicuro e più produttivo. Queste riducono notevolmente lo stress e la tensione dovute ad attività ad alta frequenza e di lunga durata che, a lungo andare, comportano danni al lavoratore.

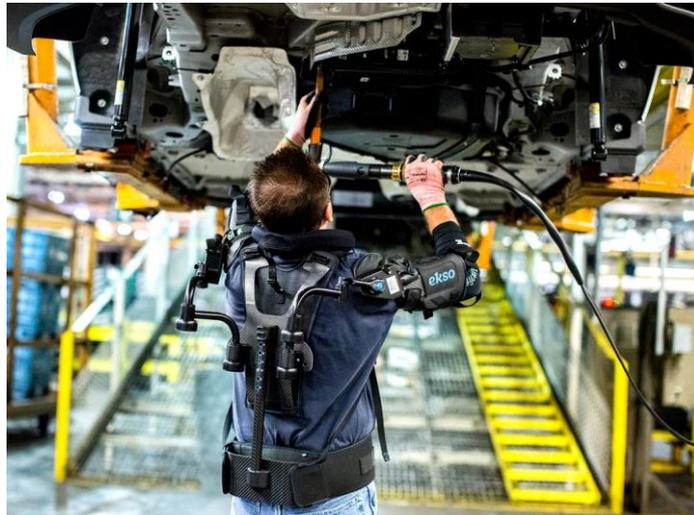


Figura 4 - Ekso Works Vest tratto da (29)

Tra gli esoscheletri con ritenuta dell'attrezzo prodotti dalla Ekso Bionics spiccano la Ekso Works Vest e la Ekso Bionics Aerial. Sono entrambe strutture per il sostegno della parte superiore della schiena e delle braccia, ma presentano alcune differenze.

La Ekso Works Vest, come si vede in Figura 4, eleva e sostiene le braccia di un lavoratore in operazioni che prevedono di mantenere gli arti superiori sollevati sopra il petto per lunghi periodi di tempo. È stata pensata per prevenire le lesioni dorsali che questa tipologia di lavori spesso causano. L'esoscheletro è molto leggero (pesa poco più di 4 kg) ed è comodo da indossare. Inoltre, permette di essere indossato da un grande bacino di utenti la cui altezza sia compresa tra 1,5 e i 2 metri. L'introduzione di questo esoscheletro nelle industrie o nei cantieri edili ha comportato una riduzione degli infortuni, uno sveltimento delle attività e, al tempo stesso, un incremento nella qualità dei risultati.

Il sistema Ekso Bionics Aerial è progettato per aumentare la sicurezza e la produttività mentre si lavora da una piattaforma di lavoro elevata con un attrezzo molto pesante. Il sistema elimina il peso dello strumento da parte dell'utente, consentendo così ai lavoratori di concentrarsi sulla precisione e sulla sicurezza riducendo al tempo stesso la fatica. Il sistema è, al tempo stesso, molto leggero e versatile: include, infatti, una speciale staffa di montaggio che consente di montare l'innovativo braccio ergonomico Zero G. I bracci Ekso Bionics Zero G sono progettati per contenere carichi fino a 19 kg e bilanciare completamente il peso consentendo all'utente di manovrare in modo libero, sicuro e preciso il carico in qualsiasi direzione senza ferirsi o affaticarsi. I bracci ergonomici degli attrezzi hanno una varietà di opzioni di montaggio per adattarsi all'applicazione: esistono infatti bracci da carrelli a terra, per supporti a cavalletto, supporti per gru a bandiera, guide lineari e montaggio su banco. Questi sistemi esoscheletrici richiedono nel complesso pochissima manutenzione, nessun input costoso come elettricità o aria compressa e sono già stati utilizzati con successo in una varietà di settori, dall'industria aerospaziale e della difesa alla produzione automobilistica. Viene principalmente utilizzato per attività di perforazione, rettifica, rivettatura e levigatura.

4.1.2 – Dispositivo ergonomico indossabile Chairless Chair

La Chairless Chair, la cui vista profilo è riportata in Figura 5, è un esoscheletro indossabile da parte di operai che lavorano in fabbrica e nella catena di montaggio. Esso si estende dall'anca alla parte posteriore dei piedi, può essere regolato per adattarsi a diverse altezze e circonferenze delle persone ed è costruito principalmente in tecnopolimeri come il poliammide che forniscono durabilità e leggerezza. Questa struttura flessibile ed ergonomica offre libertà di movimento per stare in piedi per lunghi periodi di tempo e mentre si cammina, ma quando il lavoratore si accovaccia, si piega o si acquatta, s'irrigidisce fornendo un supporto istantaneo. È testata per sopportare un peso per gamba fino a 100 kg per otto ore continue grazie alle batterie da nove Volt. Ogni arto robotico pesa solamente 1 kg e può essere controllato o tramite un interruttore elettrico o tramite un sistema di controllo auto-assistito.



Figura 5 - Profilo dell'esoscheletro Chairless Chair tratto da (30)

La Chairless Chair, infatti, come si vede in Figura 6, si collega alle gambe attraverso diverse cinghie che si bloccano in posizione con la semplice pressione di un pulsante e le articolazioni possono essere regolate in base all'altezza dell'utente. Il lavoratore, poi, è libero di muoversi all'interno del suo spazio di lavoro e, quando è necessario, in pochi secondi si "siede" per effettuare la lavorazione senza dover piegare la schiena o sovraccaricare le gambe. Come conseguenza dell'utilizzo di questo esoscheletro si hanno principalmente i seguenti risultati: migliora la postura e riduce l'affaticamento del lavoratore, diminuiscono gli incidenti sul lavoro e, infine, aumenta la produttività. Questi effetti comportano, di conseguenza, un incremento nella produzione, una riduzione degli infortuni e un miglior tenore di vita sul lavoro.



Figura 6 – NOONE Chairless Chair indossata da un operatore tratta da (31)

4.1.3 –Esoscheletro ergonomico V-22

Il V-22 è un esoscheletro passivo prodotto dalla StrongArm Technologies per il lavoro e l'industria. È possibile visualizzarlo fisicamente in Figura 7. Il dispositivo combina la scienza dell'ergonomia e degli esoscheletri per progettare un sistema volto a migliorare la produttività, la salute e il benessere umani durante il lavoro attivo. Il suo obiettivo primario è ridurre le lesioni sul posto di lavoro causate dal sollevamento e dal trasporto di oggetti pesanti. Esso, infatti, invita, tramite una leggera pressione sulla schiena, il lavoratore a sollevarsi secondo le linee guida proposte dai metodi NIOSH ed OSHA, le quali promuovono la rotazione, la flessione del ginocchio e una migliore

meccanica del corpo. Il dispositivo, inoltre, è dotato di cavi che aiutano anche a distribuire il peso in tutto il corpo per ridurre lo sforzo. Quando si solleva una scatola pesante, un lavoratore noterà che il peso viene distribuito attraverso le corde fino ai muscoli più forti delle gambe, il che si traduce in meno affaticamento del braccio e meno stress sulla parte superiore del corpo. Tutto ciò si traduce in una riduzione di lesioni alla schiena e di costose cure riabilitative, in un miglioramento qualitativo del lavoro e un aumento della produttività.

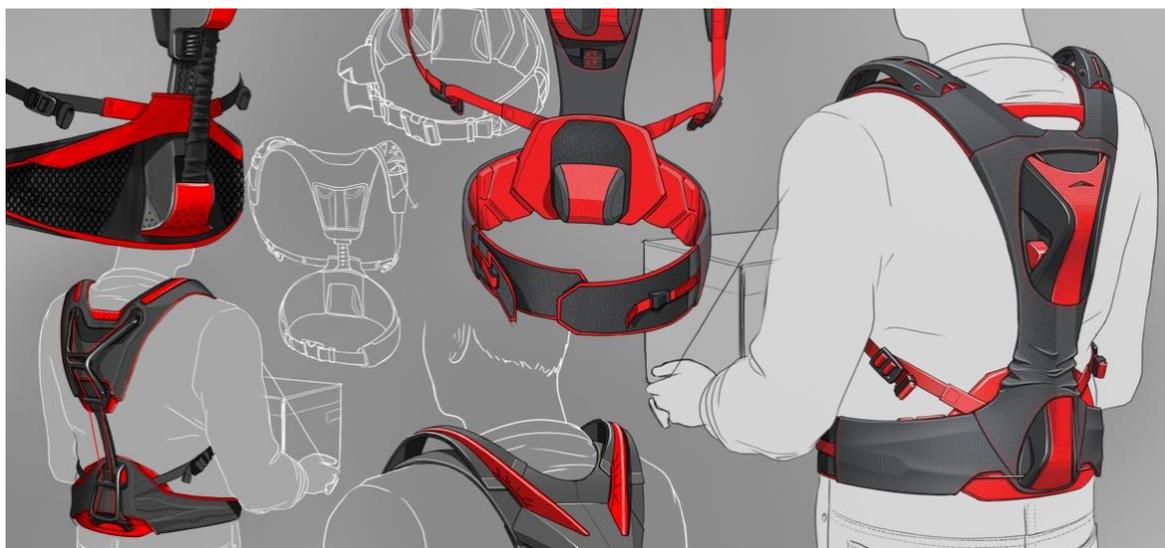


Figura 7 – Esoscheletro V-22 prodotto da Strongarm Technologies (32)

Un'altra caratteristica importante di questo esoscheletro è la duttilità. Esso può essere infatti impiegato in diverse attività professionali che necessitano di protezione per la schiena, quali: lavoratori industriali, movimentatori di materiali, scaricatori di porto, addetti alla consegna di pacchi, smistatori, raccoglitori, addetti alle consegne, autisti di camion e magazzinieri.

Il dispositivo, infine, è costruito per essere a lungo durevole. Esso, infatti, è realizzato di materiali quali nylon balistico, schiuma resistente agli urti, plastica rinforzata con fibre e molle personalizzate, che presentano un'elevata resistenza agli sforzi e all'usura nel tempo.

4.1.4 - Hip Auxiliary Muscle Suit

L'Hip Auxiliary Muscle Suit, letteralmente Tuta Muscolare Ausiliare dell'anca, è un esoscheletro dell'anca potenziato che è stato creato dalla Innophys per assistere i lavoratori nel sollevamento di carichi pesanti fino a 30 kg, nella speranza di ridurre gli infortuni sul lavoro. La tuta, visibile in Figura 8, utilizza per la movimentazione un sistema pneumatico-elettronico che può essere alimentato in due modi principalmente.

Essa può essere collegata posteriormente a un tubo di aria compressa, comunemente presente in molti cantieri, che fornisce energia costantemente, ma vincola lo svolgimento del lavoro in prossimità della presa e alla lunghezza del tubo di collegamento. In alternativa, l'esoscheletro può anche essere alimentato utilizzando un compressore portatile, che per risulta essere rumoroso e ingombrante.



Figura 8 – Hip Auxiliary Muscle Suit prodotto da Innophys tratto da (33)

Il controllo della tuta muscolare, invece, può essere fatto in uno dei due modi piuttosto unici per i quali è stata progettata. L'utente può o toccare una superficie di controllo usando il mento o soffiare in un tubo. Questo crea un sistema di controllo piuttosto unico per un esoscheletro alimentato che permette di lasciare le mani dell'operatore libere.

La tuta muscolare è, inoltre, avvolta in una borsa personalizzata e idrorepellente. Questo protegge il dispositivo dagli elementi e conferisce un aspetto più morbido.

La Muscle Suit, in definitiva, non trasporta letteralmente oggetti, ma offre piuttosto supporto sotto forma di muscoli artificiali controllati idraulicamente, che sono alloggiati in uno zaino di alluminio che si collega alle articolazioni della vita. Il pacchetto prevede due assi di movimento, uno per la flessione in vita e l'altro per sostenere le cosce.

La Innophys ha messo sul mercato due versioni di questo esoscheletro che differiscono principalmente sul peso della struttura e sul limite di carico massimo. Il

modello standard ha un peso complessivo di 5,5 kg e può trasportare fino a 30 kg di carico. Il modello più leggero, invece, pesa 4,2 kg ed è in grado di trasportare un carico fino a 22 kg.

4.1.5 – Soft Extra Muscle Glove

Il Soft Extra Muscle (SEM) Glove, riportato in Figura 9, è un esoscheletro assistivo per la mano progettato dall'azienda svedese Bioservo Technologies per contrastare una debole presa o eventuali disabilità. Tramite questo guanto robotico è più semplice afferrare, trasportare, sollevare, raccogliere e trattenere oggetti, di conseguenza può essere utilizzato sia nelle attività lavorative sia durante le normali attività quotidiane della vita di tutti i giorni. Il SEM Glove, essendo leggero e comodo da indossare, risulta quindi adatto per una vasta gamma di utenti. Esso imita la funzione della mano umano, ma rafforzando la presa utilizzando la cosiddetta tecnologia Soft Extra Muscle (SEM). Si nota infatti che la forza nell'impugnatura della mano viene dai muscoli dell'avambraccio, i quali tirano i tendini che escono dalle dita, e molto similmente funziona il SEM Glove. Alcuni sensori sensibili alla pressione sulla punta delle dita del guanto registrano quando l'utente afferra un oggetto. Un microcomputer calcola la forza che deve essere aggiunta e regola anche dei piccoli motori, che tirano i tendini artificiali che escono dalle dita del guanto fornendo all'utente una potenza extra. Maggiore è la pressione sui sensori, maggiore è la forza viene aggiunta dall'esoscheletro.



Figura 9 - SEM GLOVE prodotto dalla Bioservo Technologies tratto da (34)

Il grado di potenza aggiunta, così come la sensibilità, varia molto da utente ad utente. Ognuno ha preferenze diverse a seconda delle esigenze individuali e della precedente storia medica. Pertanto, SEM Glove è costruito in modo che possa essere adattato alle esigenze dei singoli utenti. Ad esempio, la lunghezza delle dita può essere regolata per adattarsi ad ogni individuo. Anche i sensori possono essere leggermente spostati per adattarsi a chi li indossa.

Per facilità d'uso, è possibile definire tre profili di presa. Diversi livelli di forza e sensibilità possono essere preimpostati in base alle esigenze dell'utente. Alcuni utenti hanno ad esempio più forza al mattino che al pomeriggio. Pertanto, il loro livello di supporto necessario è diverso. Un altro esempio sono gli utenti che hanno compiti di lavoro diversi e quindi necessitano di diversi livelli di supporto per questi. Una volta impostati questi tre profili, è molto facile per chi li indossa alternare tra loro quando necessario.

Il SEM Glove è composto da tre parti: un guanto leggero con sensori, una custodia con un controller e delle batterie e un sistema di connessione (come si può vedere in Figura 10). Le batterie sono ricaricabili agli ioni di litio e una carica dura in media un giorno lavorativo, ma varia a seconda di quanto viene utilizzato il guanto. Il sistema di connessione a scatto consente al guanto di connettersi o disconnettersi dalle unità motore facilmente in un unico movimento. Questa è una caratteristica superiore ad altri guanti di potenza che hanno più connettori per sensori e meccanismo di azionamento. Le batterie, i motori e il controller sono combinati in un unico involucro che può essere agganciato a una cintura o inserito in uno zaino e pesa circa 600 g. Ciò riduce il costo metabolico del loro trasporto al minimo. La forza dei motori viene trasmessa al SEM Glove attraverso l'equivalente dei cavi Bowden. Il guanto fornisce azionamento per tre dita (pollice, medio e anulare), ciascuna con un motore separato. La forza applicata viene misurata da sensori circolari sulla punta del guanto.



Figura 10 – Intero sistema che compone il SEM GLOVE tratto da (34)

4.1.6 – Esoscheletro per cantieri navali

La robotica indossabile è in circolazione da un po' di tempo. Possono essere visti nei settori medico, della difesa e aerospaziale in cui aiutano il movimento umano e

aumentano il potenziale umano. Ora si sta iniziando a vederli apparire anche nel settore manifatturiero. In particolare, in Corea del Sud è stato creato un prototipo di esoscheletro potenziato indossabile in grado di spostare attrezzature notevolmente pesanti.

Si tratta del Prototype Shipyard Exoskeleton, ovvero Prototipo di esoscheletro per cantieri navali, che è riportato in Figura 11. Esso fa parte di un test della Daewoo Shipbuilding and Marine Engineering, una delle più grandi società di costruzione navale al mondo. Tali esoscheletri potenziati indossabili sono realizzati in lega di alluminio leggera e acciaio e sono progettati per seguire i movimenti di chi lo indossa.



Figura 11 – Prototipo di esoscheletro per cantieri navali in azione tratto da (35)

Cinghie ai piedi, alle cosce, alla vita e al torace collegano l'utente alla tuta e consentono all'esoscheletro di muoversi con chi lo indossa e sopportare i carichi pesanti. Un sistema composto da giunti idraulici e piccoli motori elettrici corre lungo la parte esterna della gamba che collega ad uno zaino, che alimenta e controlla la struttura.

Il potente esoscheletro è, inoltre, personalizzabile e può essere ospitare persone la cui altezza varia dai 150 cm ai 190 cm. I telai progettati per le singole attività possono essere attaccati allo zaino, a seconda del risultato desiderato. Oltre a migliorare il potenziale di sollevamento dell'utente, la tuta può essere utilizzata anche per lavori che

richiedono precisione. Poiché la tuta sopporta la maggior parte del peso, i lavoratori possono manipolare componenti pesanti come se si trattasse di oggetti più leggeri.

Il feedback dei cantieri navali sudcoreani è stato nel complesso positivo. La maggioranza è rimasta colpita dal fatto di essere in grado di spostare ingenti carichi ripetutamente e senza sforzo, ma i tester hanno riferito che vorrebbero vedere la tuta reagire più velocemente al movimento e avere un carico utile maggiore. L'attuale prototipo della Daewoo può aiutare gli operai a sollevare fino a 30 kg, ma i creatori ritengono di poterlo aumentare fino a un potenziale di 100 kg.

I tester del modello di costruzione navale hanno riferito, inoltre, di aver avuto difficoltà a negoziare superfici scivolose o in pendenza e i prototipi non sono ancora in grado di affrontare movimenti di torsione. Per non parlare dei problemi evidenti di salute e sicurezza legati al lavoro vicino all'acqua in un abito che pesa 28 kg.

4.1.7 – Esoscheletro MS-2 a braccio doppio amplificatore di forza

Nonostante il numero limitato di applicazioni industriali con robot a braccio doppio, l'interesse e alcune applicazioni si sono registrati fin dall'inizio degli anni '40. In particolare, tra il 1940 e il 1950, Raymond C. Goertz, un ingegnere meccanico americano e pioniere nel campo della robotica controllata da remoto, presentò i manipolatori per la movimentazione di merci radioattive, che venivano usati a coppie, con l'operatore che ne controllava uno con ciascuna mano. In seguito, Fletcher descrisse le configurazioni a doppia leva per la teleoperazione per l'esplorazione delle profondità marine. Inoltre, dai primi anni '90, la Kyushu Electric Power Co. in Giappone sviluppò un sistema tele-robotico a doppio braccio per la manutenzione in linea.

Lo sviluppo tecnologico ha portato, agli inizi del nuovo millennio, la Activelelink Co., una società spin-off della Panasonic alla progettazione dell'MS-2 (Figura 12). L'MS-2 è un robot di amplificazione di potenza a doppio braccio che, collegato direttamente ad un operatore, gli permette di sollevare più di 90 kg con estrema facilità. Guidato da 18 motori elettromagnetici con feedback diretto della forza, l'operatore può controllare la totalità dei movimenti del braccio robotico, compresa l'esecuzione di delicate manovre, con un semplice movimento del polso. Nonostante sia stato concepito per l'utilizzo in ambiente industriale/manifatturiero e in zone colpite da calamità in cui i mezzi ruotati non possono operare, questo esoscheletro fungerà da piattaforma comune per una vasta gamma di parti intercambiabili e facilmente installabili.

L'unico inconveniente con l'esoscheletro al momento è il suo peso - circa 200 kg - che rende difficile operare senza supporto e limita le sue applicazioni.



Figura 12 - Robot di amplificazione di forza a doppio braccio tratto da (36)

4.2 – *Esoscheletri in ambito medico-chirurgico*

Il campo medico è un'altra area privilegiata per la tecnologia dell'esoscheletro, in cui può essere utilizzato per diversi scopi:

- Come dispositivo di precisione adatto a coadiuvare il chirurgo durante tutte le tipologie di interventi,
- Come supporto per l'assistenza infermieristica,
- Come ortesi attiva ovvero come strumenti rivolti all'ausilio alla mobilità di persone anziane o disabili,
- Come strutture per consentire la deambulazione assistita dal sistema o il ripristino di altri controlli motori persi a causa di una malattia o lesione accidentale.

L'utilizzo di strutture esoscheletriche in ambito chirurgico, altrimenti note come *robot chirurgici*, permette di eseguire interventi complessi ad alta precisione e poco invasivi. Attualmente il robot non ha la capacità di prendere decisioni autonomamente, bensì è necessario il controllo a distanza da parte di un chirurgo che sceglie modi e casistiche in cui utilizzarlo. I vantaggi principali derivanti dall'utilizzo di questa tecnologia sono: cicatrici praticamente invisibili, riduzione dei tempi operatori e di degenza e più rapida ripresa post-operatoria.

Un'altra area di applicazione interessante potrebbe essere l'assistenza medica, in particolare l'assistenza infermieristica. Di fronte all'imminente scarsità di personale medico e al crescente numero di persone che assistono anziani, diversi team di ingegneri hanno sviluppato esoscheletri progettati per aiutare gli infermieri a sollevare e trasportare i pazienti. In questo modo, è possibile sia rendere totalmente efficace l'assistenza al paziente sia evitare infortuni in seguito a sforzi eccessivi e logoranti.

L'applicazione più intrigante degli esoscheletri in campo medico, però, risulta essere quella riguardante la deambulazione. Gli esoscheletri, infatti, possono essere utilizzati sia per supportare persone disabili o anziane nella camminata sia per ripristinare i controlli motori persi a seguito di una malattia o lesione accidentale. Queste strutture robotiche nascono principalmente per esigenze economiche e di uniformità nelle terapie. Fino a pochi anni fa, infatti, la terapia di riabilitazione richiedeva personale altamente qualificato e un rapporto individuale tra paziente e terapeuta. Tali trattamenti, che necessitavano della manipolazione delle membra del paziente da un esperto, variavano così tra cliniche e terapeuti e, inoltre, si presentavano a prezzi inaccessibili. Tutto questo fa sì che la terapia venga interrotta o che, addirittura, non cominci. Per rispondere a queste esigenze, sono stati sviluppati dei dispositivi meccatronici e robotici per cercare di automatizzare la terapia del movimento: gli esoscheletri. Un esoscheletro potrebbe ridurre il numero di terapisti necessari, consentendo ad un terapeuta di allenare anche il paziente più compromesso, e rendere la formazione più uniforme. Al tempo stesso, sarebbe più facile analizzare

retrospettivamente l'efficacia della cura e permetterebbe di personalizzare il trattamento in modo specifico per ciascun paziente. Gli esoscheletri di riabilitazione, infatti, possono essere configurati in modo tale da fornire una quantità di assistenza variabile, in base alle necessità. In questo modo, si possono massimizzare elettronicamente gli sforzi del paziente, quando possibile, e quindi fornire una sessione terapeutica più rigorosa e mirata.

Prima di fornire alcuni esempi significativi di esoscheletri riabilitativi, è necessario suddividerli in due categorie: gli *end-effectors* e gli *esoscheletri alimentati*. End effector è un termine generico che indica la parte terminale del robot a cui vengono annessi gli strumenti. In un senso più ampio, esso può essere visto come la parte del robot che interagisce con l'ambiente di lavoro. Questi sistemi si basano su un'ortesi dell'andatura che permette di simulare la fase di stazionamento e movimento e un sistema di supporto del peso corporeo in combinazione con un tapis roulant. Il paziente viene posizionato tramite un'imbragatura sulla pedana mobile e, per compensare il movimento laterale del corpo, vengono di norma posizionate delle barre di appoggio ai lati di quest'ultima. Durante la terapia, il servo azionamento automatico integrato supporta lo sforzo del paziente al fine di mantenere costante l'andatura. In questo modo è possibile sia stimolare le capacità del degente/paziente sia ridurre l'intervento assistenziale del fisioterapista. A volte queste strutture esoscheletriche utilizzano anche ambienti di realtà virtuale, che possono sia motivare sia coinvolgere il paziente per eseguire attivamente i movimenti. In diverse occasioni gli studi clinici hanno dimostrato che la terapia combinata dei pazienti con ictus in sistemi esoscheletrici di questo tipo è chiaramente superiore alla fisioterapia convenzionale. Uno dei più usati e studiati dispositivi in questa categoria è Lokomat di cui si parlerà in seguito.

Il secondo gruppo, gli esoscheletri alimentati, sono dispositivi più avanzati e complessi. Essi sono robot indossabili che possono essere collegati agli arti del soggetto, al fine di sostituirne o migliorarne i movimenti. In linea generale, queste strutture svolgono movimenti conformi a quelli dell'utente e forniscono almeno una parte della potenza necessaria alla deambulazione. Gli esoscheletri per la riabilitazione sono destinati a essere utilizzati in ambienti clinici, in cui questi dispositivi possono aiutare persone paraplegiche o con deficit motori ad ottenere il recupero di movimenti persi. Inoltre, può essere applicato ad altri tipi di pazienti, come ad esempio pazienti con lesioni del midollo spinale. Se la lesione del midollo spinale è incompleta, può essere intrapreso un processo di riabilitazione, simile anche per i pazienti con ictus. In caso di completa lesione nel midollo spinale, l'esoscheletro può compensare l'andatura perduta, andando a sostituire le normali funzionalità motorie. Nella riabilitazione dell'andatura, gli esoscheletri alimentati assumono il compito di spostare gli arti inferiori del paziente secondo il modello di andatura normale. Il paradigma di base è l'*assist-as-needed*, ovvero l'assistenza come necessario. Ciò significa che l'esoscheletro applica solo la forza necessaria per completare il movimento degli arti lesionati del paziente. Questo approccio porta ad un aumento nello sforzo fisico volontario pur consentendo al soggetto di concentrarsi sul processo di andatura, che può essere più efficace per l'apprendimento motorio.

4.2.1 - Ortesi robotica per deambulazione LOKOMAT

Il Lokomat è un'ortesi bilaterale robotica, ovvero un apparecchio correttivo degli arti del corpo, sviluppata dalla Hocoma, che viene utilizzata in combinazione con un sistema di supporto del peso corporeo, un sistema di realtà virtuale e di controllo dei movimenti degli arti inferiori sul piano sagittale. Il ginocchio e l'anca dell'esoscheletro vengono azionati da motori lineari, integrati nella struttura, mentre un elevatore del piede induce la dorsiflessione passiva della caviglia durante la fase di oscillazione. Le gambe del degente vengono così spostate in modo alternato con movimenti facilmente ripetibili e predefiniti nell'ottica di una ferrea strategia di controllo della posizione. Lokomat, infatti, originariamente controllato in modo puramente semplice, usa attuatori con vite a ricircolo di sfere e controllo dell'impedenza dello spazio articolare per ottenere traiettorie articolari naturali al fianco e al ginocchio. Sul ginocchio viene, inoltre, esercitata una coppia che è determinata, di volta in volta, dai sensori di forza integrati all'interno dell'esoscheletro.



Figura 13 - Ortesi robotica Lokomat tratto da (37)

L'ortesi robotica Lokomat, riportata sopra in Figura 13 è sul mercato dal 2000 e viene utilizzata per la rieducazione al cammino in soggetti con varie diagnosi mediche. Fino ad oggi, diversi studi hanno analizzato gli effetti funzionali e terapeutici di questo particolare esoscheletro su pazienti affetti da ictus e trauma cranico. In particolare, in uno studio si è potuto notare che la riabilitazione effettuata con il Lokomat ha prodotto un modesto miglioramento sull'intensità cardiovascolare in un singolo paziente colpito da ictus totale. Nonostante l'incapacità del paziente di collaborare attivamente con gli arti inferiori, la fisioterapia automatizzata ha aumentato la frequenza cardiaca, la ventilazione polmonare ed il consumo di ossigeno del paziente. Si nota, infine, che codesto esoscheletro è sì in grado di supportare la riabilitazione del paziente, tuttavia, la pura automazione da sola produce purtroppo limitati miglioramenti.

4.2.2 - Hybrid Assistive Limb

L'Hybrid Assistive Limb (HAL), ovvero Arto Assistivo Ibrido, è un esoscheletro indossabile progettato per amplificare le capacità fisiche dell'individuo e si adatta ad applicazioni differenti, come la riabilitazione, il supporto in lavori pesanti, assistenza al soccorso e anche intrattenimento. L'esoscheletro è stato sviluppato da Cyberdyne e dall'Università di Tsukuba, sulla base della ricerca condotta dal Professor Yoshiyuki Sankai dell'università stessa. È stato poi costruito in differenti versioni: per il supporto bilaterale delle gambe (HALBL), modello a gamba singola di HAL (HAL-SL) e giunto singolo HAL (HAL-SJ) per gomito e terapia articolare del ginocchio, oppure, il modello completo per tutto il corpo. La versione a singolo arto inferiore è stata realizzata per supportare nella camminata persone affette da emiplegia, mentre la versione full body ha come target principale individui paraplegici. Il dispositivo che assiste tutta la parte inferiore del corpo, invece, si presenta come strumento di assistenza alla deambulazione per anziani principalmente.

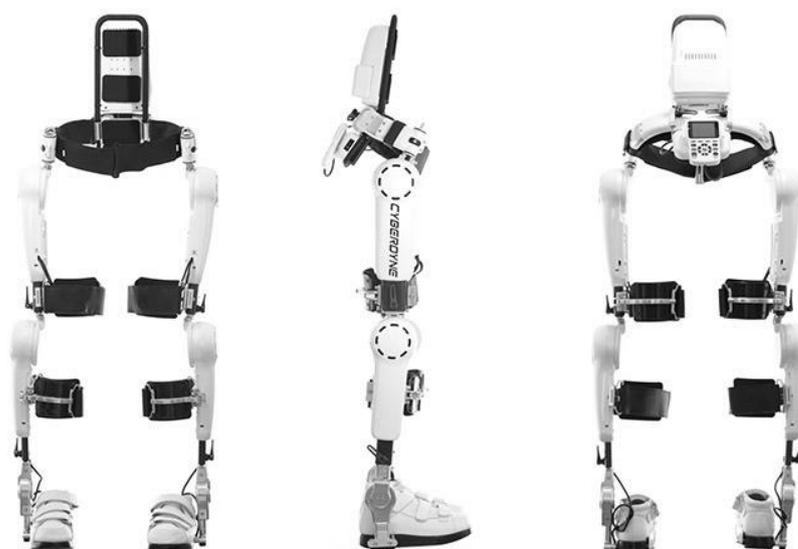


Figura 14 - Esoscheletro HAL per gli arti inferiori tratto da (38)

L'esoscheletro HAL per la parte inferiore del corpo, riportato in Figura 14, pesa circa 15 kg, mentre il modello full body ne pesa circa 23. È dotato di batterie per l'alimentazione che permettono un'autonomia di circa due ore e mezza. Gli attuatori di anca e ginocchio si affidano ad un servo motore in corrente continua e ad ingranaggi dell'Harmonic Drive, mentre il giunto della caviglia è controllato passivamente. L'unità di controllo dell'esoscheletro viene conservata all'interno di uno zaino trasportato dall'utilizzatore. Quest'unità utilizza un sistema operativo Linux e comunica con un computer di monitoraggio remoto tramite connessione wireless LAN (Local Area Network). I meccanismi di attuazione del dispositivo assistivo sono basate su segnali elettromiografici di superficie (sEMG). Tramite un elettrodo di superficie attaccato alla

pelle, il sistema può individuare i movimenti dell'utilizzatore. Il controllo posizione dell'esoscheletro è di tipo Proporzionale-Derivativo e si esegue attraverso il monitoraggio dell'elettromiografia e del modello dell'andatura sviluppati dal paziente, tramite un sistema ibrido che viene definito "sistema volontario di controllo cibernetico". Per meglio comprendere il funzionamento del sistema di controllo, si prende come esempio il movimento compiuto nella salire le scale. Questo movimento viene suddiviso in cinque fasi: sollevamento della gamba, rafforzamento, propensione in avanti, si alza la gamba posteriore, si erge il busto. La transizione allo stadio seguente è attuata quando il centro di gravità misurato e gli angoli delle giunture raggiungono un valore prestabilito. Ogni fase ha una traiettoria predefinita per tutti i giunti presenti nell'esoscheletro. L'inconveniente di questo sistema di controllo, però, è che richiede un processo di adattamento e aggiustamento allo specifico utente, il quale può richiedere anche due mesi. Ciò risulta impraticabile e inaccettabile per una terapia riabilitativa. La tuta HAL, inoltre, utilizza segnali elettromiografici anche per fornire l'alimentazione; ciò può rendere difficile ai pazienti emiplegici l'utilizzo dei loro stessi muscoli per le normali attività. Questo potrebbe comportare instabilità, conseguentemente alla diminuzione della lunghezza del passo e della velocità di andatura. Finora, però, risulta essere il miglior esoscheletro per lo svolgimento delle attività della normale routine.

L'HAL è stato usato per condurre test clinici in differenti ospedali in Giappone. Uno studio condotto su sedici pazienti, di cui 12 necessitavano di supervisione durante la deambulazione e 4 di assistenza nella camminata, ha mostrato che l'utilizzo dell'esoscheletro ha incrementato la lunghezza della falcata e la velocità di andatura solo nel 25% dei pazienti. È stato, inoltre, appurato l'aumento dell'indice di costo fisiologico in 12 dei 16 pazienti. Di conseguenza, questo esoscheletro non produce miglioramenti in tutti i pazienti emiplegici, sebbene può incrementare la velocità di andatura e migliorare le capacità di camminata.

4.2.3 - ReWalk

ReWalk è un esoscheletro alimentato indossabile prodotto dalla Argo Medical Technologies Inc. che può essere utilizzato per la riabilitazione alla camminata. L'esoscheletro ReWalk ha movimenti dell'anca e del ginocchio alimentati sul piano sagittale che consentono a persone con disabilità degli arti inferiori, inclusa la paraplegia come risultato della lesione del midollo spinale (SCI), di restare in piedi da soli, camminare e salire e scendere le scale.

Come si vede in Figura 15, si compone di una tuta di supporto leggera e indossabile, che integra i motori a corrente continua nei giunti e una serie di sensori. Esso, inoltre, è dotato di un piccolo zainetto all'interno del quale è disposto il pacco batterie e il computer che permetterà agli utenti di scegliere le diverse configurazioni di movimento. Il sistema prevede però l'utilizzo di stampelle per bilanciare il corpo dell'utilizzatore, questo perché ReWalk è un sistema quasi-robotico; ovvero sfrutta programmi preimpostati (memorizzati nel computer) per i vari movimenti che vengono di volta in

volta richiamati tramite il telecomando agganciato al polso. Il suo utilizzo, come testimonia anche la casa produttrice, rimane dunque vincolato a chi ha pieno controllo degli arti superiori e non presenta malattie come l'osteoporosi o cardiovascolari in generale.

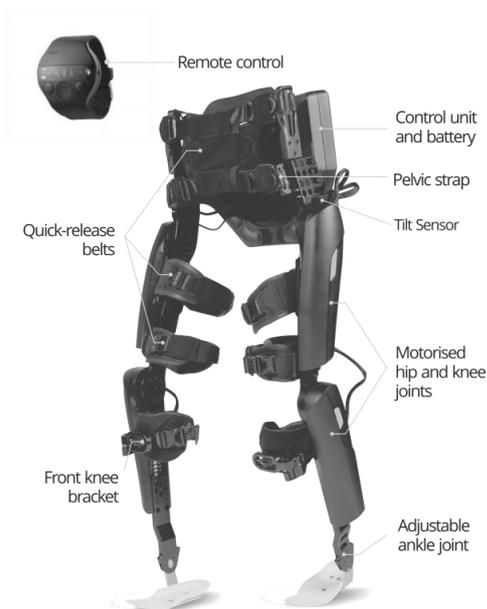


Figura 15 - Esoscheletro ReWalk modificata da (39)

Le batterie che alimentano il sistema sono ricaricabili: vengono utilizzate durante tutto il giorno e ricaricate nella notte. Il dispositivo è personalizzato e dimensionato per ciascun paziente. Nel complesso, l'esoscheletro pesa circa 23,3 kg: lo zaino contenente il computer e le batterie pesa circa 2,3 kg mentre le giunture robotiche per le gambe pesano circa 21 kg. Tale peso è considerato eccessivo dagli utenti e costituisce il principale fattore di disagio.

Al momento sono disponibili due modelli di questo esoscheletro, denominati rispettivamente Rewalk Rehabilitation e ReWalk Personal. Il primo è utilizzato dalle istituzioni mediche per la ricerca o la terapia ed è stato distribuito nei centri di riabilitazione in Europa, Israele e Stati Uniti dove verrà utilizzato sotto la supervisione di un operatore sanitario. Il secondo modello è destinato all'uso personale del paziente come sistema di assistenza.

4.2.4 - Exoskeleton Lower Extremity Gait System

Ekso Bionics (in precedenza Berkeley Bionics) è un'azienda nordamericana che originariamente sviluppò esoscheletri per uso militare. Nell'ottobre 2010 hanno presentato una versione di riabilitazione chiamata eLEGS, sigla che sta per Exoskeleton

Lower Extremity Gait System ovvero sistema esoscheletrico di andatura degli arti inferiori. eLEGS è un esoscheletro alimentato idraulicamente e consente ai paraplegici di stare in piedi e camminare con le stampelle o un deambulatore. L'interfaccia del computer utilizza sensori di forza e movimento per monitorare i gesti e il movimento dell'utente e utilizza queste informazioni per interpretare l'intento dell'utente e tradurlo in azione. Gli utenti possono indossare e togliere il dispositivo da soli e camminare, girare, sedersi e alzarsi da soli.



Figura 16 - Exoskeleton Lower Extremity Gait System tratto da (40)

Nel 2011 questo dispositivo è stato ribattezzato Ekso. Ekso pesa circa 20 kg e ha una velocità massima di 3,2 km / h con una durata della batteria di 6 ore. Può eseguire operazioni sit-to-stand e stand-to-sit, stare in piedi per un lungo periodo di tempo e camminare in linea retta. Ekso è attualmente in fase di sviluppo per diventare più leggero e più adattabile. Gli studi clinici sono in corso nei centri di riabilitazione negli Stati Uniti.

Il dispositivo può essere comandato da un'interfaccia utente in grado di controllare il dispositivo passo dopo passo. In Figura 17 è raffigurata una foto di Ekso.



Figura 17 - Esoscheletro eLEGS tratto da (41)

Nel 2013 è stata rilasciata la nuova generazione di Ekso GT con il software intelligente Variable Assist. È l'unico esoscheletro disponibile per gli istituti di riabilitazione in grado di fornire quantità adattive di potenza ad entrambi i lati del corpo del paziente, sfidando il paziente mentre progredisce attraverso il programma di cura. La tecnologia brevettata della tuta offre la possibilità di mobilitare i pazienti prima, più frequentemente e con un numero maggiore di passaggi ad alta intensità.

Il 1 aprile 2016 la FDA (ossia Food And Drug Administration) ha autorizzato Ekso GT ad essere utilizzato con pazienti con ictus e pazienti con lesioni del midollo spinale fino al livello C7. Sono la prima e unica azienda a fornire un esoscheletro riabilitativo per la popolazione colpita da ictus.

Nel 2017, infine, Ekso Bionics ha rilasciato il software SmartAssist™ negli Stati Uniti, un aggiornamento del software Variable Assist™. Questo nuovo programma consente di svolgere attività pre-camminata oltre all'addestramento dell'andatura e alle tecniche avanzate di allenamento della deambulazione. L'aggiornamento del software includeva anche aggiornamenti per facilità d'uso e per tenere traccia delle impostazioni di ogni paziente tramite un numero ID specifico del paziente. Ekso Bionics ha anche lanciato Ekso Pulse che è un modo per monitorare meticolosamente la progressione di un paziente nel corso del loro trattamento di riabilitazione attraverso un portale online sul sito web di Ekso Bionics.

4.2.5 – L'esoscheletro di Vanderbilt

L'esoscheletro di Vanderbilt è un prototipo sviluppato presso l'Università di Vanderbilt (Tennessee, Stati Uniti) nel Centro per la mecatronica intelligente. Il dispositivo pesa circa 12 kg e, come altri esoscheletri robotici discussi in precedenza, le uniche articolazioni azionate sono l'anca e il ginocchio. Il supporto della caviglia e del piede non sono presenti sul dispositivo e deve essere usato con un'ortosi esterna che collega piede e caviglia. Il dispositivo è alimentato da motori DC brushless attraverso

una riduzione dell'ingranaggio 24: 1, che fornisce una coppia continua massima di 12 Nm per le articolazione di anca e caviglia. Inoltre, i motori presenti nel ginocchio sono dotati di freni elettromeccanici che ne bloccano le articolazioni in caso di interruzione di corrente. I potenziometri sono utilizzati come sensori di posizione angolari. Una batteria ai polimeri di litio da 29,6 VDD e 3,9 Ah presenta un'autonomia di un'ora per la marcia continua con il dispositivo alla velocità di 0,8 km / h.

Il controllo dell'ortesi si basa su informazioni posturali misurate sul dispositivo tramite sensori, consentendo così all'utente di controllare autonomamente il dispositivo in modo sicuro, affidabile e intuitivo.

Il dispositivo è modulare e diviso in tre pezzi, il che rende facile indossarlo o toglierlo, anche se l'utente è su una sedia a rotelle. Esso, inoltre, può supportare persone con un peso fino a 91 kg. In Figura 18 viene mostrata un'immagine dell'esoscheletro di Vanderbilt.



Figura 18 - L'esoscheletro di Vanderbilt tratto da (42)

Nell'ottobre 2012 la Vanderbilt University ha firmato un accordo esclusivo con Parker Hannifin Corporation per ulteriori sviluppi e commercializzazione. Parker ha nominato l'esoscheletro come Indego e sta pianificando di rilasciare una versione sul mercato nel 2014. Ad oggi, Indego non ha ancora l'approvazione della FDA e non è attualmente disponibile per il marketing.

L'esoscheletro di Vanderbilt è stato sviluppato per fornire assistenza all'andamento della popolazione colpita da ictus e midollo spinale (SCI). Le valutazioni cliniche hanno convalidato la sua capacità di ripristinare la mobilità alle persone con mobilità ridotta, incluse le seguenti funzionalità: camminare, stare in piedi, stare seduti, salire e scendere le scale. Questo esoscheletro permette, inoltre, di utilizzare la

stimolazione elettrica funzionale (FES) in combinazione con l'assistenza robotica. Ciò consente all'utente di utilizzare i muscoli in parallelo con il robot durante la deambulazione, il che migliora i benefici fisiologici per l'utente e riduce il consumo energetico del robot.

4.2.6 – Esoscheletro Phoenix

Anche l'Italia è presente tra i Paesi produttori di questi dispositivi robotici. Phoenix è l'ultimo esoscheletro arrivato. Prodotto dall'azienda romana Mes in collaborazione con la statunitense US Bionics e altri partner minori, esso ha l'obiettivo di abbattere i costi finora eccessivi della tecnica. Il prezzo si aggira infatti attorno ai 40mila dollari, cifra rilevante ma comunque inferiore alla media dei prodotti già approvati dalla FDA americana. Anche il peso è ridotto rispetto alla media, attestandosi sui 12 chili. Similmente ai precedenti, Phoenix ridà la possibilità di camminare autonomamente a chi ha problemi di deambulazione a causa di patologie o traumi, attraverso un dispositivo a basso impatto fisico e visivo.



Figura 19 - L'esoscheletro Phoenix tratto da (43)

Phoenix, visibile in Figura 19, è un sistema assistivo semi-attivo a due gradi di libertà per gamba che si basa su un 'modulo anca' ed un 'modulo ginocchio' atti a riprodurre il cammino. E' facilmente indossabile e regolabile sull'utente grazie alla struttura modulare costituita dal torso accoppiabile, all'altezza delle due anche motorizzate, ai moduli gamba per mezzo di opportune interfacce meccaniche. Risulta essere, inoltre, leggero e quindi permette di muoversi agilmente. L'esoscheletro consente di passare dalla posizione seduta alla posizione eretta e viceversa, di camminare ad una velocità che oscilla tra 0,25 e 0,5 m/s e di porsi alla guida di veicoli: tutto ciò avviene in completa autonomia e tramite il controllo effettuato dall'utente per mezzo di un dispositivo wireless.

4.3 – Esoscheletri militari

Un altro settore industriale degli esoscheletri, e forse anche il più dinamico, è rappresentato dalla robotica indossabile per le forze armate. È d'obbligo ricordare, come già espresso in precedenza, che l'ambito originario e preminente in cui questa tecnologia può trovare massima espressione è appunto quello militare. Negli ultimi dieci anni i centri di ricerca di Stati Uniti, Cina, Canada, Corea del Sud, Gran Bretagna, Russia, Australia e altre ancora segrete, hanno sviluppato e testato numerosi dispositivi per aumentare il potenziale individuale del soldato. Questi, infatti, hanno l'intento di aumentare la forza e la resistenza dei soldati, rendendoli in grado di trasportare elevati carichi, camminare per lunghe distanze e soccorrere gli alleati feriti approfondendo il minimo sforzo metabolico. Le tecnologie di questo tipo, seppur ancora in forma prototipale, sono state promosse principalmente dalla DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency), un'agenzia statunitense responsabile per lo sviluppo di nuove tecnologie ad uso militare, e di alcune si tratterà in seguito.

Dal momento che nella sezione precedente si è parlato di esoscheletri per uso medico-riabilitativo, è interessante far notare alcune somiglianze e differenze tra gli stessi dispositivi, ma adoperati in ambiti differenti. Innanzitutto si nota come entrambi i dispositivi abbiano avuto pressappoco lo stesso sviluppo nel corso dei decenni, facilmente esplicabile dalla continua ricerca e dal progressivo sviluppo tecnologico generale. In secondo luogo, i dispositivi affrontano essenzialmente sfide comuni. Sicuramente, l'esoscheletro deve essere comodo e facile da integrare con le attrezzature già esistenti. D'altra parte, però, l'esoscheletro deve essere affidabile e molto durevole. Si notano però anche alcune differenze. Una delle più evidenti è che negli esoscheletri per la riabilitazione gli attuatori sono collocati lateralmente agli arti, mentre in quelli militari sono posizionati nella parte anteriore o posteriore del corpo.

Prima di presentare alcuni esempi di esoscheletri militari, è opportuno suddividerli in quattro gruppi:

- Esoscheletri militari a corpo intero. In questa categoria possono essere inclusi l'HULC (Human Universal Load Carrier) sviluppato da Ekso Bionics e Lockheed Martin e l'XOS2 di Sarcos-Raytheon. Questi due dispositivi sono di grandi dimensioni, presentano numerosi attuatori e hanno un controllo di potenza complesso. Inoltre, il consumo di energia e l'autonomia (si richiede loro di lavorare diverse ore senza ricaricare) è un problema ancora irrisolto.

- Esoscheletri militari per la parte inferiore del corpo. Questa categoria di esoscheletri fornisce assistenza alle estremità inferiori, entrambe le gambe o solo una. Qui vari centri di ricerca e aziende lavorano nello sviluppo di questo tipo di esoscheletri: ExoClimber e ExoHiker prodotti dalla Ekso Bionics, Bleex, Web Warrior di Ekso Bionics and Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA) sviluppa

una exosuit universale per ginocchio, ExoAtlet R di ExoAtlet, Hercule R di RB3D, tuta per operazioni cinetiche di B-Temia con Revision Military, eccetera.

- Esoscheletri militari passivi. Gli esoscheletri militari passivi non presentano attuatori, batterie o componenti elettronici. In questa categoria troviamo gli esoscheletri sviluppati dal 20KTS +: il Marine Mojo che è sviluppato per assorbire lo shock e le vibrazioni per personale militare su una piccola e veloce barca di pattuglia e Terra Mojo.

- Esoscheletri militari per il recupero di energia. Questo è un gruppo di esoscheletri non alimentati che raccolgono energia dall'utente (soldati) per caricare le batterie o offrire direttamente l'alimentazione per i dispositivi elettronici (ad esempio i dispositivi di comunicazione). Esso interviene in aiuto dei soldati che hanno bisogno di caricare le batterie dei dispositivi elettronici per diverse ore. Con questa soluzione, la quantità di batterie e nello stesso tempo il peso totale del carico può essere ridotto. Qualche esempio di questo tipo di esoscheletri sono: PowerWalk R di Bionic Power e SPARKR da SpringActive.

Nonostante siano tutti progetti interessanti, per ovvie ragioni di brevità e pertinenza, si tratterà nel dettaglio solo di alcuni dei dispositivi sopra menzionati.

4.3.1 - Hardiman

Nei primi anni '60, il Dipartimento della Difesa degli Stati Uniti esprime interesse per lo sviluppo di un amplificatore umano, un'armatura potenziata in grado di aumentare le capacità di sollevamento e trasporto dei soldati. Nel 1962, l'Air Force fece studiare al Cornell Aeronautical Laboratory la possibilità di utilizzare un sistema robotico master-slave come amplificatore per l'individuo. In un lavoro successivo, Cornell ha determinato che un esoscheletro, una struttura esterna avente la forma del corpo umano che ha molti meno gradi di libertà di un essere umano, potrebbe svolgere i compiti più desiderati. Dal 1960 al 1971, la General Electric ha sviluppato e testato, in collaborazione con le Forze Armate americane, un prototipo di un sistema master-slave chiamato Hardiman il quale può essere considerato il primo vero esoscheletro nel senso di essere una macchina mobile integrata con i movimenti umani. In realtà, l'Hardiman era un insieme di esoscheletri sovrapposti indossati da un operatore umano. L'esoscheletro esterno (lo slave) seguiva i movimenti dell'esoscheletro interno (il master), il quale, a sua volta, seguiva i movimenti eseguiti dall'operatore umano. Alimentato dall'idraulica e dall'elettricità, l'esoscheletro permetteva di amplificare la forza dell'utente di un fattore di 25, così che sollevare 25 chilogrammi era facile come sollevare un chilogrammo. Una funzione di retroazione della forza, inoltre, permetteva a chi lo indossa di sentire le forze e gli oggetti manipolati.

Mentre l'idea generale sembrava promettente, l'Hardiman aveva grossi limiti. Era poco pratico, grazie al suo peso di 680 chilogrammi ed alle sue ingombranti dimensioni

come si può vedere in Figura 20. Un altro problema era lo stesso sistema master-slave su cui si basava il progetto. Questo struttura su più livelli fisici può funzionare correttamente, ma risponde sicuramente più lentamente di un singolo livello fisico. Quando l'obiettivo è il miglioramento fisico, il tempo di risposta è importante. La sua lenta velocità di cammino di 0,76 metri al secondo ha ulteriormente limitato gli usi pratici.

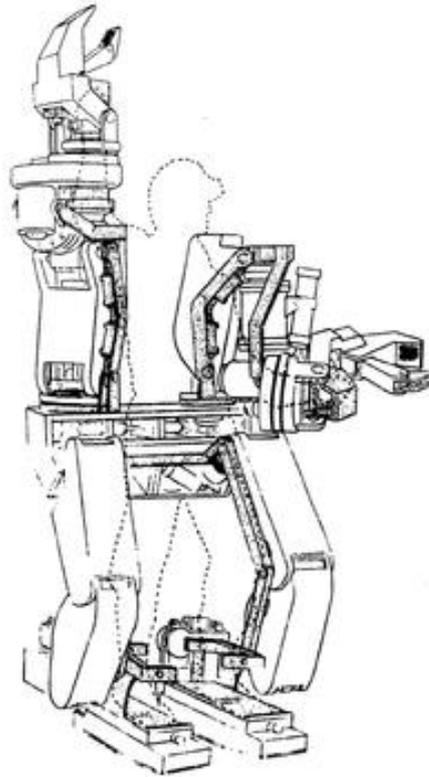


Figura 20 - Esoscheletro Hardiman tratto da (44)

Il progetto non ha avuto successo. Qualsiasi tentativo di usare l'esoscheletro completo ha provocato un violento movimento incontrollato e, di conseguenza, non è mai stato testato con un essere umano al suo interno.

Ulteriori ricerche si sono concentrate su un braccio, riportato a titolo di esempio visivo in Figura 21. Sebbene potesse sollevare il carico specificato di 340 kg, pesava tre quarti di tonnellata, poco più del doppio del carico sollevabile. Senza far lavorare tutti i componenti, gli usi pratici del progetto Hardiman erano limitati.

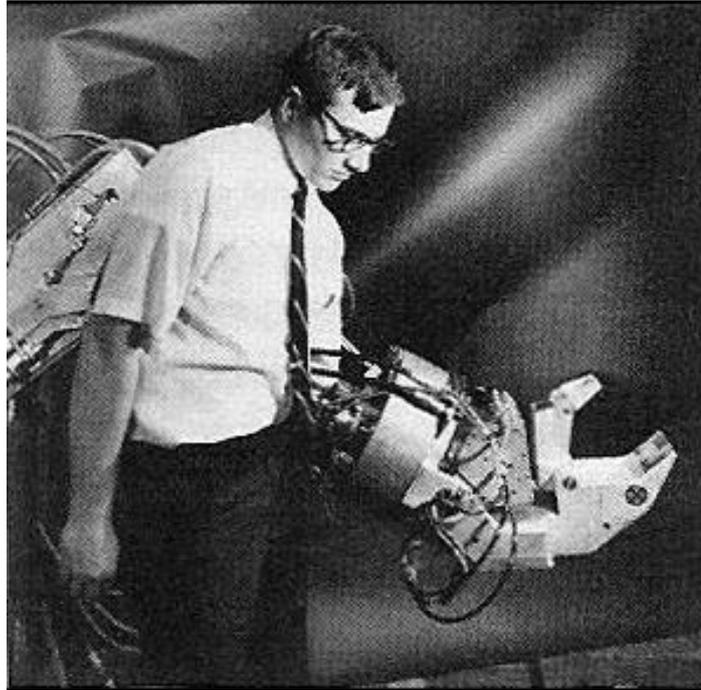


Figura 21 - Braccio dell'Hardiman tratto da (45)

4.3.2 - Esoscheletri militari realizzati dalla Ekso Bionics

La Ekso Bionics, compagnia fondata nel 2005 col nome Berkeley ExoWorks, oltre ad esoscheletri alimentati per l'industria e la riabilitazione, ha realizzato fin dai suoi albori esoscheletri militari. I primi dispositivi di questo tipo introdotti furono l'ExoHiker e l'ExoClimber, entrambi aventi l'obiettivo di trasportare elevati carichi durante lunghe missioni. Questa compagnia è stata in seguito l'originaria sviluppatrice dell'esoscheletro HULC, attualmente in progettazione presso la Lockheed Martin, di cui però parleremo in seguito.

Per quanto riguarda l'esoscheletro ExoHiker, visibile in Figura 22, esso fu il primo dispositivo robotico alimentato indossabile creato dal team di Berkeley e fu il primo esoscheletro umano al mondo capace di rigorose valutazioni dell'utente come dispositivo di carico.



Figura 22 - Esoscheletro ExoHiker tratto da (46)

È stato progettato per trasportare zaini pesanti durante lunghe missioni con piccole variazioni di altitudine. Pesa solo 14,5 kg, inclusi un'unità di alimentazione e un computer di bordo. La sua capacità di carico utile è di 90 kg, mentre chi lo indossa avverte un carico trascurabile. Il rumore prodotto durante l'utilizzo di questo dispositivo, inoltre, è impercettibile.

Una versione di produzione di un tale esoscheletro sarebbe in grado di percorrere 68 km con mezzo chilogrammo di batterie al polimero di litio, a una velocità media di 4,0 km / h e mentre trasporta uno zaino da 68 kg. Quando integrato con un piccolo pannello solare, il tempo di missione potrebbe essere illimitato. L'ExoHiker è regolabile per adattarsi alle persone di altezza variabile da circa 1,65 m a 1.91 m. È possibile accedere a tutte le regolazioni del controllo dall'utente tramite un semplice display palmare a cristalli liquidi (LCD) dotato di un sistema di interfaccia grafica con l'utente. Questo esoscheletro è stato messo alla prova con ottimi risultati dal Special Operations

Research Support Element su sentieri nelle Montagne Rocciose e nel laboratorio del Natick Soldier Systems Center.

L'altro ottimo risultato nel campo della robotica indossabile per il trasporto di carichi elevati raggiunto dal team di Berkeley fu l'ExoClimber. Questo esoscheletro alimentato fu progettato per consentire una rapida risalita di scale e pendii ripidi, fornendo al tempo stesso i 90 kg di capacità di carico utile a lungo termine dell'ExoHiker. Come si può vedere anche dalla Figura 23, l'ExoClimber è molto simile all'esoscheletro ExoHiker, ma, a differenza di quest'ultimo, pesa 23 kg inclusa la fonte di energia e il computer di bordo ed è molto più rumoroso. In tutte le situazioni eccetto nell'affrontare ripidi pendii ascendenti, richiede l'utilizzo delle stesse batterie del dispositivo ExoHiker. Durante una salita ripida, infatti, l'ExoClimber è in grado di salire, mentre porta uno zaino da 68 kg, 300 m di dislivello aggiungendo un'ulteriore batteria da mezzo chilogrammo.

Questo esoscheletro è stato valutato dalla Special Operations Research Support Element sui tortuosi sentieri nelle Montagne Rocciose e nel laboratorio del Natick Soldier Systems Center. La valutazione includeva l'escursionismo sulla neve con e senza scarpe da neve. Il risultato del rapporto è stato estremamente favorevole e, per di più, durante la sperimentazione, è stato possibile aumentare del 900% la distanza percorsa da un operatore con un carico da 45 kg utilizzando l'ExoClimber.



Figura 23 - Esoscheletro ExoClimber tratto da (46)

Il recente sistema esoscheletrico della Ekso Bionics possiede attualmente due caratteristiche indipendenti: aumenta la capacità di carico utile massimo da 68 a 90 kg e diminuisce la spesa metabolica dell'utilizzatore. Durante alcune valutazioni preliminari tra la fine del 2006 e l'inizio del 2007, è stato possibile notare che il consumo di ossigeno degli utenti che camminavano a una velocità di 3,2 km/h e senza trasportare un carico utile, erano diminuiti del 5% -12% quando si utilizzava l'ultima versione dell'esoscheletro. Quando gli utenti trasportavano un carico, invece, l'effetto positivo è stato più evidente. Il consumo di ossigeno, alla stessa velocità precedentemente imposta ma trasportando un carico di 37 kg, è stato ridotto di circa il 15%. È doveroso, infine, far notare che l'ExoCLimber è il primo esoscheletro al mondo che ha dimostrato una diminuzione del consumo di ossigeno da parte dell'utilizzatore.

4.3.3 - MARINE MOJO

Si è parlato finora di esoscheletri alimentati per tutto il corpo o solo per gli arti inferiori. Risulta opportuno presentare un esempio di esoscheletro passivo, ovvero una struttura robotica esterna che non presenta batterie, attuatori o componenti elettronici di alcun tipo. Tra gli esoscheletri militari passivi, merita menzione quello che, negli ultimi anni, la società Twenty Knots Plus (20KTS +) sta sviluppando: il Marine Mojo, visibile in Figura 24.



Figura 24 - Esoscheletro passivo Marine Mojo tratto da (47)

Il Marine Mojo è un esoscheletro passivo, a singola attività, in grado di assorbire le forze verticali sulle ginocchia causate dagli urti e le vibrazioni a cui sono sottoposti i soldati quando stanno in piedi su piccole imbarcazioni veloci. Questi tipi di motoscafi

sono spesso utilizzati dalle Forze Armate, dalla Guardia Costiera, dalla Polizia e dagli enti governativi per sorvegliare baie e fiumi. Ai militari impiegati su queste motovedette, è spesso richiesto di restare a bordo in piedi per la maggior parte della durata della missione e questo è causa di notevole affaticamento, se non addirittura lesioni, alle ginocchia. Il Marine Mojo, assorbendo la maggior parte dello stress, riduce considerevolmente l'affaticamento muscolare e quindi anche la probabilità di infortuni, ma aumenta al tempo stesso la vigilanza dell'equipaggio sulle motovedette.

Il Marine Mojo non è un esoscheletro di nuova creazione, bensì è un'iterazione dello Ski ~ Mojo, un dispositivo in grado di fornire assistenza agli arti inferiori durante la discesa con gli sci. Il team di progettazione di 20KTS+ sta quindi adattando un design collaudato ad un ambiente differente che conosce alla perfezione e questo è sicuramente rassicurante dal punto di vista del reale beneficio ricavabile. L'intero dispositivo pesa solo 1 kg e, non necessitando di sensori o motori, è più economico da produrre, possedere e mantenere. L'esoscheletro non ha la sua pedana, ma si collega invece agli equipaggiamenti standard del marinaio in modo simile alla vecchia connessione dello Ski ~ Mojo agli scarponi da sci.

4.3.4 - HULC

L'HULC è un esoscheletro antropomorfo completamente indipendente, alimentato idraulicamente, che offre agli utenti la possibilità di trasportare carichi da 91 kg per lunghi periodi di tempo e su tutti i terreni. Originariamente sviluppato da Berkeley Bionics, dal 2009, la licenza del suo progetto è di proprietà della Lockheed Martin.



Figura 25 - Esoscheletro HULC tratto da (48)

Il design antropomorfo di questo esoscheletro, apprezzabile in Figura 25, è in titanio e permette di trasferire direttamente a terra il peso del carico attraverso le scarpe. Ciò garantisce che il peso non gravi sul corpo del soldato, riducendo sensibilmente la possibilità che si verifichino lesioni muscolo-scheletriche. Al tempo stesso, è senza cavi e abbastanza flessibile da consentire l'accovacciamento, la scansione e il sollevamento della parte superiore del corpo dell'utente. Ciò fornisce la completa libertà di movimento per il soldato.

L'esoscheletro non richiede alcun meccanismo di controllo esterno poiché è supportato da un microcomputer a scheda singola installato all'interno di una custodia sigillata. Vengono così eliminati joystick o altri controller di cui spesso sono dotati gli esoscheletri. Il computer dell'HULC, invece, è in grado di rilevare i requisiti dell'utente e adattarsi alla situazione di conseguenza, è anch'esso flessibile ed espandibile. Un'ulteriore punto di forza risulta essere il fatto che il calore prodotto da tutti i componenti elettronici viene assorbito dagli attuatori, eliminando così la necessità di ingombranti e pesanti ventilatori. Il sistema idraulico, invece, utilizza fluido standard ad alta pressione.

L'esoscheletro HULC funziona principalmente con batterie ai polimeri di litio. La funzione di risparmio energetico consente al sistema di supportare il carico massimo anche quando la carica della batteria è bassa. In condizioni normali e su terreno pianeggiante, tali batterie permettono al soldato di muoversi con addosso l'esoscheletro per 20 km ad una velocità media di 4 km/h. In condizioni particolari, esso può raggiungere picchi di velocità di 16 km/h per brevi tratti. In caso di missioni di lunga durata, l'esoscheletro permette l'utilizzo e il trasporto di batterie ricaricabili in modo tale da permettere al soldato di essere operativo per maggiore tempo. Nel gennaio 2010, però, la Lockheed Martin ha sancito un contratto con la Protonex Technology per lo sviluppo di un sistema di alimentazione a celle a combustibile in grado di aumentare l'autonomia fino a 72 ore che è ancora in fase di sviluppo.

Il sistema pesa 24 kg senza batterie e il design è regolabile per soddisfare gli utenti con un'altezza compresa tra 1,58 e 1,95 m. Inoltre, è costituito di componenti modulari che possono essere rimossi velocemente o scambiati in base alla necessità del momento. Come si può vedere infatti in Figura 26, ad esempio, il soldato in questo caso ha montato un sostegno dorsale che gli permettesse di trasportare frontalmente un colpo di mortaio.



Figura 26 - Esoscheletro HULC adattato al trasporto di carichi frontali tratto da (48)

Secondo il contratto stipulato dalla Lockheed Martin con la Difesa Americana, il Natick Soldier Centre ha testato l'HULC per verificare il suo effetto sulle prestazioni del soldato, l'energia spesa durante l'utilizzo e l'adattabilità del sistema al trasporto di diversi carichi e a varie velocità. Il contratto ha anche previsto la possibilità di prove sul campo del sistema. Dopo che Lockheed Martin ha aggiornato il sistema, rinforzandolo per garantire flessibilità e idoneità a diversi utenti, esso è stato sottoposto a prove biomeccaniche, dinamiche e test ambientali.

Il test hanno evidenziato l'effettiva diminuzione del costo metabolico dell'utente e la sostenibilità del sistema nelle diverse condizioni ambientali.

4.3.4 - XOS 2 di Raytheon Sarcos

L'Agenzia della Difesa per la ricerca avanzata degli Stati Uniti (DARPA) ha avviato lo sviluppo degli esoscheletri nel 2001 sotto il programma Exoskeletons for Human Performance Augmentation, ovvero esoscheletri per aumento delle performance umane. L'agenzia ha finanziato 50 milioni di dollari per vari partecipanti nell'ambito del programma quinquennale. Tuttavia, solo due di loro sono stati attivi nello sviluppo dei prototipi di esoscheletro per l'esercito americano: la Lockheed Martin con l'esoscheletro HULC di cui si è parlato nel paragrafo precedente e la Sarcos Research con XOS.

L'esoscheletro XOS è stato originariamente sviluppato come Wearable Energetically Autonomous Robot (WEAR) dalla Sarcos Research di Salt Lake City, ovvero come robot indossabile energeticamente autonomo. Lo sviluppo del robot biomeccanico è stato avviato nel 2000, ma la società, fondata nel 1983, è stata poi acquistata dall'imprenditore della Difesa Raytheon nel novembre 2007 e questi ha fornito ulteriori fondi per la ricerca. Si è arrivati così l'anno successivo alla presentazione del prototipo di XOS 1: WEAR. Nel 2010, invece, è stato fatto un'ulteriore passo avanti nel campo degli esoscheletri indossabili per il potenziamento delle capacità umane: la Raytheon ha presentato il nuovo XOS 2, integralmente visibile in Figura 27.



Figura 27 - Esoscheletro XOS 2 tratto da (49)

La tuta robotica XOS 2 aumenta la forza umana, l'agilità e la resistenza del soldato al suo interno ed è stata progettata per supportare i militari nelle numerose sfide logistiche affrontate sia dentro sia fuori dal campo di battaglia. Essa è più leggera, più veloce e più forte del prototipo XOS 1 originale, ma usa la metà della potenza. Offre inoltre maggiore manovrabilità e agilità rispetto alla versione precedente ed è, allo stesso tempo, più resistente alle sfide ambientali.

L'esoscheletro, che dovrebbe pesare circa 95 kg, è alimentato da un motore a combustione interna e la potenza fornita agli arti è dovuta all'impianto idraulico ad alta pressione piuttosto che a quello elettrico e alle batterie agli ioni di litio ad alta densità energetica. Il prototipo, infatti, è collegato alla fonte di energia idraulica da un filo. Il

motore aziona gli attuatori idraulici mentre i vari sensori equipaggiati specificano la posizione e la forza richiesta. Tali sensori inviano poi segnali ai processori del computer, alloggiati nella cintura dell'esoscheletro, tramite un cavo Ethernet. In questo modo, tramite l'energia idraulica pressurizzata, gli attuatori erogano circa 200 kg di forza per centimetro quadrato mentre il soldato è in grado di sollevare circa 25 kg con ciascun braccio. Attualmente, l'esoscheletro è vincolato all'alimentazione e questo limita significativamente il potenziale di utilizzo. Raytheon si aspetta che il consumo di energia si possa ridurre di un ulteriore 60% rispetto a quello di XOS 1 affinché la tuta sia impiegabile in forma non vincolata all'alimentazione e, per questo motivo, sta progettando di sviluppare uno zaino per il trasporto del carburante, dotato di servo sistemi idraulici personalizzati, che sia anche in grado di garantire un'autonomia di circa otto ore. Questo permetterà la mobilità e l'impiego dell'esoscheletro sul campo di battaglia. In quest'ottica, si spiega l'utilizzo dell'idraulica come fonte di alimentazione al posto delle batterie agli ioni di litio: essa infatti elimina i rischi di rottura ed esplosione.

Il soldato che indossa l'esoscheletro può camminare e correre molto agilmente, ma è anche in grado di sollevare fino a 90 kg per diverse ore al giorno senza sentire alcuno sforzo. Come si può vedere, infatti, in Figura 28, il militare può anche eseguire dei piegamenti sulle braccia avendo sulle schiena uno zaino carico e senza alcuno sforzo.



Figura 28 - Esoscheletro XOS 2 in azione tratto da (50)

Queste caratteristiche si ricollegano all'attuale scopo per cui viene utilizzato l'XOS 2: il supporto alle attività logistiche svolte dalle Forze Armate. I militari, infatti, sono soggetti al sollevamento continuo di oggetti pesanti e questo, a lungo andare, può comportare lesioni ortopediche e non solo. L'esoscheletro alimentato alleggerirà così i problemi logistici e ridurrà il numero di infortuni patiti nello svolgimento di queste attività sia in teatro operativo sia fuori.

4.3.5 - BLEEX

L'Agenzia per la ricerca avanzata di difesa (DARPA) ha finanziato il progetto BLEEX nel 2000. Pochi anni dopo, nel 2004, il laboratorio di ingegneria umana e robotica di Berkeley ha progettato con successo il primo esoscheletro sperimentale in cui il pilota, cioè chi lo indossa, poteva sopportare un carico pesante, mentre percepiva solo un carico di qualche chilo.

L'obiettivo principale del progetto BLEEX di Berkeley è di creare un esoscheletro autoalimentato per migliorare la forza e la resistenza degli esseri umani che sia ergonomico, altamente manovrabile, meccanicamente robusto, leggero e resistente. Il primo prototipo di esoscheletro sperimentale, apprezzabile in Figura 29, è costituito da due gambe antropomorfe motorizzate, un'unità di alimentazione e una struttura simile a uno zaino su cui è possibile montare una varietà di carichi.



Figura 29 - Esoscheletro BLEEX tratto da (51)

Il principio alla base del sistema è che gli attuatori idraulici lineari aggiungono potenza alle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia, e quindi un motore a combustione interna fornisce la necessaria energia elettrica e meccanica per l'esoscheletro. Il dispositivo si collega poi rigidamente al pilota tramite il piede e, al fine di prevenire l'abrasione, in modo più conforme altrove. L'esoscheletro consente così ad una persona di accovacciarsi, piegarsi, dondolarsi da un lato all'altro, torcersi, camminare e correre su pendii ascendenti e discendenti, passare sopra e sotto ostacoli mentre si trasportano attrezzature e rifornimenti. Mentre indossa l'esoscheletro, l'utilizzatore può trasportare carichi significativi su distanze considerevoli senza ridurre

la sua agilità, aumentando così significativamente la sua efficacia fisica. Per risolvere i problemi di robustezza e affidabilità del campo, il sistema è progettato in modo tale che, nel caso in cui il dispositivo dovesse perdere energia (ad es. in seguito all'esaurimento del carburante), le gambe dell'esoscheletro possono essere rimosse facilmente e il dispositivo diventerebbe solo un normale zaino.

Il sistema esoscheletrico di Berkeley fornisce a soldati, soccorritori, personale per gli incendi boschivi e altro personale di emergenza la capacità di trasportare carichi importanti come cibo, attrezzature di soccorso, rifornimenti di pronto soccorso, attrezzature per le comunicazioni e armi con il minimo sforzo su qualsiasi tipo di terreno per estesi periodi di tempo. La visione del dispositivo è che fornirà una piattaforma di trasporto versatile per attrezzature mission-critical.

Il design dell'esoscheletro di Berkeley beneficia del vantaggio dell'unione tra l'intelletto umano e la forza dell'esoscheletro: l'individuo fornisce un sistema di controllo intelligente per l'esoscheletro, mentre gli attuatori robotici forniscono la maggior parte della forza necessaria per svolgere l'attività. Non c'è joystick, pulsante o tastiera per "guidare" il dispositivo; il pilota diventa parte integrante dell'esoscheletro mentre questi supporta la maggior parte del carico durante la deambulazione. L'algoritmo di controllo assicura che l'esoscheletro si muova di concerto con il pilota con una forza di interazione minima tra i due. Lo schema di controllo non richiede misurazioni dirette dall'uomo o dall'interfaccia uomo-macchina. Non è presente infatti alcun sensore di forza/coppia per rilevare l'interazione tra dispositivo e utente, bensì è presente solo il controller che, affidandosi a misurazioni ricevute dall'esoscheletro, stima come muoversi in modo che l'utilizzatore percepisca pochissimo sforzo. Questo nuovo schema di controllo è piuttosto elaborato, ma è un modo efficace e rapido per creare locomozione quando l'area di contatto tra chi la indossa e la macchina è imprevedibile.

Il codice di controllo appena descritto si trova all'interno di una LAN incorporata nel dispositivo. La piattaforma elettronica utilizza una topologia di rete ad anello sincrono ad alta velocità in cui diversi moduli elettronici possono risiedere in un anello. Ogni modulo è in comunicazione con diversi sensori e attuatori nelle immediate vicinanze. I dati raccolti da ciascun modulo sono codificati e trasmessi digitalmente a un computer attraverso l'anello. Questo è simile al modo in cui diversi computer su una LAN sono in grado di comunicare tra loro. L'elettronica dell'esoscheletro sperimentale ha tre anelli, in cui due di essi (associati a due gambe) comprendono cinque moduli. Il terzo anello può essere riferito ad un'interfaccia grafica utente (GUI) per il debug e l'acquisizione dei dati o utilizzato per ospitare altri dispositivi elettronici e di comunicazione che non sono collegati all'esoscheletro, ma che il pilota deve trasportare.

Il design del Lower Extremity Exoskeleton differisce da quello dei sistemi robotici convenzionali per due motivi: 1) il dispositivo si interfaccia con il suo operatore umano a livello fisico; e 2) il dispositivo richiede robustezza in condizioni operative e ambienti estremi. L'analisi clinica dell'andatura umana è stata utilizzata come base primaria per i

requisiti fisici dell'esoscheletro. Questi dati sono stati poi utilizzati per assicurare sufficiente flessibilità cinematica per consentire movimenti dinamici naturali. I dati sono stati inoltre applicati al progetto dell'architettura del dispositivo, dell'attuazione e dei sottosistemi di distribuzione di energia. I ricercatori hanno anche identificato i requisiti di mobilità del "caso peggiore", comprese le specifiche del carico utile, velocità necessaria e i parametri del terreno. Il team di Berkeley ha sviluppato un'architettura che è minimamente percepita da chi la indossa, ma offre al tempo stesso la massima assistenza alla locomozione.

Ogni sforzo è stato fatto per assicurare che l'esoscheletro sia energeticamente autonomo ed ricaricabile sul campo. Una sfida significativa nella progettazione dell'esoscheletro degli arti inferiori era lo sviluppo di un sistema di alimentazione e attuazione che soddisfacesse i suoi requisiti di potenza ed energia per una lunga missione. L'esoscheletro utilizza una piccola fonte di energia ibrida allo stato attuale dell'arte, che eroga energia idraulica per la locomozione e l'energia elettrica per il computer esoscheletrico. Il team di Berkeley sta però lavorando al progetto concentrandosi sulla miniaturizzazione dei componenti, sullo sviluppo di una fonte di energia più compatta, silenziosa e potente e su un controller più veloce e intelligente.

5 - Progettazione

L'obiettivo del presente lavoro è la progettazione del giunto del ginocchio di un esoscheletro alimentato che permetta di potenziare un soldato, garantendo ad esso la possibilità di trasportare un notevole carico sul dorso ma col minimo sforzo.

Prima di raggiungere questo obiettivo occorre innanzitutto effettuare un'analisi anatomica dell'essere umano in modo tale da poter meglio comprendere lo studio antropometrico generale dell'individuo. In questo modo, sarà poi possibile scegliere le caratteristiche fisiche che meglio rappresentano il generico militare e, in base ad esse, progettare il design dell'esoscheletro affinché le operazioni siano svolte in totale comfort e sicurezza.

In secondo luogo è doveroso esaminare gli esempi di esoscheletri alimentati per la parte inferiore del corpo che propone la letteratura al fine di valutare il reale carico trasportabile e la migliore tipologia di esoscheletro verso cui orientarsi.

In seguito, risulta fondamentale studiare prima il ciclo del passo normale e fisiologico di una persona sana e, poi, lo stesso ciclo con soggetto recante un carico sul dorso. Nel corso di tale studio sarà inoltre necessario individuare le fasi più critiche del ciclo di camminata e, in riferimento ad esse, verrà effettuata l'analisi statica dei carichi e la valutazione delle forze e coppie agenti. Questo permetterà, infine, di avere precise indicazioni circa la scelta degli attuatori da applicare ad ogni giunto.

In conclusione, sulla base delle considerazioni fatte, si procederà, tramite un'attenta analisi statica delle forze e coppie in atto nel particolare caso considerato, al design meccanico del giunto scelto e del suo sistema di attuazione.

5.1 – *Analisi anatomica dei giunti umani*

Lo studio anatomico dei giunti della parte inferiore del corpo umano è di fondamentale importanza per la realizzazione di un esoscheletro in grado di supportare e potenziare le capacità dell'individuo.

Per poter meglio descrivere e comprendere questi movimenti articolari, è necessario suddividere il corpo umano secondo tre piani disposti in un sistema di assi cartesiani come segue:

- Piano trasversale o assiale, è il piano X-Y che passa per il baricentro del corpo umano e divide la parte superiore da quella inferiore (riportato in verde in Figura 30);
- Piano sagittale o mediano, è il piano Y-Z e divide verticalmente il soggetto distinguendo il lato destro dal sinistro (riportato in rosso in Figura 30);
- Piano frontale o coronale, è il piano X-Z e divide la parte frontale del corpo umano da quella posteriore (riportato in blu in Figura 30).

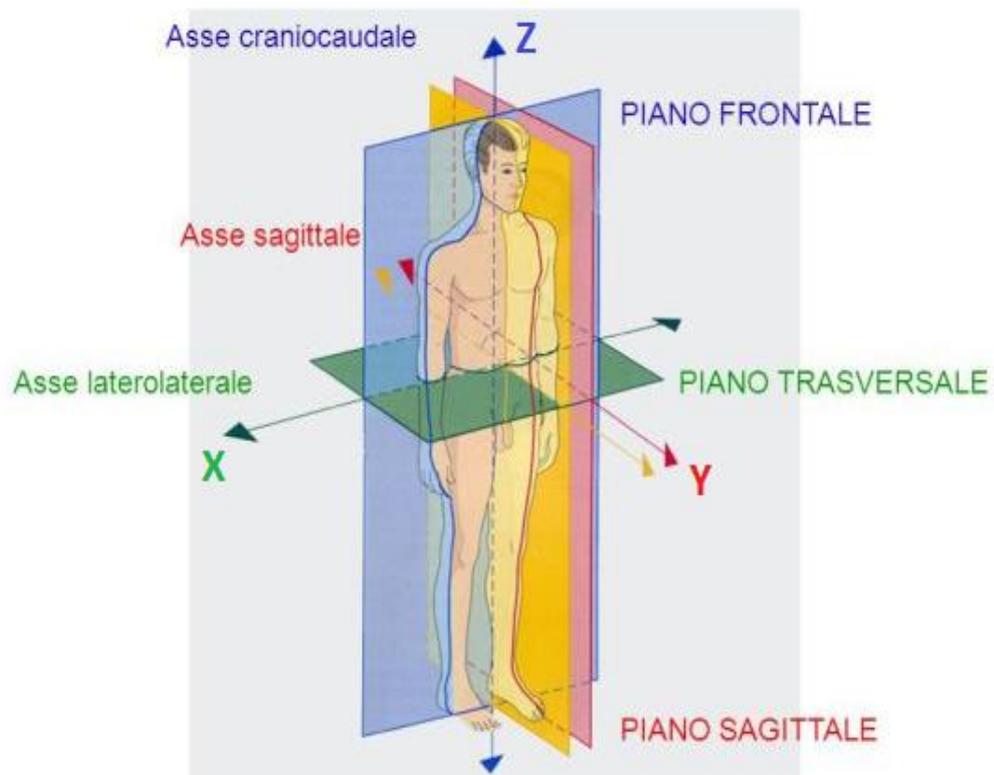


Figura 30 - I principali piani e assi cartesiani del corpo umano tratto da (52)

Una volta suddiviso il corpo umano secondo i piani appena visti, si vuole far notare che nel seguito verrà analizzato il comportamento e l'effetto dei giunti nel solo piano sagittale, in quanto essi presentano la maggior mobilità e coppia in questo piano rispetto a quelli nei due rimanenti piani.

Durante l'andatura, tutto il corpo è impegnato, dalle dita dei piedi alle braccia. Tuttavia, la caviglia, il ginocchio e l'anca sono stati identificati essere i giunti più rilevanti di qualsiasi altro, in quanto eseguono i principali movimenti e momenti. Ciò ha portato a trascurare il movimento delle ossa nel piede e trattarle come un collegamento continuo, oltre a considerare la parte superiore del corpo come una massa concentrata, concentrando l'attenzione su queste tre articolazioni. Da un punto di vista fisiologico, ognuno di queste articolazioni ha una specifica geometria, campo di lavoro, funzione e caratteristico numero di elementi costitutivi. Prima di procedere con l'analisi di queste, si riportano in Figura 31 i movimenti che esse compiono in generale.

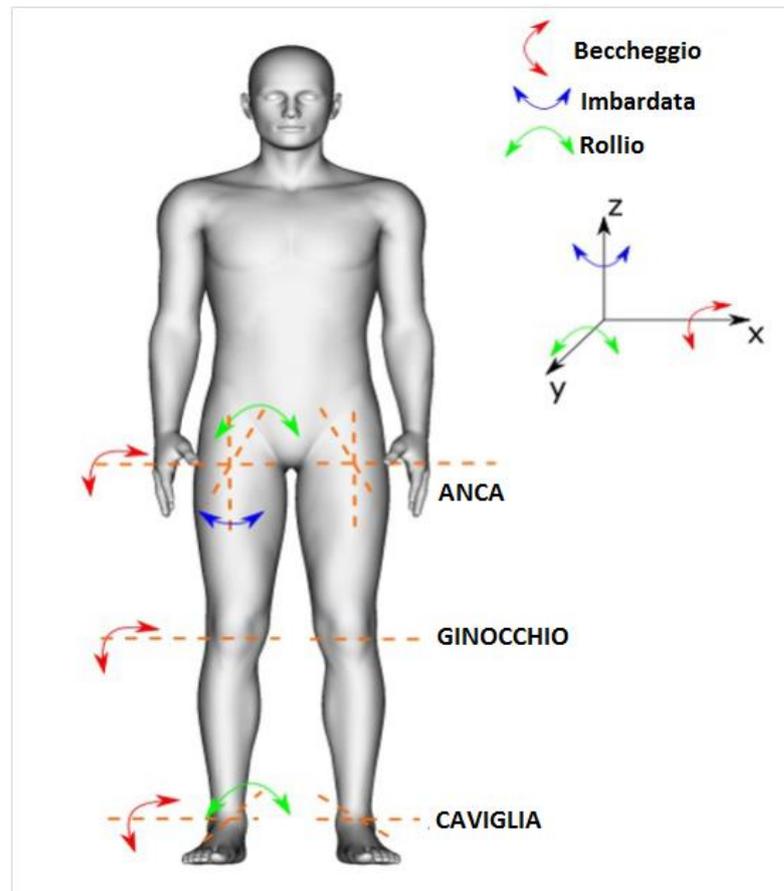


Figura 31 - Movimento dei giunti della parte inferiore del corpo umano tratto e modificato da [27]

La caviglia, come si può vedere in Figura 32, comporta il movimento relativo tra quattro ossa su tre articolazioni. La tibia e il perone convergono nell'articolazione tibio-

peroneale, che quasi non produce alcun movimento ma serve come supporto per allineare l'astragalo. L'articolazione tibio-peroneale a contatto con l'astragalo è conosciuto come articolazione tibiotarsica ed è responsabile per la flessione dorso/plantare. E, infine, l'articolazione tra astragalo e calcagno, chiamata articolazione subtalare, è responsabile per i restanti movimenti.



Figura 32 - Articolazioni che compongono il complesso della caviglia (vista posteriore e laterale) tratto da (53)

L'articolazione della caviglia registra la coppia maggiore durante l'andatura se comparata all'anca e al ginocchio: questo fenomeno è associato alla posizione distale della caviglia lungo l'arto che crea bracci di leva più grandi. Come spiegato in precedenza, l'attenzione è focalizzata sulla flessione plantare/dorsale poiché questi movimenti si svolgono nel piano sagittale e rappresentano la maggior parte del movimento durante andatura.

Il ginocchio è considerato un giunto condiloide, ovvero di un giunto formato da prominenza tondeggianti di un osso che si inserisce nella cavità di un altro osso, con il quale si articola. Come si può vedere in Figura 33, le due ossa in questione sono il femore e la tibia le cui posizioni e movimenti relativi sono definiti da strutture legamentose. Tali legamenti non sono strutture rigide, ma possono subire allungamenti in condizioni fisiologiche di carico e formano, insieme a femore e tibia, un quadrilatero articolato. Il ginocchio, oltre alla complessa anatomia delle superfici articolari, comprende altre strutture quali i menischi e la rotula i quali permettono la stabilizzazione, la riduzione dell'attrito e la trasmissione dei carichi. Questa articolazione permette la flessione/estensione e rotazioni interne ed esterne; tuttavia, quest'ultime sono fortemente limitate quando il ginocchio è caricato sotto il peso del corpo o completamente esteso.

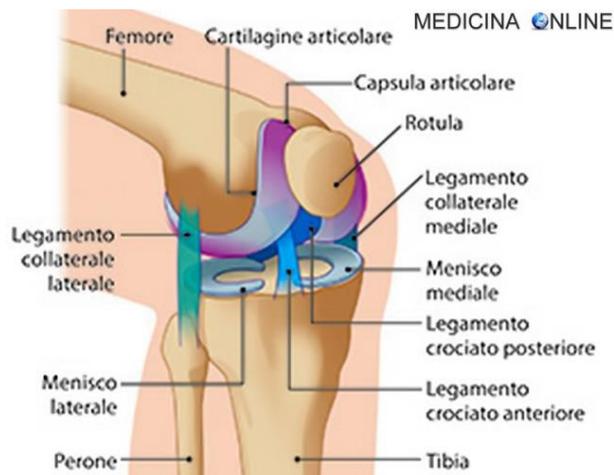


Figura 33 - Articolazioni che compongono il complesso del ginocchio tratto da (54)

Durante la flessione ed estensione, la tibia rotola e scorre sul femore causando uno spostamento dell'asse di istantanea rotazione che può arrivare fino a 30 mm. In generale, come visto in Figura 31, il ginocchio è semplicemente modellato come articolazione revoluta. Questa approssimazione semplifica notevolmente le considerazioni meccaniche e cinematiche durante il design dell'esoscheletro a scapito di ergonomia e compatibilità meccanica con l'anatomia umana. Questa semplificazione, che in caso di impiego prolungato di giunti siffatti può comportare lesioni all'individuo, è stata adottata nel corso del presente studio dal momento che si ipotizza l'impiego dell'esoscheletro in personale militare sano e solo per limitati periodi di tempo.

L'articolazione dell'anca, o coxo-femorale, è una tipica articolazione mobile le cui superfici articolari sono costituite da una forma sferica o semisferica e da una cavità anch'essa sferica, non perfettamente corrispondenti tra loro. In essa, riportata in Figura 34, l'osso dell'anca vi concorre con una cavità articolare quasi emisferica, detta acetabolo, in cui si inserisce la testa del femore che rappresenta circa i 2/3 di una sfera piena di 4-5 cm di diametro.

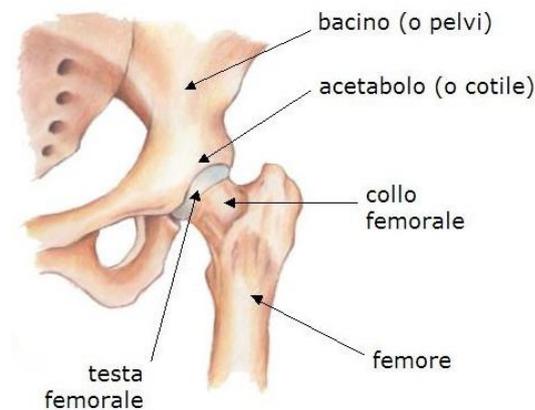


Figura 34 - Articolazione dell'anca o articolazione coxo-femorale tratto da (55)

L'articolazione dell'anca si muove all'interno di diversi piani che passano attraverso il centro del giunto, comportandosi come una sorta di giunto sferico, che consente tre gradi di libertà. Tutti questi gradi di libertà sono importanti per consentire una locomozione stabile, anche in linea retta, e sicura. Essa permette di compiere diversi movimenti quali estensione e flessione, abduzione e adduzione, rotazione interna ed esterna, ma in questo lavoro si concentrerà l'attenzione solo i primi due in quanto hanno maggior rilevanza e sono svolti sul piano sagittale.

Analizzando poi il lavoro svolto da A. Roaas e G. B. Andersson, "Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30-40 years of age", è stato possibile ricavare la Tabella 1 in cui si riporta il range di movimento in gradi di ogni giunto.

Tabella 1 - Range di movimento anatomico delle articolazioni ricavato da [6]

GIUNTO	MOVIMENTO	RANGE [°]
ANCA	Estensione	0 -30
	Flessione	90 – 130
	Abduzione	15 – 50
	Adduzione	15-30
	Rotazione interna	20 – 40
	Rotazione esterna	10 – 45
GINOCCHIO	Estensione	0 – 10
	Flessione	87 – 122
CAVIGLIA	Flessione plantare	5 – 20
	Flessione dorsale	10 – 45
	Abduzione	11 – 20
	Adduzione	15 - 30

5.2 – Range antropometrico di regolazione dell'esoscheletro

Fino al 2015, ogni individuo, per poter entrare nelle Forze Armate doveva rispettare alcuni requisiti psico-fisici tra i quali vi erano dei limiti di altezza minimi piuttosto selettivi. Con la modifica all'articolo 635 dell'Ordinamento Militare, tali limiti di altezza, insieme a quelli sul peso, sono stati aboliti e sostituiti dai parametri fisici correlati alla composizione corporea, alla massa metabolicamente attiva e alla forza muscolare. Di conseguenza, per poter il calcolo delle lunghezze e masse corporee

dell'individuo generico su cui effettuare la progettazione dei giunti dell'esoscheletro, si è reso necessario uno studio antropometrico.

Si è resa dunque, innanzitutto, necessaria la consultazione delle normative [1] e [2] e del libro [3] per il calcolo delle lunghezze corporee. In particolare, per mezzo della Tabella 2 riportata di seguito, è possibile ricavare la lunghezza di ogni singolo segmento corporeo sulla base dell'altezza dell'individuo scelto. Quest'ultima è rintracciabile nelle normative di cui sopra e, per il seguente lavoro, è stato selezionato il "95 percentile uomo italiano, massa corporea totale 93 kg, altezza totale $H = 1.834$ m" perché meglio rappresenta il generico militare italiano.

Tabella 2 - Tabella delle lunghezze corporee ricavate da [3]

segment	segment length ^a / body height H
head height	0.130
neck height	0.052
shoulder width	0.259
upper arm	0.186
lower arm	0.146
hand	0.108
shoulder width	0.259
chest width	0.174
hip width/leg separation	0.191
upper leg (thigh)	0.245
lower leg (calf)	0.246
ankle to bottom of foot	0.039
foot breadth	0.055
foot length	0.152

Di conseguenza, per mezzo dello modello stilizzato di essere umano riportato in Figura 35, in cui si riportano le misure antropometriche in funzione dell'altezza totale H dell'individuo, è stato possibile calcolare le lunghezze di ogni singolo segmento del corpo umano e in particolare degli arti inferiori.

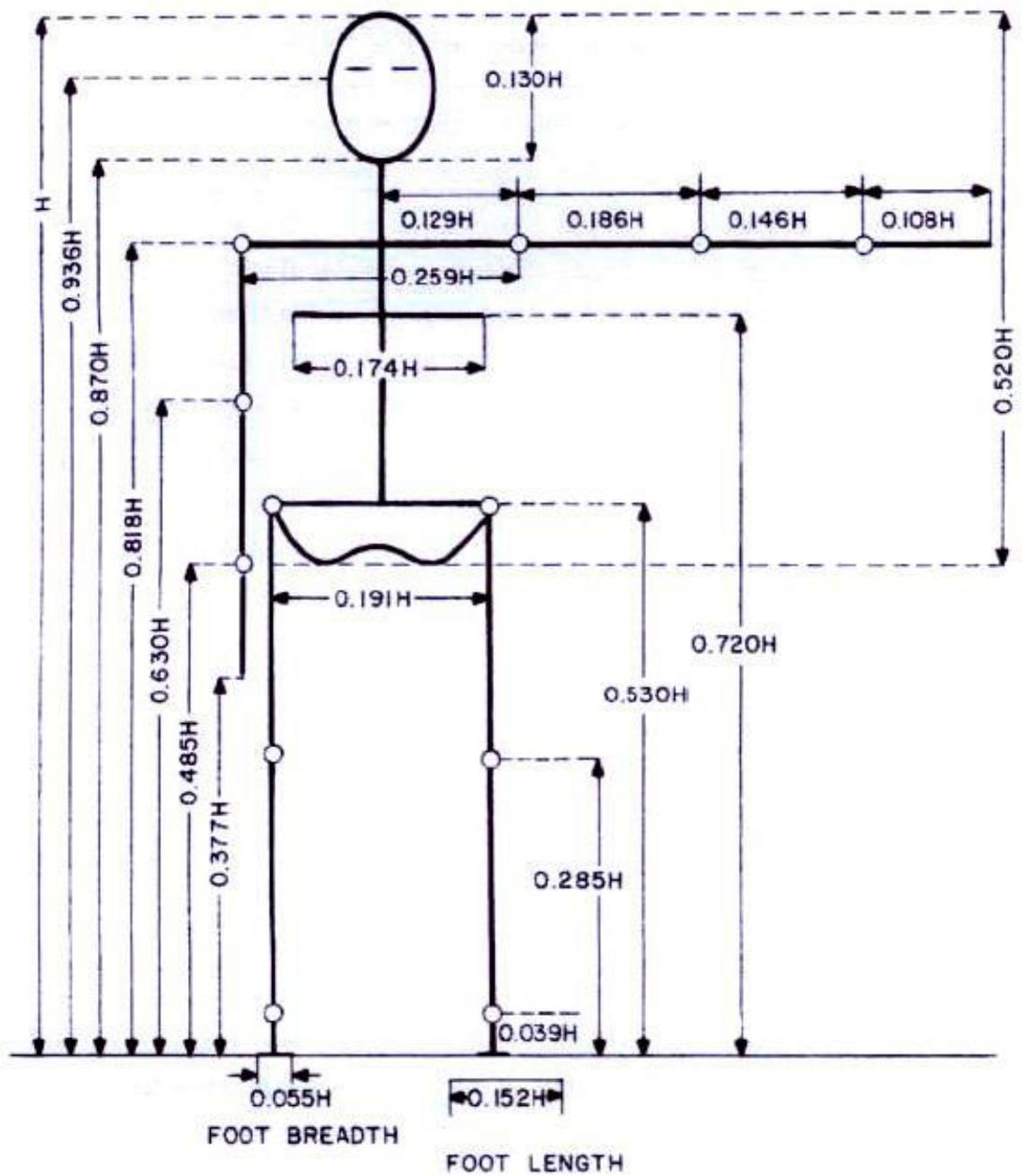


Figura 35 - Modello stilizzato del corpo umano utile per il calcolo delle misure antropometriche tratto da [3]

I valori ottenuti sono riportati nella sottostante Tabella 3.

Tabella 3 - Misura della lunghezza di ogni segmento degli arti inferiori tratto da [3]

L ₁	Lunghezza femore	$= (0.530 - 0.285) * H$	0.449	m
L ₂	Lunghezza tibia	$= (0.285 - 0.039) * H$	0.451	m
L ₃	Lunghezza piede	$= 0.152 * H$	0.279	m
L ₄	Lunghezza malleolo/tallone	$= 0.039 * H$	0.072	m
L ₅	Larghezza dei fianchi	$= 0.191 * H$	0.35	m

Per quanto riguarda, invece, il calcolo delle masse corporee, sono stati effettuati nel corso del tempo numerosi studi e sono stati ottenuti risultati differenti. Per correttezza di analisi, si riportano in Tabella 4 i valori percentuali di ogni singolo segmento corporeo riscontrati in studi antropometrici diversi che per semplicità verranno indicati come segue:

- A : “Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement” di Aydin Tozeren (riportato in bibliografia al [7]);
- B: “Weight, volume and center of mass of segments of the human body” di Charles E. Clauser, et al. (riportato in bibliografia al [4]);
- C: “Physics of the human body” di Herman Irving P, Springer Verlag 2007 (riportato in bibliografia al [3]).

Tabella 4 - Massa percentuale di ogni singolo segmento corporeo ricavata da [3], [4], [7]

Segmento corporeo	A [%]	B [%]	C [%]	Media [%]
Mano	0.66	0.6	0.6	0.62
Avambraccio	1.6	1.8	1.6	1.67
Braccio superiore	2.7	3.57	2.8	3.02
Braccio totale	4.96	5.97	5	5.31
Piede	1.45	1.35	1.45	1.42
Polpaccio	4.65	4.2	4.65	4.5
Coscia	9.88	9.46	10	9.78
Gamba totale	15.98	15.01	16.1	15.7
Testa, collo e tronco	50.8	58.04	57.8	55.6

Si apprezzano dunque alcune differenze nei valori percentuali della massa di ogni segmento corporeo in base allo studio considerato, ma, dal momento che anche in precedenza si è fatto riferimento al lavoro di Irving P. Herman e che i valori proposti nel suo studio non si discostano molto da quelli medi, si è deciso di prenderli come riferimento per il lavoro in oggetto.

Di conseguenza, per l'individuo selezionato in precedenza, ovvero il "95 percentile uomo italiano, massa corporea totale 93 kg, altezza totale $H = 1.834 \text{ m}$ ", si ricavano le masse dei segmenti per la parte inferiore del corpo riportate in Tabella 5.

Tabella 5 - Massa dei segmenti corporei per l'individuo selezionato

Segmento corporeo	$M_{\text{SEGMENTO}}/M_{\text{CORPO}}$ [%]	Massa corpo [kg]	M_{SEGMENTO} [kg]
Piede	1.45	93	1.35
Segmento ginocchio-caviglia	4.7		4.32
Coscia	10		9.30
Arto superiore	5		4.65
Testa, collo e tronco	57.7		53.66

5.3 – Analisi letteraria

Gli esoscheletri sono generalmente concepiti come sistemi che comprendono estremità superiori, arti inferiori o entrambi. Questo progetto pone la sua attenzione sugli esoscheletri degli arti inferiori amplificatori di forza utilizzati in ambito prettamente militare. Analizzando gli esempi di sistemi esoscheletri per l'industria, la riabilitazione e militari, si è notato che gli esoscheletri delle estremità superiori sono solitamente utilizzati per manipolare oggetti pesanti e sono solitamente usati nei magazzini, negli impianti di produzione e nei centri di distribuzione. Gli esoscheletri degli arti inferiori sono, invece, generalmente utilizzati per trasportare oggetti pesanti su lunghe distanze e attraverso percorsi non adatti a veicoli ruotati. Non vi è infatti alcun motivo pratico per utilizzare un esoscheletro delle estremità inferiori in un ambiente in cui possono essere utilizzati veicoli a ruote o in cui le distanze sono così brevi che le gru a ponte sono pratiche.

Progettare un esoscheletro per il supporto funzionale degli arti inferiori è un compito molto impegnativo. Secondo una prospettiva ingegneristica, le strutture devono essere sì robuste, ma al tempo stesso flessibili per consentire il movimento sia della parte superiore del corpo sia di quella inferiore, dal momento che camminare comporta una sinergia tra i movimenti corporei nella loro totalità. Deve essere anche leggero, facile da indossare e deve garantire comfort e sicurezza. Da una prospettiva neuro-motoria, un esoscheletro deve essere regolabile e adattabile ai parametri anatomici di un gran numero di soggetti diversi. Di conseguenza, risulta fondamentale selezionare

l'architettura strutturale complessiva delle gambe più idonea nel progettare un esoscheletro degli arti inferiori.

Molti diversi layout di articolazioni e arti possono combinarsi per formare una gamba funzionante, ma qualsiasi architettura generalmente rientra in una delle poche classiche categorie:

➤ Architettura antropomorfa

Le architetture antropomorfiche cercano di adattarsi esattamente alla gamba umana (collegare a immagini di esoscheletri antropomorfi: HAL, ExoHiker e Exoclimber). Facendo corrispondere cinematicamente i gradi di libertà e le lunghezze degli arti, la posizione della gamba dell'esoscheletro segue esattamente la posizione della gamba umana. Questo semplifica notevolmente molti problemi di progettazione. Ad esempio, non è necessario preoccuparsi delle collisioni tra utente ed esoscheletro. Tuttavia, una delle principali difficoltà è che le articolazioni nelle gambe umane non possono essere duplicate utilizzando lo stato dell'attuale tecnologia nella progettazione delle articolazioni. Ad esempio, il ginocchio umano non mostra una rotazione pura e duplicare tutta la sua cinematica si tradurrà in un sistema meccanico complicato e forse non robusto. Un altro punto di preoccupazione importante in questa architettura è che le lunghezze degli arti esoscheletrici devono essere uguali alle lunghezze degli arti umani. Ciò significa che per diversi operatori che devono indossare l'esoscheletro, quasi tutti gli arti esoscheletrici devono essere altamente regolabili. In generale, l'architettura antropomorfa è erroneamente considerata la scelta preferita perché consente all'esoscheletro di legarsi all'operatore ovunque lo si desidera.

➤ Architettura non antropomorfa

Sebbene non sia così comune nei progetti di esoscheletri, molti dispositivi non antropomorfi hanno molto successo. Le architetture non antropomorfiche, il cui modello può essere apprezzato in Figura 36, aprono una vasta gamma di possibilità per il design degli arti inferiori, purché l'esoscheletro non interferisca né limiti l'operatore.

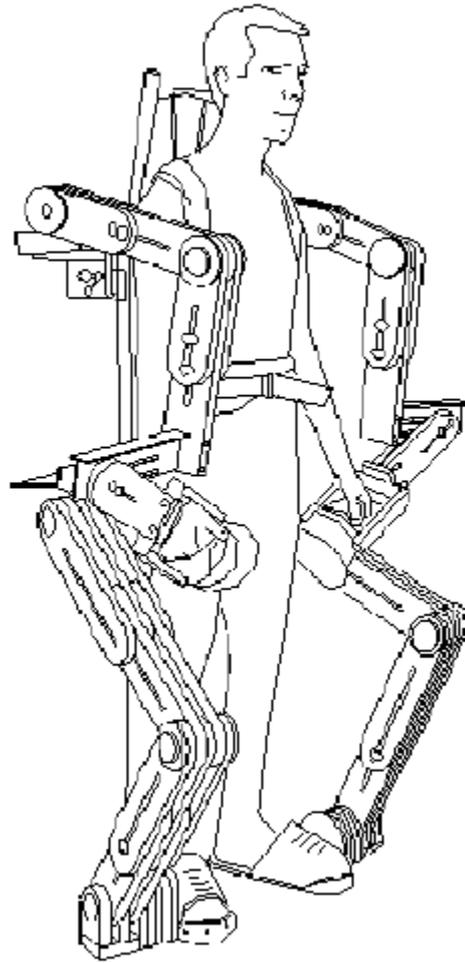


Figura 36 - Schema di esoscheletro con architettura non antropomorfa tratto da [19]

Spesso è difficile sviluppare in modo significativo un'architettura diversa da una gamba umana che può ancora muoversi secondo tutte le manovre necessarie (ad esempio, girare angoli stretti e compiere squat profondi). I problemi di sicurezza diventano più importanti con i progetti non antropomorfi, poiché l'esoscheletro non deve forzare l'operatore in movimenti o posizioni che non può eseguire. Un altro problema con questa architettura è che le gambe esoscheletriche possono collidere con le gambe dell'individuo o gli oggetti esterni più spesso perché le articolazioni del dispositivo non si trovano nello stesso punto delle articolazioni umane.

➤ Pseudo - antropomorfica

Per ottenere la massima sicurezza e ridurre al minimo le collisioni con l'ambiente, alcuni progetti hanno optato per un'architettura quasi antropomorfa o pseudo-antropomorfa. Ciò significa che la gamba del dispositivo è cinematicamente simile a quella di un essere umano, ma non ne include tutti i gradi di libertà. Dal momento che la

cinematica della gamba umana non è esattamente la stessa di quella esoscheletrica ma semplicemente simile, l'individuo e l'esoscheletro devono essere strettamente collegati alle estremità (piedi e tronco). Qualsiasi altra connessione rigida porterebbe a grandi forze imposte all'operatore a causa delle differenze cinematiche. Tuttavia, allo stesso tempo, le connessioni conformi, consentendo il movimento relativo tra l'uomo e l'esoscheletro, sono tollerabili. Un altro vantaggio di questa non esatta corrispondenza cinematica è che l'esoscheletro si può più facilmente ridimensionare e adattare a diversi operatori.

Analizzando la struttura di esoscheletri militari per gli arti inferiori amplificatori di forza, si è potuto notare che quelli atti al trasporto di carichi esterni supportano l'individuo tramite un collegamento che comprende la pelvi e gli arti inferiori, mentre il tronco e gli arti superiori sono lasciati svincolati dall'esoscheletro. La parte superiore del corpo, infatti, viene lasciata libera per permettere al soldato di indossare/sfilare lo zaino col carico con estrema facilità e per evitare possibili interferenze con eventuali giubbotti antiproiettile, armi e attrezzature di cui è normalmente dotato. La parte inferiore del corpo, ovvero dalla pelvi in giù, resta molto più sgombra dagli equipaggiamenti e quindi risulta adatta al collegamento con la struttura esoscheletrica esterna, a patto che ovviamente quest'ultima non vada ad intralciare il normale svolgimento delle operazioni.

Nel presente lavoro si è posta l'attenzione, tra i diversi esoscheletri utilizzati in ambito militare, sul Berkeley Lower Extremity Exoskeleton, meglio noto come BLEEX, in quanto è risultato essere il primo esoscheletro energeticamente autonomo che ha permesso ad un operatore di camminare trasportando, oltre al suo peso e a quello dell'esoscheletro, un carico esterno su qualsiasi terreno.

Il BLEEX è composto da due gambe antropomorfe motorizzate, un alimentatore e un telaio lombare su cui è possibile montare uno zaino in grado di trasportare una serie di carichi pesanti. Esso offre capacità di carico attraverso la locomozione guidata dalle gambe tramite l'interazione con l'individuo, ma invece di "guidare" attivamente il dispositivo, il BLEEX segue (letteralmente oscura) il movimento dell'operatore che "lo indossa" come un paio di gambe artificiali. Combinando le capacità di forza della robotica con l'intelligenza di navigazione e l'adattabilità degli esseri umani, questo esoscheletro consente di trasportare carichi pesanti su terreni accidentati, non strutturati e incerti. Complessivamente, il dispositivo ha sette diversi gradi di libertà per gamba:

- 3 gradi di libertà all'anca, quali flessione/estensione lungo l'asse laterolaterale sul piano trasversale, rotazione lungo l'asse craniocaudale sul piano frontale e abduzione/adduzione lungo l'asse sagittale sul piano sagittale;
- 1 grado di libertà al ginocchio, la rotazione pura sul piano sagittale;

- 3 gradi di libertà alla caviglia, quali flessione/estensione lungo l'asse laterolaterale sul piano trasversale, rotazione lungo l'asse craniocaudale sul piano frontale e abduzione/adduzione lungo l'asse sagittale sul piano sagittale.

L'anca umana, come visto in precedenza, è un'articolazione palla-incavo con tre gradi di libertà. È naturale progettare l'articolazione esoscheletrica dell'anca come un tre gradi di libertà in modo tale che tutti e tre gli assi di rotazione passino attraverso la giuntura a palla-incavo dell'anca. Tuttavia, attraverso la progettazione di diversi prototipi ed esperimenti, è stato appreso che questi progetti hanno un limitato range di movimento e ciò si traduce in singolarità in alcune posizioni dell'anca umana. Pertanto, l'articolazione rotante dell'anca per entrambe le gambe è stato scelto in modo tale da essere un singolo asse di rotazione dietro la persona, ovvero non passante attraverso l'articolazione umana dell'anca.

L'articolazione del ginocchio umano, invece, è una complessa combinazione di rotolamento e scivolamento tra il femore e la tibia che consente al centro di rotazione dell'articolazione di muoversi mentre il ginocchio si flette. La scelta di un giunto rotante puro per il ginocchio robotico porta a semplicità e robustezza, oltre ad una modellazione dinamica più diretta, ma fa sì che questi differisca dal ginocchio umano.

Come la caviglia dell'umano, infine, la caviglia robotica ha tre gradi di libertà. L'asse di flessione/estensione coincide con quello della caviglia umana. Per semplificare la progettazione, gli assi di abduzione/adduzione e rotazione sulla caviglia dell'esoscheletro non passano attraverso il piede umano e formano un piano al di fuori di esso. Un ulteriore grado di libertà viene poi aggiunto al piede esoscheletrico. La parte anteriore di quest'ultimo, sotto le dita dei piedi dell'operatore, essendo compatibile, consente al piede dell'esoscheletro di flettersi insieme a quello umano.

5.4 – Analisi del ciclo del passo

Sulla base delle considerazioni appena fatte sull'esoscheletro degli arti inferiori progettato e realizzato a Berkeley, è stato possibile orientare la progettazione del giunto del ginocchio per questo studio. Prima di far ciò, però, è necessario identificare quali siano le fasi della deambulazione che richiedono maggior apporto energetico e che causano maggiore stress fisico e articolare all'individuo. A tale scopo, risulta necessario effettuare un'attenta analisi del ciclo del passo normale e fisiologico.

Innanzitutto, è opportuno far notare come la deambulazione in persone non affette da deficit fisici o psicomotori, viene controllata dalla successione di 7 eventi:

1. Generazione del comando dal sistema nervoso centrale;
2. Trasmissione del comando al sistema nervoso periferico;
3. Contrazione dei muscoli opportuni;

4. Generazione di forze e momenti nelle articolazioni;
5. Azionamento dei segmenti dell'arto con opportuna regolazione del moto relativo tra due segmenti adiacenti;
6. Movimento coordinato dei segmenti, atto a generare una camminata funzionalmente efficiente;
7. Interazione dell'arto con l'ambiente esterno con conseguente generazione delle forze di reazione col terreno.

In accordo col Dr. Jacquelin Perry, la classificazione del ciclo del passo normale e fisiologico prevede due fasi principali: la fase di stance o appoggio e la fase di swing o pendolamento o volo.

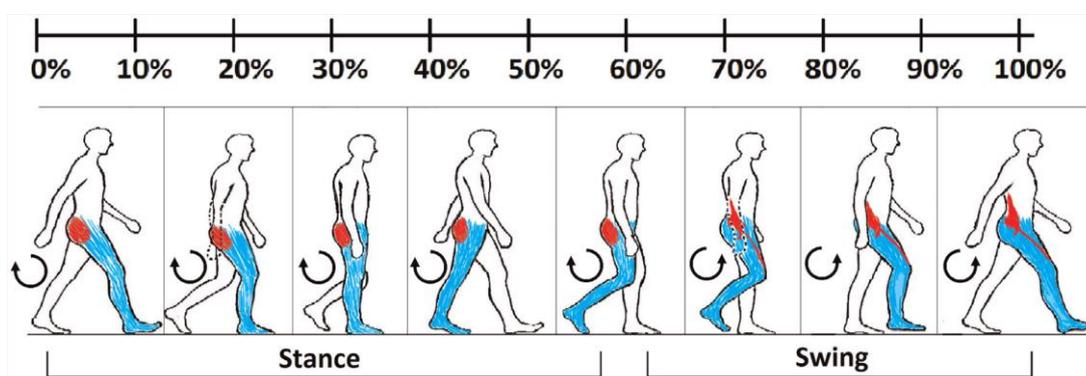


Figura 37 - Diagramma rappresentativo del ciclo del passo per la gamba destra (evidenziata in azzurro) tratto da [24]

Come si può vedere dalla Figura 37, durante la fase di appoggio, che va da 0% al 60% del ciclo, il corpo è mosso in avanti tramite l'estensione dell'anca della gamba anteriore. Questa fase inizia all'impatto di un piede col terreno e termina al distacco dello stesso. Il piede a contatto è così sempre a contatto col terreno e sopporta tutto o parte del peso. Dal 60% al 100% del ciclo del passo, invece, si ha la fase di pendolamento che prevede il movimento della stessa gamba in avanti quando è assistita dalla flessione dell'anca e che, al tempo stesso, sposta in avanti il centro di massa del corpo. Essa inizia col distacco del piede e termina quando quest'ultimo impatta successivamente il terreno.

Durante un ciclo, il peso del corpo è supportato a volte da entrambi gli arti, a volte da uno solo. Come si può vedere dalla Figura 38, si nota che per il 20% del tempo il peso è supportato da entrambi gli arti, mentre per il restante 80% lo sostiene un solo arto.

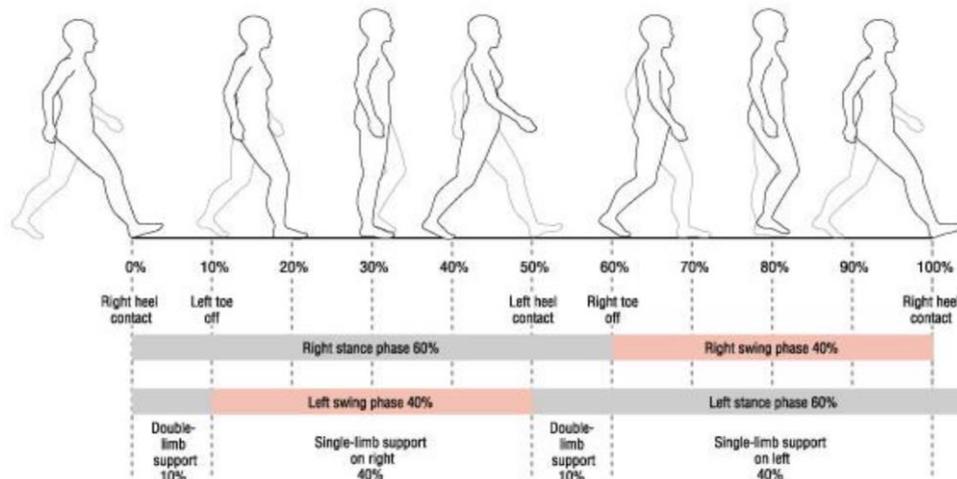


Figura 38 - Supporto del peso corporeo durante il ciclo del passo tratto da [25]

Le due fasi principali, a loro volta, si articolano in 8 sotto-fasi o eventi (Figura 39):

- 1) Contatto del tallone (Heel contact) o contatto iniziale;
- 2) Piede piatto (Foot flat) o fase di caricamento della risposta;
- 3) Appoggio medio o Mid Stance;
- 4) Distacco del tallone (Heel off o heel rise);
- 5) Distacco della punta del piede (Toe off) o fase propulsiva;
- 6) Early o Initial swing ovvero fase di pendolamento iniziale e di accelerazione;
- 7) Pendolamento centrale o Mid Swing;
- 8) Late swing ovvero fase di pendolamento finale e di decelerazione.

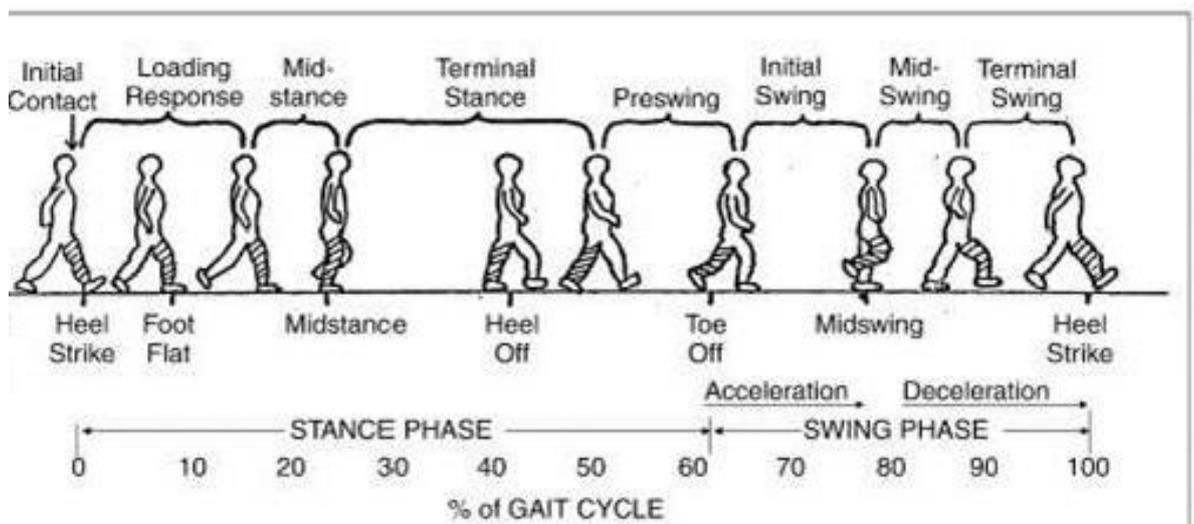


Figura 39 - Sotto-fasi del ciclo del passo tratto da (56)

La fase di appoggio inizia con il contatto del tallone col terreno e nel ciclo è individuata come lo 0% del ciclo del passo. Questo breve momento in cui solo il tallone tocca il terreno, mentre le dita dei piedi no, è noto anche come contatto iniziale ed è la prima fase di doppio sostegno. Si osserva una flessione di 30 ° dell'anca e un'estensione completa nel ginocchio. La caviglia si sposta da una posizione neutrale (supinata di 5°) a una flessione plantare. Dopo questo, la flessione del ginocchio di 5° inizia e aumenta, proprio come la flessione plantare del tallone è aumentata. La flessione plantare è consentita dalla contrazione eccentrica del tibiale anteriore, l'estensione del ginocchio è causata da una contrazione del quadricipite, mentre la flessione è causata da una contrazione dei muscoli posteriori della coscia. Infine, la flessione dell'anca è causata dalla contrazione del retto femorale. Terminata così questa sotto-fase del ciclo del passo, si assiste, tra lo 0% e l'8% alla fase di caricamento della risposta o piede piatto. Durante essa, il corpo assorbe l'impatto del piede rotolando in pronazione e l'anca si sposta lentamente in estensione, in seguito ad una contrazione di adduttore e grande gluteo. Il ginocchio, a sua volta, flette da 15 ° a 20 ° e la flessione plantare della caviglia aumenta fino a 10-15 °. Nella mid stance successiva (8-30% del ciclo del passo), l'anca si sposta dai 10 ° di flessione fino all'estensione per contrazione del muscolo mediale del gluteo. Il ginocchio raggiunge la massima flessione e poi inizia ad estendersi. La caviglia diventa supina e flette dorsalmente di 5°, a causa della contrazione dei muscoli tricipiti della sura. Durante questa fase, il corpo è supportato da una sola gamba e il baricentro è nel punto più alto. In questo periodo, il corpo inizia a spostarsi dall'assorbimento di forza all'impatto verso la produzione di forza per permettere la propulsione in avanti. In seguito, nella sotto fase che comprende dal 30 al 40% del ciclo del passo, si assiste al distacco del tallone dal terreno. In questa fase, il peso corporeo è diviso sulle teste metatarsali. Qui si notano 10-13° di iperestensione dell'anca, che poi va in flessione, mentre il ginocchio si flette (0-5 °) e la caviglia supina e si flette plantarmente. Si assiste poi alla contrazione delle falangi del metacarpo che portano al distacco della punta del piede dal terreno. In questa fase, nota anche come fase propulsiva, l'anca ha una minore distensione, il ginocchio è flesso di 35-40° e la flessione plantare della caviglia aumenta fino a 20°. Termina così la fase di appoggio e ha inizio la fase di swing che comprende dal 60 al 100% del ciclo del passo.

Nella fase di pendolamento si riconoscono tre fasi supplementari: early swing, mid swing e late swing. Durante il pendolamento iniziale (early swing), il soggetto attiva i flessori dell'anca per accelerare la gamba in avanti e di conseguenza il peso corporeo viene spinto in avanti. L'anca, infatti, si estende fino a 10 ° e poi si flette a causa della contrazione del muscolo ileopsoas con una rotazione laterale di 20 °. Il ginocchio si flette di 40-60 ° mentre e la caviglia passa da 20 ° di flessione plantare alla flessione dorsale, per poi terminare in posizione neutrale. La fase di decelerazione, al contrario, frena la velocità di avanzamento del corpo rallentando la gamba attraverso i muscoli e stabilizzando il piede in preparazione del successivo appoggio. Questa fase prevede una flessione dell'anca di 25-30 °, un'estensione bloccata del ginocchio e una posizione neutra della caviglia. Tra queste due fasi, infine, si verifica la fase di mid-swing. In questa fase, entrambi i piedi sono sotto il corpo, con il tallone uno accanto all'altro e l'anca si flette di 30 ° in seguito alla contrazione degli adduttori. La caviglia si flette dorsalmente a causa di una contrazione del muscolo tibiale anteriore, mentre il

ginocchio prima si flette di 60°, ma poi si estende per circa 30° a causa della contrazione dei muscoli del quadricipite.

In Tabella 6 si riportano un riassunto dei principali movimenti effettuati dai giunti della parte inferiore del corpo.

Tabella 6 - Riassunto dei movimenti dei principali giunti durante il ciclo del passo tratto da [25]

	%	EVENTS	LOWER LIMB	KNEE JOINT	ANKLE JOINT	SUBTALAR JOINT	MIDTARSAL JOINT
STANCE		I.C. ↗ foot flat	medial rotation	flexion	plantar flexion	pronation	free motion
	20	midstance	lateral rotation	extension	dorsi-flexion	supination	restricted
	40	heel rise		flexion			
	60	toe-off	medial rotation	extension	dorsi-flexion		
100	I.C. ↘						

La deambulazione appena descritta riguarda un generico individuo che cammina su un piano senza alcun ostacolo. Occorre però notare che vi sono diversi fattori che influenzano il normale ciclo del passo di un individuo. In primo luogo la struttura, il peso e la postura del soggetto stesso. In particolare, si nota che un individuo alto e magro impiegherà meno tempo per fare ogni passo e manterrà di norma una postura eretta o leggermente protesa in avanti. Un soggetto basso e con costituzione robusta, di contro, si muoverà ondeggiando, con il busto leggermente proteso indietro e, durante l'esecuzione di ogni passo, porterà la sua gamba libera verso l'esterno, impiegando così più tempo per compiere ogni passo. Inoltre l'individuo si comporterà diversamente a seconda dell'ambiente circostante: se sta camminando in salita il suo busto si sposterà in avanti per bilanciarsi, mentre se sta camminando in discesa il suo busto si sposterà indietro. Anche gli eventi atmosferici influenzano la postura durante la camminata, ad

esempio se è necessario camminare controvento, allora si assisterà ad uno spostamento in avanti del busto.

Il ciclo del passo di un individuo è, infine, influenzato dal carico che questi trasporta e, in particolare, dal tipo di carico e dal peso di quest'ultimo. Per spostare carichi esterni e mantenere la stabilità, infatti, il meccanismo di controllo posturale degli esseri umani agisce portando ad allineamenti posturali anomali e cambiamenti nei modelli di andatura. Secondo Pascoe et al., muoversi trasportando una borsa comporta un'asimmetria nella distribuzione del peso corporeo e, di conseguenza, non solo la lunghezza del passo si accorcia, ma aumenta anche il tempo di contatto del piede portante col terreno. Trasportando invece uno zaino, Yu et al. hanno notato che con l'aumentare del peso dello stesso, la larghezza del passo aumenta e si assiste ad un meccanismo per ridurre la velocità e la cadenza per stabilizzare l'andatura. Non sono state poi riscontrate differenze nella pressione plantare tra zaini e borse a tracolla.

Nel presente studio si concentrerà poi l'attenzione su un soldato fisicamente sano, le cui caratteristiche antropometriche sono già state individuate in precedenza nelle Tabella 3 e Tabella 5, il quale cammina con uno zaino di 50 kg su un terreno pianeggiante.

5.5 – Studio dei dati forniti dalla Clinical Gait Analysis

Durante il ciclo di deambulazione umano, analizzato sopra, ogni gamba si alterna tra una fase di appoggio (circa lo 0% del ciclo) durante la quale sostiene tutto il carico e una fase di oscillazione (circa il 60%) nella quale deve supportare soltanto il suo stesso peso. Per poter comprendere meglio e individuare quali fasi del ciclo richiedono maggior apporto energetico, ovvero sono maggiormente critiche durante la deambulazione, è stata effettuata un'attenta analisi dei dati forniti dalla Clinical Gait Analysis (CGA).

I dati CGA sono stati raccolti per ogni articolazione e per una serie di processi, tra cui camminata su terreno piano, salita delle scale, discesa delle scale e discesa inclinata. Per mezzo dell'acquisizione video sono stati ricavati i dati angolari dei vari giunti degli arti inferiori umani. Le coppie e le potenze articolari, invece, sono state calcolate stimando le masse e le inerzie degli arti e applicando le opportune equazioni dinamiche ai dati di movimento. Date le variazioni nei singoli metodi di deambulazione e misurazione, di norma si fa riferimento a diverse fonti indipendenti di dati sulla deambulazione clinica. Si precisa, però, che nel presente lavoro vengono presentati solo le coppie e potenze richieste per la deambulazione di un individuo di 75 kg, in piano, a 1,3 m/s e senza carico esterno. In seguito, tali informazioni verranno poi utilizzate e adattate al caso in esame sia per effettuare l'analisi statica delle fasi più critiche della camminata sia per la scelta degli attuatori più performanti.

La Figura 40 mostra il grafico dell'andamento della coppia di flessione/estensione della caviglia in funzione della percentuale del ciclo di camminata. Si nota subito che la coppia della caviglia è quasi del tutto negativa e che si ha un picco molto ampio (circa -120 Nm) che avviene nella late stance phase.

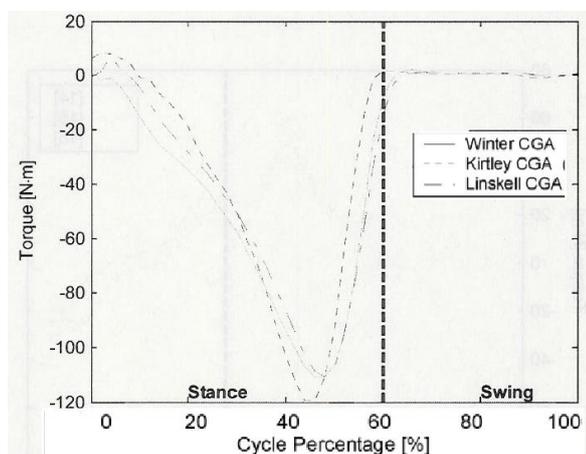


Figura 40 – Coppia istantanea per la flessione/estensione della caviglia tratto da [30] e [31]

La potenza istantanea richiesta dall'articolazione della caviglia per la flessione dorsale/plantare durante la marcia in piano è mostrata in Figura 41. Essa viene calcolata moltiplicando la velocità angolare del giunto e la coppia istantanea dello stesso. Durante la prima metà della fase di appoggio, come si vede, la caviglia assorbe una piccola quantità di energia (potenza negativa), ma richiede una notevole quantità di energia appena prima del distacco del piede da terra. Il picco di potenza al 50% del ciclo di andatura a oltre 200 W è il più grande requisito di potenza istantanea di qualsiasi articolazione durante la marcia in piano. L'articolazione della flessione della caviglia ha, inoltre, anche il più alto fabbisogno di energia medio di qualsiasi articolazione durante la deambulazione e ciò indica chiaramente che necessita di essere attuata. Durante lo swing, invece, le potenze sono notevolmente ridotte e quindi trascurabili.

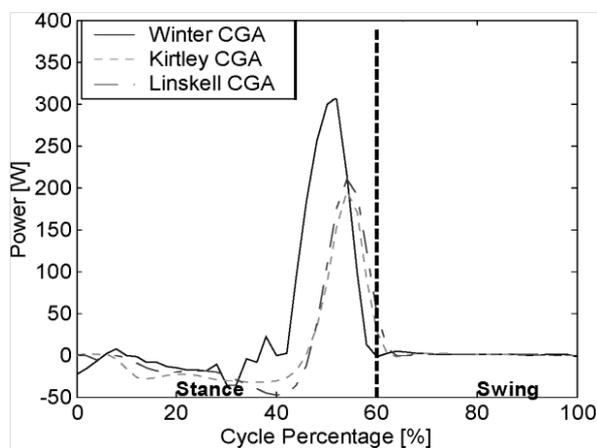


Figura 41 - Potenza richiesta dalla flessione dorsale/plantare della caviglia durante la camminata in piano tratto da [30] e [31]

Analisi simili sono state eseguite per il ginocchio e l'anca. In Figura 42 si può vedere la coppia istantanea richiesta per la flessione/estensione del ginocchio. All'inizio del ciclo, in concomitanza con l'appoggio del tallone a terra, è richiesta una coppia di flessione iniziale di -35 Nm. In seguito si ha l'estensione della gamba con conseguente necessità di grandi coppie (di circa 60 Nm), in modo tale da mantenere il ginocchio disteso durante la fase di appoggio.

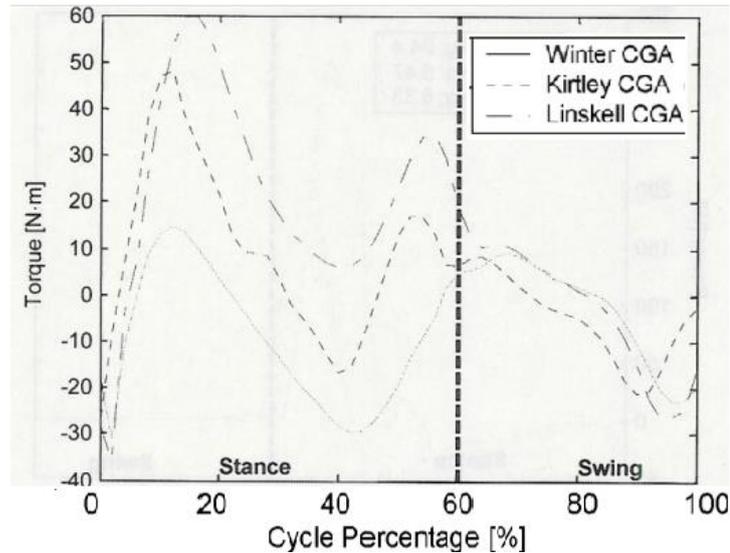


Figura 42 - Coppia richiesta dalla flessione/estensione del ginocchio tratto da [30] e [31]

L'andamento della potenza istantanea richiesta dall'articolazione per la flessione/estensione del ginocchio è mostrata in Figura 43 in relazione alla percentuale di ciclo di camminata. Come si può vedere, durante tutto il ciclo, la potenza varia da circa 50W a -180W ma, poiché la potenza media è negativa, si può dire che l'articolazione del ginocchio in generale dissipa energia durante la deambulazione in piano.

La flessione del ginocchio dissipa di gran lunga una potenza maggiore rispetto a quella richiesta dalle altre articolazioni della gamba. Di conseguenza, la dinamica dell'articolazione del ginocchio potrebbe essere strettamente correlata a un dispositivo dissipativo controllato, ovvero un ammortizzatore. Quest'ultima soluzione è, infatti, messa in opera in numerose protesi artificiali del ginocchio e esoscheletri.

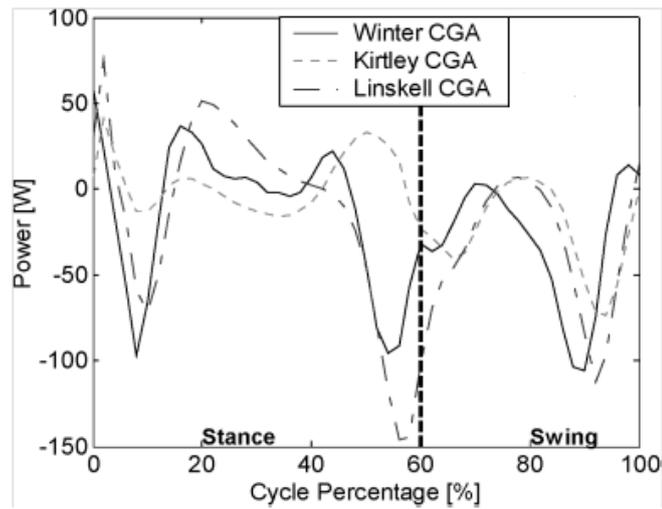


Figura 43 - Potenza richiesta dalla flessione/estensione del ginocchio durante la deambulazione in piano tratto da [30] e [31]

La coppia richiesta dall'anca è riportata, invece, in Figura 44. Fin da subito si può vedere che essa è relativamente simmetrica. Varia infatti da circa -80Nm a $+60\text{Nm}$ e, di conseguenza, si può supporre di utilizzare un attuatore bidirezionale per questa articolazione. La coppia di estensione negativa è necessaria nella posizione iniziale, denominata early stance, poiché l'anca supporta il carico sulla gamba di appoggio. La coppia, invece, è positiva nella fase conosciuta come late stance, all'incirca verso il 40% del ciclo e all'inizio del pendolamento. Quest'ultimo, che avviene intorno al 60% del ciclo del passo, richiede una potenza positiva all'anca al fine di spingere la gamba in avanti durante lo swing. Nell'oscillazione tardiva, o late swing, la coppia ritorna ad essere negativa poiché l'articolazione deve provvedere a rallentare la gamba prima che il tallone tocchi nuovamente terra.

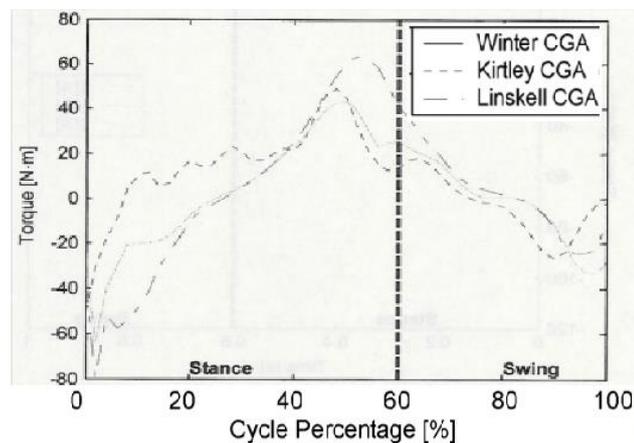


Figura 44 - Coppia richiesta per la flessione/estensione dell'anca tratto da [30] e [31]

La Figura 45, invece, mostra la potenza istantanea richiesta per la flessione ed estensione dell'anca. Similmente alla caviglia, l'anca assorbe energia durante la fase di appoggio e la sprigiona durante il distacco del piede dal terreno per spingere il busto in avanti, ma la potenza richiesta è inferiore a quella della caviglia. Si nota, infatti, che essa varia per l'anca da un minimo di -50W ad un massimo di 100W circa, mentre per la caviglia si arriva fino ai 300W. La potenza media per la flessione ed estensione dell'anca si può, inoltre, notare essere positiva e ciò implica la necessità di attuazione attiva.

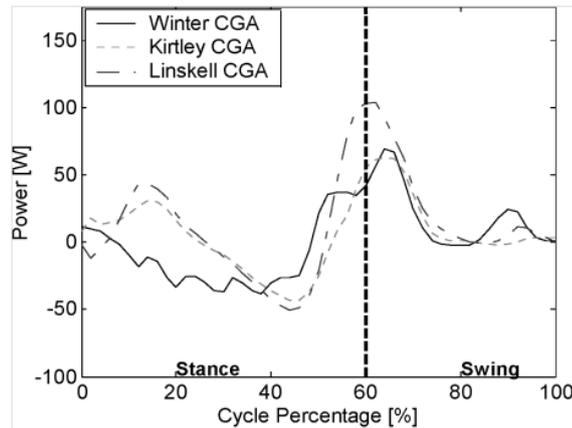


Figura 45 - Potenza richiesta dalla flessione/estensione dell'anca durante la deambulazione in piano tratto da [30] e [31]

Per l'articolazione dell'anca è, inoltre, fondamentale analizzare la potenza richiesta per garantirne l'abduzione e l'adduzione. Essa è difatti necessaria per permettere di mantenere il tronco in equilibrio lateralmente durante il movimento. L'abduzione e l'adduzione dell'anca vede grandi coppie, ma basse velocità angolari e, di conseguenza, come si può vedere in Figura 46, la potenza risultante è leggermente inferiore rispetto a quella richiesta alle articolazioni di flessione ed estensione. Si nota, infine, che il fabbisogno energetico è trascurabile durante lo swing.

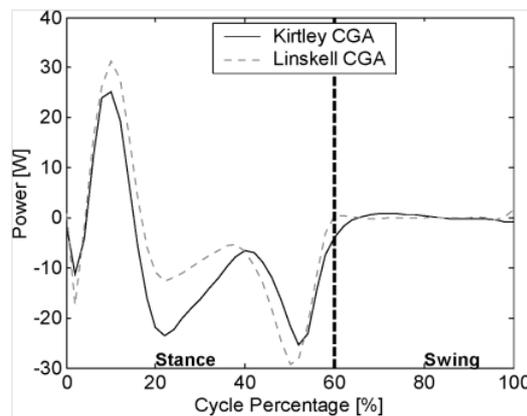


Figura 46 - Potenza richiesta dall'abduzione/adduzione dell'anca durante la deambulazione in piano tratto da [30] e [31]

Per semplicità, nelle ricerche effettuate nel CGA, tutte le piccole rotazioni che avvengono all'interno della gamba umana vengono sommate in una generale rotazione netta della gamba. Come mostrato in Figura 47, il fabbisogno energetico della rotazione netta è sostanzialmente inferiore rispetto alle altre articolazioni della gamba. La potenza di rotazione netta è generalmente sempre positiva, ovvero potenza consumata, e raggiunge 10-20 W vicino alla fine della fase di appoggio in correlazione con il picco di potenza richiesto nella flessione della caviglia. Dato che la potenza è così esigua, è probabilmente più efficiente non alimentare attivamente la rotazione delle gambe per la camminata in piano dell'esoscheletro.

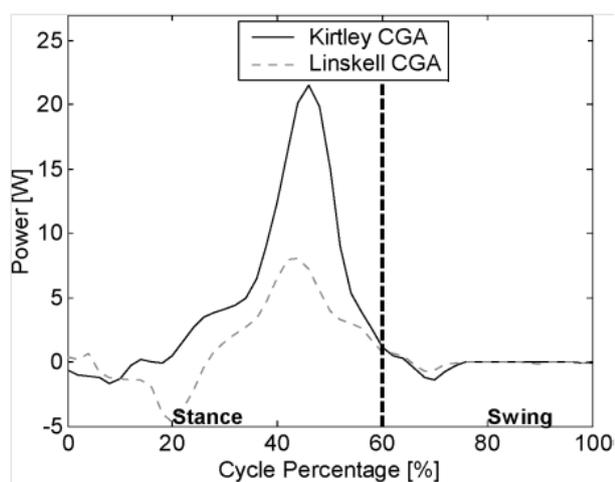


Figura 47 - Potenza di rotazione interna/esterna netta richiesta durante la camminata in piano tratto da [30] e [31]

Sulla base dei diversi grafici sopra riportati per ogni giunto di una singola gamba è stato possibile ricavare i grafici dei valori medi riassuntivi riportati in Figura 48 e in Figura 49, rispettivamente per la coppia e la potenza richieste. Si può così notare che il giunto che richiede il valore massimo di coppia e potenza è rappresentato da quello della caviglia. Quest'ultima richiede elevate potenze, ma per brevi istanti. Essa, infatti, agisce solo nel momento di distacco del piede dal terreno, mentre per il restante ciclo del passo non richiede pressoché potenza. Per quanto riguarda invece la potenza richiesta per compiere l'insieme delle piccole rotazioni, è chiaramente evidente come sia notevolmente esigua rispetto a quelle richieste agli altri giunti. Durante la normale andatura in piano, infatti, l'arto impegna principalmente potenza per compiere i movimenti di flessione ed estensione nel piano sagittale. L'anca inoltre, nonostante necessiti di una potenza trascurabile durante la fase di swing, durante la fase di stance è evidente che richieda di essere attuata per poter fornire l'energia necessaria al movimento. Essa, come si può apprezzare dai grafici, presenta valori di coppia sia negativi sia positivi rappresentanti il movimento di estensione della gamba rispetto al piano frontale. Questa estensione è positiva nel momento in cui l'individuo avanza e quindi la gamba si trova davanti al piano frontale; mentre è negativa quando esso, dopo aver terminato il passo e quando si appresta a terminare il successivo, ha la gamba posta

dietro al piano frontale. Infine, si può notare come l'articolazione del ginocchio richieda una potenza istantanea in generale negativa e di gran lunga maggiore durante tutto il ciclo del passo rispetto a tutte le altre articolazioni. Per quanto riguarda la coppia, invece, essa raggiunge il massimo valore positivo nel momento in cui il soggetto ha la gamba posta anteriormente e pronta a compiere il passo, ossia intorno al 15% del ciclo. Questa risulta essere la situazione più critica per il giunto e quindi, in seguito, nella progettazione dello stesso, sarà scelta come fase nella quale analizzare forze e coppie in gioco.

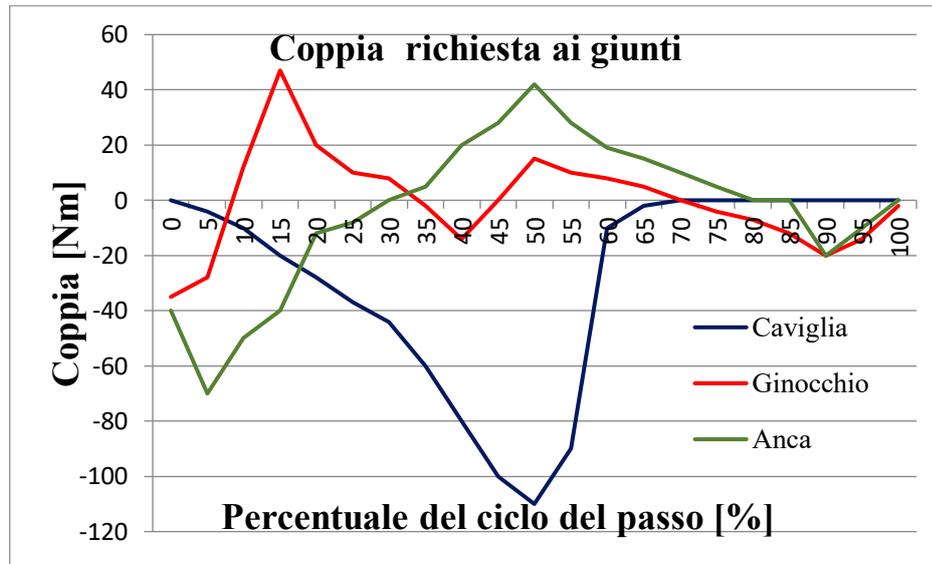


Figura 48 - Grafico della coppia media richiesta dalle articolazioni della gamba ricavato dai valori ottenuti presi da [30] e [31]

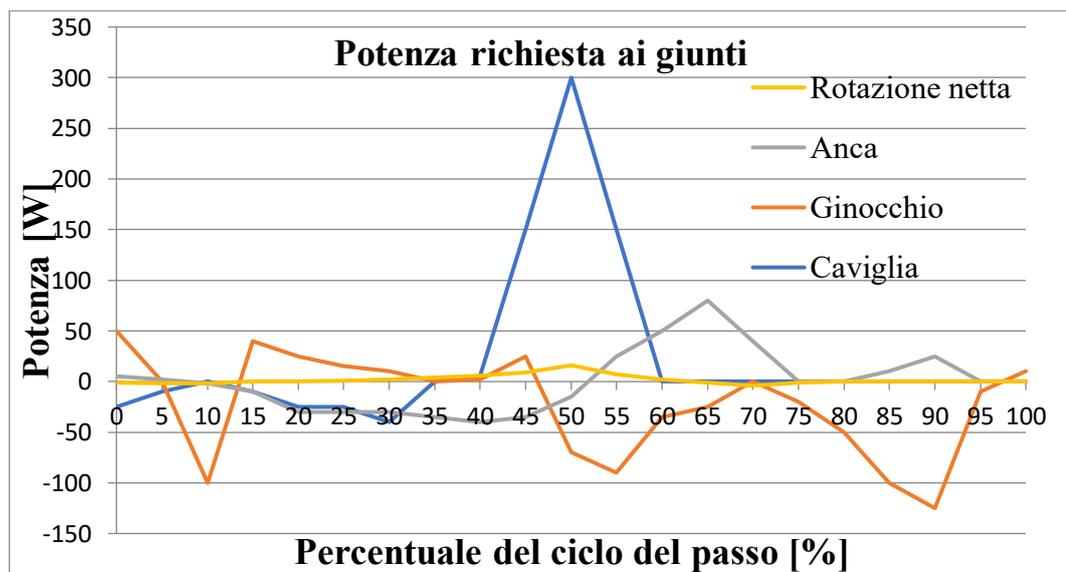


Figura 49 – Grafico della potenza istantanea media richiesta ai giunti della gamba ricavato dai valori ottenuti presi da [30] e [31]

5.6 – Struttura e materiali costituenti l'esoscheletro

Dopo aver analizzato le potenze e le coppie in gioco durante le diverse fasi del fisiologico ciclo di deambulazione, in questa sezione ci si è occupati della struttura fisica degli arti inferiori dell'esoscheletro. Questo procedimento risulta fondamentale al fine di valutare gli effettivi carichi, e quindi le effettive potenze, che i giunti e gli attuatori devono supportare.

In primo luogo, è necessario dire che si è scelto di utilizzare un'architettura pseudo-antropomorfa in quanto presenta i maggiori vantaggi in termini sia di realizzazione sia di sicurezza per l'individuo. Si è scelto quindi, innanzitutto, di utilizzare come ossatura delle piastre coassiali coi giunti articolari considerati nel piano sagittale. In secondo luogo, è stato previsto un alloggiamento lombare nel quale andare poi ad inserire le batterie e il sistema operativo di controllo. Al fine poi di adattare la struttura alle differenti tipologie antropometriche di utilizzatori, sia le piastre sia l'alloggiamento lombare sono stati pensati tali da poter essere facilmente regolabili in base all'altezza e alla lunghezza degli arti. Sono state previste, infine, delle cinghie di velcro che cingono vita, cosce e polpacci in modo da mantenere saldo il contatto tra operatore e esoscheletro.

In questo studio, l'attenzione è stata posta su un soggetto avente specifiche caratteristiche fisiche e, di conseguenza, di seguito si riportano solo le considerazioni fatte su questa base, ma che possono essere facilmente ampliate e adattate a qualsiasi altra tipologia di individuo. In particolare, sulla base delle lunghezze di femore e tibia riportate nella Tabella 3 di pagina 56, sono state definite le misure delle rispettive piastre.

La piastra femorale è stata pensata come un parallelepipedo appiattito avente le due estremità arrotondate e forate. È stata anche ipotizzata un'asola centrale in modo tale da alleggerire la struttura. Si definiscono così tutte le misure della piastra femorale riferita al 95% ile uomo italiano come riportato in Tabella 7.

Tabella 7 – Misure della piastra femorale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33]

Larghezza piastra	155.70	mm
Spessore piastra	15.10	mm
Raggio curvatura esterno	77.80	mm
Distanza tra i centri dei fori	449.00	mm
Raggio dei fori	46.20	mm
Lunghezza asola	228.70	mm
Larghezza asola	73.10	mm

Calcolando tutti i volumi parziali, è possibile poi calcolare il volume effettivo della piastra femorale come riportato in Tabella 8.

Tabella 8 - Volume effettivo della piastra femorale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33]

Volume effettivo piastra femorale		
Volume totale	1342768	mm ³
Volume cerchio 1	101261	mm ³
Volume cerchio 2	101261	mm ³
Volume asola	252442	mm ³
Volume piastra femorale	887804	mm ³

La piastra tibiale è stata pensata identica a quella femorale e le sue misure sono riportate in dettaglio nella seguente Tabella 9.

Tabella 9 - Misure della piastra tibiale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33]

Larghezza piastra	180.70	mm
Spessore piastra	15.10	mm
Raggio curvatura esterno	90.35	mm
Distanza tra i centri dei fori	451.00	mm
Raggio dei fori	30.30	mm
Lunghezza asola	249.50	mm
Larghezza asola	84.60	mm

Per mezzo di queste misure, è stato poi possibile calcolare prima tutti i volumi parziali e, di conseguenza, il volume effettivo della piastra tibiale come riportato nella sottostante Tabella 10.

Tabella 10 – Volume effettivo della piastra tibiale scelta sulla base di dati presi da [32] e [33]

Volume effettivo piastra tibiale		
Volume totale	1617829	mm ³
Volume cerchio 1	43548	mm ³
Volume cerchio 2	43548	mm ³
Volume asola	318731	mm ³
Volume piastra tibiale	1212002	mm ³

Nella scelta del materiale da utilizzare per la realizzazione delle piastre si è dovuto tener conto della necessità sia di garantire adeguata resistenza, ma al tempo stesso sufficiente leggerezza alla struttura, sia di contenere i costi di realizzazione. A tale scopo, facendo riferimento alla Tabella 11 ricavata da [46], si è potuto notare come il titanio sia il materiale migliore dal punto di vista della resistenza a carichi molto elevati, ma il suo costo lo rende proibitivo per il progetto.

Tabella 11 - Caratteristiche di alcune leghe metalliche tratto da [46]

	Denominazione lega	Densità [kg/m ³]	Carico di rottura [MPa]	Carico di snervamento [MPa]	Modulo elastico [MPa]
Alluminio	2024-T4	2780	483	345	73100
	2090-T3	2590	320	210	76000
	6061-T6	2700	290	240	69000
	7075-T6	2810	572	503	71700
	7175-T66	2800	590	520	72000
Acciaio	Mar.aging tipico	8000	1200	800	200000
	Basso carbonio	7850	700	400	199000
	Alto carbonio, temprato e rinvenuto	7800	1700	1500	205000
Titanio	Ti-6Al-4Va	4400	1200	1100	114000

Al tempo stesso, si nota anche che, nonostante le sue ottime proprietà, l'acciaio ha come discriminante il peso elevato e di conseguenza non può essere utilizzato per una struttura che richieda leggerezza e comodità di movimento. Emerge così che l'alluminio, grazie alla sua leggerezza e ai costi relativamente modesti, si presenti come il candidato ideale per la creazione dell'esoscheletro.

L'alluminio è uno degli elementi maggiormente diffusi sulla terra e si trova in natura spesso combinato con altri elementi a formare delle leghe. Queste assumono differente denominazione a seconda della tipologia di lavorazione che permettono e del grado di purezza e si distinguono in:

- Serie 1000: coincide con l'alluminio industrialmente puro (ovvero 99% di contenuto in peso minimo). Le leghe di questa serie presentano elevate conducibilità elettrica e termica, resistenza alla corrosione eccellente, buona lavorabilità, ma basse caratteristiche meccaniche. Tramite incrudimento è possibile aumentare le caratteristiche meccaniche, a scapito però di diminuzione di duttilità e incremento della durezza.
- Serie 2000: leghe di Alluminio-Rame, note in commercio come Avional o Duralluminio. Sono leghe da trattamento termico, ovvero necessitano di un processo di solubilizzazione, tempra ed invecchiamento per sviluppare caratteristiche meccaniche elevate confrontabili quelle di acciai al carbonio. Presentano la minor resistenza alla corrosione fra le leghe di alluminio e, per questo, richiedono opportuni sistemi di protezione in applicazioni critiche. Esse vengono utilizzate per creazione di parti o strutture che richiedano un elevato rapporto resistenza/peso, come ad esempio applicazioni aerospaziali o aeronautiche.
- Serie 3000: leghe di Alluminio-Manganese. La presenza del Manganese permette a queste leghe di aumentare la resistenza meccanica delle leghe lavorate per incrudimento e di ridurre la sensibilità alla corrosione da stress e intergranulare. Sono usate principalmente per utensili da cucina, tubi e recipienti in pressione.
- Serie 4000: leghe di Alluminio-Silicio. Sono molto utilizzate in fonderia per la presenza appunto di questo alligante che permette di ridurre il coefficiente di dilatazione termica e aumentare la fluidità. La durezza delle particelle di Silicio, inoltre, conferisce una buona resistenza all'usura. La più importante di queste leghe prende il nome di silumin.
- Serie 5000: leghe di Alluminio-Magnesio, note in commercio come Peraluman. Il magnesio conferisce a queste leghe una buona resistenza a caldo, duttilità e lavorabilità ottime e elevata resistenza alla corrosione. In genere non richiedono trattamenti termici di invecchiamento, ma possono venir deformate a freddo per aumentarne la durezza. Si utilizzano in rivetti esposti ad ambienti particolarmente corrosivi o per serbatoi di carburante.
- Serie 6000: leghe di Alluminio-Silicio-Magnesio note come Anticorodal. Le leghe di questa serie presentano buona formabilità e saldabilità, ottima lavorabilità con le macchine utensili e, se sottoposte a trattamenti termici di indurimento per precipitazione, sviluppano caratteristiche meccaniche leggermente inferiori a quelle delle leghe delle serie 2000 e 7000. Vengono utilizzate per applicazioni architettoniche, in campo ferroviario e navale e nella costruzione di telai motociclistici e ciclistici.
- Serie 7000: leghe di Alluminio-Zinco-Magnesio note in commercio come Ergal. Sono leghe da trattamento termico che sviluppano caratteristiche

meccaniche superiori fra tutte le altre leghe di alluminio. Possono però presentare sensibilità a tensocorrosione e, per questo, vengono trattate con specifici stabilizzanti. Esse, inoltre, presentano una buona lavorabilità alle macchine utensili, ma scarsa saldabilità per fusione. Vengono impiegate principalmente per strutture aeronautiche e mezzi di trasporto, in generale per parti notevolmente sollecitate.

- Serie 8000: sono leghe miste tra le quali si ricordano quelle composte di Alluminio-Litio che presentano una buona resistenza statica, eccellente resistenza a fatica e elevata tenacità anche a basse temperature.

Per questo progetto si ipotizza l'uso di una lega della serie 6000 in quanto, come già detto in precedenza, presentano buona resistenza alla corrosione, un'ottima lavorabilità con le macchine utensili e una buona saldabilità. Inoltre, in seguito al trattamento termico, permettono di ottenere un carico di snervamento simile a quello delle leghe migliori e perfettamente compatibile con i carichi massimi agenti nell'esoscheletro. Si è così scelto di utilizzare la lega di Alluminio 6061-T6 Anticorodal, in cui l'Alluminio è legato insieme a Magnesio, Silicio e Rame e avente, come riportato in Tabella 11, una densità volumica pari a $\rho=2700 \text{ kg/m}^3$. Di conseguenza è stato possibile calcolare la massa delle piastre femorale e tibiale, i cui risultati sono riportati in Tabella 12.

Tabella 12 - Massa delle piastre esoscheletriche scelte tratte da [32], [33], [46]

Massa delle piastre esoscheletriche			
Massa volumica	ρ	2700	kg/m^3
Volume piastra femorale	V_{PF}	$887804 \cdot 10^{-9}$	m^3
Massa piastra femorale	M_{PF}	2.40	kg
Volume piastra tibiale	V_{PT}	$1212002 \cdot 10^{-9}$	m^3
Massa piastra tibiale	M_{PT}	3.27	kg

5.7 – Analisi statica delle fasi più critiche della deambulazione

Nei paragrafi precedenti sono state analizzate, tramite i dati ottenuti da diversi studi sul Clinical Gait Analysis, le coppie e le potenze richieste dalle articolazioni umane durante il ciclo del passo. È stato così possibile individuare quali fasi di quest'ultimo

comportino il maggior dispendio di energie e, su esse, è necessario effettuare un'analisi statica del sistema individuo-esoscheletro. In particolare, considerando soltanto il ginocchio, si è notato che la fase principalmente più critica risulta essere quella a cavallo tra la fase di caricamento della risposta e tra la cosiddetta Mid-stance. Facendo riferimento alla Figura 38 a pagina 64, si nota che durante tale periodo, individuabile intorno al 15% del ciclo del passo, una gamba sostiene l'intero peso della parte del corpo sovrastante il bacino e deve provvedere all'avanzamento di tutto il corpo, mentre l'altra provvede a muovere solo se stessa.

Il presente studio, inoltre, come spiegato nei paragrafi precedenti, ha selezionato come individuo tipo il "95 percentile uomo italiano, avente massa corporea totale pari a 93 kg e altezza totale pari a $H = 1.834$ m". Le lunghezze e le masse caratteristiche degli arti inferiori di quest'ultimo sono già state riportate rispettivamente nelle Tabella 3 di pagina 56 e Tabella 5 di pagina 58. Ad esso poi è stato applicato un carico esterno rappresentato da uno zaino del peso di 50 kg. Per semplicità di analisi, si considerano il peso del corpo sovrastante il bacino e lo zaino come un'unica massa concentrata che si sposta durante la deambulazione. Tale peso, inoltre, si considera gravare per il 90% della massa concentrata totale sulla gamba di appoggio durante la fase in oggetto. Si vuole inoltre precisare che, al fine di effettuare una corretta analisi, è stato necessario sommare il peso delle piastre esoscheletriche a quello di ogni singola gamba. Non avendo, invece, a disposizione il peso reale dei tre singoli attuatori, per l'anca, il ginocchio e la caviglia, si è deciso di ipotizzarlo pari a 3kg e di verificare in seguito tale assunzione. Si prevede, inoltre, che il segmento del piede sia individuato con la caviglia stessa e che permetta così il contatto col terreno, mentre i restanti due segmenti, ovvero coscia e gamba, siano rigidi e il loro peso concentrato nel centro di massa. Tali centri di massa sono stati desunti dall'analisi dei dati forniti dal [4].

Per poter meglio comprendere la situazione in esame, si fa riferimento al sistema reale come riportato in Figura 50. Si può così vedere un soldato equipaggiato per una normale esercitazione addestrativa o durante una missione in teatro operativo, che porta sul dorso lo zaino e, in celeste, l'esoscheletro amplificatore di forza per gli arti inferiori. È possibile visualizzare come la struttura robotica si adatti perfettamente alla fisionomia dell'individuo, senza impedirne i movimenti e garantendo una costante adesione tra essi per mezzo di cinghie. Si notano, inoltre, il gruppo di alimentazione, contenente le batterie e il sistema di controllo esoscheletrico, posto sotto lo zaino e saldamente vincolato al telaio dorsale, e i giunti motorizzati che facilitano i movimenti del soldato. Per quanto riguarda lo zaino è stato scelto lo zaino a sacco da 100 litri – modello 2007, in dotazione all'Esercito Italiano, le cui caratteristiche sono riportate nel [13]. Il peso dello zaino si considera concentrato nel suo baricentro.

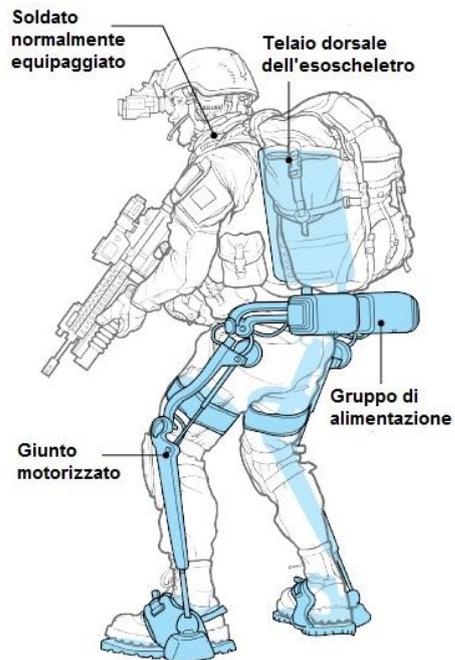


Figura 50 - Sistema reale considerato tratto da (57)

Da questo sistema reale, si è poi passati al modello fisico del soldato che cammina in piano, focalizzando l'attenzione nella fase corrispondente al 15% del ciclo del passo, come riportato in Figura 51. In essa, si riportano in rosso le piastre cosciali e tibiali, mentre in blu sono evidenziati i giunti di anca, ginocchio e caviglia dell'esoscheletro. Questi sono riportati coassialmente a quelli umani per garantire la stabilità e la libertà dei movimenti durante la deambulazione.

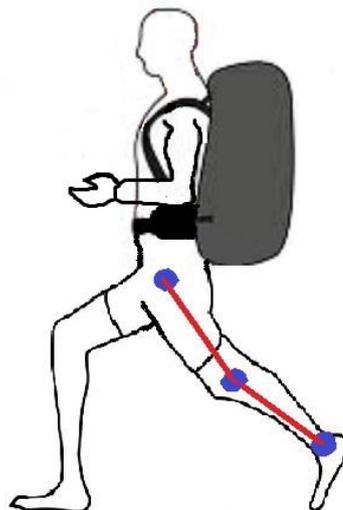


Figura 51 - Modello fisico considerato realizzato personalmente

In seguito a queste assunzioni è stato possibile ricavare il diagramma stilizzato generale di corpo libero riportato in Figura 52, la cui legenda è riportata in Tabella 13, secondo cui si è sezionato il modello fisico secondo il piano sagittale. Nel diagramma il peso della parte del corpo superiore alla pelvi e quello dello zaino vengono rappresentati tramite il rettangolo al cui interno si trova la scritta “zaino”. Entrambi questi peso sono considerati gravanti per il 90% del loro totale sulla gamba considerata, mentre il restante 10% è attribuito all'altra. Il baricentro del peso corporeo superiore alla pelvi, inoltre, per semplicità di analisi, è considerato coincidere col baricentro del giunto dell'anca, mentre quello dello zaino è considerato giacere al centro dello stesso. Per quanto riguarda gli arti inferiori, la lunghezza della coscia e della tibia sono considerati coincidenti con quelle delle piastre femorale e tibiale rispettivamente, in quanto, come detto in precedenza, lo studio è stato effettuato sulla base dell'architettura pseudo - antropomorfa del BLEEX. Le misure di tali lunghezze e la posizione dei relativi baricentri, quest'ultima ottenuta dal [4], vengono riportate in dettaglio in Tabella 13. In Figura 52 sono rappresentate, inoltre, la forza di reazione vincolare del terreno e la coppia che il giunto della caviglia dovrà realizzare, i quali, insieme alle forze e coppie relative all'anca e al ginocchio, verranno poi calcolati nel dettaglio in seguito tramite i diagrammi di corpo libero riportati in Figura 53, Figura 54 e Figura 55. Si precisa, infine, che nell'analisi statica effettuata si considera soltanto una gamba, in quanto per l'altra verranno poi le stesse considerazioni nella situazione in esame.

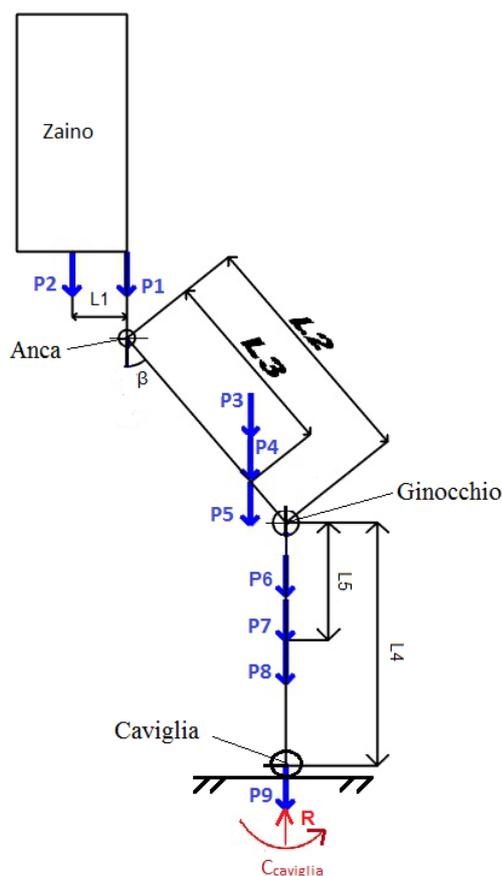


Figura 52 - Diagramma generale di corpo libero della fase maggiormente critica

Tabella 13 – Legenda dei diagrammi di corpo libero tratti anche da [4]

Simbolo	Descrizione	Valore	U.M.
L ₁	Distanza baricentro zaino anca	0.150	m
L ₂	Lunghezza piastra femorale	0.449	m
L ₃	Distanza centro di massa coscia dall'anca	0.35	m
L ₄	Lunghezza piastra tibiale	0.451	m
L ₅	Distanza centro di massa tibia dal ginocchio	0.358	m
P1	Peso parte superiore corpo umano	617.65	N
P2	Peso zaino	490.5	N
P3	Peso piastra femorale	23.54	N
P4	Peso coscia	91.23	N
P5	Peso attuatori anca e ginocchio	58.86	N
P6	Peso attuatore tibiale	29.43	N
P7	Peso piastra tibiale	30.08	N
P8	Peso tratto ginocchio-caviglia umano	42.38	N
P9	Peso piede umano	13.24	N

Per poter calcolare le coppie richieste dai diversi giunti, è necessario scomporre il diagramma generale in ogni sua singola parte. Di conseguenza, partendo dalla parte superiore del corpo, si considera solo l'insieme dei carichi posti al di sopra del giunto dell'anca e si ricava il diagramma di corpo libero riportato in Figura 53. In esso si considerano il carico dovuto al peso del busto, degli arti superiori, della testa e dello zaino.

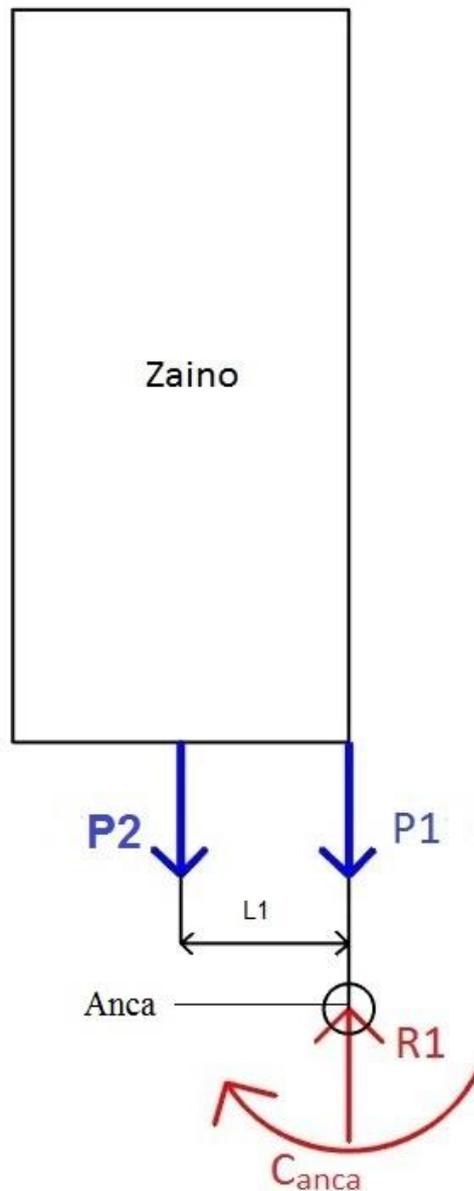


Figura 53 - Diagramma di corpo libero della parte superiore del corpo

Ricordando che, per la fase analizzata, il peso dello zaino e della parte soprastante l'anca si devono considerare gravare per il 90% del loro peso totale e imponendo l'equilibrio alla traslazione verticale e alla rotazione, si ottengono le seguenti equazioni:

$$R_1 = P_1 + P_2$$

$$C_{ANCA} = P_2 \cdot L_1$$

dove: R_1 è la forza di reazione verticale all'anca.

La coppia all'anca di conseguenza risulta $C_{ANCA} = -66 \text{ Nm}$ mentre $R_1 = 997.33 \text{ N}$.

Considerando invece la coscia, ovvero la parte del corpo tra anca e ginocchio, si ottiene il diagramma di corpo libero riportato in Figura 54. In esso, si considerano, oltre al peso della coscia concentrato nel suo centro di massa, anche il peso della piastra femorale e degli attuatori sia dell'anca sia del ginocchio.

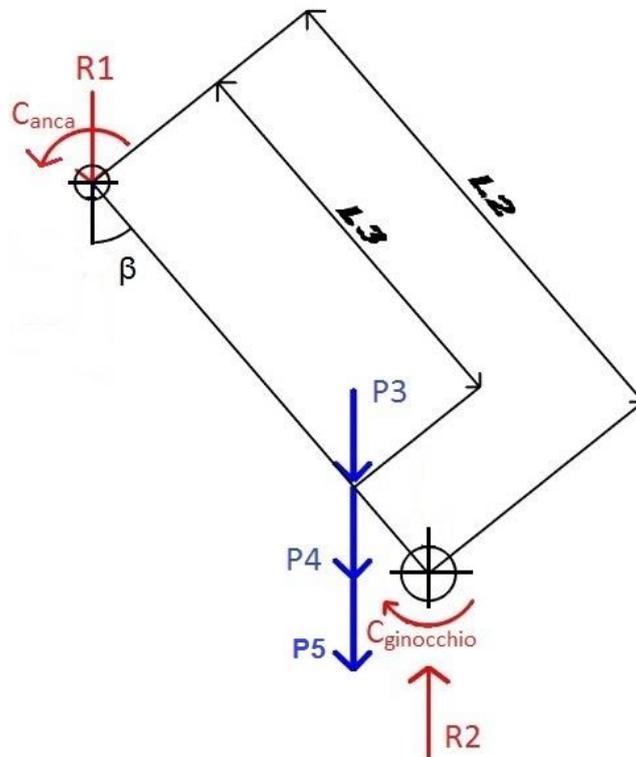


Figura 54 - Diagramma di corpo libero della coscia

Imponendo l'equilibrio alla traslazione verticale e alla rotazione, si ottengono le seguenti equazioni:

$$R_2 = P_3 + P_4 + P_5 + R_1$$

$$C_{GINOCCHIO} = R_1 \cdot L_2 \cdot \sin\beta - C_{ANCA} + (P_3 + P_4 + P_5) \cdot (L_2 - L_3) \cdot \sin\beta$$

dove: R_2 è la forza di reazione verticale al ginocchio;

$$\beta = 15^\circ.$$

La coppia al ginocchio di conseguenza risulta $C_{\text{GINOCCHIO}} = 62.34 \text{ Nm}$ e $R_2 = 1171 \text{ N}$.

Considerando, infine, la parte finale della gamba compresa tra ginocchio e caviglia si ottiene il diagramma di corpo libero riportato in Figura 55. In esso, si considerano, oltre al peso della tibia concentrato nel suo centro di massa, anche il peso della piastra tibiale e dell'attuatore della caviglia. Tutti i carichi verticali andranno poi a scaricarsi a terra tramite il giunto alla caviglia che funziona da cerniera permettendone la sola rotazione.

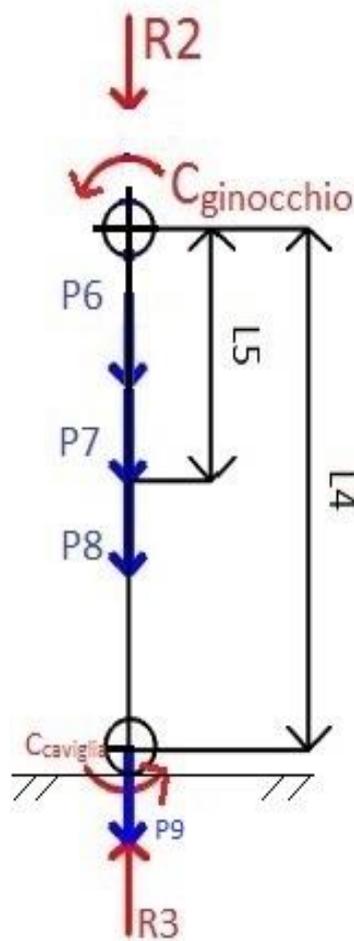


Figura 55 - Diagramma di corpo libero della parte terminale della gamba

Imponendo l'equilibrio alla traslazione verticale e alla rotazione, si ottengono le seguenti equazioni:

$$R_3 = P_6 + P_7 + P_8 + P_9 + R_2$$

$$C_{\text{CAVIGLIA}} = - C_{\text{GINOCCHIO}}$$

dove: R_3 è la forza di reazione verticale del terreno;

La coppia alla caviglia di conseguenza risulta uguale alla $C_{\text{CAVIGLIA}} = C_{\text{GINOCCHIO}} = - 62.34 \text{ Nm}$ e $R_3 = 1286 \text{ N}$.

Per esigenza di verifica dei risultati ottenuti si è fatto riferimento ai valori mostrati nel [35]. In esso si riporta, in seguito ad un'attenta analisi della deambulazione senza carichi esterni e in piano, un valore di coppia massima per il ginocchio pari a 60 Nm, per la caviglia pari a 120 Nm e per l'anca oscillante tra -80 e 60 Nm. Il valore della coppia all'anca trovato, 66Nm, risulta essere compreso nel range proposto e di conseguenza valido. Ovviamente è un valore maggiore rispetto alla stessa fase nella situazione analizzata nel [33] in quanto in questo studio è stato aggiunto un carico dorsale. Lo stesso discorso può essere fatto per il giunto della caviglia. Il valore di coppia ricavato risulta essere notevolmente inferiore a quello massimo dal momento che si sta considerando la situazione più critica per il ginocchio, non quella per la caviglia. Per quanto riguarda, invece, quest'ultimo, si nota che esso dovrà realizzare una coppia pari a 65 Nm, ossia maggiore rispetto a quella riportata nel [33] nonostante si sia considerata la situazione maggiormente critica. Questo è facilmente esplicabile se si considera il carico aggiuntivo posto sul dorso dell'individuo considerato. In seguito alla presenza dello stesso, sarà richiesta una coppia maggiore ad ogni giunto e, visto che si considera la situazione maggiormente critica per il ginocchio, essa sarà maggiore per quest'ultimo rispetto al valore riportato nel [33].

In seguito poi si è reso necessario un confronto fra i valori ricavati da quest'analisi statica con i dati forniti dall'analisi clinica della deambulazione (Clinical Gait Analysis) di cui si è già parlato nel precedente paragrafo 5.5. Al fine di meglio comprendere tale confronto si riporta il seguente grafico in Figura 56. Come si può vedere, i valori ottenuti dall'analisi statica, ossia i pallini di color giallo per la caviglia, azzurro per l'anca e viola per il ginocchio, differiscono da quelli forniti dall'analisi clinica della deambulazione riportati in [30 e 31] e per mezzo dei quali era stato ottenuto il grafico di Figura 48. Il primo motivo di tale differenza è dovuto alle caratteristiche dell'individuo oggetto dell'analisi. I dati CGA, infatti, sono stati ricavati per un soggetto del peso di 73 kg che cammina in piano alla velocità di 6 km/h, mentre in questo progetto è stato scelto il "95 percentile uomo italiano" avente massa corporea totale 93 kg, le cui caratteristiche sono state già definite nel precedente paragrafo 5.2 e ricavate da [1], [2] e [3]. La velocità di andatura di tale soggetto è stata ridotta a 4 km/h perché si considera appunto questa maggiore massa corporea e il carico dorsale. La seconda differenza è rappresentata appunto da questo carico dorsale. In questo progetto, infatti, il soggetto di analisi è stato pensato trasportare uno zaino sulla schiena dal peso di 50 kg, mentre nell'analisi clinica il soggetto era invece scarico. Queste due modifiche hanno perciò permesso di ottenere, per ogni giunto, un valore di coppia maggiore rispetto a quello fornito dai dati CGA.

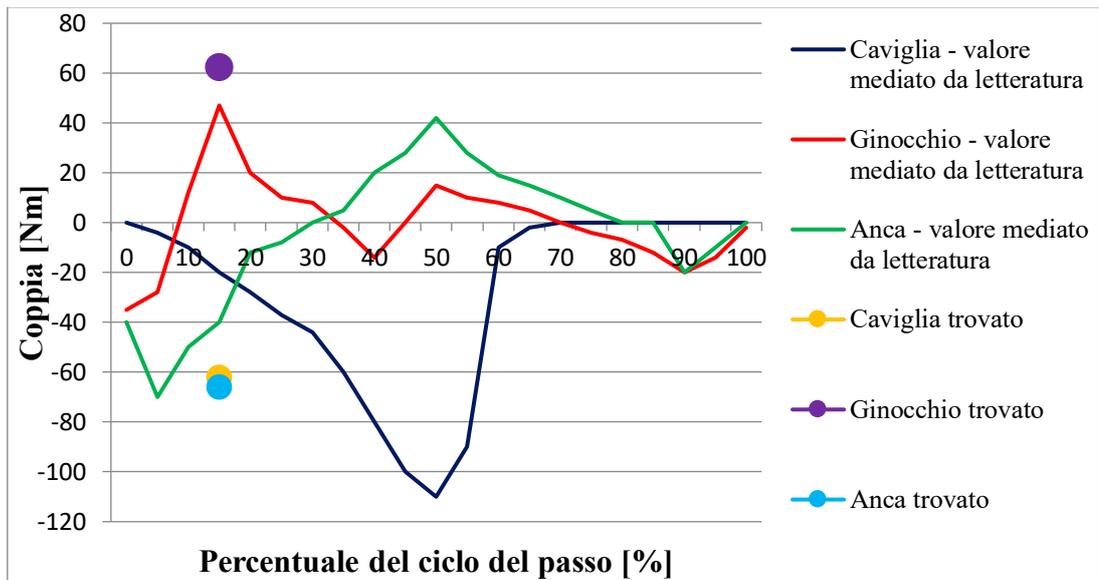


Figura 56 - Confronto fra i dati del CGA forniti da [30] e [31] e quelli ottenuti dall'analisi statica effettuata

5.8 – Design strutturale del BLEEX

Il presente lavoro si pone, come già detto, l'obiettivo di creare un giunto per il ginocchio adattabile all'esoscheletro BLEEX realizzato dai ricercatori di Berkeley. Per far ciò risulta necessario analizzare il design originario della struttura esoscheletrica scelta. In Figura 57 si riporta il modello complessivo del BLEEX, semplificato al fine di enfatizzarne i componenti principali, ampiamente documentato e descritto in [19 e 29].

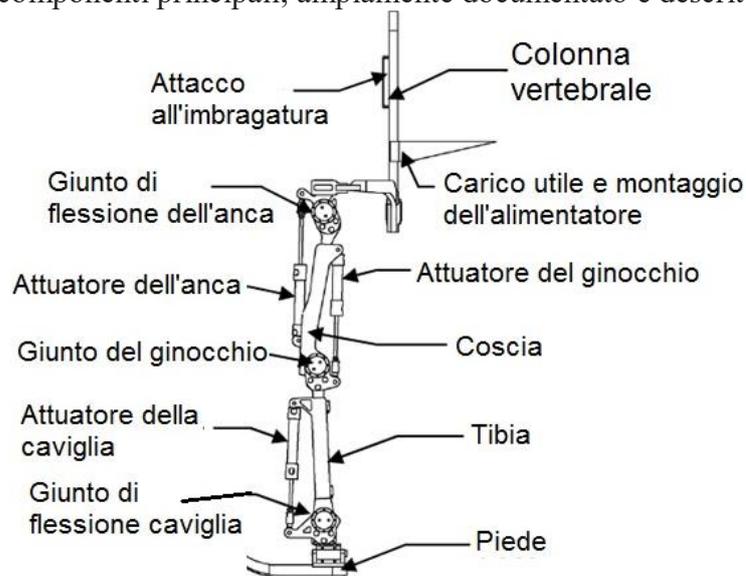


Figura 57 - Modello complessivo e semplificato del BLEEX tratto da [19] e [29]

Si possono così distinguere quattro differenti strutture: il busto, la coscia, la tibia e il piede. Partendo dall'alto si trova il torso del BLEEX, visibile in dettaglio in Figura 58, che permette il collegamento con la struttura dell'anca e aderisce alla schiena dell'operatore in modo tale da permettere un collegamento stabile e resistente con esso. Questa struttura solida, come si vede, comprende e alloggia l'alimentatore, il sistema di attuazione dell'anca, il sistema operativo e di controllo, un accelerometro e un inclinometro. L'alimentatore, situato sul retro del busto, posteriormente al SIOM, è costituito principalmente da un pacco batterie ed è sovrastato da una piastra piana sul quale poi sarà possibile alloggiare il carico utile trasportabile dall'esoscheletro. È inoltre visibile in Figura 58 il sistema di attuazione dell'anca, costituito a sua volta da attuatore, valvola e collettore necessari per il movimento di abduzione/adduzione dell'anca. Esso permette di controllare e generare le forze e coppie richieste dal giunto, adattandole di volta in volta alla necessità operativa. L'inclinometro e l'accelerometro, invece, rilevano e misurano rispettivamente il riferimento angolare assoluto e l'accelerazione che vengono poi inviati all'algoritmo di controllo. Quest'ultimo è contenuto all'interno del SIOM, ossia il Supervisor I/O Module, e rappresenta il sistema operativo e di controllo integrato nell'esoscheletro. Per acquisire i dati dai sensori e comunicarli al SIOM, vengono utilizzate delle schede elettroniche personalizzate chiamate RIOMs ovvero Remote I/O Modules. Alcuni di questi RIOMs sono collegati, insieme al SIOM, al busto BLEEX nella zona lombare, davanti al sistema di alimentazione.

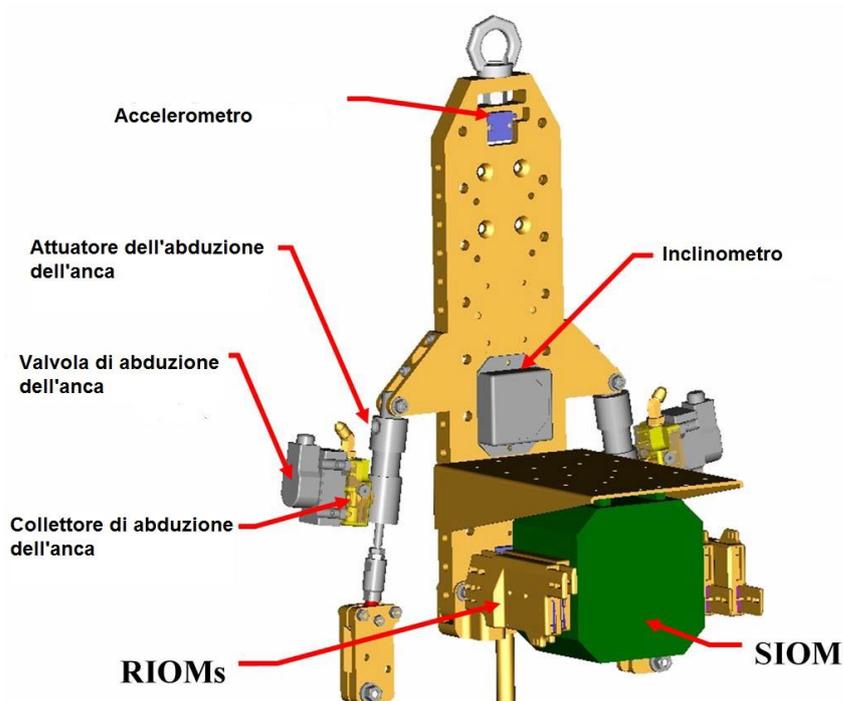


Figura 58 - Design del busto del BLEEX visto dal retro tratto da [19]

La parte anteriore del busto, invece, è dotata di un'imbracatura che deve essere indossata dall'operatore. Questa è il secondo punto di attacco rigido all'operatore ed è necessaria per garantire la stabilità del sistema esoscheletrico e quindi la sua efficacia. In generale, l'imbracatura consiste in una piastra posteriore curva e rigida che si attacca al busto e include anche comode cinghie da zaino che stringono l'operatore, permettendo di distribuirne le forze su tutto il busto. A differenza di imbracature per la maggior parte delle attività, l'imbracatura esoscheletrica deve distribuire forze e momenti in qualsiasi direzione e, nonostante sia progettata per garantire un elevato livello di comfort, è in grado di resistere a qualsiasi possibile carico.

Direttamente collegato al busto del BLEEX si trova la struttura esoscheletrica della coscia che si può apprezzare in dettaglio nella Figura 59. Ad essa poi, tramite il giunto del ginocchio, si collegherà la struttura esoscheletrica della tibia visibile in Figura 60. Le figure riportate la vista laterale secondo il piano sagittale della *gamba* e, in entrambe, è mostrata una sola *gamba* dell'esoscheletro poiché sono identiche per entrambe gli arti inferiori.

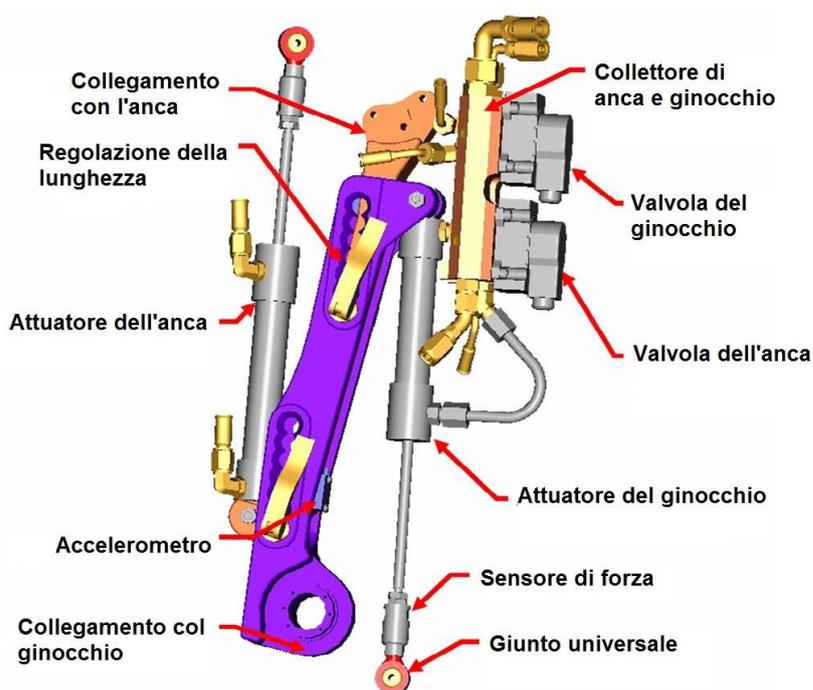


Figura 59 - Design della piastra femorale del BLEEX tratto da [19]

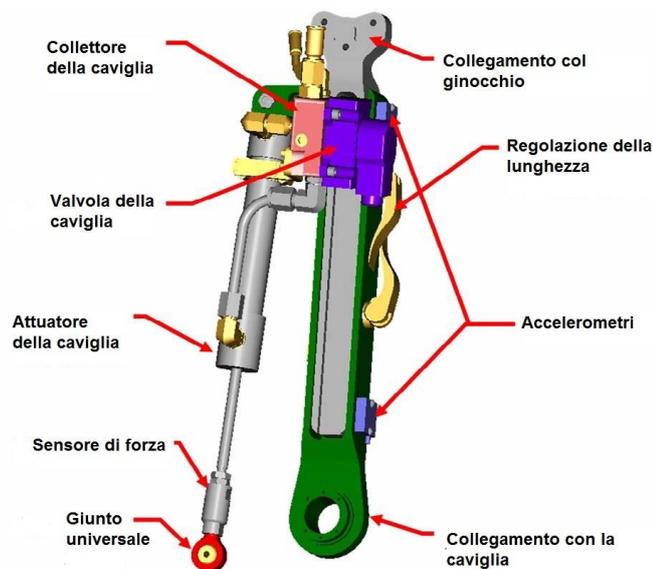


Figura 60 - Design della piastra tibiale del BLEEX tratto da [19]

Le funzioni principali di queste due strutture sono di supporto strutturale e di collegamento dei giunti di flessione/estensione. La tibia e la coscia del BLEEX sono entrambe progettate per essere regolabili in lunghezza per adattarsi a differenti tipologie di individui. Esse, infatti, sono costituite da due parti che possono scivolare l'una dentro l'altra e quindi bloccarsi poi alla lunghezza richiesta. Per ridurre al minimo il percorso idraulico, i collettori sono stati progettati per instradare il fluido tra le valvole, gli attuatori, l'alimentazione e le linee di ritorno. Questi collettori vengono montati direttamente sui cilindri per ridurre al minimo la distanza idraulica tra valvola e attuttore e, al tempo stesso, massimizzando le prestazioni di quest'ultimo. L'attuttore, il collettore e la valvola per la caviglia sono montati sulla tibia, mentre quelli per il ginocchio e l'anca si trovano sulla coscia. Il sistema di attuazione della caviglia agisce posteriormente ad essa e i suoi maggiori sforzi si hanno nel momento del distacco del piede dal terreno. Come si è visto nei grafici ricavati dal Clinical Gait Analysis (Figura 40 e Figura 41), il giunto della caviglia raggiunge il picco di potenza nel momento in cui l'individuo, camminando, deve staccare il piede dal terreno per compiere un passo. In tale occasione interviene il sistema di attuazione della caviglia che, agendo posteriormente ad essa, andrà a far rientrare il pistone. Di conseguenza, la caviglia ruoterà in modo tale da distendere il piede e imprimerà così una forza sul terreno necessaria al distacco e quindi all'avanzamento della gamba. Una volta che il piede si è staccato dal terreno, il sistema operativo e di controllo metterà in azione i sistemi di attuazione dell'anca e del ginocchio. L'attuttore dell'anca farà rientrare il cilindro in modo tale da portare avanti e sollevare la coscia, mentre, contemporaneamente, quello del ginocchio, in questa prima fase, farà rientrare il suo pistone in modo tale da piegare la gamba e sollevare la tibia. Una volta che il piede è sollevato, l'attuttore dell'anca procederà come descritto in precedenza e si assisterà così ad un oscillamento frontale della gamba lungo il piano sagittale. Quello del ginocchio, invece, dovrà provvedere a far fuoriuscire il cilindro in modo tale da *spingere* la tibia, distendere la gamba e

procedere così all'esecuzione del passo. Una volta che il tallone avrà toccato il terreno, i sensori invieranno un impulso al sistema di controllo il quale provvederà a mantenere in posizione il sistema di attuazione del ginocchio e a far uscire il cilindro dell'attuatore dell'anca al fine di riportare la coscia in posizione verticale, perpendicolare al suolo. Tale ciclo poi avrà inizio e si ripeterà poi per l'altra gamba finché l'operatore avrà necessità di camminare.

L'ultima struttura trattata risulta essere il piede del BLEEX. Esso costituisce un componente fondamentale per la varietà di funzioni ricoperte. Innanzitutto trasferisce il peso di tutto l'esoscheletro a terra e, quindi, deve presentare un'elevata integrità strutturale e una lunga vita in presenza di forze esterne periodiche. Il piede, inoltre, è uno dei due luoghi in cui l'essere umano e l'esoscheletro sono rigidamente connessi e quindi deve essere comodo per l'operatore. Una connessione scomoda, infatti, comporterebbe un'andatura innaturale e la conseguente generazione di forze innaturali. Esso, infine, misura sia la posizione del centro di pressione del piede, e quindi identifica la configurazione del piede sul terreno sia la distribuzione del carico su ogni gamba. Come mostrato in Figura 61, la struttura principale del piede è costituita da un tallone rigido necessario per trasferire il carico a terra e una punta flessibile per comodità. Lo stivale dell'operatore si attacca rigidamente alla sommità del piede dell'esoscheletro tramite un attacco a rilascio rapido. Lungo la parte inferiore di questa struttura, gli interruttori rilevano quali parti del piede sono in contatto con il terreno e inviano l'informazione al computer centrale. Per robustezza, questi interruttori sono modellati in una suola in gomma personalizzata. In Figura 61 si può infine vedere il sensore di distribuzione del carico, ovvero un "tubo di pressione" di gomma riempito con olio idraulico e inserito tra il piede dell'individuo e quello dell'esoscheletro. Solo il peso del soggetto e non l'esoscheletro viene trasferito sul tubo di pressione e misurato dal sensore. Questo sensore è usato dall' algoritmo di controllo per rilevare la distribuzione del peso corporeo tra le due gambe.

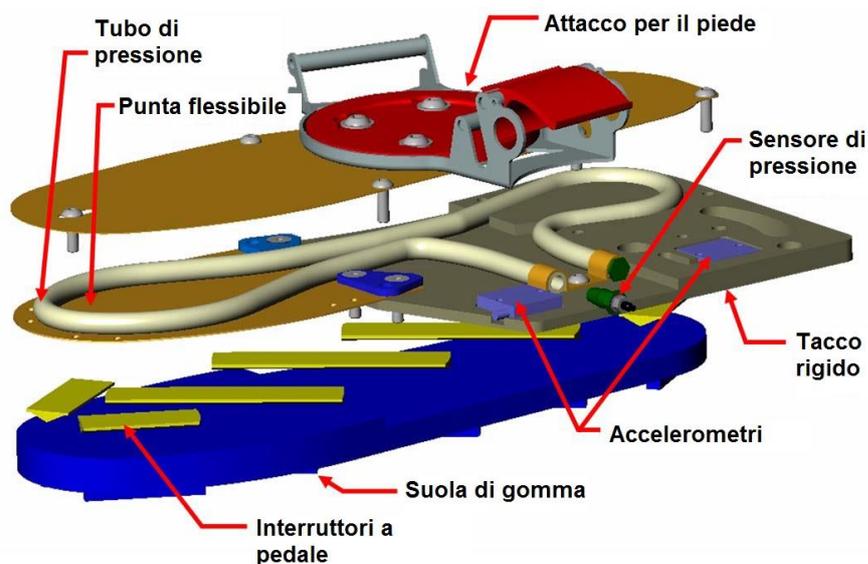


Figura 61 - Design del piede del BLEEX tratto da [19]

Per permettere il collegamento tra la coscia e la tibia dell'esoscheletro, nel BLEEX viene utilizzato il giunto del ginocchio riportato in Figura 62. Il giunto deve sopportare forze elevate e momenti non assiali provocati dai carichi, avendo però un profilo snello, senza permettere giochi e garantendo bassissime frizioni.

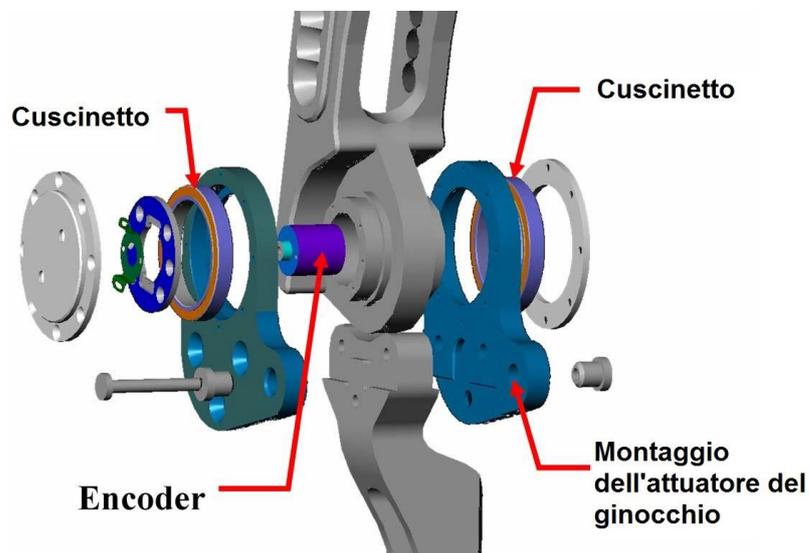


Figura 62 - Design del giunto del ginocchio del BLEEX tratto da [19]

Come si può vedere, la struttura del giunto prevede anche un encoder, utile per proteggere il sensore. I cuscinetti radiali, complementari tra loro, sono distanziati fra loro di 2.5 cm per gestire la forza e il momento fuori asse provocato dal carico. La struttura di montaggio dell'attuatore del ginocchio, infine, è realizzata in modo da garantire un saldo collegamento con la tibia dell'esoscheletro e da permetterne quindi la mobilità.

5.9 – Design proposto del giunto del ginocchio

Dopo aver mostrato la struttura originaria dell'esoscheletro BLEEX, in questo capitolo si vogliono mostrare le due soluzioni costruttive pensate nel tentativo di portare alcune migliorie ad un sistema di per sé già eccellente. L'idea comune ad entrambi i progetti è di seguire indicativamente le caratteristiche del giunto per il ginocchio del BLEEX, ma di aggiungere ad esso un braccio esterno, riportato in giallo in Figura 63, la cui lunghezza verrà valutata in seguito. Tale braccio permetterà di produrre la stessa coppia

La prima soluzione è visibile in Figura 63. Come si può vedere, il giunto del ginocchio del BLEEX, visibile in Figura 62, è stato modificato strutturalmente andando ad aggiungere ad esso un braccio esterno, riportato in giallo in Figura 63, la cui lunghezza verrà valutata in seguito. Tale braccio permetterà di produrre la stessa coppia

necessaria per movimentare il ginocchio, ma richiedendo all'attuatore collegato ad esso una forza minore dal momento che, essendo la coppia data dal prodotto della forza per il braccio, se mantengo la stessa coppia e aumento il braccio, sarà necessaria una forza minore. Tutto ciò potrebbe comportare la riduzione delle dimensioni dell'attuatore o la riduzione delle pressioni di lavoro, con conseguenti minori rischi di incidenti provocati dalle elevate pressioni e minore usura dei componenti. Le piastre femorale e tibiale riportate sono stilizzate e corrispondono a quelle del BLEEX, con una sola modifica, ossia l'aggiunta di due fori in cui inserire le viti di collegamento per le aste che mettono in comunicazione la piastra femorale con l'attuatore. È stata poi aggiunta l'asta A1 di collegamento tra giunto e attuatore, utile per ridurre la lunghezza del pistone, e di conseguenza del cilindro, nella direzione del movimento dello stesso. Sono state poi aggiunte le aste B1 e B2 di collegamento tra piastra femorale e attuatore, utili per garantire il corretto movimento verticale del pistone e per rendere stabile la struttura. Si notano, inoltre, le aste C1 e C2, in azzurro, che fungono da giunzione per le aste B1 e B2 con il pistone. Sono stati, infine, mantenuti sia l'encoder sia i cuscinetti radiali necessari alla definizione della posizione angolare da comunicare al sistema di controllo e alla trasmissione del moto e delle coppie. Questa soluzione non modifica il funzionamento generale del sistema di attuazione del giunto del ginocchio, descritto nel precedente paragrafo, ma variano i movimenti delle aste di collegamento aggiunte. In particolare, nella situazione di riposo con gamba distesa, mostrata in Figura 63, tali aste assumono la posizione riportata in figura. Nel momento di piegamento della gamba, ossia quando il pistone dell'attuatore viene richiamato all'interno del cilindro, però, l'asta A1 di collegamento tra il giunto e l'attuatore ruoterà attorno ai loro fori e si muoverà verso l'alto. Contemporaneamente, le aste B1 e B2 di collegamento tra l'attuatore e la piastra femorale ruoteranno attorno alla vite – perno spostando verso l'alto la parte connessa con l'attuatore e permettendo così la rotazione del giunto attorno all'asse di rotazione passante per il ginocchio. Nella sua rotazione, il giunto, essendo fissato alla piastra tibiale, muoverà quest'ultima che, essendo connessa alla tibia dell'operatore, permetterà il piegamento della gamba.

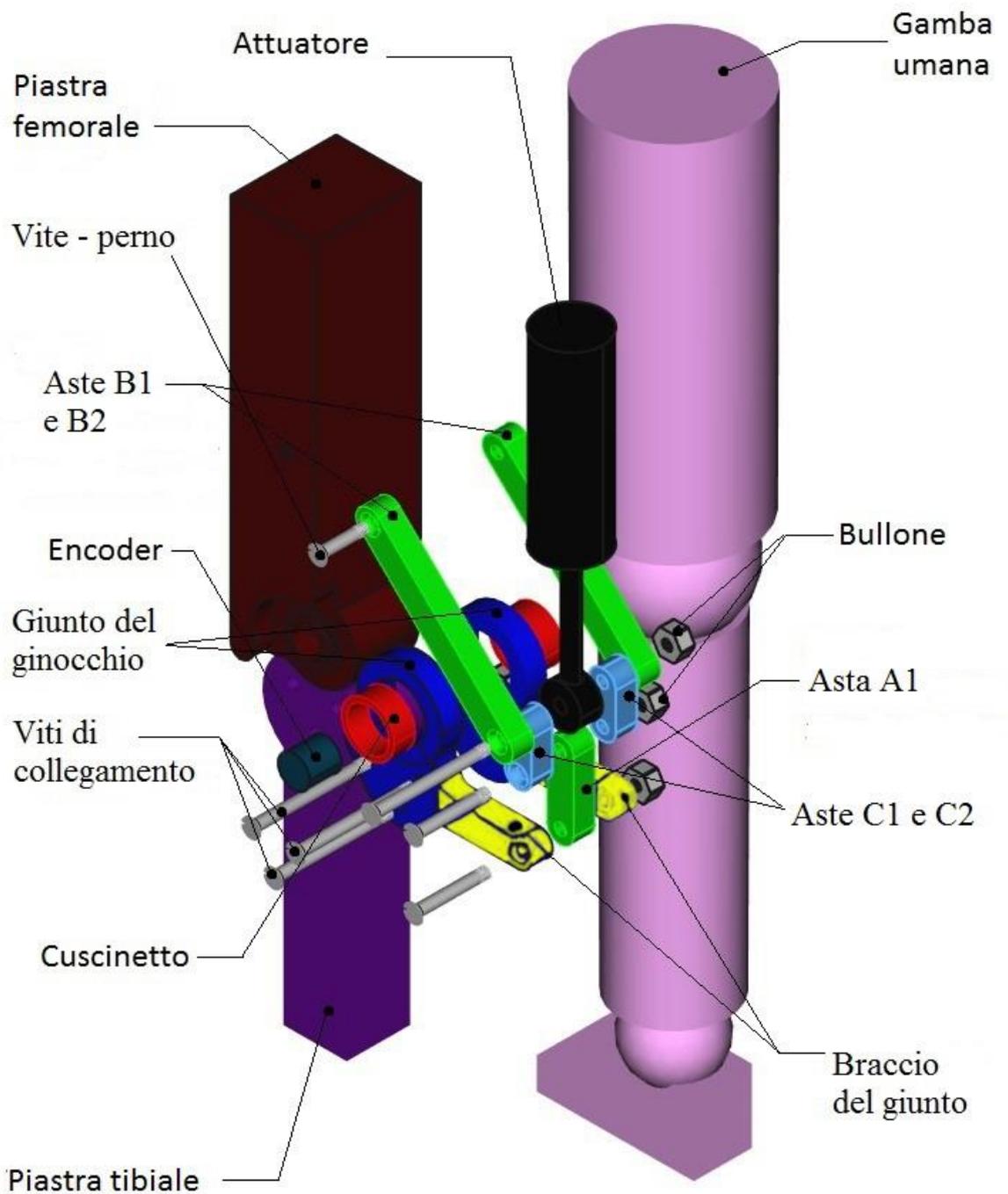


Figura 63 - Prima soluzione costruttiva proposta

La seconda soluzione costruttiva pensata è riportata in Figura 64.

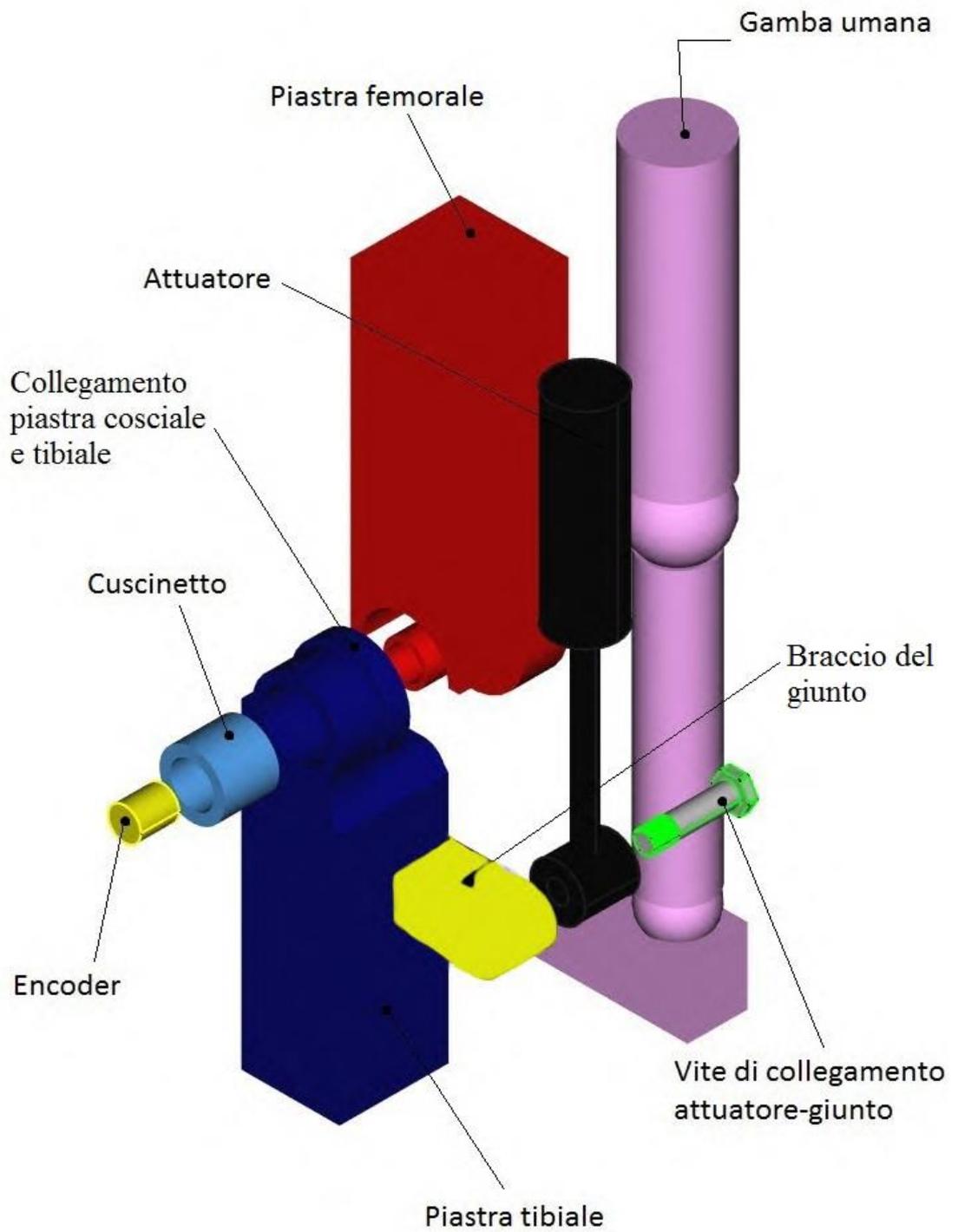


Figura 64 - Seconda soluzione costruttiva proposta

Fin da subito, in questa soluzione proposta, è possibile notare l'assenza di un elemento di collegamento tra le piastre femorale e tibiale. Si è pensato, infatti, a differenza di quelle originali di Figura 59 e Figura 60, di costruire le due piastre in modo tale da permettere e mantenere una salda giunzione tra esse senza ricorrere ad elementi terzi e viti di collegamento. In questo modo, la struttura risulterà più solida e stabile e presenterà meno problemi costruttivi. La piastra tibiale, infatti, è stata pensata e modellata come riportato in Figura 64 e andrà ad incastrarsi nella piastra femorale nella quale è stato previsto un identico spazio. Per effettuare tale incastro è innanzitutto necessario posizionare la piastra tibiale perpendicolarmente a quella femorale, accostarle e avvicinarle in modo tale da far incastrare il risalto della piastra tibiale nello spazio di quella femorale e poi effettuare una rotazione relativa fra esse fino a che non si trovano entrambe in posizione verticale. Una volta in questa posizione, le piastre possono poi essere collegate alla gamba del soggetto tramite apposite cinghie e sarà possibile azionare l'esoscheletro. Il giunto del ginocchio, riportato in Figura 62, è stato così inglobato direttamente nelle due piastre e il sistema dovrebbe così risultare più solido e meno ingombrante. Si nota, inoltre, come nella soluzione precedente, la presenza del braccio, riportato in giallo in Figura 64, a cui in questo caso si andrà a collegare l'attuatore. A differenza della soluzione precedente, però, si nota l'assenza di aste di collegamento perché in questo caso si è deciso di rendere meno articolata la struttura e quindi si è preferito collegare direttamente l'attuatore al braccio del giunto tramite una vite che si incastrerà all'interno del braccio stesso. Il funzionamento, infine, risulta identico a quello dell'esoscheletro originario, ma la struttura dovrebbe risultare più stabile per i motivi sopra indicati e, grazie all'aggiunta del braccio sulla piastra tibiale, sarà possibile ridurre le forze richieste al sistema di attuazione e di conseguenza le sue dimensioni.

Per entrambe queste due soluzioni, nel successivo capitolo verranno scelti gli attuatori più adatti e si vedrà così quale delle due soluzioni apporta maggiori migliorie.

5.10 – Scelta attuatore e sistema di alimentazione

Analizzando l'esoscheletro BLEEX, nel paragrafo 5.3 si è notato che ogni gamba robotica ha sette gradi di libertà (otto contando la flessibilità della punta del piede esoscheletrico, che però non è stata presentata né analizzata perché poco influente rispetto agli altri), ma l'attivazione di tutti porta ad un consumo elettrico e una complessità di controllo inutilmente elevati. Si è pertanto pensato di attuare solo le articolazioni che richiedono una potenza sostanziale. Di conseguenza i dati CGA, analizzati nei precedenti paragrafi, sono stati utilizzati per determinare quali gradi di libertà consumano maggiormente energia durante la deambulazione in piano e, in seguito, sono stati scelti degli attuatori adeguati allo scopo progettuale del seguente studio.

Come previsto, la massima quantità di energia viene consumata per flessione/estensione a livello di caviglia, ginocchio e anca. Sia la caviglia sia l'anca richiedono una potenza positiva significativa e quindi devono essere attuati. Considerando la caviglia, si nota che la coppia è del tutto negativa e quindi, per questo giunto, gli attuatori unidirezionali sono una scelta di azionamento ideale. Questa asimmetria implica anche un orientamento di montaggio preferito per attuatori asimmetrici, ossia di cilindri idraulici unilaterali. Viceversa, se si considerano attuatori bidirezionali simmetrici, il caricamento a molla consentirebbe l'uso di attuatori a bassa coppia. Sebbene la coppia della caviglia sia grande durante la fase di appoggio, è trascurabile durante il pendolamento. Ciò suggerisce un sistema che disimpegna gli attuatori della caviglia dall'esoscheletro durante l'oscillazione per risparmiare energia. I ricercatori di Berkeley sono riusciti a realizzare motori aventi dimensioni ridotte e coppia elevata per il loro esoscheletro, aventi standard di gran lunga superiori a quelli esistenti in commercio. Per lo sviluppo di questo progetto, invece, si è focalizzata l'attenzione su prodotti facilmente reperibili in commercio, in modo tale anche da ridurre i costi di sviluppo e produzione. Per questo motivo, è stato escluso il controllo di movimentazione e l'attuazione della caviglia, lasciandolo interamente a carico dell'individuo. La coppia all'anca, di contro, è relativamente simmetrica. Varia infatti da circa -80Nm a $+60\text{Nm}$ e, di conseguenza, si può supporre di utilizzare un attuatore bidirezionale per questa articolazione. Il ginocchio, invece, durante la camminata richiede principalmente potenza negativa, ovvero assorbe potenza, come si può vedere dal grafico in Figura 49 mostrato nel precedente paragrafo 5.5, mentre, salendo gradini e pendenze o rimanendo accovacciati, esso diventa fondamentale per aggiungere potenza positiva al sistema come si può vedere dai grafici in Figura 65 e Figura 66. In questi è possibile vedere, grazie al lavoro presentato in [15], come l'articolazione del ginocchio richieda un'elevata potenza positiva in fase di salita di gradini ed è di conseguenza presumibile che valga lo stesso anche per la fase di accovacciamento. Pertanto, anche l'articolazione del ginocchio viene attuata.

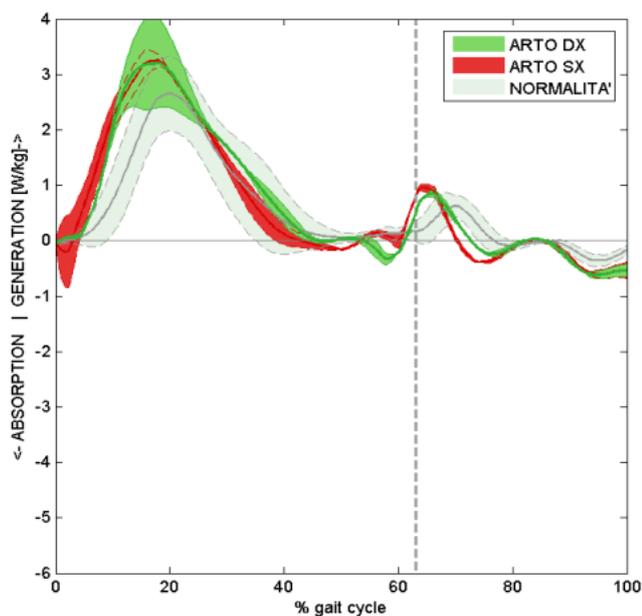


Figura 65 - Potenza richiesta al ginocchio in fase di salita di gradini tratto da [15]

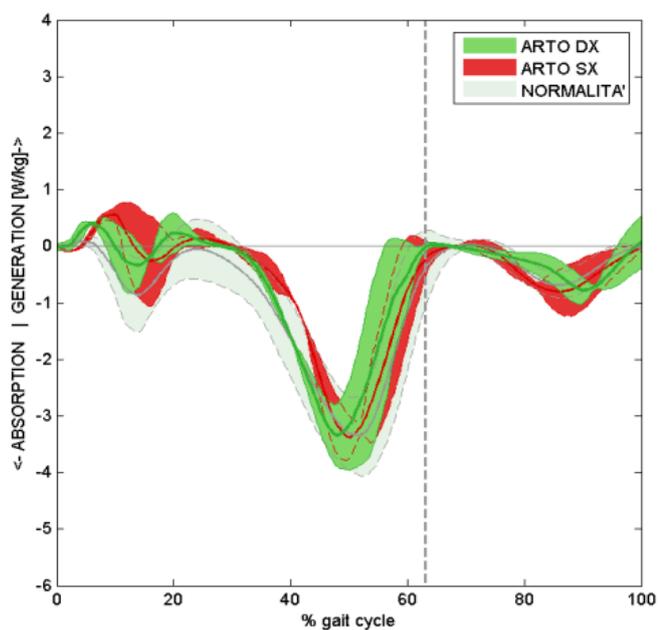


Figura 66 - Potenza richiesta al ginocchio in fase di discesa di gradini tratto da [15]

Oltre alle articolazioni di flessione/estensione, l'abduzione/adduzione dell'anca richiede la massima potenza durante la deambulazione dal momento che fornisce le forze di bilanciamento laterali. Pertanto, il giunto di abduzione/adduzione dell'anca esoscheletrica viene attuato. Secondo i dati CGA, gli altri gradi di libertà, quali

rotazione dell'anca, rotazione della caviglia e abduzione/adduzione della caviglia, comportano tutti un consumo energetico molto ridotto mentre si cammina e rimangono quindi non attuati. Per questi ultimi si potrebbe ricorrere a molle o altre impedenze per ridurre il carico sui muscoli umani e aumentare il comfort.

Dal momento che si progetta un esoscheletro completamente autonomo, ovvero dotato di una propria fonte di energia, la conservazione di essa è fondamentale per la durata della missione. L'esoscheletro, pertanto, è stato pensato in modo tale che le sue gambe e attuatori fossero il più compatti e leggeri possibili in modo tale da ridurre al minimo il consumo energetico e, allo stesso tempo, ridurre gli ingombri.

Inoltre, l'efficienza energetica del sistema di attuazione risulta fondamentale. Gli attuatori idraulici hanno un'elevata potenza specifica e rappresentano quindi l'opzione di attuazione più compatta a disposizione. Inoltre, il fluido idraulico è in gran parte incompressibile e questo porta ad una larghezza di banda di controllo relativamente elevata. I sistemi idraulici, però, possono perdere una grande quantità di potenza nelle loro servovalvole a causa delle grandi cadute di pressione attraverso le stesse e di conseguenza dovranno essere tenuti costantemente sotto controllo dal sistema centrale. In definitiva, sono stati scelti degli attuatori idraulici lineari principalmente per le dimensioni compatte, il peso ridotto e l'elevata potenza specifica. Gli attuatori idraulici rotativi, invece, sono stati messi da parte perché solitamente presentano perdite interne o notevoli forze di attrito.

Gli attuatori idraulici sono sistemi che sfruttano la pressione di un fluido, di norma un olio considerato incompressibile, agente sulla superficie di un cilindro per movimentarlo e gli elementi costitutivi generali sono rappresentate in Figura 67.

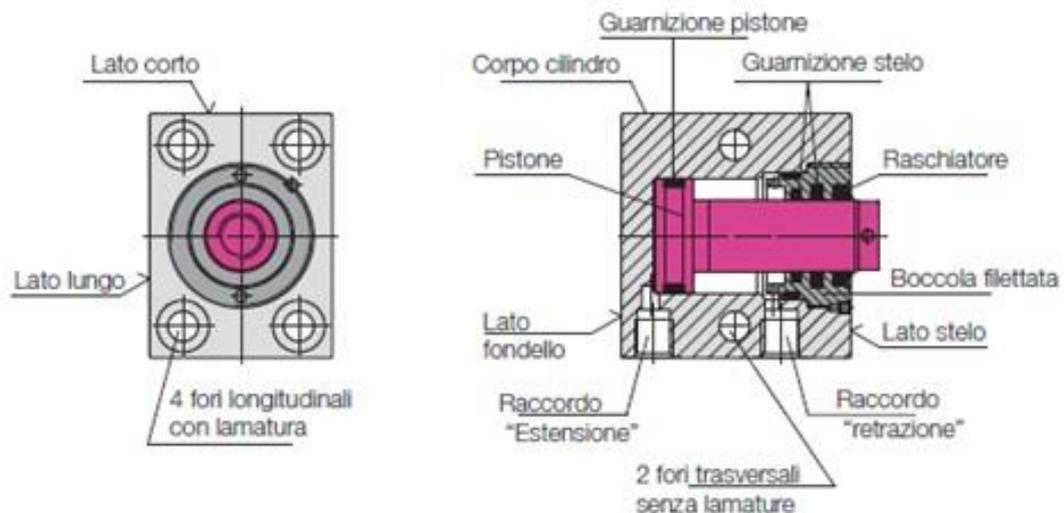


Figura 67 – Struttura generale attuatori idraulici tratto da (8)

A loro volta, gli attuatori o cilindri idraulici possono essere distinti in:

A semplice effetto; essi generano forza soltanto in estensione e in direzione assiale, la retrazione avviene per effetto di una molla o di una forza esterna. I tempi delle corse non sono esattamente definibili a causa del ritorno della molla e possono presentare avarie a causa della rottura di quest'ultima. In Figura 68 si riporta la sezione di un cilindro idraulico a semplice effetto nella posizione iniziale.

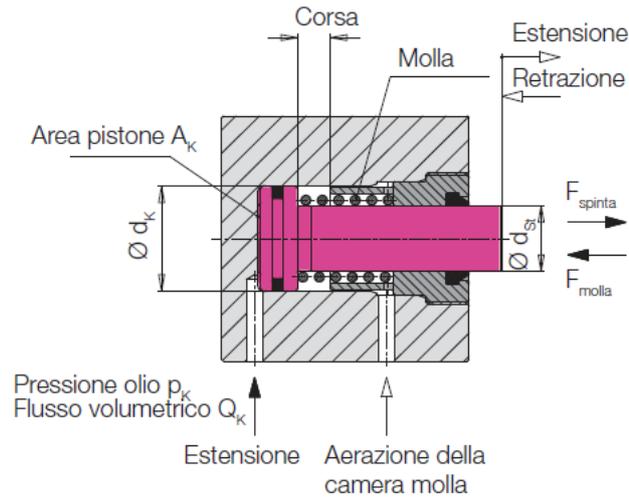


Figura 68 - Cilindro a semplice effetto (posizione iniziale) tratto da (8)

A doppio effetto. Questi cilindri lavorano in entrambe le direzioni assiali e la loro movimentazione dipende dalla pressione idraulica. I tempi delle corse sono esattamente definibili e ripetibili in quanto dipendono dalle pressioni di esercizio e, inoltre, presentano un'elevata sicurezza di funzionamento. In Figura 69 si riporta la sezione di un cilindro a doppio effetto nella sua posizione iniziale.

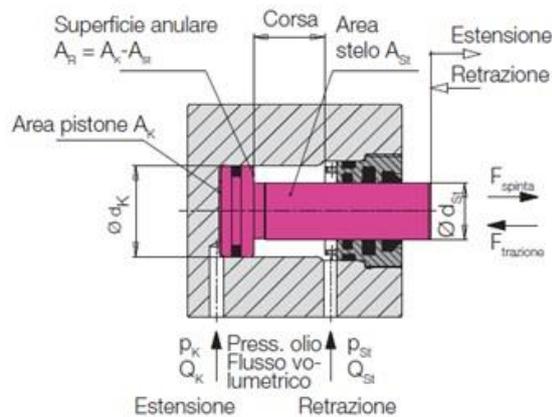


Figura 69 - Cilindro a doppio effetto (posizione iniziale) tratto da (8)

Per le ragioni menzionate sopra e per le loro caratteristiche, si sceglie di utilizzare cilindri idraulici a doppio effetto. Se si applica, sul lato del pistone di diametro d_k , una pressione P_k esso sarà in grado di generare una forza di spinta pari a:

$$F_{spinta}[\text{kN}] = \frac{P_k[\text{bar}] \cdot \pi \cdot d_k^2[\text{cm}^2]}{400}$$

Se si applica, al cilindro di diametro d_k , una pressione P_{st} sul lato dello stelo di diametro d_{st} , esso sarà in grado di generare una forza di trazione pari a:

$$F_{trazione}[\text{kN}] = \frac{P_{st}[\text{bar}] \cdot \pi \cdot (d_k^2[\text{cm}^2] - d_{st}^2[\text{cm}^2])}{400}$$

Nel design del giunto del ginocchio, come si è visto, si è pensato di inserire un braccio al quale collegare l'attuatore in modo tale da ridurre le dimensioni dello stesso e/o ridurre le pressioni di funzionamento e di utilizzare principalmente l'attuatore in condizioni di trazione. La situazione generale di riposo, ovvero nel momento in cui l'individuo è fermo in piedi, è stata scelta come situazione di partenza per l'analisi delle caratteristiche dell'attuatore e può essere schematizzata come in Figura 70. In essa sono indicati i seguenti elementi:

- L_1 = lunghezza della piastra femorale dell'esoscheletro,
- L_2 = distanza tra l'asse di rotazione del ginocchio sia umano sia esoscheletrico e l'asse del braccio del giunto,
- b = braccio del giunto per il ginocchio (riportato in blu), ossia distanza tra l'asse di rotazione del giunto del ginocchio sia umano sia esoscheletrico e l'asse di rotazione del foro esterno che permette il collegamento tra giunto e attuatore,
- d = distanza tra l'asse di rotazione dell'anca sia umana sia esoscheletrica e l'asse attorno al quale ruota l'attuatore (riportato in rosso),
- C_0 = lunghezza di estensione dell'attuatore nella condizione di stazionamento in piedi.

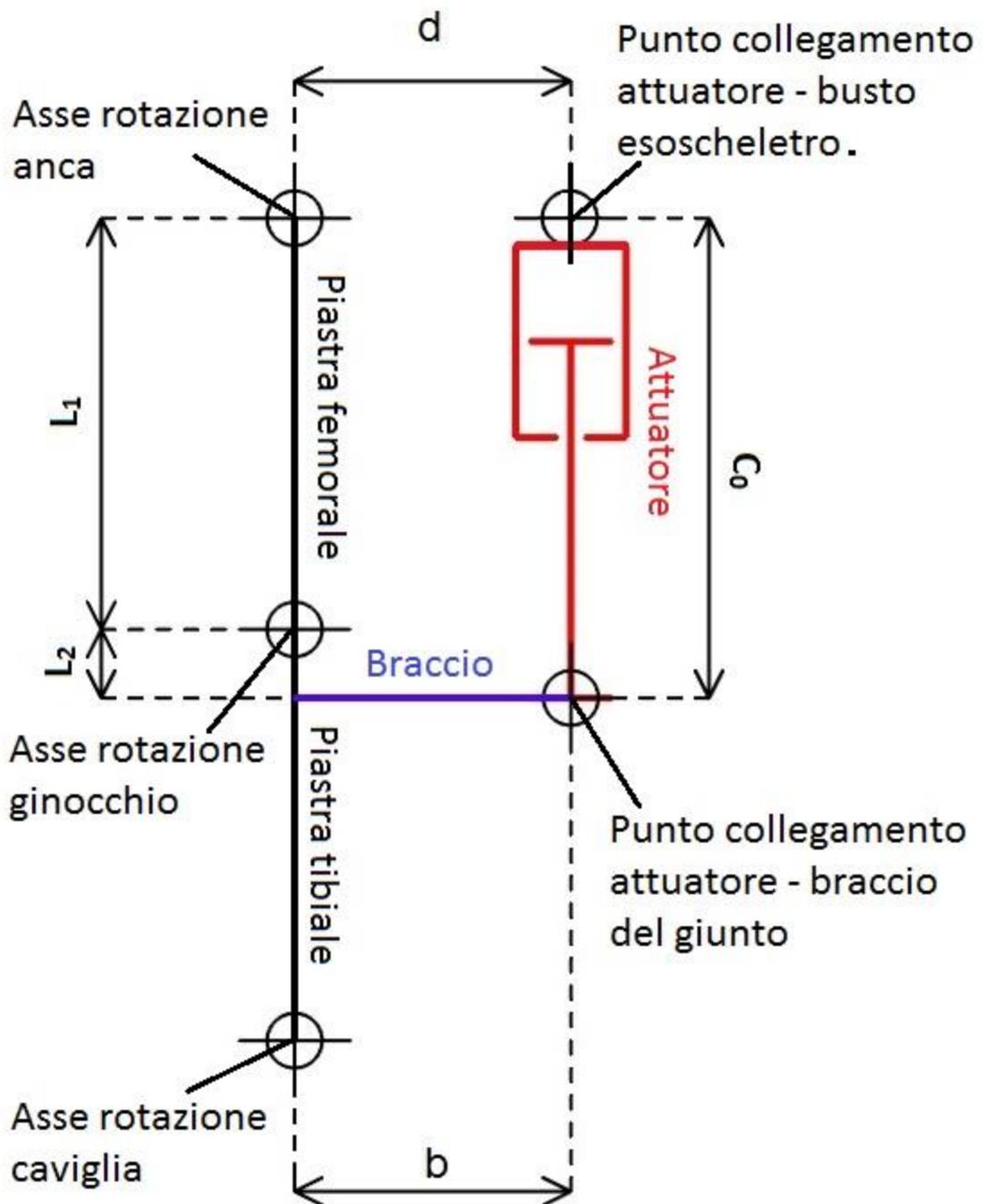


Figura 70 - Vista laterale secondo il piano sagittale della piastra esoscheletrica in condizione di stazionamento in piedi

Dal momento che si conosce la coppia $C_{\text{ginocchio}}$ richiesta dal ginocchio nella condizione più gravosa descritta in precedenza, è stato possibile ricavare la Tabella 14 riportata di seguito. In essa, in base alla lunghezza del braccio b , valutata in base a tentativi, si ricava il valore di forza di trazione necessario dal momento che $F = C/b$.

Tabella 14 - Valori ottenuti di forza al ginocchio in funzione del braccio

Braccio [m]	Forza [N]
0.010	6334
0.011	5940
0.012	5445
0.013	5026
0.014	4667
0.015	4356
0.016	4083
0.017	3843
0.018	3630
0.019	3439
0.020	3267
0.021	3111
0.022	2970
0.023	2841
0.024	2723

Come si è visto, tale forza dipende sia dal diametro dello stelo sia dalla pressione di esercizio. Per stabilire al meglio sia le dimensioni dell'attuatore sia le condizioni di funzionamento dello stesso, si è fatto riferimento alle tabelle riportate in Figura 71.

Alesaggio [mm]	25		32		40			50			63			80			100					
	12	18	14	22	18	22	28	22	28	36	28	36	45	36	45	56	45	56	70			
Stelo [mm]	12	18	14	22	18	22	28	22	28	36	28	36	45	36	45	56	45	56	70			
A ₂ Sezione in tiro [cm ²]	3,8	2,4	6,5	4,2	10,0	8,8	6,4	15,8	13,5	9,5	25,0	21,0	15,3	40,1	34,4	25,6	62,6	53,9	40,1			
Forza in tiro [kN]	3,8	2,4	6,5	4,2	10,0	8,8	6,4	15,8	13,5	9,5	25,0	21,0	15,3	40,1	34,4	25,6	62,6	53,9	40,1			
	p=100 bar		p=160 bar		p=250 bar			p=100 bar			p=160 bar			p=250 bar			p=100 bar			p=160 bar		
	6,0	3,8	10,4	6,8	16,0	14,0	10,3	25,3	21,6	15,1	40,0	33,6	24,4	64,1	55,0	41,0	100,2	86,3	64,1			
	9,4	5,9	16,3	10,6	25,1	21,9	16	39,6	33,7	23,6	62,5	52,5	38,2	100,2	85,9	64,1	156,6	134,8	100,1			

Alesaggio [mm]	125		140		160			180			200			250			320			400		
	56	70	90	90	70	90	110	110	110	90	110	140	140	140	180	180	220	220	220	280	280	
Stelo [mm]	56	70	90	90	70	90	110	110	110	90	110	140	140	140	180	180	220	220	220	280	280	
A ₂ Sezione in tiro [cm ²]	98,1	84,2	59,1	90,3	162,6	137,4	106,0	159,4	159,4	250,5	219,1	160,2	336,9	236,4	549,8	424,1	876,5	640,9	640,9	640,9	640,9	
Forza in tiro [kN]	98,1	84,2	59,1	90,3	162,6	137,4	106,0	159,4	159,4	250,5	219,1	160,2	336,9	236,4	549,8	424,1	876,5	640,9	640,9	640,9	640,9	
	p=100 bar		p=160 bar		p=250 bar			p=100 bar			p=160 bar			p=250 bar			p=100 bar			p=160 bar		
	156,9	134,8	94,6	144,5	260,1	219,9	169,6	255,1	255,1	400,9	350,6	256,4	539,1	378,2	879,6	678,6	1.402,4	1.025,4	1.025,4	1.025,4	1.025,4	1.025,4
	245,2	210,6	147,8	225,8	406,4	343,6	265,1	398,6	626,4	547,8	400,6	842,3	591,0	1.374,4	1.060,3	2.191,3	1.602,2	1.602,2	1.602,2	1.602,2	1.602,2	

Figura 71 - Forza in tiro realizzata dai cilindri ATOS in funzione delle sue caratteristiche e della pressione dell'olio tratto da (12)

Al fine di mantenere dimensioni e peso della struttura ridotte e di ridurre la possibilità di incidenti a causa delle elevate pressioni, sono stati stabiliti i seguenti valori:

- $b = 0.02$ m e di conseguenza la forza richiesta sarà $F_p = 3$ kN,
- Diametro del pistone $d_p = 25$ mm,
- Diametro dello stelo $d_{st} = 12$ mm,
- Pressione dell'olio $P_p = 100$ bar.

Una volta stabiliti questi valori, è stato necessario valutare la corsa del pistone al fine di stabilirne la velocità e le portate di funzionamento richieste sia in fase di contrazione sia in fase di estensione della gamba. Per entrambe, inoltre, si è stabilito un tempo medio di 0,5s affinché avvengano completamente.

La fase di contrazione può essere schematizzata come riportato in Figura 72, dove in blu si indica sempre il braccio del giunto e in rosso l'attuatore. Sono inoltre indicati i seguenti elementi:

- α = angolo tra l'asse di simmetria della piastra femorale e la perpendicolare al terreno passante per l'asse di rotazione dell'anca. Esso è negativo in fase di contrazione e, considerando l'ipotesi di massima contrazione, dai dati forniti dal Clinical Gait Analysis si ha $\alpha = 20^\circ$;

- β = angolo tra l'asse di simmetria della piastra femorale e quello della piastra tibiale. Esso è negativo in fase di contrazione e, considerando l'ipotesi di massima contrazione, dai dati forniti dal Clinical Gait Analysis si ha $\beta + \alpha = 60^\circ$ ossia $\beta = 40^\circ$;

- C_3 e C_4 sono rispettivamente le lunghezze sul piano verticale e su quello orizzontale del pistone, tramite le quali è poi possibile ricavare la corsa minima del pistone.

Si ha infatti che:

$$C_3 = L_1 \cdot \sin\alpha + L_2 \cdot \cos\left(\frac{\pi}{2} - \alpha - \beta\right) + b \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2} - \alpha - \beta\right) - d$$

$$C_4 = L_1 \cdot \cos\alpha - \left[b - L_2 \cdot \operatorname{tg}\left(\frac{\pi}{2} - \alpha - \beta\right) \right] \cdot \sin(\alpha + \beta)$$

di conseguenza si ricavano $C_3 = 0.150$ m e $C_4 = 0.390$ m

ed essendo la lunghezza minima che il pistone dovrà realizzare ottenuta come $lunghezza_{minima} = \sqrt{C_3^2 + C_4^2} = 0.417 \text{ m}$

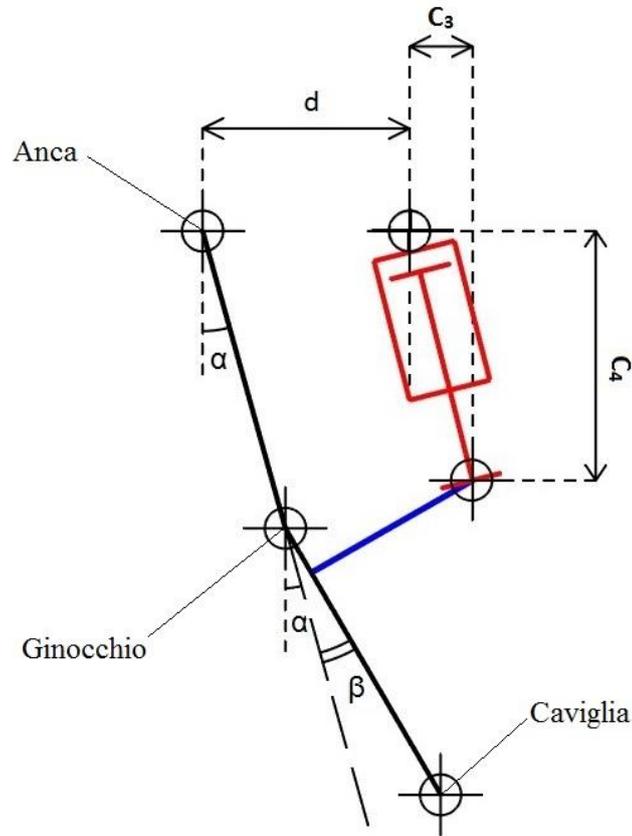


Figura 72 - Vista laterale secondo il piano sagittale della gamba esoscheletrica in fase di contrazione

La lunghezza massima, invece, permette di ricavare la distanza massima che l'attuatore deve coprire e viene schematizzata come in Figura 73. In blu si indica sempre il braccio del giunto e in rosso l'attuatore. Sono inoltre indicati i seguenti elementi:

- ϑ = angolo tra l'asse di simmetria della piastra femorale e la perpendicolare al terreno passante per l'asse di rotazione dell'anca. Esso è positivo in fase di estensione e, considerando l'ipotesi di massima estensione, dai dati forniti dal Clinical Gait Analysis si ha $\vartheta = 30^\circ$;

- C_1 e C_2 sono rispettivamente le lunghezze sul piano verticale e su quello orizzontale del pistone, tramite le quali è poi possibile ricavare la corsa massima del pistone.

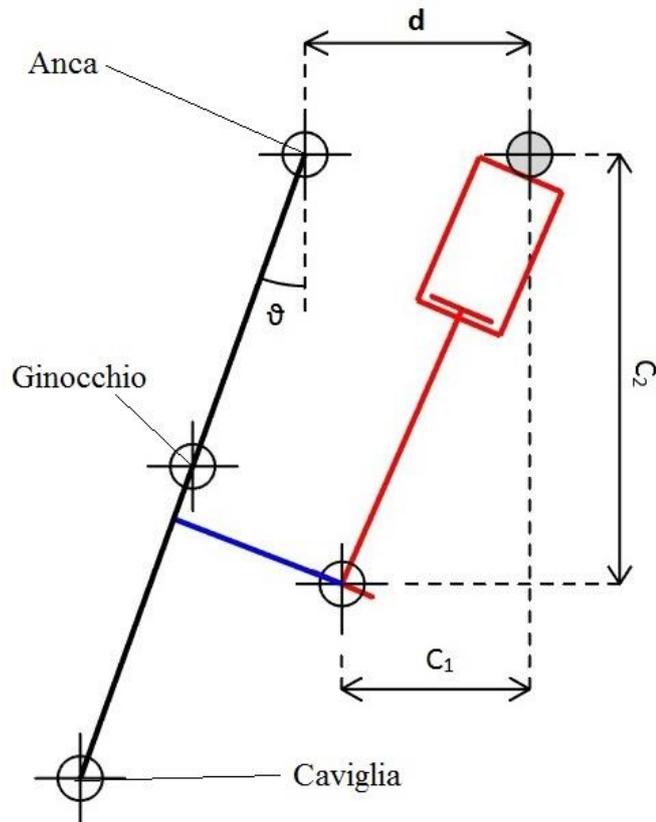


Figura 73 - Vista laterale secondo il piano sagittale della gamba esoscheletrica in fase di estensione

Si ha infatti che:

$$C_1 = d + (L_1 + L_2) \cdot \sin\vartheta - b \cdot \cos\vartheta$$

$$C_2 = (L_1 + L_2) \cdot \cos\vartheta + b \cdot \sin\vartheta$$

di conseguenza si ricavano $C_1 = 0.262 \text{ m}$ e $C_2 = 0.465 \text{ m}$

ed essendo la lunghezza massima che il pistone dovrà realizzare in fase di estensione ottenuta come $\text{lunghezza}_{\text{massima}} = \sqrt{C_1^2 + C_2^2} = 0.50 \text{ m}$

Avendo trovato i valori massimi e minimi della corsa del pistone, si ha che la corsa che il pistone dovrà compiere risulta essere:

$$C_{\text{pistone}} = C_{\text{massima}} - C_{\text{minima}} = 0.083 \text{ m}$$

Per potere dimensionare il pistone bisogna infine selezionare la lunghezza dello stelo. Per fare ciò, si è fatto riferimento al grafico riportato in Figura 74 in cui, in funzione della forza richiesta e del diametro dello stelo, è possibile individuare la lunghezza dello stelo più adatta.

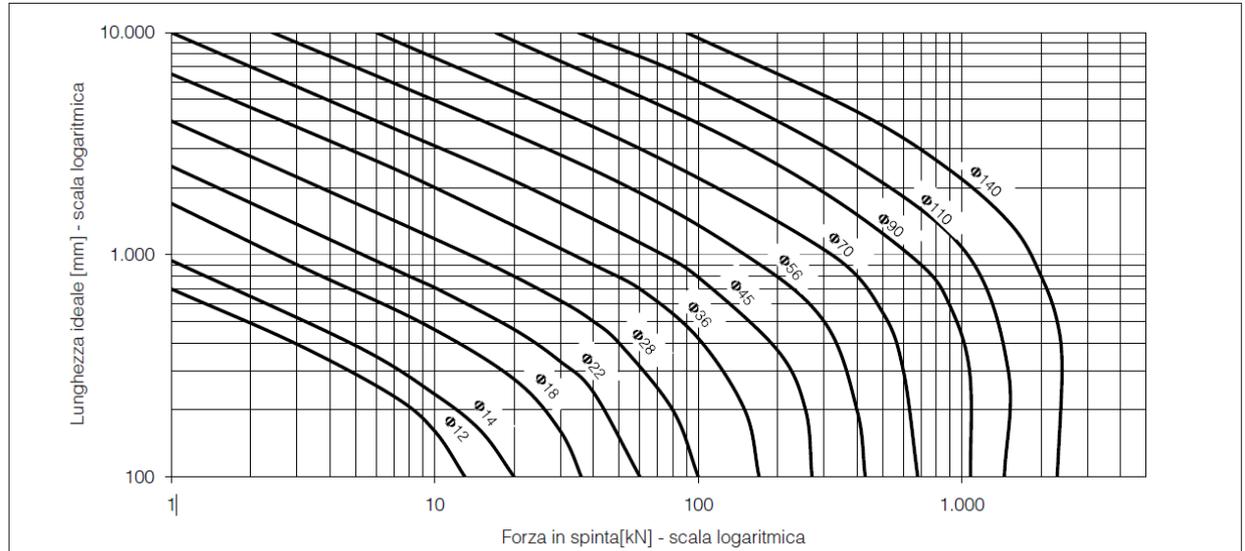


Figura 74 - Diagramma di selezione della lunghezza dello stelo tratto da (12)

Si ricava così che la lunghezza dello stelo deve essere:

$$L_{\text{stelo}} = 0.300 \text{ m}$$

Considerando una velocità di andatura in piano di 4 km/h, inferiore a quella normale ricavata da (59), ossia 6 km/h, poiché, come spiegato ampiamente nei paragrafi precedenti, si considera un carico dorsale di 50 kg trasportato, ed essendo, inoltre, la velocità del pistone pari al rapporto fra la corsa e il tempo intercorso tra due successive flessioni del ginocchio, che risulta essere pari a 2 secondi, si ha che:

$$v_{\text{pistone}} = \frac{c_{\text{pistone}}}{2 \text{ sec}} = 0.042 \text{ m/s}$$

Una volta ricavata la velocità dell'attuatore e sapendo che l'area della testa dello stesso è data da $A_p = \frac{d_p^2 \cdot \pi}{4}$ si ricava che la portata d'olio necessaria sarà:

$$Q = v_p \cdot A_p = 0.02 \text{ dm}^3/\text{s} = 1.21 \text{ l/min}$$

Per concludere la selezione dell'attuatore risulta necessario stabilirne il numero di cicli eseguibili nelle condizioni selezionate. Per far ciò, si nota che l'estremità filettata

dello stelo è la parte più critica del cilindro e, quindi, la vita di lavoro di quest'ultimo può essere valutata attraverso la previsione della vita a fatica del filetto dello stelo. Le rotture a fatica hanno luogo in maniera improvvisa e dunque è sempre raccomandabile verificare se lo stelo è soggetto a fatica e se la vita prevista per l'estremità filettata può diventare un problema in funzione dei cicli di lavoro richiesti al cilindro. Nel caso in analisi, lavorando in trazione e non in spinta, l'attuatore è soggetto a fatica e quindi si ricorre al grafico riportato in Figura 75 al fine di valutarne la vita a fatica. Le curve riportate si riferiscono a condizioni di lavoro ideali e non tengono conto di disallineamenti e carichi trasversali che potrebbero ridurre i cicli di vita previsti.

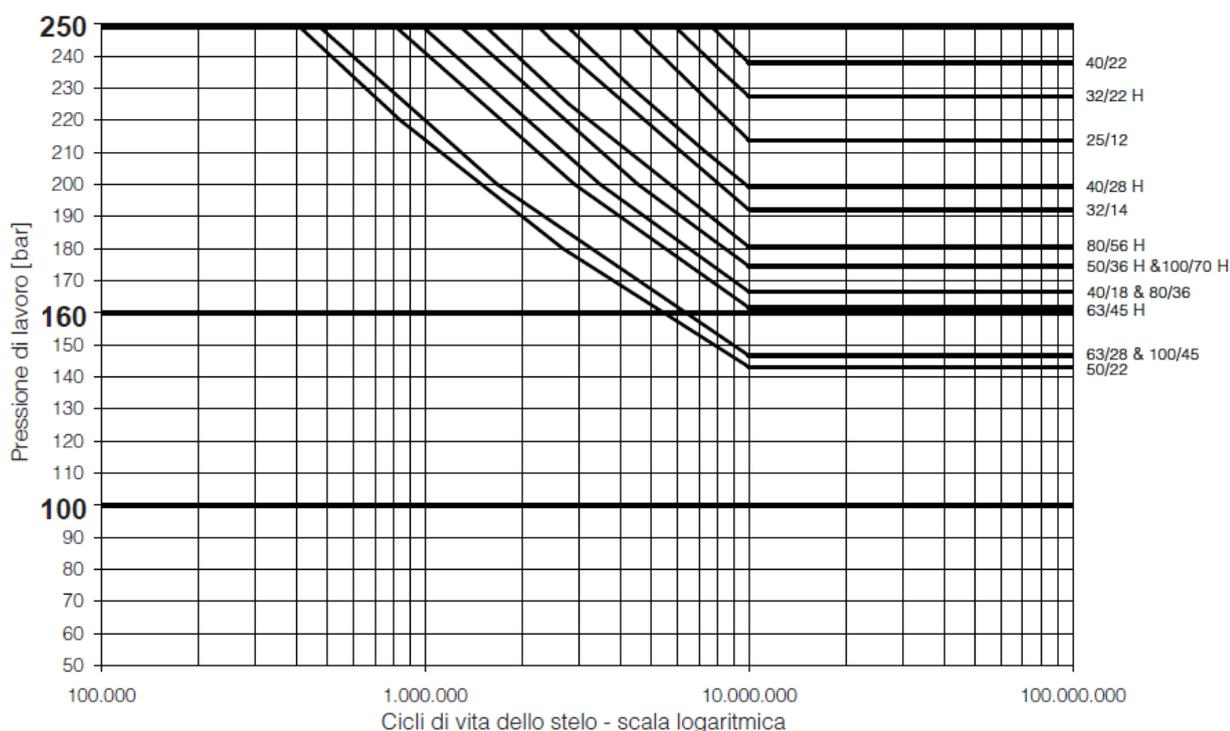


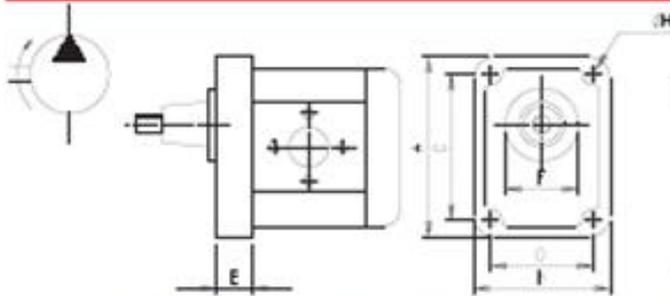
Figura 75 - Diagramma di vita a fatica degli steli per cilindri standard con alesaggio tra i 25 e i 100 mm tratto da (12)

Si nota così che, nelle condizioni in esame, l'estremità filettata dello stelo è teoricamente in grado di resistere a infiniti cicli di lavoro.

Una volta selezionato e caratterizzato l'attuatore, è stato poi doveroso selezionare la pompa e il motore adatti per il suo azionamento. In tale ottica, si è fatto riferimento al catalogo di componenti oleodinamici fornito dalla "Tosoni fluidodinamica Spa" (5) e [16]. Per quanto riguarda la pompa idraulica, viste le basse portate e pressioni e considerando di voler mantenere ridotti gli ingombri, si è deciso di ricorrere a pompe ad ingranaggi singole. Il catalogo fornisce una vasta gamma di pompe come riportato in Figura 76 e, tra esse, la più adatta è sembrata essere la pompa ad ingranaggi "Marzocchi 05 D 1,30" la quale è in grado di fornire una portata a 1500 giri/min di 1.45 l/min e sopportare una pressione massima di esercizio di 170 bar. Lavorando con pressioni di

esercizio inferiori, vengono rispettati i vincoli di sicurezza. Per quanto riguarda invece il motore elettrico per azionare tale pompa, si è scelto, facendo sempre riferimento al catalogo di cui si riporta un frammento in Figura 77, il motore elettrico asincrono trifase a 4 poli la cui flangia è del tipo “71A4B5” e in grado di erogare una potenza di 0.37 kW. Questi due elementi andranno così poi inseriti nel pacchetto di alimentazione situato nella parte inferiore della piastra dorsale dell’esoscheletro.

POMPE AD INGRANAGGI - SINGOLE



N.B.: le pompe tipo 05 hanno solo 2 fori in asse

	05D	1D	1FD PLP10 WSP10	2D PLP20 WSP20	3D PLP30 WSP30
FLANGE	A	80	86,6	113,5	149
	B	48	67	89	118,5
	C	66	73	71,9	96
	D	-	56	52,4	71,5
	E	12,5	18	16	19
	F	22	30	25,4	25,4
	G	-	-	-	-
	H	6,5	6,5	7,5	8,5
ALBERI Ø min.	5	12	8	14,7	19
	Conic.	-	1:8	1:8	1:8
	Filett.	M6	M10x1	M7	M12x1,5

MARZOCCHI (42)

TIPO (1)	Cilindrata cm ³ /giro	Portata a 1500 g/min l/min	P. max di esercizio bar	P. max di punta bar	V. max g/min
05 D 0,50	0,48	0,73	170	200	7000
0,5 D 0,75	0,61	0,91	170	200	7000
05 D 1,00	0,84	1,27	170	200	7000
05 D 1,30	0,97	1,45	170	200	6000
05 D 1,60	1,22	1,82	170	200	5000
1 D 02 (2)	1,3	2,0	220	260	6000
1 D 03 (2)	2,0	3,1	220	260	6000
1 D 04 (2)	2,7	4,1	220	260	5000
1 D 05 (2)	3,4	5,1	220	260	5000
1 D 06 (2)	4,1	6,1	210	250	4000
1 D 07 (2)	5,1	7,5	210	250	4000
1FD9,2	5,8	8,7	170	210	4000
1 D 09 (2)	6,1	9,1	200	240	3800
1 D 11	7,4	11,1	170	200	3200
1 D 13	9,1	13,6	160	190	2600
1 D 16	10,8	16,2	140	170	2200
2 D 06 (2)	4,4	6,7	230	270	4000
2 D 09 (2)	6,3	9,5	230	270	4000
2 D 10 (2)	7,0	10,4	230	270	4000
2 D 13 (2)	9,5	14,2	220	260	3000
2 D 16 (2)	11,3	16,9	220	260	4000
2 D 20 (2)	14,0	21,1	210	240	4000
2 D 22 (2)	15,8	23,8	210	240	4000
2 D 25 (2)	17,8	26,7	200	230	3600
2 D 30 (2)	20,8	31,2	180	210	3200
2 D 34 (2)	23,4	35,1	160	190	3000
2 D 40 (2)	27,9	41,8	150	180	2800
3 D 30 (2)	20,7	31,0	230	270	3500
3 D 33 (2)	22,5	33,8	230	270	3500
3 D 40 (2)	26,4	39,6	230	270	3000
3 D 50 (2)	33,7	50,6	220	260	3000
3 D 60 (2)	39,4	59,1	220	260	3000
3 D 66 (2)	42,7	64,0	220	260	2800
3 D 80 (2)	51,4	77,1	200	240	2400
3 D 94 (3)	60,0	90,0	180	220	2800
3 D 110 (3)	69,6	104,4	170	200	2500
3 D 120 (3)	77,6	116,4	160	190	2300
3 D 135 (3)	87,6	131,4	140	170	2000

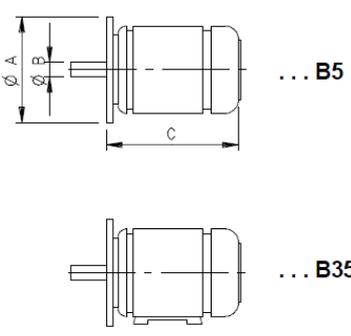
CASAPPA (40)

Serie "POLARIS" = modelli STANDARD
Serie "WHISPER" = modelli A BASSO RUMORE

Serie POLARIS (1) TIPO	Serie WHISPER (1) TIPO	Cilindrata cm ³ /giro	Portata a 1500 g/min l/min	P. max di esercizio bar
PLP 10-1D	WSP 10-1D	1	1,45	260
PLP 10-1,5D		1,5	2,19	260
PLP 10-2D	WSP 10-2D	2	2,91	260
PLP 10-2,5D		2,5	3,64	260
PLP 10-3,15D	WSP 10-3,15D	3,1	4,51	260
PLP 10-4D	WSP 10-4D	4	5,82	250
PLP 10-5D	WSP 10-5D	4,9	7,13	250
PLP 10-5,8D		5,8	8,44	230
PLP 10-6,3D	WSP 10-6,3D	6,2	9,02	230
PLP 10-8D	WSP 10-8D	7,9	11,50	180
PLP 10-10D	WSP 10-10D	9,9	14,40	140
PLP 20-4D	WSP 20-4D	4,8	6,98	280
PLP 20-6,3D	WSP 20-6,3D	6,5	9,46	280
PLP 20-8D	WSP 20-8D	8,3	12,08	280
PLP 20-9D		9	13,10	270
PLP 20-11,2D	WSP 20-11,2D	11,1	16,15	270
PLP 20-14D	WSP 20-14D	14,4	20,95	260
PLP 20-16D	WSP 20-16D	16,6	24,15	250
PLP 20-20D	WSP 20-20D	20,8	30,26	200
PLP 20-25D	WSP 20-25D	26	37,83	170
PLP 20-31,5D	WSP 20-31,5D	32,6	47,43	130
PLP 30-22D	WSP 30-22D	21,89	31,85	250
PLP 30-27D	WSP 30-27D	26,58	38,67	250
PLP 30-34D	WSP 30-34D	34,39	50,03	240
PLP 30-38D	WSP 30-38D	38,53	56,06	240
PLP 30-43D	WSP 30-43D	43,77	63,68	230
PLP 30-51D	WSP 30-51D	51,59	75,06	210
PLP 30-61D	WSP 30-61D	60,97	88,71	190
PLP 30-73D	WSP 30-73D	73,47	106,90	170
PLP 30-82D	WSP 30-82D	81,29	118,27	160
PLP 30-90D	WSP 30-90D	90,66	131,91	150

Figura 76 - Pompe ad ingranaggi singole da Catalogo componenti oleodinamici Tosoni tratto da [5] e (16)

MOTORI ELETTRICI ASINCRONI TRIFASI 4 poli - Unificazione UNEL MEC (80)
 Normalmente a magazzino Triangolo/Stella 220/380 V. 50 Hz.



FLANGIA TIPO B5	PIEDINI e FLANGIA TIPO B35	POTENZA		FLANGIA Ø A	ALBERO Ø B	INGOMBRO C
		Kw	Hp			
71A4B5		0,25	0,35	160	14	207
71B4B5		0,37	0,5			207
80A4B5		0,55	0,75	200	19	233
80B4B5		0,75	1		233	
90S4B5		1,1	1,5		24	255
90L4B5		1,5	2		283	
100LA4B5		2,2	3	250	28	322
100LB4B5		3	4			322
112M4B5		4	5,5			345
132SA4B5		5,5	7,5	300	38	442
132MA4B5	132MA4B35	7,5	10			442
132MB4B5	132MB4B35	9,2	12,5			442
160M4B5	160M4B35	11	15	350	42	546
160L4B5	160L4B35	15	20		546	
180M4B5	180M4B35	18,5	25		48	540
180L4B5	180L4B35	22	30		578	
	200L4B35	30	40	400	55	617
	225S4B35	37	50	450	60	642
	225M4B35	45	60			667
	250M4B35	55	75			550

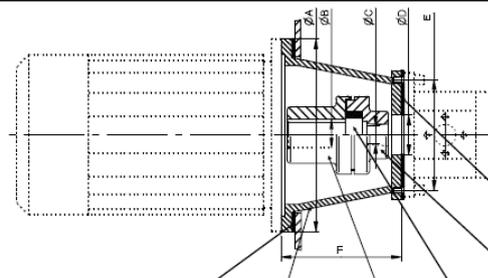
Figura 77 - Motori elettrici asincroni trifasi forniti dal "catalogo componenti oleodinamici Tosoni" tratto da [5] e (16)

Per quanto riguarda l'accoppiamento di questi ultimi due elementi, il catalogo fornisce precise indicazioni come si può ben vedere dalla Figura 78 in cui se ne riporta un estratto.

TOSONI

ACCOPPIAMENTI MOTORE - POMPA (81)

Elementi di accoppiamento fra
 MOTORI ELETTRICI UNEL-MEC B3-B5
 Trifase -4 poli
 e le principali POMPE OLEODINAMICHE
 ad INGRANAGGI (Marzocchi, Hydrocontrol)
 a PALETTE P.F. e P.V. (Atos, Berarma)
 a PISTONI RADIALI (Atos)



TIPO e GRANDEZZA POMPA			QUOTE CARATTERISTICHE mm.							GUARNIZIONE LATO MOTORE TIPO	LANTERNA TIPO	SEMIGIUNTO LATO MOTORE TIPO	INSERTO ELASTICO TIPO	SEMIGIUNTO LATO POMPA TIPO	GUARNIZIONE LATO POMPA TIPO
			POTENZA MOTORE TRIFASE B3-B5 4 poli Kw	FLANGIA MOTORE Ø A	ALB. MOTORE Ø B	ALB. POMPA Ø C	CENTRAGGIO POMPA Ø D	INTERASSE FORI POMPA E	INGOMBRO F						
MARZ.	HYDROC	BERARMA	0,25 - 0,37	160	14	6	22	66	70	GL160	LS160	ND48B	R42	ND48P05M	GP05-1M
0,5	1	P1				12	30	56 x 73	70		LS162			ND48P1M	GP05-1M
0,5	1		8	25,4	62,4 x 71,9	70	LS161	ND48PU1P	GP1P						
0,5	1		6	22	66	95	LS200	ND48C	R42	ND48P05M	GP05-1M				
0,5	1		12	30	56 x 73	95	LSE202	ND48C	R42	ND48P1M	GP05-1M				

Figura 78 - Accoppiamenti motore e pompa secondo il "catalogo di componenti oleodinamici Tosoni" tratto da [5] e (16)

5.11 – Risultati ottenuti

Riassumendo, è stato innanzitutto selezionato come soggetto di analisi il “95 percentile uomo italiano, massa corporea totale 93 kg, altezza totale $H = 1.834$ m”, le cui caratteristiche fisiche sono state prese da [1], [2] e [4] e discusse ampiamente nei precedenti paragrafi, il quale cammina in piano alla velocità di 4 km/h con uno zaino del peso di 50 kg sul dorso. È stato poi necessario caratterizzare l’attuatore e il relativo sistema di attuazione necessario per produrre le forze e le coppie calcolate in seguito all’analisi statica della situazione maggiormente critica per l’articolazione del ginocchio, la quale è stata individuata nell’intorno del 15% del ciclo del passo. Per concludere dunque, è doveroso stabilire se e quale fra le due soluzioni costruttive pensate comporti i maggiori vantaggi.

Di conseguenza, risulta in primo luogo necessario dimensionare la lunghezza del cilindro all’interno del quale scorrerà il pistone. Avendo stabilito che:

- Lunghezza massima in fase di estensione = 0.500 m

- Lunghezza stelo = 0.300 m

Si ha che la lunghezza del cilindro, considerando di lasciare uno spazio prima della testa interna dello stelo per l’iniezione del fluido in pressione, in questo caso considerato pari al 10% del volume totale, risulta essere:

$$L_{cilindro} = 110\% \cdot L_{massima} - L_{stelo} = 0.250 \text{ m}$$

Utilizzando la prima soluzione proposta nel capitolo precedente, si può pensare di attribuire all’asta di collegamento giunto-attuatore una lunghezza pari a 0.15 m. In questo modo si ottengono sia una riduzione dello stesso valore nella lunghezza del cilindro sia una riduzione percentuale delle dimensioni dell’attuatore pari al 60%. Queste riduzioni comportano, come è logico pensare, una notevole diminuzione sia degli ingombri sia del peso stesso della struttura e di conseguenza la necessità di minori potenze per mobilitare il sistema. Tramite il braccio del giunto, inoltre, è possibile ottenere una riduzione della forza richiesta al cilindro rispetto al caso senza braccio pari a più del 20%.

Considerando invece la seconda soluzione proposta, notando l’assenza di un’asta di collegamento tra il braccio e il cilindro, non è possibile ridurre le dimensioni del cilindro. La forza, invece, verrà ridotta come in precedenza per la presenza del braccio. Questa seconda soluzione dunque non comporta alcuna riduzione nel peso dell’attuatore, ma è più compatta e meno articolata nella realizzazione e messa in opera.

In conclusione, la prima soluzione è quella che apporta più vantaggi in termini di riduzione della forza richiesta al giunto e alle dimensioni dell'attuatore. Se, però, si ipotizza di applicare la stessa asta alla seconda tipologia di giunto proposta, si possono apprezzare, oltre ai vantaggi ottenuti in precedenza, anche una maggiore compattezza e minore complessità della struttura e dei collegamenti del giunto col resto dell'esoscheletro.

6 – Conclusioni e futuri progetti

Il presente lavoro si pone in primo luogo l'obiettivo di fornire una vasta e varia presentazione di ciò che sono gli esoscheletri, della loro storia e dei diversi ambienti nei quali vengono e potranno venire utilizzati. Si è concentrata poi l'attenzione su esoscheletri alimentati progettati per aumentare le capacità dell'individuo che li indossa e tra questi è stato poi analizzato un particolare tipo di esoscheletro che viene utilizzato in ambito militare, il Berkeley Lower Extremity Exoskeleton.

Dopo aver analizzato le caratteristiche di quest'ultimo, si è pervenuti alla proposta di alcune modifiche strutturali nel design del giunto del ginocchio. È stato, innanzitutto, analizzato nel dettaglio il ciclo del passo in piano e con un carico dorsale al fine di individuare la fase maggiormente critica dal punto di vista della richiesta energetica. Di conseguenza, si è proceduto all'analisi statica di tale fase e, sulla base dei risultati ottenuti, sono state proposte due nuove soluzioni per il design del giunto del ginocchio del BLEEX. Di queste, infine, ne è stata valutata la migliore e sono state presentate tutte le caratteristiche. In particolare, si è notato che la prima soluzione costruttiva, riportata in Figura 63, permette di ottenere una riduzione della forza necessaria pari al 20% di quella di partenza e una riduzione del 60% delle dimensioni dell'attuatore che comporterà di conseguenza una riduzione degli ingombri e del peso della struttura. Per quanto riguarda, invece, la seconda soluzione costruttiva, riportata in Figura 64, si nota che essa non permette una riduzione delle dimensioni dell'attuatore, ma solo della forza richiesta. Di conseguenza è logico presumere che la prima sia la migliore soluzione possibile. Se, però, si ipotizza di applicare la stessa asta alla seconda tipologia di giunto proposta, si possono apprezzare, oltre ai vantaggi ottenuti in precedenza, anche una maggiore compattezza e minore complessità della struttura e dei collegamenti del giunto col resto dell'esoscheletro.

Questo progetto ha concentrato la sua attenzione solo sul giunto del ginocchio di un esoscheletro indossato da un soldato che cammina in piano, ma in ottica futura occorre sicuramente estendere l'analisi ai giunti di anca e ginocchio. In secondo luogo risulta doverosa anche un'attenta analisi strutturale dei carichi a cui è soggetto il giunto proposto tramite gli appositi software. Infine, sarà necessario studiare le coppie e le potenze in gioco nella deambulazione non in piano e mentre vengono compiuti altri movimenti diversi dal camminare, come ad esempio salire delle scale o accovacciarsi.

Bibliografia

- [1] UNI EN ISO 7250 – 1:2010: Basic human body measurements for technological design – Part 1: Body measurement definitions and landmarks
- [2] UNI EN ISO 7250 – 2:2011: Basic human body measurements for technological design – Part 2: Statistical summaries of body measurements from individual ISO populations
- [3] “Physics of the human body”, di Herman Irving P, Springer Verlag 2007
- [4] “Weight, volume and center of mass of segment of the human body” di Charles E. Clauser, et al.
- [5] Catalogo di componenti oleodinamici Tosoni
- [6] “Normal range of motion of the hip, knee and ankle joint in male subjects, 30-40 years of age” di A. Roaas e G. B. Andersson
- [7] “Human body dynamics: classical mechanism and human movement” di Advin Tozeren
- [8] “Gait analysis: normal and pathological function” by Dr. Jacquelin Perry
- [9] “Influence of carrying book on gait cycle and posture of youth” di Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, et al.
- [10] “The effects of a backpack on the ground reaction force in a normal gait”, by Yu JH, Lee DY, Hang JH, et al.
- [11] T. Raparelli, M. Velardocchia, P. Beomonte Zobel, "I controlli Fuzzy nella pneumatica", 1° Conv. Int. trasmissioni di Potenza, Milano, 20-21 giugno 1995
- [12] “Cosa occorre sapere sui cilindri idraulici” by Roemheld, Hilma – Stark
- [13] Dispaccio n°2/1/3/3455/COM del 02 Ottobre 2017 – Specifiche Tecniche 1348/UI-VEST
- [14] J. Knapik, E. Harman and K. Reynolds, Load carriage using packs: A review of physiological, biomechanical and medical aspects, Applied ergonomics 27 (1996)
- [15] Tesi di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica: “Analisi biomeccanica del cammino su scala: validazione del set sperimentale e applicazione clinica”, Eleonora A. Lubinu, Martina Merati, Prof. Carlo Albino Frigo, Ing. Esteban Pavan
- [16] C.J. Walsh, Biomimetic Design of an Under-Actuated Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation, PhD Thesis, Dept. of Mech. Eng, MIT, 2006.
- [17] J.M. Donelan, R. Kram and A.D. Kuo, Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking, Experimental Biology (2002),
- [18] Harman, E. A. and Frykman, P. N. 1995 ‘Heavy load carriage performance correlates: backpack vs individual towed trailer’ Medicine and Science in Sports and Exercise 27, S136
- [19] On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) by Adam Zoss, H. Kazerroni, Andrew Chu

- [20] Ghori, G. M. U. and Luckwill, R. G. 1985 'Responses of the lower limb to load carrying in walking man' *European J Applied Physiology* 54
- [21] Kinoshita, H. 1985 'Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait' *Ergonomics* 28
- [22] Patton, J. F., Kaszuba, J., Mello, R. P. and Reynolds, K. L. 1991 'Physiological responses to prolonged treadmill walking with external loads' *European J Applied Physiology* 63
- [23] Epstein, Y., Rosenblum, J., Burt&in, R. and Sawka, M. N. 1988 'External load can alter the energy cost of prolonged exercise' *European J Applied Physiology* 57
- [24] Daniel Sà Pina, António Augusto Fernandes, Renato Natal Jorge and Joaquim Gabriel, 'Designing the mechanical frame of an active exoskeleton for gait assistance'
- [25] Prof. Ferraresi - Gastaldi __ Meccanica applicata ai sistemi biomeccanici – Analisi della deambulazione
- [26] Chu A, Kazerooni H., Zoss A. 2005. On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). ICRA. Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation
- [27] Xiao Li, "Structural design of a 6-DoF hip exoskeleton using linear series elastic actuators"
- [28] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal and J. P. Scholz, "Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX)," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 17, no. 1
- [29] Adam Zoss and H. Kazerooni, "Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton"
- [30] Homayoon Kazerooni, "Exoskeletons for Human Performanc Augmentation"
- [31] Adam B. Zoss, H. Kazerooni, Member, IEEE, and Andrew Chu, "Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extrimity Exoskeleton (BLEEX)"
- [32] Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica: "Progettazione di un esoscheletro attivo per la riabilitazione degli arti inferiori", Stefano De Niccolò, relatori Prof. Aurelio Somà e Proff.ssa Gabriella Eula, luglio 2015
- [33] Tesi di Laurea Triennale: "Analisi di Wearable Exoskeletons e dei loro utilizzi", Freilino Morris, relatore Prof.ssa Gabriella Eula, marzo 2017
- [34] Ekkelenkamp R, Veneman J, Kooij HVD. LOPES: A lower extremity powered exoskeleton. In: 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA 2007; 10–14 April 2007; Roma, Italy
- [35] "Robot-Assisted Gait Rehabilitation: From Exoskeletons to Gait Systems" di K. H. Low
- [36] Design and Motion Control of a Lower Limb Robotic Exoskeleton
- [37] Onen U, Botsali FM, Kalyoncu M, Tinkir M, Yilmaz N, Sahin Y. Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2013;19(2):623–632.

- [38] C. Knabe, R. Gri_n, J. Burton, G. Cantor-Cooke, L. Dantanarayana, G. Day, O. Ebeling-Koning, E. Hahn, M. Hopkins, J. Neal et al., \Designing for compliance: Escher, team valors compliant biped," Tech. Rep., 2015.
- [39] C. S. Knabe, "Design of linear series elastic actuators for a humanoid robot" Master's thesis, Virginia Tech, 2015.
- [40] B. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," IEEE/ASME Transactions On Mechatronics, vol. 11, no. 2, pp. 128 - 138, 2006.
- [41] W. G. Allread and E. W. Israelski, "Anthropometry and biomechanics," in Handbook of Human Factors in Medical Device Design. CRC Press, 2010, pp. 97-151.
- [42] B. Appleton, "Stretching and exhibity," Retrieved on May, vol. 31, p. 2013, 1993.
- [43] D. A. Winter, Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, 2009.
- [44] G. Daysal, B. Goker, E. Gonen, M. Demirag, S. Haznedaroglu, M. Ozturk, and J. Block, "The relationship between hip joint space width, center edge angle and acetabular depth," Osteoarthritis and Cartilage, vol. 15, no. 12, pp. 1446-1451, 2007.
- [45] Esquenazi, M. Talaty, A. Packel, and M. Saulino, \The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury," American journal of physical medicine & rehabilitation, vol. 91, no. 11, pp. 911 - 921, 2012.
- [46] Tesi di Laurea Specialistica: "Esoscheletro a scopo riabilitativo per arti inferiori", Eugenio Pini, Prof. Marita Canina.
- [47] R. J. Farris, H. A. Quintero, T. J. Withrow, and M. Goldfarb, "Design of a joint coupled orthosis for fes-aided gait," in Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on. IEEE, 2009, pp. 246{252.
- [48] Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss, \On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," in Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on. IEEE, 2005, pp. 4345 - 4352.
- [49] D. F. Lahr, "Design and control of a bipedal robot," Ph.D. dissertation, Virginia Polytechnic Institute and State University, 2014.
- [50] K. T.-S. Lee, "Design of a humanoid robot for disaster response," Ph.D. dissertation, Virginia Tech, 2014.
- [51] M. Vukobratovic, D. Hristic, and Z. Stojiljkovic, \Development of active anthropomorphic exoskeletons," Medical and Biological Engineering, vol. 12, no. 1, pp. 66 - 80, 1974.
- [52] Y. Sankai, "Leading edge of cybernics: Robot suit hal," in SICE-ICASE, 2006. international Joint Conference. IEEE, 2006
- [53] HAL: Hybrid Assistive Limb Based on Cybernics. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011
- [54] Hayashi, H. Kawamoto, and Y. Sankai, "Control method of robot suit hal working as operator's muscle using biological and dynamical

- information," in *Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005)*. 2005 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2005, pp. 3063-3068.
- [55] H. Kawamoto and Y. Sankai, "Comfortable power assist control method for walking aid by hal-3," in *Systems, Man and Cybernetics, 2002 IEEE International Conference on*, vol. 4. IEEE, 2002
- [56] Power assist control for leg with hal-3 based on virtual torque and impedance adjustment," in *Systems, Man and Cybernetics, 2002 IEEE International Conference on*, vol. 4. IEEE, 2002
- [57] S. Lee and Y. Sankai, "The natural frequency-based power assist control for lower body with hal-3," in *Systems, Man and Cybernetics, 2003. IEEE International Conference on*, vol. 2. IEEE, 2003, pp. 1642- 1647.
- [58] Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss, "On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," in *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*. IEEE, 2005, pp. 4345 - 4352.
- [59] J. Ghan and H. Kazerooni, "System identification for the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," in *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*. IEEE, 2006, pp. 3477 - 3484.
- [60] H. Kazerooni, R. Steger, and L. Huang, "Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 561 - 573, 2006.
- [61] H. Kazerooni, J.-L. Racine, L. Huang, and R. Steger, "On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," in *Robotics and automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE international conference on*. IEEE, 2005, pp. 4353 - 4360.
- [62] R. Steger, S. H. Kim, and H. Kazerooni, "Control scheme and networked control architecture for the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," in *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on*. IEEE, 2006, pp. 3469 - 3476.
- [63] R. V. Ham, T. G. Sugar, B. Vanderborght, K. W. Hollander, and D. Lefeber, "Compliant actuator designs," *IEEE Robotics Automation Magazine*, vol. 16, no. 3, pp. 81 - 94, September 2009.
- [64] T. Morita and S. Sugano, "Design and development of a new robot joint using a mechanical impedance adjuster," in *Robotics and Automation, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on*, vol. 3. IEEE, 1995, pp. 2469 - 2475.
- [65] Cigali, B. S., Ulucam, E., Yilmaz, A., & Cakiroglu, M. (2004). Comparison of asymmetries in ground reaction force patterns between normal human gait and football players. *Biology of Sport*, 21, 241–248.
- [66] Cook, T. M., Farrell, K. P., Carey, I. A., Gibbs, J. M., & Wiger, G. E. (1997). Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25, 236–244.

Sitografia

- (1) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4968506/>
- (2) <https://ouhsc.edu/bserdac/dthompso/web/gait/KNMATICS/gait.htm>
- (3) <http://www.dipmat.unict.it/~gallo/materiale/fitav/Walking%20Cycle%20-%20Teoria.pdf>
- (4) <http://www.lockheedmartin.com/us/products/hulchtml>
- (5) <http://raytheon.mediaroom.com>
- (6) <http://www.cyberdyne.jp>
- (7) <http://www.peterpaulmuller.com/thesis/>
- (8) https://www.roemheld-gruppe.de/fileadmin/user_upload/downloads/technische_informationen/Wissenswertes_Hydraulikzylinder_it_0212.pdf
- (9) www.lockheedmartin.com/us/news/pressreleases/2011/june/LockheedMartinsHULCRoboti.html
- (10) <http://multivu.prnewswire.com/mnr/raytheon/46273/>
- (11) <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>
- (12) <http://www.popsi.com/technology/article/2010-09/real-life-iron-man-suit-gets-sequel>
- (13) <http://www.atos.com/dam/jcr:929be782-e45f-4298-bd58-0640920a5350/B015.pdf>
- (14) <http://dx.doi.org/10.5772/67458151>
- (15) <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=a0655d261898456b958e5f825ae85390&ckck=1>
- (16) <http://www.matweb.com/index.aspx>
- (17) <http://www.tosoni.it/allegati/Catalogo-Componenti-Oleodinamici-Tosoni.pdf>
- (18) <https://www.nientemale.it/cont/nientemale-dolore-osteoarticolare/1507/2700/dolore-ginocchio.asp>
- (19) <https://www.reumatismo.ch/blog/2017/abc-dellanca>
- (20) <https://trainingforwimps.wordpress.com/2016/12/23/caviglia-anatomia-e-biomeccanica-componenti-legamentose-e-tendinee/>
- (21) https://www.researchgate.net/figure/Exoskeleton-BLEEX_fig1_287694848
- (22) <http://www.dvclub.info/xos-2-sarcos-lesoscheletro-che-aiuta-luomo/>
- (23) <https://www.focus.it/scienza/scienze/forti-come-hulc>
- (24) <https://www.tomshw.it/altro/gli-esoscheletri-militari-hulc-arrivano-in-afghanistan/>
- (25) <http://www.meteoweb.eu/2015/10/ricerca-arriva-lesoscheletro-che-fa-camminare-i-paralitici/557934/>
- (26) <http://www.google.it/url?sa=i&rct=j&q=&esrc=s&source=images&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwjM1OuqoMLeAhWEzqQKHUg5CzgQjxx6BAGBEAI&url=http%3A%2F%2Fwww.loschiaffo.org%2Fcyberdyne-produce-il->

- suo-
 esoscheletro%2F&psig=AOvVaw2eZpxzptRd0XmL3R0ApITp&ust=154167895
 3768634
- (27) <https://manoxmano.it/milano/evento/leonardo3/2018-05-25/>
 - (28) <https://www.alamy.it/foto-immagine-camminando-passeggiate-da-vapore-equitazione-da-vapore-volare-da-vapore-da-robert-seymour-1830-satire-sulla-venuta-di-eta-di-vapore-le-invenzioni-prevedibili-in-scia-del-newfangled-ferrovia-a-vapore-sono-da-sinistra-a-destra-un-vapore-walker-un-bagno-di-vapore-104018613.html>
 - (29) <http://webserver.dmt.upm.es/~isidoro/dat1/Specific%20energy%20storage.pdf>
 - (30) <https://www.machinedesign.com/motion-control/manufacturing-workers-become-more-human-exoskeletons>
 - (31) <https://versus.com/en/news/a-chair-you-can-wear>
 - (32) <http://www.techhapp.com/chair-less-chair-noonee-switzerland-based-company/>
 - (33) <https://www.strongarmtech.com/ergoskeleton>
 - (34) <https://exoskeletonreport.com/product/muscle-suit/>
 - (35) <http://www.sk-el.co.jp/en/products/hc/semglove/>
 - (36) <https://www.newscientist.com/article/mg22329803-900-robotic-suit-gives-shipyard-workers-super-strength/>
 - (37) <https://newatlas.com/panasonic-power-loader-light-exoskeleton/25682/>
 - (38) <http://robotrends.ru/robopedia/robotizirovannye-prisposobleniya-dlya-vosstanovleniya-vremenno-utrachennoy-myshechnoy-aktivnosti>
 - (39) <http://walk-again.com/hal-therapy/>
 - (40) <https://www.hobbsrehabilitation.co.uk/rewalk-exoskeleton.htm>
 - (41) <https://freedomfor.wordpress.com/2015/01/02/human-exoskeletons/>
 - (42) <https://exoskeletonreport.com/2015/08/ekso-bionics-company-profile/>
 - (43) http://research.vuse.vanderbilt.edu/cim/research_orthosis.html
 - (44) <https://exoskeletonreport.com/product/phoenix/>
 - (45) <https://en.wikipedia.org/wiki/Hardiman>
 - (46) <http://cyberneticzoo.com/man-amplifiers/1966-69-g-e-hardiman-i-ralph-mosher-american/>
 - (47) <https://bleex.me.berkeley.edu/>
 - (48) <http://www.20knots-plus.com/>
 - (49) <https://www.army-technology.com/projects/human-universal-load-carrier-hulc/>
 - (50) <https://exoskeletonreport.com/2016/07/military-exoskeletons/>
 - (51) <https://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>
 - (52) https://www.researchgate.net/figure/Exoskeleton-BLEEX_fig1_287694848
 - (53) <https://sciitaliano.wordpress.com/tag/assi-e-piani-del-corpo-umano/>

- (54) <https://trainingforwimps.wordpress.com/2016/12/23/caviglia-anatomia-e-biomeccanica-componenti-legamentose-e-tendinee/>
- (55) <https://www.nientemale.it/cont/nientemale-dolore-osteoaorticolare/1507/2700/dolore-ginocchio.asp>
- (56) <https://www.albanesi.it/medicina/anca.htm>
- (57) https://www.google.it/imgres?imgurl=x-raw-image%3A%2F%2F%2F92e1cb412209bf43a1bace19c029940000f612bd617226783ba2b8d96c3f466c&imgrefurl=http%3A%2F%2Famslaurea.unibo.it%2F5836%2F1%2Fpesare_maria_tesi.pdf&docid=vJmjpLFou4MU1M&tbnid=Q78JikHL4ZLrxM%3A&vet=10ahUKEwjD-8qYptveAhUChRoKHdHICcQQMwhLKA0wDQ.i&w=571&h=227&bih=592&biw=1301&q=analisi%20ciclo%20passo&ved=0ahUKEwjD-8qYptveAhUChRoKHdHICcQQMwhLKA0wDQ&iact=src&uact=8
- (58) <https://www.sciencemag.org/file/sn-exosuitpng>
- (59) <https://www.onaverage.co.uk/speed-averages/average-walking-speed>