

POLITECNICO DI MILANO  
Facoltà del Design  
Corso di laurea in Design & Engineering



# Esoscheletro a scopo riabilitativo per arti inferiori

Relatore: prof. Marita CANINA

Tesi di Laurea Specialistica del Candidato:  
Eugenio PINI  
Matr. 719910

Anno accademico 2009-2010



# Indice dei contenuti

**Indice delle immagini**

**Indice dei grafici**

**Indice delle tabelle**

**Indice degli allegati**

Introduzione	8
Obiettivi della tesi	11

## ***Parte prima – Ricerca e definizione dell'ambito di applicazione***

### **Capitolo 1 - La riabilitazione dell'arto inferiore**

1.1 Obiettivi della riabilitazione	13
1.2 Terapia fisica	14
1.3 Fisiologia articolare	16
1.4 Risultati e supporto	34

### **Capitolo 2 - Come si svolge la riabilitazione oggi**

2.1 Esercizi riabilitativi	35
2.2 Attrezzatura fisioterapica	40
2.3 Attrezzatura da palestra	43
2.4 Nuovi traguardi della riabilitazione	49

### **Capitolo 3 – Conclusioni**

3.1 Conclusioni	52
-----------------	----

## ***Parte seconda – Elaborazione***

### **Capitolo 1 – Tecniche e tecnologie**

1.1 Tipologie esistenti di esoscheletro	54
1.2 Tecnologie di controllo degli esoscheletri	66
1.3 Tecnologie di movimentazione degli esoscheletri	73
1.4 Tecnologie di dialogo tra esoscheletri e umani	77

### **Capitolo 2 – Dal brief al concept**

2.1 Quadro di riferimento	84
2.2 Benchmarking	85
2.3 Brief	86
2.4 Percorso progettuale	87

## ***Parte terza - Progetto***

1.1 Progetto	92
1.2 Spiegazione del funzionamento	106
1.3 Movimentazione	108
1.4 Costi di produzione	114

**Bibliografia**

## Indice delle immagini

Figura 1 - Youth as Cyborg [Bigbads]	8
Figura 2 - Assi dell'anca	17
Figura 3 - Varie angolazioni dei movimenti di flessione dell'anca	18
Figura 4 - Varie angolazioni dei movimenti di estensione dell'anca	19
Figura 5 - Varie angolazioni dei movimenti di abduzione dell'anca	20
Figura 6 - Movimenti di adduzione dell'anca	21
Figura 7 - Varie angolazioni dei movimenti di rotazione longitudinale da prono	22
Figura 8 - Varie angolazioni dei movimenti di rotazione longitudinale da seduto	22
Figura 9 – Assi del ginocchio	23
Figura 10 - Assi dell'articolazione del ginocchio	24
Figura 11 - Estensione del ginocchio	25
Figura 12 - Movimenti di flessione del ginocchio	26
Figura 13 - Assi della caviglia	28
Figura 14 - Movimento di flesso-estensione della caviglia	29
Figura 15 - Angolazioni massime di flesso-estensione della caviglia	30
Figura 16 - Costituzione della fibra muscolare	32
Figura 17 - Stazione di Riabilitazione polifunzionale	40
Figura 18 - Mobilizzatore meccanico	41
Figura 19 - Ginnastica propriocettiva	41
Figura 20 - Vasca riabilitativa	42
Figura 21 - Tapis Roulant	43
Figura 22 - Bicicletta Reclinabile	44
Figura 23 - Bicicletta Ellittica	44
Figura 24 - Movimento Stepper Laterale	44
Figura 25 - Stepper Laterale	44
Figura 26 - Leg Curl	45
Figura 27 - Leg Extension	46
Figura 28 - Leg Press	46
Figura 29 - Glute	47
Figura 30 - Allungo Anteriore	48
Figura 31 - Allungo Inferiore	48
Figura 32 - Primo esoscheletro	54
Figura 33 - Lokomat	55
Figura 34 - MGT	56
Figura 35 - AutoAmbulator	57
Figura 36 - Medical Exoskeleton	57
Figura 37 - Powered Lower Limb Orthosis	58
Figura 38 - RoboKnee	59
Figura 39 - Powered Prosthetic Knee	59

Figura 40 - Bodyweight Support Assist	60
Figura 41 - HAL	61
Figura 42 - ReWalk	61
Figura 43 - ExoHiker	62
Figura 44 - ExoClimber	63
Figura 45 - HULC	63
Figura 46 - Lucy	64
Figura 47 - BigDog	65
Figura 48 - Motoriduttori con epicicloidale industriali	73
Figura 49 - Rapporto di trasmissione	74
Figura 50 - Rapporti di riduzione	75
Figura 51 - Elevata coppia trasmessa	75
Figura 52 - Carichi radiali distribuiti	76
Figura 53 - Accelerometro	77
Figura 54 - Funzionamento di un accelerometro	79
Figura 55 - Cella di carico	81
Figura 56 - Schema del ponte di Wheatstone	83
Figura 57 - RIBA (Robot for Interactive Body Assistance)	84
Figura 58 - Concept v.1	87
Figura 59 - Concept v.2	88
Figura 60 - Concept v.3	88
Figura 61 - Concept v.4	89
Figura 62 - Gradi di libertà della gamba umana	92
Figura 63 - Rapporto tra altezza e lunghezza arti	93
Figura 64 - Lingotti di alluminio	96
Figura 65 - Lingotti di Zama	97
Figura 66 - Esoscheletro scomposto	98
Figura 67 - Spostamenti bloccati dalle cinghie	99
Figura 68 - Particolare di una fascia in velcro	100
Figura 69 - Filato di cotone con lavorazione piquet	100
Figura 70 - Schizzo dell'esoscheletro v.7 [1]	101
Figura 71 - Schizzo dell'esoscheletro v.7 [2]	102
Figura 72 - Influenze artistiche	102
Figura 73 - Schizzo dell'esoscheletro v.7 [3]	103
Figura 74 - Pezzi che compongono l'esoscheletro	103
Figura 75 - Evidenziazione dei materiali presenti nel progetto	104
Figura 76 - Render fotorealistico dei vari prospetti dell'esoscheletro	104
Figura 77 - Esoscheletro indossato	105
Figura 78 - Alcuni esercizi fattibili con l'esoscheletro	107
Figura 79 - Modello di attuatore lineare della LINAK	108
Figura 80 - Motore prodotto dalla Minebea	109

Figura 81 - Accelerometro BASIC Stamp	110
Figura 82 - Accelerometro JAVELIN	110
Figura 83 - Cella di carico prodotta dalla SMDsensors	111
Figura 85 - Accumulatori Li-Poly di diverse capacità	113
Figura 86 - Femore Superiore	115

## **Indice dei grafici**

Grafico 1 - Esempio di controllo di un esoscheletro mediante un sistema computerizzato	9
Grafico 2 - ZMP	66
Grafico 3 - Funzionamento dello ZMP	71
Grafico 4 - Mappa di posizionamento	86
Grafico 5 - Peso degli arti	90
Grafico 6 - Reazioni vincolari	94
Grafico 7 - Schema degli accumulatori Li-Poly	112
Grafico 8 - Fattori che influenzano il prezzo di vendita	114
Grafico 9 - Pressione di colata per alcune leghe metalliche	115
Grafico 10 - Tempo di apertura della pressa	115

## **Indice delle tabelle**

Tabella 1 - Range di movimento massimo per ogni articolazione	14
Tabella 2 - Benchmarking	85
Tabella 3 - Altezza da terra delle giunture	93
Tabella 4 - Lunghezza e distanza delle giunture	94
Tabella 5 - Dimensionamento del bacino	94
Tabella 6 - Descrizione leghe metalliche	95
Tabella 7 - Caratteristiche tecniche dell'ABS riciclato	98
Tabella 8 - Comparazione tra motori	109
Tabella 9 - Specifiche dell'accumulatore elettrico	113
Tabella 10 - Limite dei costi e unità	114

## **Indice degli allegati**

Tavola 1 – Prospetti
Tavola 2 – Estensioni Massime
Tavola 3 – Esploso Generale

Tavola 4 – Esploso Anca

Tavola 5 – Esploso Femore

Tavola 6 – Esploso Tibia

Tavola 7 – Esploso Piede

## Introduzione

Il corpo umano è costituito da più di seicento muscoli, i quali producono i movimenti che sono indissolubilmente legati alla sua vita. Questi movimenti non si riferiscono necessariamente alle fondamentali funzioni del corpo, come la respirazione o il battito cardiaco. Essi si riferiscono al movimento in generale, molto importante per tutte le creature viventi.

Escludendo le necessità immediate come il mangiare, o il desiderio di comunicare, sia con parole, i gesti o la postura di tutto il corpo, la mobilità è una delle cose più importanti nella vita.

Le attività quotidiane sono molto importanti per la qualità della vita: alzarsi dal letto la mattina e camminare verso il bagno, al tavolo della colazione, o verso il frigorifero. Oppure durante il lavoro, sia all'interno di un ufficio o mentre trasportano pezzi pesanti in una fabbrica.

La mancanza di mobilità si traduce spesso in mancanza di partecipazione alla vita sociale, che a sua volta porta ad una riduzione indesiderata della comunicazione. È inoltre importante, per la salute del corpo, fare attività fisica per migliorare il sistema cardiovascolare e il tono muscolare.

In questa tesi il dispositivo progettato, oltre ad aumentare la forza, è presentato anche come sostegno di un operatore umano. Il dispositivo viene indossato e fissato alle gambe, aumentando la mobilità e sostenendo l'intero corpo del paziente. Tali dispositivi sono chiamati esoscheletri.

Secondo il testo redatto da M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla, e D. Stokic, intitolato *Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control, and Application* gli esoscheletri vengono definiti come: "*Exoskeletons in general, are structures of rigid links, mounted on the body of some living vertebrae and following the main directions and having the main joints of the living organism's endoskeleton.*" (Gli esoscheletri in generale, sono le strutture create da collegamenti rigidi, di qualche vertebra vivente ricalcando le direzioni principali e le principali articolazioni dell'endoscheletro dell'organismo vivente).

In questo lavoro, l'esoscheletro è in contatto permanente con il corpo umano, vanta degli



Figura 1 - Youth as Cyborg [Bigbadsi]



arti simili ed è dotato di “ intelligenza e flessibilità” tale da poter eseguire un compito dettato dall'operatore umano.

L'esoscheletro, essendo esteso a più arti, ha una varietà di possibili applicazioni: fornire un sostegno agli anziani, venire utilizzato mentre si trasportano carichi pesanti (come in una fabbrica, o un cantiere, o in casa), trasferendo la maggior parte del carico sull'esoscheletro al fine di preservare il corpo e la salute dell'utente.

L'esoscheletro sarà in grado di offrire anche assistenza ai pazienti durante la riabilitazione dell'apparato locomotore. Ciò potrebbe intensificare e facilitare le attività fisioterapiche, portando a risultati migliori in tempi più brevi.

Non sempre gli esoscheletri devono lavorare in collaborazione con l'operatore: infatti, offrono anche un modo unico di dare un feedback di forza. Applicando una certa resistenza al movimento dell'utilizzatore, possono agire come interfacce aptiche (dal greco *apto*, tocco, quindi sensazioni tattili) per la realtà virtuale (un'interfaccia aptica è un dispositivo che permette di manovrare un robot, reale o virtuale, e di riceverne delle sensazioni tattili in risposta -retroazione o *feedback*-; un esempio potrebbe essere un joystick con ritorno di forza -*force feedback*-, un mouse in cui la rotellina si blocca quando il puntatore arriva ai margini dello schermo, o il display in braille utilizzato dai non vedenti), telemanipolazione, giochi e divertimenti: il mondo virtuale potrebbe essere sentito e manipolato. Ad esempio possono essere simulate le scale, il camminare su un terreno fangoso, o l'effetto di ostacoli in un ambiente non strutturato.

Se l'hardware adeguato che attiva articolazioni e che sostiene determinati movimenti esiste, vi è ancora il problema di far riconoscere l'azione voluta dall'operatore. Solo se questa intenzione è nota il sistema può reagire in modo adeguato sia per sostenere il movimento o per ostacolarlo simulando le influenze esterne. Un tale sistema richiede un'interfaccia flessibile che, a causa della vasta gamma di movimenti da eseguire, raccolga tutte le informazioni necessarie in modo che l'azione voluta dall'operatore possa essere eseguita con successo.

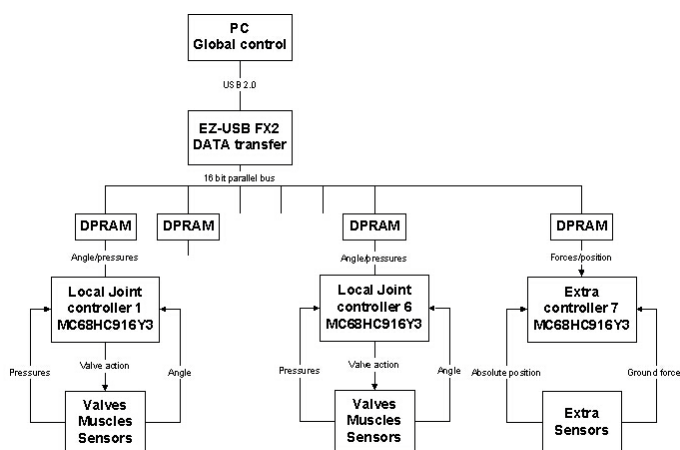


Grafico 1 - Esempio di controllo di un esoscheletro mediante un sistema computerizzato

Come sono diverse le applicazioni, sono vari anche gli operatori che controllano il dispositivo; potrebbe essere utilizzato da persone sane e in forma, da pazienti deboli e disabili. A volte una disabilità nel sistema locomotore del corpo umano è anche accompagnata da una problematica mentale, il che complica ulteriormente le cose.

Idealmente, il sistema di controllo deve essere adattabile: l'esoscheletro dovrebbe offrire la massima flessibilità alle persone. Per le persone disabili la flessibilità dovrebbe essere limitata, evitando così effetti indesiderati di comportamento da parte dell'esoscheletro stesso, poiché non può essere pienamente controllato dal paziente. Dispositivi di controllo complessi possono richiedere troppo sforzo mentale, o semplicemente non possono essere gestiti. In tali casi il sistema di controllo deve assumere alcune funzioni aggiuntive come, per esempio, il mantenimento della stabilità posturale.

Come in precedenza detto, le numerose applicazioni dell'esoscheletro lasciano spazio a un vasto numero di utilizzatori, ognuno con diverse esigenze e richieste. Ciò che gli accomuna, però, è l'esigenza di avere una struttura che segua perfettamente gli spostamenti del corpo, senza bisogno di comandi o ordini ausiliari. L'operatore deve focalizzare l'attenzione sul movimento in se, non su come far muovere l'esoscheletro per ottenere quel determinato movimento.

Quando consideriamo la scelta dei comandi per un'interfaccia intuitiva uomo/macchina, sono molto importanti due aspetti:

Il tempo di latenza dal comando impartito dal cervello alla sua attuazione sull'esoscheletro deve essere il più breve possibile e, l'esoscheletro, deve avere la capacità di poter eseguire una grande varietà di movimenti, in modo da ostacolare il meno possibile l'utilizzatore.

Con un tempo di latenza troppo elevato sarebbe impossibile per l'operatore controllare ed interagire con l'esoscheletro, in quanto quest'ultimo non reagirebbe velocemente ad un eventuale spostamento del corpo, andando così ad ostacolare il movimento naturale del muscolo ed, eventualmente, a sbilanciare l'utilizzatore. La flessibilità motoria, invece, è molto importante per un utilizzo costante dell'esoscheletro, anche in ambiente domestico.

Utilizzando un'interfaccia dell'esoscheletro puramente meccanica (come, ad esempio, una protesi fissa), si può evitare completamente il collegamento tra sistema neurologico dell'utilizzatore (ovvero il responsabile del movimento) ed esoscheletro, andando così a ridurre il carico mentale. In questo caso, le forze interagenti tra utilizzatore ed esoscheletro non riescono ad essere misurate accuratamente per determinare il movimento voluto; se l'esoscheletro impatta contro un ostacolo, non riesce a distinguere le forze agenti dall'esterno da quelle prodotte dall'utilizzatore andando così a reagire in maniera errata. Utilizzando invece un sistema connesso all'apparato neurologico, ovvero utilizzando un'elettromiografia di superficie (sEMG, surface Electromyography), i movimenti impartiti all'esoscheletro risulterebbero più accurati e non ci sarebbero errori di comunicazione nel caso di un impatto con un corpo estraneo. Malauguratamente questo sistema di controllo ha bisogno di elettrodi incollati alla pelle dell'operatore e posti in punti particolari, diversi per ogni persona. Uno scorretto posizionamento o un'eventuale spostamento dell'elettrodo, causerebbero un'errata percezione del segnale da parte dell'esoscheletro, seguita da un'errata movimentazione degli arti.

Tramite l'uso combinato di protesi meccaniche e di particolari algoritmi, calcolati tramite un computer in tempo reale, e sfruttando l'interazione tra sensori di posizione e di pressione, si possono ovviare molti dei problemi che possono insorgere sia con l'uso di esoscheletri collegati al sistema neurologico del paziente sia a sistemi puramente meccanici.

### **Obiettivi della tesi**

L'obiettivo principale di questa tesi è quello di giungere alla definizione progettuale di un esoscheletro a scopo riabilitativo, fattibile industrialmente e a prezzi moderati.

Si studieranno tutti i possibili movimenti degli arti inferiori del corpo umano, trovando le massime estensioni raggiungibili; verranno analizzati gli esoscheletri presenti oggi sul mercato al fine di offrire un'ampia panoramica sulle tecnologie ad oggi presenti; verranno inoltre presentati i limiti di questi esoscheletri, i quali saranno la base di partenza per lo sviluppo della tesi.

Verranno valutati i costi di produzione dell'esoscheletro progettato, la sua fattibilità tecnica e la sua economicità.

# *Parte prima* – Ricerca e definizione dell'ambito di applicazione

---

## **Capitolo 1 - La riabilitazione dell'arto inferiore**

### **1.1 Obiettivi della riabilitazione**

La riabilitazione aiuta le persone a recuperare una funzione persa. Molti pensano che questo termine sia prettamente legato al recupero di una capacità fisica. In realtà la riabilitazione può includere qualsiasi terapia o servizio che aiuti le persone a “funzionare” meglio e in modo più autonomo, inserendo nell’esercizio fisico l’uso di dispositivi che rendono più facile quest’attività, andando a modificare l’ambiente in cui il paziente vive e, inoltre, istruendo i membri della famiglia su come aiutarlo. [Worrell T., Karst G., 2001]

Con il termine disabilità s’identifica ogni riduzione nelle capacità, sia fisiche sia mentali, di una persona. Tale riduzione richiede un cambiamento nella normale attività quotidiana. Le condizioni che possono rendere disabili comprendono ictus, un intervento chirurgico all'anca o la protesi di un ginocchio, l'amputazione di un arto, un grave trauma, un'infezione, il cancro o una malattia cronica progressiva come l'artrite. Anche un paio di giorni di riposo a letto (per esempio, dopo l'intervento chirurgico) può causare un indebolimento muscolare e, quindi, provocare disabilità.

Dopo una malattia, un infortunio, o un intervento chirurgico, la riabilitazione è particolarmente importante; soprattutto per gli anziani. La riabilitazione li aiuta a rimanere indipendenti e in grado di vivere da soli prendendosi cura di loro stessi.

L’obiettivo principale della riabilitazione è di aiutare le persone a tornare indipendenti e di prevenire nuovamente la perdita delle loro “abilità”.

A lungo termine l'obiettivo generale della riabilitazione è di consentire alle persone di muoversi così come hanno fatto prima del loro particolare problema. Quest’obiettivo è più difficile da raggiungere negli anziani di quanto non lo sia per i più giovani. Ad esempio, gli anziani possono soffrire di una malattia cronica, come lo scompenso cardiaco, che limita già in partenza la possibilità di riabilitazione. Se hanno un ictus o da una frattura all'anca, il corpo non potrà mai funzionare così bene come prima, questo vuol dire che la riabilitazione lo porterà semplicemente ad essere in grado di prendersi cura dei bisogni fondamentali: mangiare, vestirsi, lavarsi, riuscire a spostarsi tra un letto e una sedia o andare alla toilette senza l'aiuto degli altri (tali attività sono chiamate attività di base della vita quotidiana). [Tagesson S., Oberg B., 2008]

Prima che cominci la riabilitazione, il terapeuta deve esaminare col paziente quali saranno i risultati a lungo termine e quali gli obiettivi, ipotizzando anche la durata di tutto il trattamento. Dovranno essere discussi anche gli obiettivi da raggiungere a breve termine e

come si dovrà arrivare a questi traguardi. Ad esempio, un traguardo potrebbe essere quello di muovere la spalla più liberamente, o di camminare meglio, di mangiare senza assistenza o di aprire un barattolo. Le persone coinvolte nel gruppo di riabilitazione dovranno incoraggiare il paziente a raggiungere questi obiettivi, e dovranno anche monitorare i progressi. I traguardi prefissati potranno anche essere modificati in itinere, secondo come reagisce il paziente alla terapia o se la riabilitazione deve essere interrotta a causa del mancato impegno della persona o della sua impossibilità (economica o fisica) a continuare il trattamento. [Mark H. Beers, Thomas V. Jones; 2005]

## 1.2 Terapia fisica

La terapia fisica aiuta le persone a muoversi meglio. Include molte tipologie di esercizi, come il “transfer training”, e il “walking (gait) training”, e tecniche che portano ad eseguire un movimento meglio o più facilmente. Il suo obiettivo è quello di aumentare la forza, sciogliere le articolazioni, irrobustire i muscoli, ridurre i dolori, e aumentare la coordinazione e il bilanciamento del corpo. Ci sono anche tecniche atte a ridurre le infiammazioni e far svanire i dolori. [Shaw T.; 2002]

**Esercizio Aerobico:** L'esercizio aerobico rafforza il cuore ed i polmoni e aiuta a incrementare la resistenza. All'aumentare della resistenza, qualsiasi attività fisica diventa meno faticosa. Gli esercizi principali sono la camminata, il ciclismo e il nuoto. Ovviamente la consultazione con un medico prima di iniziare un programma di esercizio aerobico può essere importante, soprattutto per le persone che hanno avuto problemi di cuore o malattie polmonari o che non sono state molto attive.

**Esercizi per il range di movimento:** diverse tecniche di fisioterapia possono aiutare a migliorare il range del movimento, che comunemente si riduce dopo un ictus o un prolungato riposo a letto. Questa limitazione può causare dolore, ridurre le capacità funzionali e predisporre i pazienti alle piaghe da decubito. Il range del movimento deve essere valutato con un goniometro prima dell'inizio della terapia e poi con regolarità. Nelle persone anziane sane, l'ampiezza di movimento massima di alcune articolazioni, solitamente è inferiore rispetto al normale range dei soggetti più giovani, ma questa riduzione, correlata all'età, generalmente non impedisce agli anziani di eseguire le attività servendosi dell'aiuto del fisioterapista.

Articolazione	Movimento	Range
Anca	Flessione	0-125°
	Estensione	115-0°
	Iperestensione	0-15°
	Abduzione	0-45°
	Adduzione	45-0°
	Rotazione laterale	0-45°
Ginocchio	Rotazione mediale	0-45°
	Flessione	0-130°
Caviglia	Estensione	120-0°
	Flessione plantare	0-50°
Piede	Dorsiflessione	0-20°
	Inversione	0-35°
	Eversione	0-25°

**Tabella 1 - Range di movimento massimo per ogni articolazione**

**Esercizi per aumentare la massa muscolare:** per rendere più forte un muscolo, una persona deve contrastare una resistenza che viene gradualmente aumentata. Quando un muscolo è molto debole, il peso dell'arto stesso è sufficiente per poter svolgere l'esercizio. Quando un muscolo diventa più forte, la resistenza può essere aumentata gradualmente con elastici o pesi. Questo tipo di esercizio aumenta anche la massa muscolare e la resistenza alla fatica.

**Esercizi di coordinazione:** servono ai pazienti che devono migliorare la coordinazione come, ad esempio, i pazienti affetti da ictus. Questi esercizi consistono nella ripetizione di un movimento particolare capace di far lavorare più articolazioni e muscoli contemporaneamente (come sollevare un oggetto o toccare una parte del corpo). L'obiettivo è quello di riportare le capacità motoria allo stato precedente la malattia.

**Esercizi posturali:** sono mirati a far aumentare la capacità di mantenere l'equilibrio mentre si è in piedi, seduti o in movimento. Questi esercizi possono andare a migliorare l'effetto anche di terapie volte ad aumentare la forza o la coordinazione.

**Allenamento allo spostamento:** deve essere valutata la capacità del paziente di spostarsi e deve essere offerto l'allenamento necessario. I pazienti che non riescono a spostarsi senza rischi e indipendentemente dal letto alla sedia, dalla sedia alla comoda o dalla sedia alla posizione eretta, di solito, hanno bisogno di un'assistenza continua per 24 ore. Inoltre, i pazienti che non si possono spostare con sicurezza corrono il rischio di cadere e di procurarsi delle fratture o altre lesioni. Questi pazienti possono aver bisogno di essere ricoverati in istituti assistenziali.

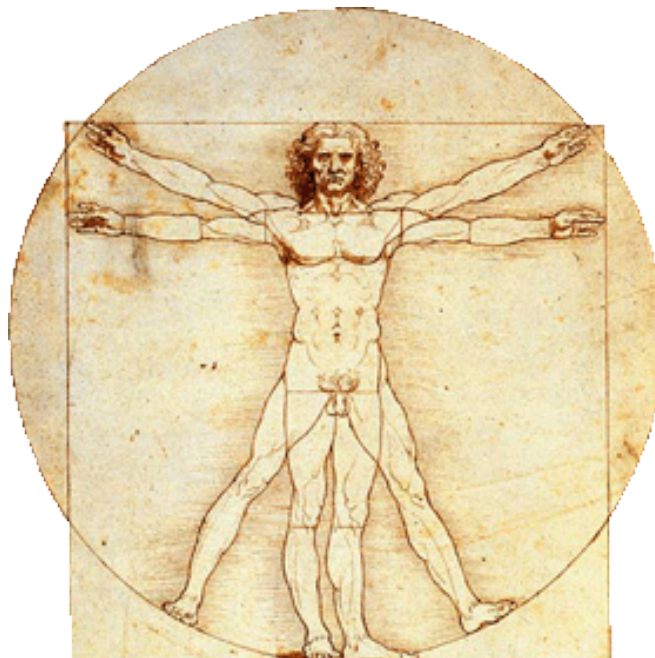
**Uso di un tavolo reclinabile:** nei pazienti con ipotensione ortostatica dovuta a paraplegia, tetraplegia, prolungato riposo a letto o immobilizzazione, si può utilizzare un tavolo reclinabile per aiutare a ristabilire l'equilibrio emodinamico. Il paziente, bloccato da una cintura di sicurezza, viene fatto stendere supino su di un tavolo imbottito, con una pedana per appoggiare i piedi. La tavola, poi, viene inclinata manualmente o elettricamente; l'angolo viene aumentato molto lentamente, se tollerato dal paziente, fino a raggiungere gli 85°, in modo che il paziente sia quasi in posizione eretta. Inizialmente, la durata di ciascun trattamento dipende dalla tolleranza del paziente, ma non deve superare i 45 min. L'esercizio viene eseguito una o due volte al giorno. L'efficacia dipende dall'invalidità del paziente e dalla durata dell'immobilizzazione.

**Stimolazione elettrica:** A volte i muscoli non funzionano normalmente, perché i nervi sono danneggiati. Questi muscoli possono essere stimolati elettricamente per contribuire ad impedire loro di deperimento (atrofia). Una scossa elettrica viene trasmessa attraverso elettrodi posizionati sulla pelle. L'elettrostimolatore stimola la contrazione muscolare automaticamente. La stimolazione elettrica può aiutare a prevenire l'atrofia muscolare in persone che sono paralizzate (per esempio, dopo un ictus o un incidente). Un altro tipo di stimolazione elettrica, chiamata stimolazione nervosa transcutanea (TENS - transcutaneous

electrical nerve stimulation), è usata per trattare alcuni tipi di dolore. La TENS utilizza una dolce oscillazione di onde elettriche, producendo una sensazione di formicolio, senza aumentare la tensione muscolare. Può essere applicata attraverso elettrodi collegati alla pelle o tramite un apparecchio portatile. Questa stimolazione può essere ripetuta più volte al giorno per 20 minuti a diverse ore. I tempi e la durata della stimolazione variano perché ogni persona reagisce in modo diverso. Spesso, la gente viene istruita ad usare il dispositivo TENS a casa.[Mark H. Beers, 2005]

### 1.3 Fisiologia articolare

Andrò ora ad esaminare il movimento che può compiere lo scheletro umano, concentrandomi su quelli relativi agli arti inferiori, andando ad analizzare gli angoli massimi raggiungibili da ogni articolazione ed i rispettivi gradi di libertà.





### 1.3.1 L'anca

L'articolazione coxo-femorale è l'articolazione prossimale dell'arto inferiore ed ha la funzione di orientare l'arto in tutte le direzioni dello spazio, perciò è caratterizzata da tre assi e tre gradi di libertà:

- Un asse trasversale  $XOX'$ , situato in un piano frontale, su cui si effettuano i movimenti di flessione-estensione
- Un asse antero-posteriore  $YOY'$ , posto su un piano sagittale passante per il centro dell'articolazione attorno al quale si effettuano i movimenti di abduzione-adduzione.
- Un asse verticale  $OZ$ , che quando l'anca è in asse coincide con l'asse longitudinale  $OR$  dell'arto inferiore. Sull'asse longitudinale si effettuano i movimenti di rotazione esterna ed interna.

I movimenti dell'anca si svolgono a livello di una sola articolazione, quella coxo-femorale, dotata di una grande stabilità a discapito di una limitata capacità di movimento. Tali caratteristiche sono condizionate dalla funzione che ha assunto l'arto inferiore, ovvero il sostegno del peso del corpo e la sua locomozione.

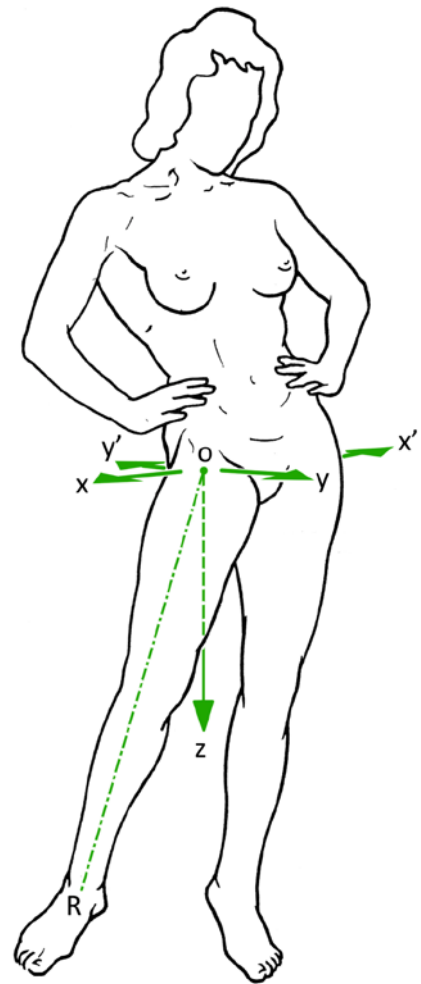


Figura 2 - Assi dell'anca

### 1.3.1.1 I movimenti di flessione

La flessione dell'anca è il movimento che porta la parte anteriore della coscia verso il tronco.

Diversi fattori condizionano l'ampiezza della flessione e, generalmente, la flessione attiva dell'anca è meno ampia della flessione passiva.

La posizione del ginocchio interviene nell'ampiezza della flessione: a ginocchio esteso la flessione arriva a 90° mentre, quando è flesso, raggiunge e oltrepassa i 120°.

L'ampiezza della flessione passiva supera sempre i 120°, andando a superare i 140° e arrivando a contatto del torace. Questo accade grazie alla flessione del ginocchio, che grazie al rilassamento dei muscoli posteriori della coscia, permette una maggiore flessione dell'anca.

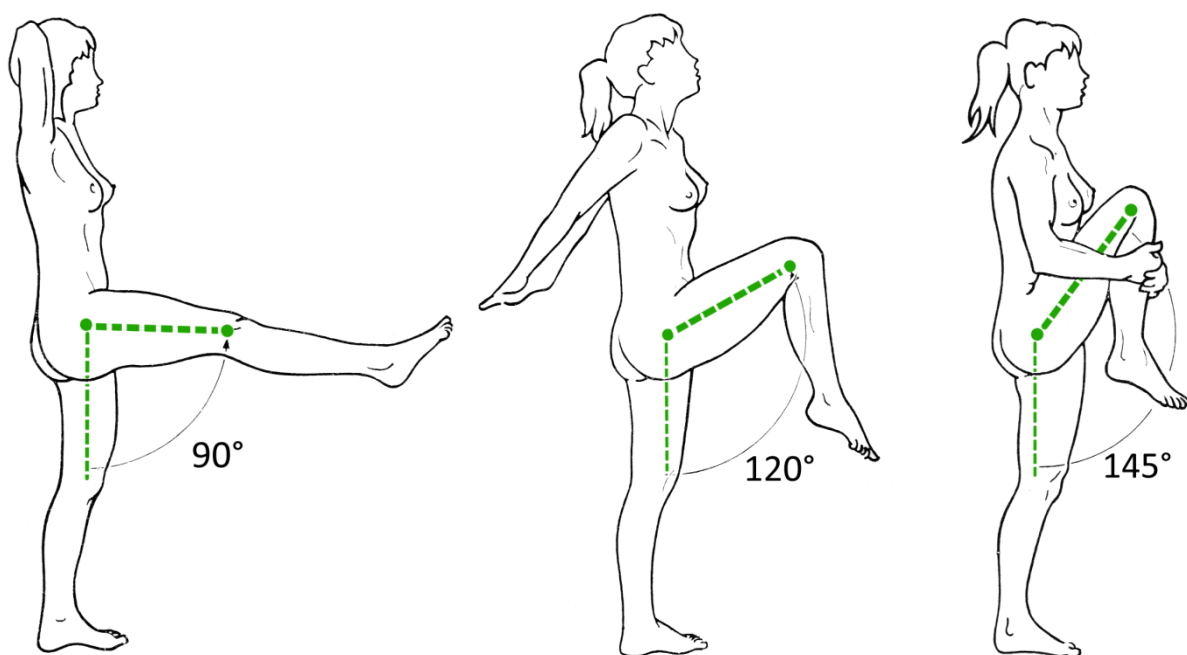


Figura 3 - Varie angolazioni dei movimenti di flessione dell'anca

### 1.3.1.2 I movimenti di estensione

L'estensione porta l'arto inferiore in un piano posteriore a quello frontale. Il movimento di estensione dell'anca è assai meno ampio di quello di flessione. Infatti, è limitato dalla tensione del legamento ileo-femorale.

L'estensione attiva è anche in questo caso meno ampia di quella passiva, ma il ginocchio gioca un ruolo inverso; si ha un'estensione maggiore tenendo il ginocchio teso rispetto che tenendo il ginocchio flesso. Ciò dipende dal fatto che i muscoli posteriori della coscia perdono la loro efficacia quali estensori dell'anca poiché hanno utilizzato una gran parte della corsa per la flessione del ginocchio.

L'estensione passiva arriva solitamente a 20° nell'"affondo", raggiungendo i 30° quando l'arto inferiore è fortemente tirato all'indietro. Quest'angolo varia da soggetto a soggetto perché dipende dalla statica del bacino, cioè dal grado di rotazione del bacino verso l'avanti o l'indietro.

I gradi di movimento che ho esaminato riguardano un soggetto "normale", ovvero non atletico. Possono essere aumentati considerevolmente mediante l'esercizio fisico e l'allenamento.

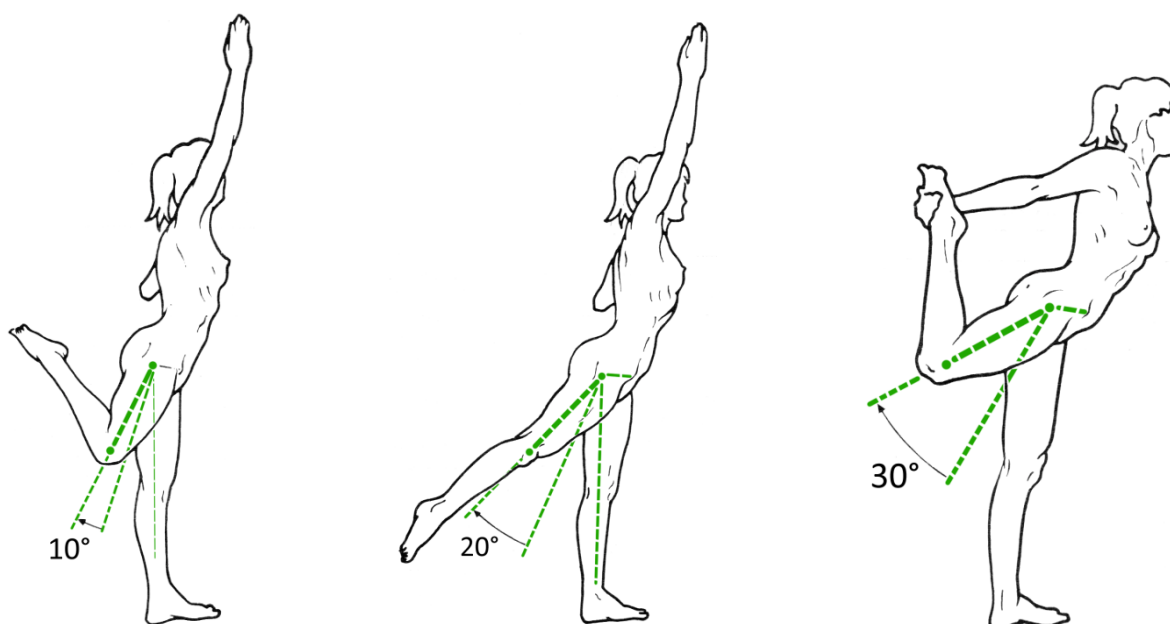


Figura 4 - Varie angolazioni dei movimenti di estensione dell'anca

### 1.3.1.3 I movimenti di abduzione

L'abduzione porta l'arto inferiore direttamente in fuori e lo allontana dal piano di simmetria del corpo.

Se, teoricamente, è possibile effettuare un movimento di abduzione con una sola anca, in pratica l'abduzione di un'anca di accompagna automaticamente ad un'abduzione identica di quella contro laterale; a partire da un angolo di 30°, infatti, si comincia infatti a notare un movimento di rotazione del bacino.

Se si porta al massimo il movimento di abduzione, l'angolo formato dagli arti inferiori raggiungerà i 90°. Anche qui troviamo la simmetria nel movimento di abduzione delle due anche, da cui si può dedurre che l'abduzione massima di un'anca è di 45°.

L'abduzione è limitata dal fatto che il collo femorale viene ad urtare il ciglio cotiloideo, un orlo osseo che contorna la cavità dell'acetabolo (la cavità in cui si innesta la testa del femore nell'anca). Molto prima, tuttavia, entrano in gioco i muscoli adduttori e i legamenti ileo e pubo-femorali.

Anche qui con l'esercizio e l'allenamento si può aumentare notevolmente l'ampiezza massima dell'abduzione raggiungendo, con abduzione attiva, movimenti dai 120° ai 130° (da 60° a 65° per anca) e, con abduzione passiva, raggiungere i 180° (ovvero 90° per anca).

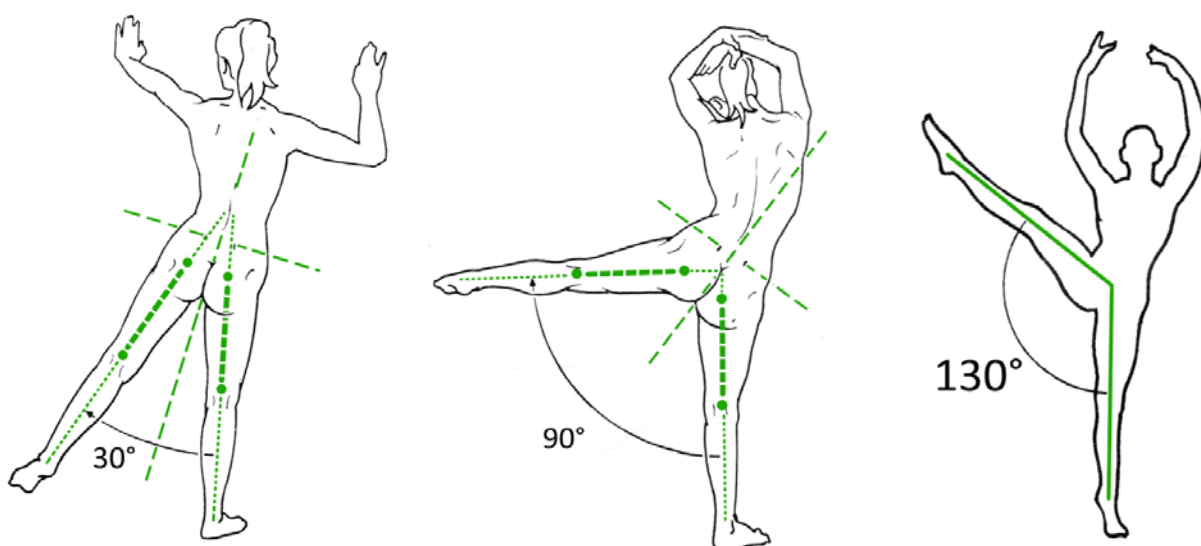


Figura 5 - Varie angolazioni dei movimenti di abduzione dell'anca

### 1.3.1.4 I movimenti di adduzione

L'adduzione avvicina l'arto inferiore al piano di simmetria del corpo e, poiché nella posizione indifferente (ovvero quando si è in piedi) gli arti inferiori sono a contatto l'uno con l'altro, non esiste un movimento di adduzione "puro".

Al contrario, esistono movimenti di adduzione relativa quando, partendo da una posizione di abduzione, l'arto inferiore si porta verso l'interno; vi sono inoltre dei movimenti di adduzione combinati con un'estensione dell'anca e altri associati ad una flessione dell'anca. Esistono infine dei movimenti d'adduzione di un'anca associati ad un'abduzione dell'anca contro-laterale, cui si accompagna l'inclinazione del bacino e l'incurvamento della colonna vertebrale.

In tutti questi movimenti d'adduzione combinata, l'ampiezza massima dell'adduzione è di 30°.

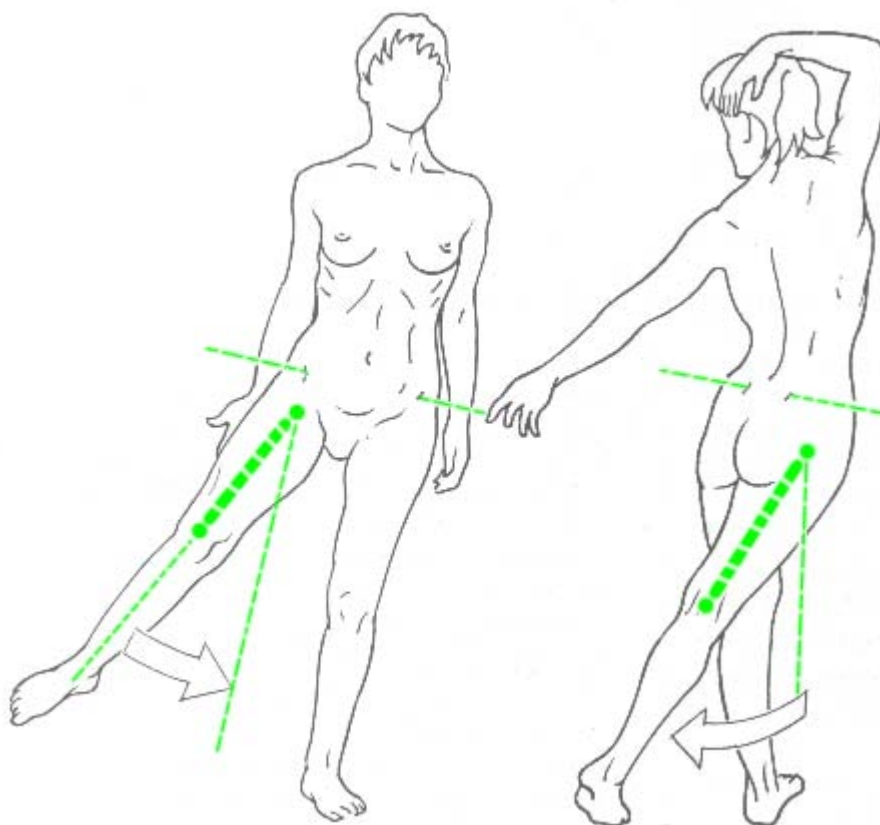


Figura 6 - Movimenti di adduzione dell'anca

### 1.3.1.5 I movimenti di rotazione longitudinale

I movimenti di rotazione longitudinale dell'anca si effettuano attorno all'asse meccanico dell'arto inferiore (Figura 2). Quando l'arto inferiore è in atteggiamento indifferente la rotazione esterna è il movimento che porta la punta del piede in fuori, mentre la rotazione interna lo porta in dentro. Il

ginocchio è in estensione completa, non esiste in questo caso al suo livello alcun movimento di rotazione; solamente l'anca ne è responsabile.

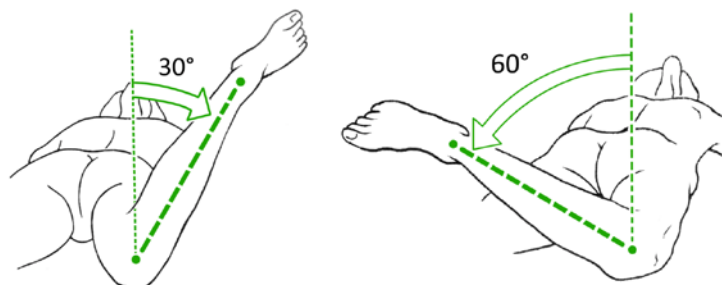


Figura 7 - Varie angolazioni dei movimenti di rotazione longitudinale da prono

Questa non è tuttavia la posizione corretta alla quale si deve ricorrere per apprezzare l'ampiezza dei movimenti di rotazione. È preferibile studiare questi movimenti su una figura prona o seduta sul bordo di un tavolo, con il ginocchio flesso ad angolo retto.

Quando il soggetto è prono, la posizione di riferimento si ha quando la gamba, flessa ad angolo retto sulla coscia, è verticale. Da questa posizione, quando la gamba s'inclina in fuori (rotazione in senso orario), si misura la rotazione interna; la cui ampiezza totale varia da 30° a 40°. Quando la gamba s'inclina in dentro (rotazione in senso antiorario) si misura la rotazione esterna; che ha un'ampiezza massima di 60°.

Con il soggetto seduto a bordo di un tavolo, con il ginocchio flesso ad angolo retto, si misura allo stesso modo la rotazione esterna quando la gamba ruota in senso antiorario e la rotazione interna quando ruota in senso orario. In questa posizione, l'ampiezza totale della rotazione esterna può essere maggiore che in posizione supina, poiché la flessione dell'anca distende i legamenti ileo e pubo-femorali, che sono i principali responsabili della rotazione esterna.

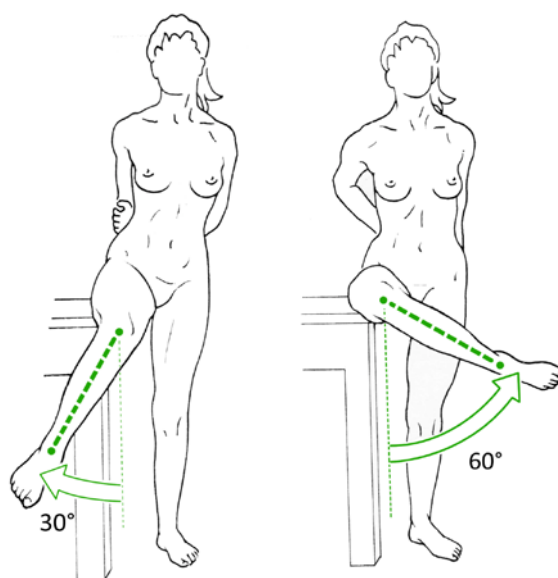


Figura 8 - Varie angolazioni dei movimenti di rotazione longitudinale da seduto

### 1.3.2 Il ginocchio

Il ginocchio è l'articolazione intermedia dell'arto inferiore. È principalmente un'articolazione ad un grado di libertà – la flessione-estensione che permette alle estremità dell'arto di avvicinarsi o di allontanarsi più o meno dalla sua radice, ovvero di modificare la distanza del corpo in rapporto al suolo. Lavora essenzialmente in compressione, cioè sotto l'azione diretta della gravità.

Accessoriamente possiamo osservare un secondo tipo di movimento: la rotazione sull'asse longitudinale della gamba. Questo movimento si può ottenere solamente quando è in posizione di flessione.

L'articolazione deve far conciliare due qualità insindacabili: possedere una grande stabilità in estensione completa, la posizione in cui il ginocchio è sottoposto a gravose sollecitazioni dovute al peso del corpo e alla lunghezza dei bracci della leva; avere una grande mobilità a partire da un determinato angolo di flessione, ad esempio per l'ampiezza di movimento necessaria durante la corsa per un sicuro appoggio del piede in rapporto alle asperità del terreno.

Malauguratamente il debole incastro delle sue superfici articolari, condizione necessaria per una grande mobilità, lo espone a distorsioni e lussazioni.

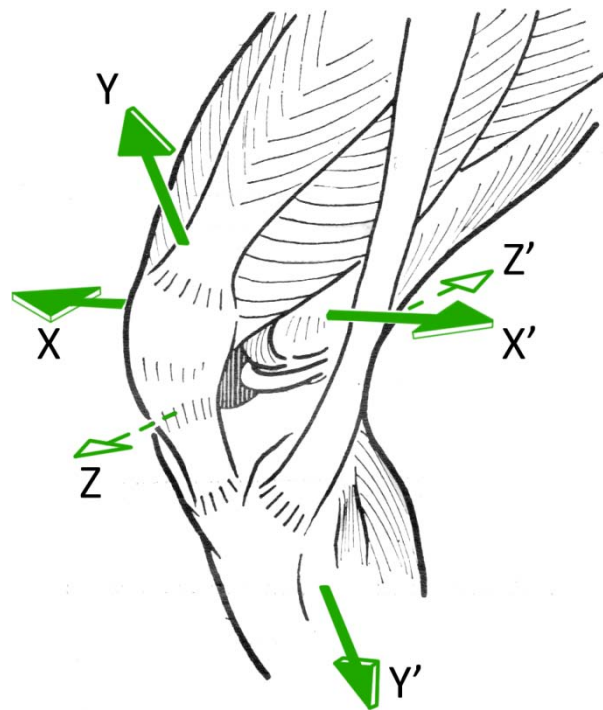


Figura 9 – Assi del ginocchio

### 1.3.2.1 Gli assi dell'articolazione

Il primo grado di libertà è condizionato dall'asse trasversale  $XX'$  (Figura 9), attorno a cui si effettuano i movimenti di flessione ed estensione, in un piano sagittale. Questo asse  $XX'$ , posto nel piano frontale, attraversa orizzontalmente i condili femorali (parte apicale del femore, su cui si appoggia la tibia e la rotula).

Per la costruzione a sbalzo del collo femorale (Figura 10), l'asse della diafisi femorale non è situata esattamente nel prolungamento dell'asse dello scheletro della gamba; forma con quest'ultimo un angolo ottuso aperto in fuori di  $170^\circ$  o di  $175^\circ$ , detto valgismo fisiologico del ginocchio.

In compenso, le tre articolazioni dell'anca (H), del ginocchio (O) e della caviglia (C) sono allineate sulla stessa retta HOC, ovvero l'asse meccanico dell'arto inferiore. A livello della gamba l'asse corrisponde a quello dello scheletro; mentre nella coscia, questo asse meccanico HO forma un angolo di  $6^\circ$  con quello del femore.

D'altra parte, poiché le anche sono poste a maggior distanza l'una dall'altra in rapporto alle caviglie, l'asse meccanico dell'arto inferiore è leggermente obliquo in basso ed in dentro, andando a formare un angolo di  $3^\circ$  con la verticale. Quest'angolo è tanto più ampio quanto è più largo il bacino, come nel caso della donna.

Il secondo movimento consiste nella rotazione attorno all'asse longitudinale  $YY'$  della gamba (Figura 9), movimento che avviene quando il ginocchio è flesso. La conformazione del ginocchio rende questo movimento impossibile quando l'articolazione è in completa estensione. L'asse della gamba è allora sovrapposto all'asse meccanico dell'arto inferiore e la rotazione assiale non si effettua più sul ginocchio ma nell'anca, che prende così il posto del ginocchio.

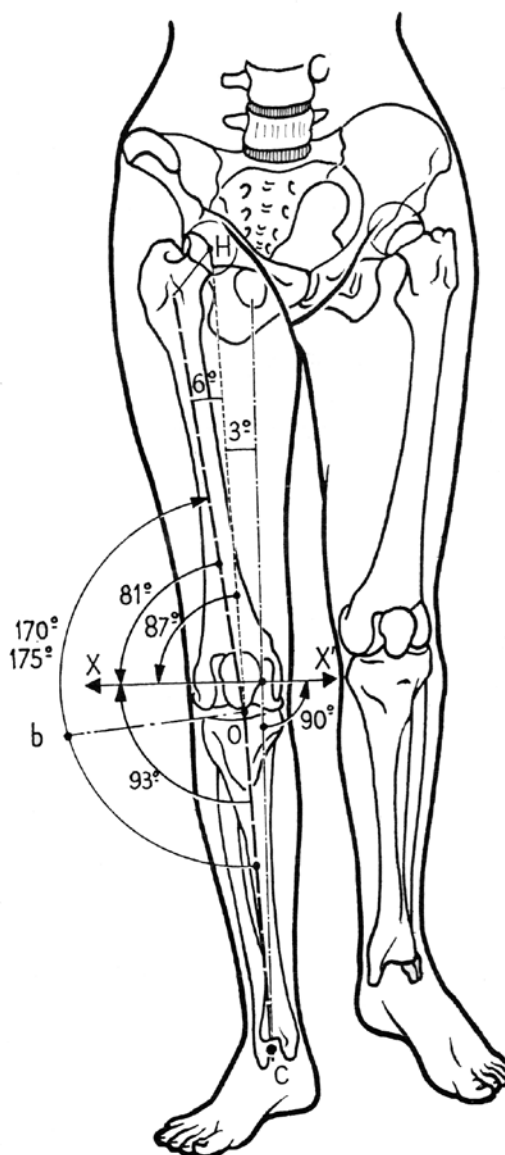


Figura 10 - Assi dell'articolazione del ginocchio



Sulla Figura 9 è segnato anche l'asse ZZ', antero-posteriore e perpendicolare ai due precedenti. Questo asse non rappresenta tuttavia un terzo grado di libertà. Per un gioco meccanico, quando il ginocchio è flesso, permette dei movimenti di lateralità di 1 o 2 cm alla caviglia; movimenti che, in estensione completa, scompaiono completamente; in caso persistano, devono essere considerati come patologici.

### 1.3.2.2 I movimenti di flessione-estensione

La flessione-estensione è il movimento principale del ginocchio. L'estensione viene definita come il movimento che allontana la superficie posteriore della gamba dalla superficie posteriore della coscia; quando si è in piedi (posizione che prenderò come riferimento e andrò a chiamare "posizione iniziale"), dunque, l'arto inferiore è già in estensione completa. Tuttavia è possibile effettuare, partendo da questa posizione e passivamente, un movimento di estensione ulteriore che varia dai 5° ai 10°.

L'estensione attiva supera raramente e di poco la posizione iniziale, e questa possibilità dipende dall'atteggiamento dell'anca, poiché può amplificare l'efficacia del retto anteriore (muscolatura sopra il femore). L'estensione relativa è il movimento che completa l'estensione del ginocchio a partire da qualsiasi posizione di flessione; è il movimento che normalmente si effettua durante il cammino, quando l'arto che "oscilla" si porta in avanti per prendere contatto col suolo.

La flessione è il movimento che avvicina la faccia posteriore della gamba con quella posteriore della coscia. Esistono dei movimenti di flessione assoluta, a partire dalla posizione iniziale, e di flessione relativa, a partire da tutte le posizioni di flessione.

L'ampiezza della flessione del ginocchio è differente secondo la posizione dell'anca e secondo le modalità dello stesso movimento.

La flessione attiva arriva a 140°, se l'anca è stata precedentemente flessa, e a soli 120° se l'anca è in estensione. Questa differenza di ampiezza è dovuta alla diminuzione dell'efficacia dei muscoli posteriori della gamba quando l'anca è estesa. Tuttavia è possibile superare i

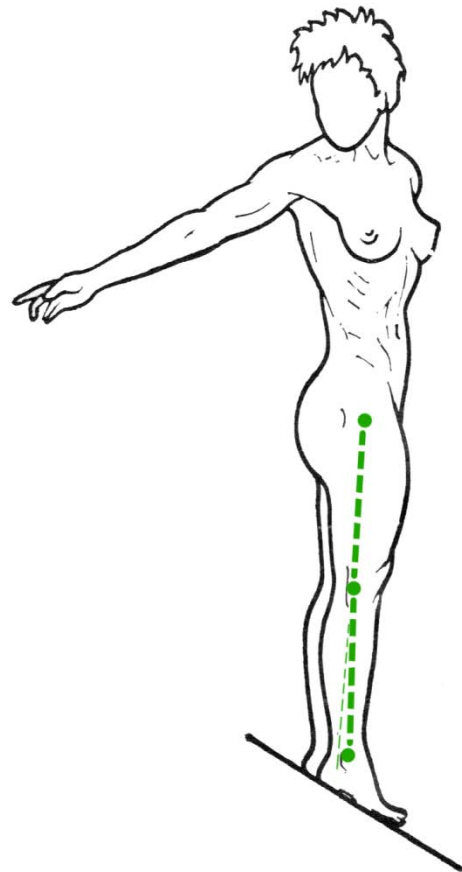


Figura 11 - Estensione del ginocchio

120° di flessione esercitando una contrazione brusca e improvvisa, andando così ad attuare una forte flessione del ginocchio, che termina con una flessione passiva.

La flessione passiva del ginocchio ha un'ampiezza di 160° e permette al tallone di giungere a contatto con la natica. Normalmente, questa flessione, è limitata solamente dal contatto elastico delle masse muscolari del polpaccio e della coscia.

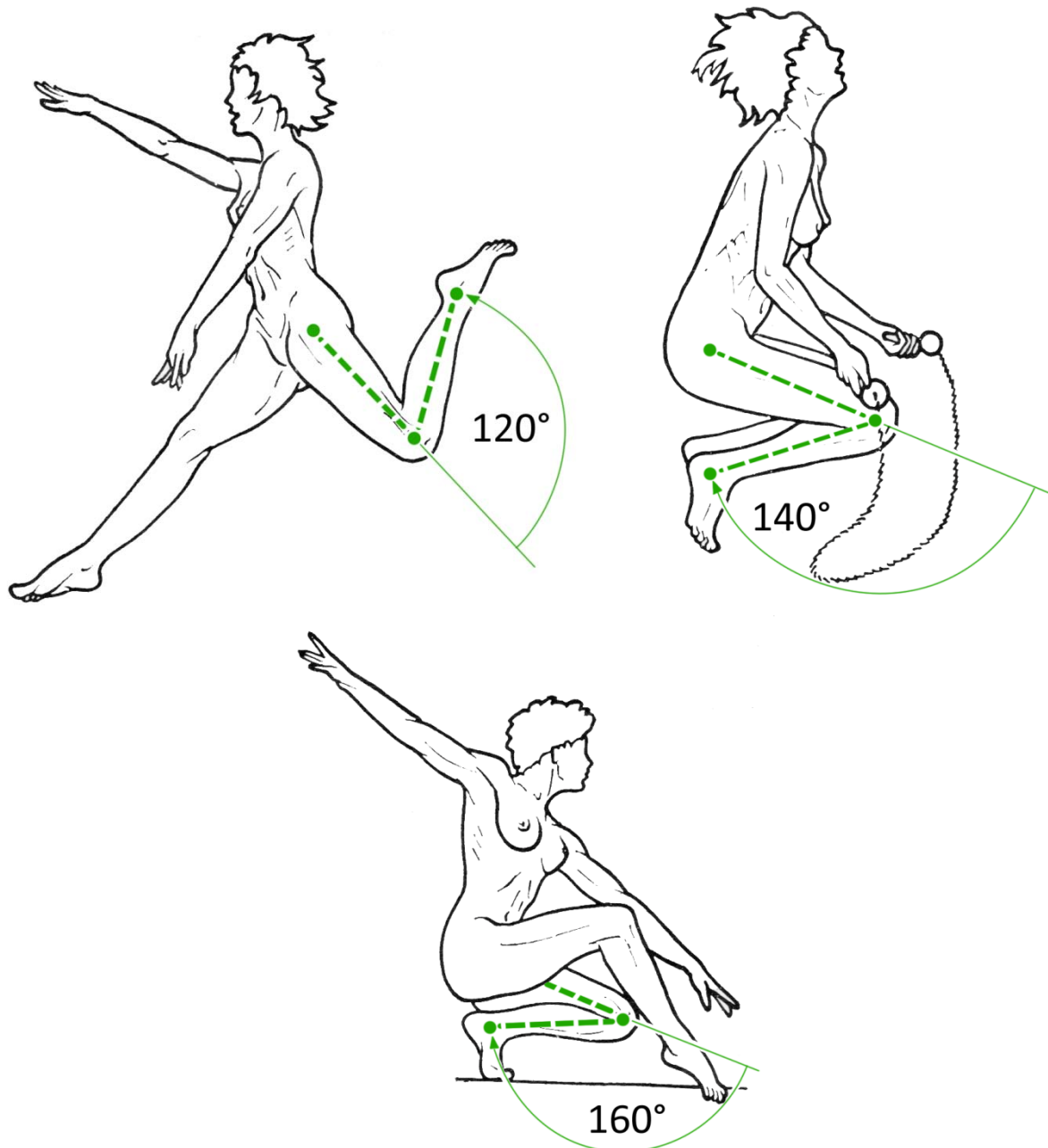


Figura 12 - Movimenti di flessione del ginocchio

### *1.3.2.3 La rotazione assiale*

Il movimento della tibia attorno al suo asse longitudinale può essere effettuato solo quando il ginocchio è flesso. La rotazione interna porta la punta del piede in dentro, ed ha una parte importante nel movimento di adduzione del piede; la rotazione esterna porta la punta del piede in fuori, intervenendo nel movimento di abduzione del piede.

Secondo Adolf Eugen Fick (un fisiologo tedesco) la rotazione esterna è di 40°, contro i 30° di quella interna. Quest'ampiezza varia in rapporto al grado di flessione poiché, sempre secondo quest'autore, la rotazione esterna è di 32° quando il ginocchio è flesso a 30° e arriva a 42° quando il ginocchio è flesso ad angolo retto.

La rotazione assiale passiva è, come si può facilmente intuire, più ampia di quella attiva e la si può misurare su un paziente ruotando manualmente la punta del piede in dentro (dove raggiungerà valori di 30°-35°) e in fuori (con valori oscillanti tra i 45°-50°).

Esiste, infine, una rotazione assiale detta "automatica", in quanto è inevitabilmente ed involontariamente collegata ai movimenti di flesso-estensione. Si realizza al termine dell'estensione ed all'inizio della flessione. Quando il ginocchio si estende, il piede viene portato in rotazione esterna; inversamente, quando il ginocchio è flesso, la gamba ruota all'interno.

### 1.3.3 La caviglia

L'articolazione della caviglia, o tibio-tarsica, è l'articolazione distale dell'arto inferiore. È una troclea, ovvero una struttura ossea che ricorda per la sua forma una carrucola, ed è dotata di un solo tipo di movimento. Inoltre condiziona i movimenti della gamba in rapporto al piede sul piano sagittale.

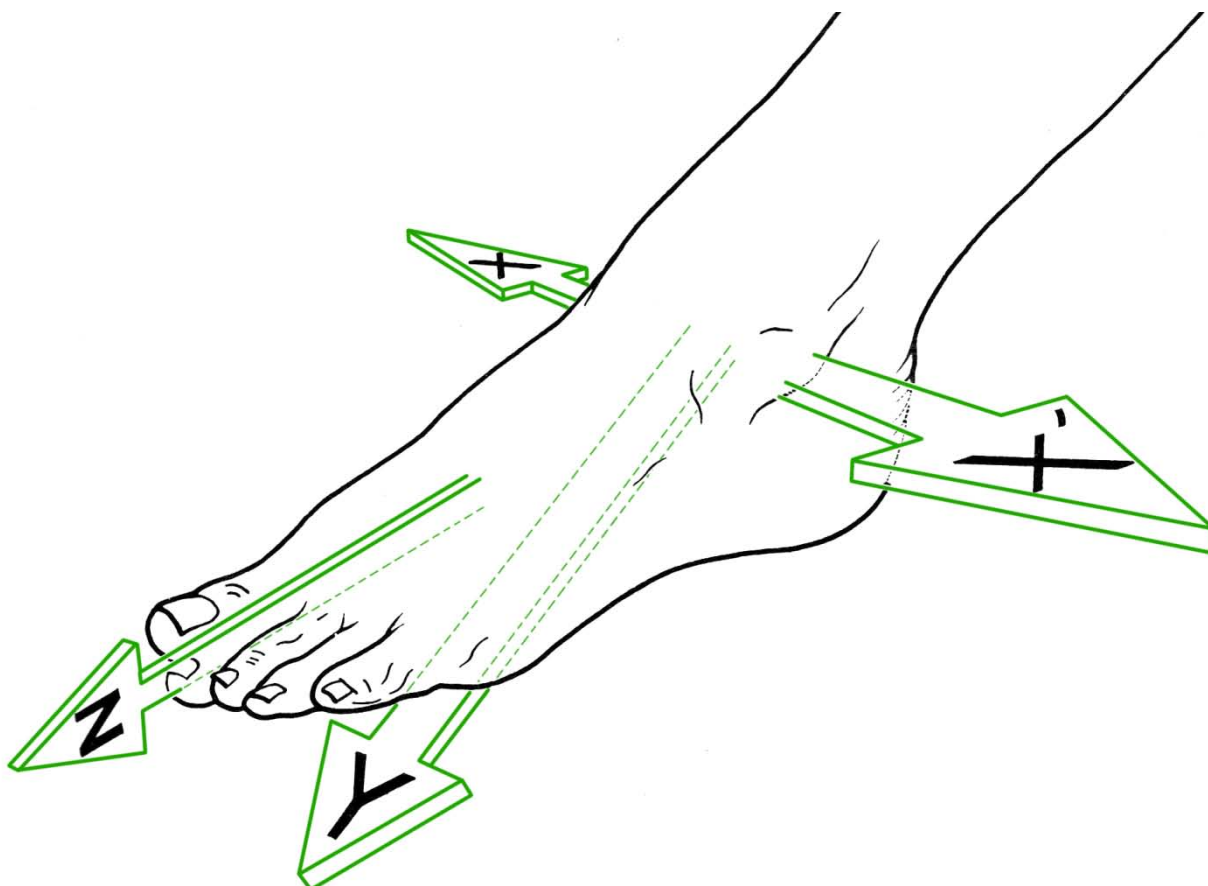


Figura 13 - Assi della caviglia

### 1.3.3.1 Il complesso articolare del piede

La tibio-tarsica è la più importante di tutto il complesso articolare del retro piede. Questo insieme d'articolazioni, coadiuvato dalla rotazione assiale del ginocchio, realizza l'equivalente di una sola articolazione con tre gradi di libertà che permette di orientare la volta plantare in tutte le direzioni, per adattarla alle asperità del terreno.

I tre assi principali di questo complesso articolare si incontrano approssimativamente a livello del retropiede. Quando il piede è in atteggiamento normale, i tre assi risultano perpendicolari tra loro. Nell'immagine, l'estensione della caviglia modifica l'orientamento dell'asse Z.

L'asse trasversale XX' passa attraverso i due malleoli e corrisponde all'asse della tibio-tarsica. È compreso nel piano frontale e condiziona i movimenti di flesso-estensione del piede che si effettuano nel piano sagittale.

L'asse longitudinale della gamba Y, verticale, condiziona i movimenti di adduzione e di abduzione del piede effettuati nel piano trasversale. Questi movimenti, come ho già spiegato, sono possibili grazie alla rotazione assiale del ginocchio flesso.

L'asse longitudinale del piede Z è orizzontale e contenuto in un piano sagittale. Condiziona l'orientamento della pianta del piede, permettendole una rotazione sia oraria sia antioraria.

### 1.3.3.2 La flesso-estensione

L'atteggiamento normale di un piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse della gamba (A). Partendo da questa posizione, la flessione della caviglia (B), viene definita come il movimento che riavvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba.

Inversamente, l'estensione della tibio-tarsica (C) allontana il dorso del piede dalla faccia anteriore della gamba, mentre il piede tende a disporsi nel prolungamento della gamba.

Per una misurazione angolare, anziché riferirsi al centro della tibio-tarsica, è più comodo misurare l'angolo firmato dalla pianta del piede con l'asse della gamba:

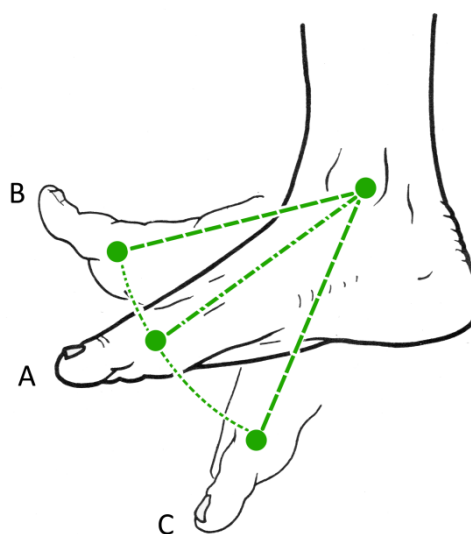


Figura 14 - Movimento di flesso-estensione della caviglia

- Quando questo angolo è acuto (b), si tratta di flessione. La sua ampiezza varia da 20° a 30°. La zona tratteggiata indica il margine delle variazioni individuali d'ampiezza, ossia 10°.
- Quando questo angolo è ottuso (c), si ha l'estensione. La sua ampiezza varia da 30° a 50°; questa volta il margine delle variazioni individuali è di 20°.

Nei movimenti estremi, però, non interviene solamente la tibio-tarsica; si aggiunge anche il contributo delle articolazioni del tarso che, sebbene siano meno rilevanti, non sono trascurabili.

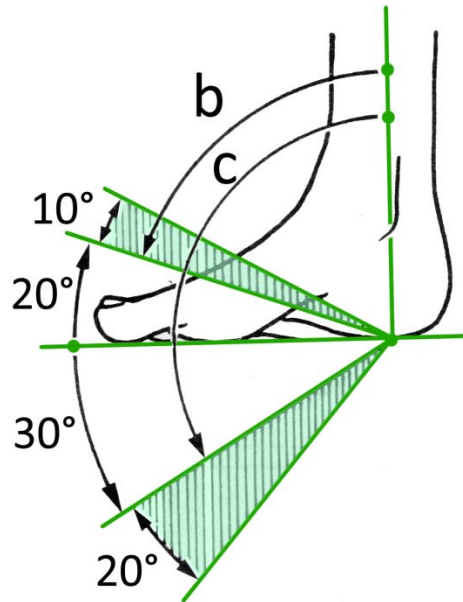


Figura 15 - Angolazioni massime di flessione-estensione della caviglia

### 1.3.4 I muscoli

Il muscolo è un organo composto da tessuto muscolare ovvero un tessuto biologico deputato alla contrazione. L'insieme dei muscoli costituisce l'apparato muscolare, che è annesso all'apparato locomotore.

Ci sono diversi tipi di muscoli. In base alla morfologia, possiamo distinguere:

- **Muscoli striati scheletrici**, che presentano caratteristiche striature trasversali visibili anche ad occhio nudo. Tali striature sono dovute alla disposizione regolare degli elementi contrattili. I muscoli striati scheletrici, si contraggono in seguito a impulsi nervosi provenienti dai motoneuroni del sistema nervoso centrale, ovvero a livello cosciente. Sono connessi ai segmenti scheletrici.
- **Muscoli lisci**, cosiddetti in quanto non presentano striature trasversali, essendo disposti in essi disordinatamente gli elementi contrattili. Si presentano in genere di colore più chiaro rispetto alla muscolatura striata. Sono questi a costituire la componente muscolare dei visceri.

I muscoli lisci (salvo pochissime eccezioni) sono involontari, cioè la contrazione di questi avviene in maniera indipendente dalla volontà: sotto il controllo di ormoni, stimoli esterni o in seguito a impulsi provenienti dal sistema nervoso autonomo.

#### 1.3.4.1 Struttura del muscolo striato o scheletrico

La fibra muscolare è una cellula polinucleata di forma allungata. È costituita da fasci di miofibrille deputate alla contrazione e al rilassamento del muscolo. A un esame microscopico si può individuare nelle fibrille diverse zone, bande chiare e bande scure che si ripetono regolarmente. Queste bande sono poi delimitate da due linee sottili, dette linee Z, costituite da proteine di ancoraggio.

I sarcomeri (così si chiamano queste unità) sono poi costituiti da fasci di filamenti paralleli e alterni di due tipi:

- i filamenti sottili, costituiti da actina, una proteina ad  $\alpha$ -elica, attorcigliati ad un filamento di una proteina regolatrice, la tropomiosina.
- i filamenti spessi sono invece costituiti principalmente da una proteina globulare, la miosina. La miosina è costituita da sei catene polipeptidiche, di cui due più lunghe, per la presenza di teste globulari.

Quando un muscolo è rilassato, i filamenti sottili e quelli spessi, sono vicini, ma non collegati, mentre durante la fase di contrazione risulteranno collegati.

### 1.3.4.2 Fisiologia della contrazione muscolare

Possiamo suddividere la contrazione muscolare in tre fasi principali:

- *contrazione*
- *rilassamento*
- *fase latente*

#### Contrazione

La contrazione muscolare di un muscolo scheletrico ha inizio quando il segnale elettrico, proveniente dai motoneuroni del sistema nervoso centrale (nuclei dei nervi cranici con componente motoria, o neuroni motori delle teste delle corna anteriori del midollo spinale), arriva ai bottoni sinaptici. Questi liberano nel citoplasma delle fibre muscolari una sostanza, l'acetilcolina, che agisce sui recettori presenti nella placca neuro muscolare determinando il potenziale d'azione. Il potenziale d'azione, che si propaga lungo il sarcolemma (ovvero la membrana cellulare del muscolo scheletrico), va a colpire canali di voltaggio dipendenti intermembrana (canali della diidropiridina) i quali comunicano sul lato citoplasmatico con un complesso proteico, il recettore per la rianodina, che determina l'apertura dei canali  $Ca^{+2}$  contenuti nel reticolo sarcoplasmatico, che vengono così liberati. L'acetilcolina agisce inoltre sulle membrane che racchiudono i fasci di miofibrille, rendendole così permeabili agli ioni  $Ca^{+2}$ , che hanno una fondamentale azione catalizzatrice per importanti reazioni chimiche. La liberazione di  $Ca^{+2}$  induce un processo di feedback positivo con amplificazione della concentrazione citoplasmatica di calcio: ioni  $Ca^{+2}$  stimolano pompe per l'estruzione di altro calcio.

Dai mitocondri della fibra muscolare, viene poi liberato ATP, e da altri organuli viene liberata la troponina. Tale sostanza andrà ad agire sui filamenti sottili, infatti, avverrà una reazione catalizzata dagli ioni  $Ca^{+2}$ , che permetterà alla troponina di legarsi alla tropomiosina, che lascerà libero il sito di attacco per la miosina. L'ATP agirà invece sui filamenti spessi: mediante una reazione di fosforilazione, e quindi mediante una reazione esoergonica, l'ATP diventa ADP, libera un gruppo fosfato, una grande quantità di energia, e si lega alla testa di miosina, la quale sfrutta tale energia per saltare dal suo loco, e andare ad occupare il sito di attacco nel filamento sottile, lasciato libero dalla tropomiosina. Durante lo scorrimento le teste di miosina si legano a quelle di actina con un'angolazione di  $45^\circ$ . Durante questo processo avvengono cambiamenti neoclitini, derivanti dall'assimilazione di proteine. Il processo quindi fa variare l'angolazione di actina di  $15^\circ$  facendola arrivare così a  $60^\circ$ .

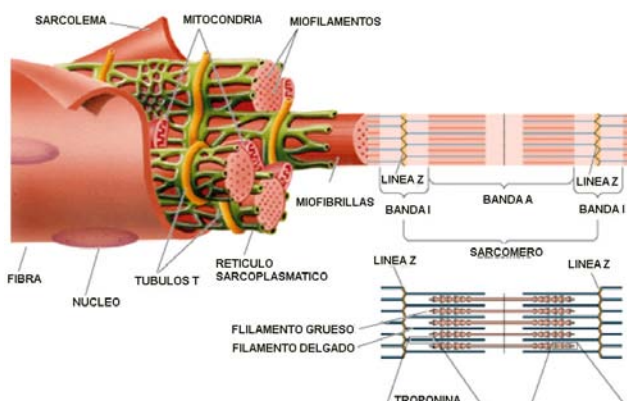


Figura 16 - Costituzione della fibra muscolare



### *Rilassamento*

Nella fase di rilassamento, il procedimento avviene in modo contrario a quello della contrazione e sembra che la parvalbumina sia coinvolta nel processo.

### *Fase latente*

È la fase che segue lo stimolo, ma nella quale non c'è risposta.

### *Tono muscolare*

Il tono muscolare non è dato da una gradualità di funzionamento, ma dal numero di fibre muscolari che entrano in azione. Se l'organo interessato deve svolgere un'attività molto precisa, per ogni nervo presente in esso, ci saranno poche fibre muscolari; se invece l'organo deve svolgere un'azione che richiede potenza, ma poco precisa, ogni nervo presenterà più fibre muscolari.

## 1.4 Risultati e supporto

La motivazione della persona influenza notevolmente il risultato finale indipendentemente dalla gravità della disabilità o dall'abilità del team di riabilitazione. Molti anziani hanno dubbi sulla loro capacità di recupero. In questo caso entrano in gioco i familiari e gli amici, che possono aiutare motivando il paziente.

La riabilitazione per le persone che soffrono di depressione potrebbe richiedere più tempo. La tristezza o la mancanza di interesse riducono drasticamente la motivazione al miglioramento. Per le persone affette da demenza, la riabilitazione può essere particolarmente difficile perché non riescono a capire cosa devono fare e perché. Tuttavia, le persone con demenza spesso possono trarre vantaggio dalla riabilitazione, se è ovviamente adattata alle loro esigenze.

I programmi di riabilitazione progettati specificamente per le persone anziane possono essere utili. Il problema emerge quando gli anziani saranno tentati di confrontare i propri progressi con quelli di persone più giovani. In questo modo potrebbero essere scoraggiati nel continuare la cura. I programmi progettati per una situazione particolare (come il recupero dopo l'intervento chirurgico all'anca) possono altresì essere utili. In questo caso vengono in aiuto anche le esperienze delle persone con problemi simili, le quali possono incoraggiarsi e aiutarsi a vicenda.

I familiari e gli amici vengono istruiti per permettere al paziente di essere il più indipendente possibile. Aiutare o proteggere troppo, comporta la perdita del miglioramento della funzione acquisita attraverso la riabilitazione. La persona può diventare più dipendente dagli altri di quanto sia necessario, una caratteristica chiamata "impotenza appresa". D'altra parte, se i familiari e gli amici non aiutano quando un aiuto è necessario, la persona si può offendere, rinunciare ad agire in modo indipendente, o diventare depressa. [Mark H. Beers, Thomas V. Jones; Sez.2 Par15; 2005]

## Capitolo 2 - Come si svolge la riabilitazione oggi

### 2.1 Esercizi riabilitativi

Prima di prescrivere una terapia fisica, il medico si deve assicurare che il paziente sia stabile dal punto di vista medico e deve annotare qualunque limitazione di origine cardiaca, polmonare, neurologica o muscoloscheletrica. I pazienti anziani possono avere diversi problemi e si devono stabilire le priorità terapeutiche. Dopo aver valutato il paziente, il fisioterapista, lavorando a stretto contatto con il medico, sviluppa e mette in atto un programma di priorità terapeutiche, poi lo monitorizza, aggiustando gli obiettivi e la terapia, quando necessario. Poiché il fabbisogno calorico è aumentato durante la riabilitazione, l'apporto calorico deve essere aumentato di conseguenza per prevenire un calo ponderale e i deficit nutrizionali. [E.De Giovannini; 1988]

Durante la prima fase della riabilitazione (generalmente nei primi 20 giorni dopo l'intervento) il paziente è costretto a portare, durante l'intero corso della giornata e durante la notte, una ortesi o un tutore che deve bloccare il movimento dell'arto operato. Il periodo di riabilitazione dopo un intervento può durare anche 12 mesi e l'esercizio fisico, generalmente, si fa cominciare appena dopo 8 giorni dall'intervento.

Preso a titolo di esempio il processo per la riabilitazione del ginocchio, illustrerò un normale programma di sedute fisioterapiche, attenendomi al *“Protocollo per la rieducazione del ginocchio dopo interventi di ricostruzione del legamento crociato anteriore”* del Dott. Francesco Centofanti.

Durante tutto il periodo il paziente è obbligato all'uso di una ginocchiera a movimento graduato, concedendogli un range di movimento compreso tra i 30° e i 60°. Il paziente inizia la terapia fisica costituita da massoterapia e TENS dei flessori ed estensori del ginocchio, e della ginnastica attiva sotto il controllo del tecnico fisioterapista. In ogni caso il paziente dovrà ripetere tutti gli esercizi a domicilio, almeno tre o quattro volte al giorno.

Dopo 20 giorni di terapia il movimento massimo potrà essere aumentato a 20°/90°, sempre con l'accortezza di portare sempre la ginocchiera, togliendola solamente durante l'attività. In questo momento, però, sotto al ginocchio deve sempre essere applicato un cuscino, al fine di mantenere il ginocchio alla stessa flessione che aveva nella tutela ortopedica.

Dopo la fase del recupero articolare e funzionale del ginocchio, se la riabilitazione e l'intervento chirurgico hanno dato esiti positivi, si pone il problema del recupero del soggetto dal punto di vista sportivo.

### Prima fase: 1° e 2° mese

L'obiettivo di questa fase è raggiungere un arco di movimento che dagli iniziali 30°/60° di flessione arrivi fino a 0°/120° (ovvero la flessione-estensione completa). È raccomandabile l'uso di una ginocchiera articolata regolabile. Il paziente inizierà a caricare parzialmente il peso sul ginocchio attorno alla quarantesima giornata, facendo uso di due stampelle ad appoggio antibrachiale. Per raggiungere l'arco di movimento desiderato si comincia con questi tre esercizi:

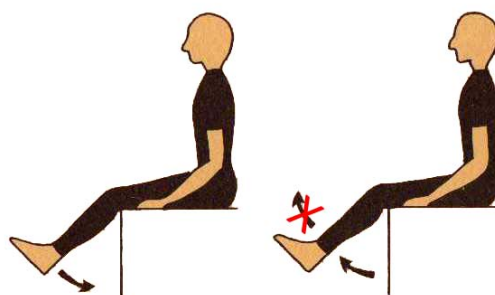
#### Esercizio 1

Distesi (supini) a letto o a terra, con il calcagno che scivola su una tavoletta levigata, attivare i flessori per flettere il ginocchio e lasciare estendere il ginocchio per gravità.



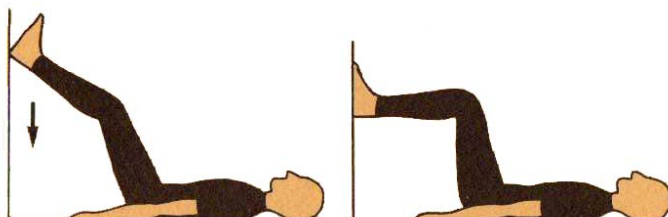
#### Esercizio 2

Seduti su un tavolo, con un asciugamano piegato posto sul bordo, flettere il ginocchio per gravità. È proibito estendere attivamente la gamba oltre i 45°.



#### Esercizio 3

Distesi a terra (o sul letto) di fronte ad un muro, appoggiare il piede sul muro e lasciarlo scivolare in basso. Ritornare alla posizione iniziale con l'aiuto dell'altra gamba.



Il recupero della mobilità del ginocchio è l'obiettivo fondamentale di questa prima fase: ogni difficoltà dovrà essere affrontata e risolta. Una nota importante è quella che il movimento potrà essere doloroso, ma ciò nonostante è necessario insistere negli esercizi sopra esposti.

Per evitare l'indebolimento degli altri gruppi muscolari, si consiglia anche di eseguire altri esercizi come quelli che riporterò qui sotto:

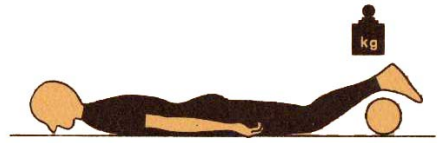
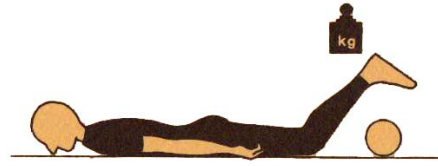
#### Esercizio 1

Eseguire delle contrazioni isometriche dei muscoli della coscia con piede a terra e ginocchio flesso a 60°. Si deve mantenere la contrazione per almeno 5-8 secondi; intervallate da 15-20 secondi di riposo.



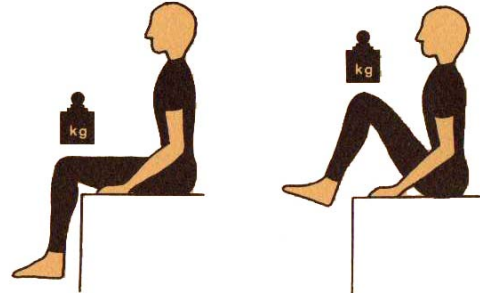
### Esercizio 2

Eseguire delle elevazioni della gamba con ginocchio flesso a 30°. Mantenere la gamba elevata per 5-8 secondi, con un intervallo di 5 secondi tra un'elevazione e l'altra.



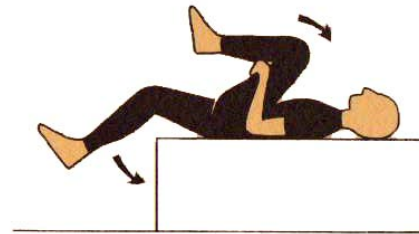
### Esercizio 3

Eseguire delle flessioni dell'anca avvicinando il ginocchio al petto; questo esercizio può essere eseguito anche con un peso applicato sopra il ginocchio.



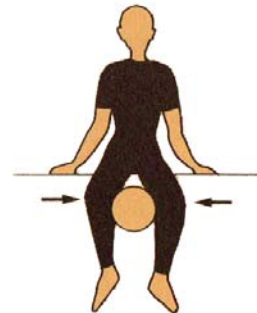
### Esercizio 4

Eseguire delle flessioni del ginocchio stando sdraiati (con un cuscino sotto la caviglia) o in piedi; anche questo esercizio può essere eseguito con un peso agganciato alla caviglia.



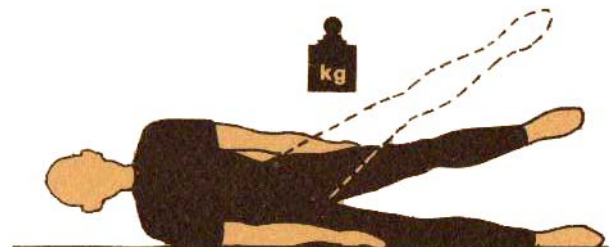
### Esercizio 5

Esercizio per i muscoli adduttori: porre un pallone di gomma tra le ginocchia e comprimerlo, mantenendo la contrazione per 4-5 secondi.



### Esercizio 6

Esercizio per i muscoli abduttori: Giacendo sul fianco, elevare l'arto opposto con il ginocchio flesso di pochi gradi. Mantenere la posizione per 5-8 secondi; si può applicare un peso sulla faccia laterale della coscia.



È inoltre molto importante praticare dopo ogni sessione degli esercizi di estensione (stretch) dell'anca destra e sinistra.

*Seconda fase: 3° mese*

L'obiettivo di questa fase è quello di raggiungere la mobilità completa del ginocchio, da raggiungere entro e non oltre la fine del periodo. Il paziente comincerà a caricare progressivamente sull'arto operato, abbandonando prima una stampella (a due mesi e mezzo), poi entrambe (alla fine del terzo mese). Non è concesso salire le scale con l'arto operato. La ginocchiera articolata può gradualmente essere abbandonata ed, eventualmente, essere sostituita da una ginocchiera specifica per il tipo di intervento effettuato.

Durante questo periodo il paziente deve continuare con gli esercizi appena descritti, aumentando le ripetizioni e i carichi. Il paziente può inoltre:

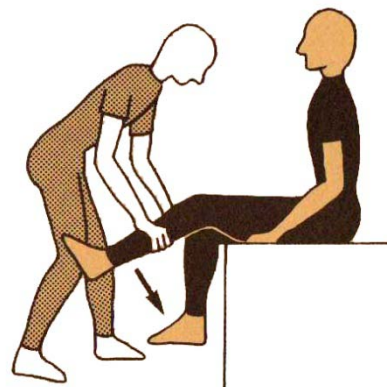
- Recarsi in piscina, dove dovrà battere il "crawl" appoggiato al bordo della piscina, o nuotare a dorso. Non dovrà assolutamente nuotare a rana. È consigliata anche la deambulazione in acqua alta fino al petto senza l'aiuto di bastoni.
- Cyclette: avendo l'accortezza di regolare l'altezza del sellino in modo che consenta una pedalata completa senza sforzo eccessivo. Non dovrà assolutamente applicare resistenza ed è consigliato di pedalare con la punta del piede.
- Esercitare la coordinazione muscolare strisciando ripetutamente per pochi centimetri il piede a terra, mantenendo il ginocchio flesso a 60°.

### *Terza fase: 4°, 5° e 6° mese*

È necessario evitare di estendere eccessivamente il ginocchio (vedi il paragrafo "1.3.2.2 I movimenti di flessione-estensione"), anche se non si avvertono dolori. Continuare gli esercizi descritti nella fase 1, aumentando progressivamente il carico di lavoro. Il potenziamento del quadricipite deve sempre evitare le estensioni attive contro resistenza negli ultimi 30° di estensione. Il quadricipite può invece essere potenziato in condizioni di sicurezza in questo modo:

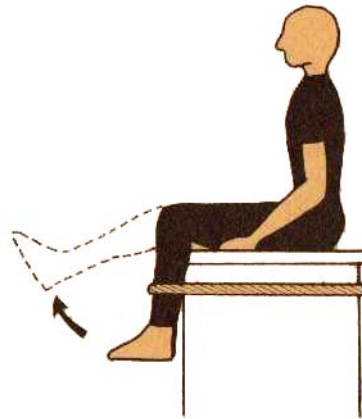
#### *Esercizio 1*

Contrazioni eccentriche del quadricipite: flettere progressivamente il ginocchio da 30° a 90° resistendo alla spinta che il fisioterapista applica spingendo con la mano sulla tibia. In un secondo tempo (dopo il 5° mese) si può anche estendere il ginocchio contro la resistenza prodotta dal fisioterapista, ma non oltre i 30°.



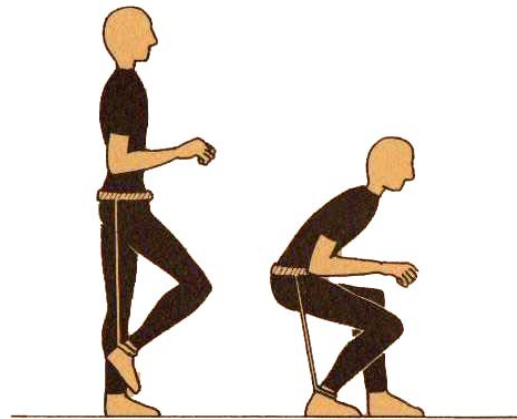
### *Esercizio 2*

Esercizio con la camera d'aria della bicicletta: il paziente, seduto, entra con la gamba dentro una camera d'aria da bicicletta ancorata al muro ed estende il ginocchio fino e non oltre i 30°. La camera d'aria deve essere posizionata appena sotto il ginocchio.



### *Esercizio 3*

Deambulazione ad anatra: si applica una cordicella dalla caviglia alla cintura, in modo che non sia possibile estendere il ginocchio oltre i 60°. Si deambula per brevi tratti, risollemandosi sull'arto sano. È consigliato percorrere distanze progressivamente maggiori man mano si procede con l'attività.



A questo punto, la cyclette può anche essere sostituita con la bicicletta, usata all'inizio in pianura e con rapporti agili. Sarebbe utile continuare con la piscina. In questo periodo si può cominciare la ginnastica propriocettiva (ovvero "rieducare" i riflessi e ottenere nuovamente un controllo ottimale dell'organismo) con le apposite tavole, sempre sotto il controllo del fisioterapista, durante il 6° mese.

### *Quarta fase: dal 6° al 12° mese*

Il paziente può cominciare a fare jogging, all'inizio per 3-5 minuti al giorno, in linea retta e a piccoli passi. Si consiglia di usare scarpe con una suola soffice e correre su un terreno morbido e senza buche. Ovviamente ogni progresso dovrà essere guidato in relazione allo sport praticato e alla velocità del recupero.

Può accadere che il paziente non riesca a recuperare un raggio di movimento del ginocchio sufficiente nel tempo previsto. Risulteranno pertanto utili altre serie di esercizi, che varieranno a seconda dei casi e dalla velocità di recupero. [Dott. Francesco Centofanti; 2000]

## 2.2 Attrezzatura fisioterapica

Nella rieducazione motoria e funzionale tradizionale, il paziente, con la diagnosi assegnatagli dal medico, viene inserito all'interno di un procedimento fisioterapico standard, uguale per tutti coloro che rientrano nello stesso raggruppamento di diagnosi. Avviene così che persone diverse, ognuna con la propria specificità ed unicità (non solo in senso esistenziale ma propriamente corporeo e biologico, oltre che clinico e fisio-patologico) si trovano ad eseguire (spesso in sedute di gruppo) gli stessi esercizi; questi ultimi non possono che risultare globalmente a-specifici e, pur ottenendo nella massa una buona percentuale di risultati sintomatici positivi, spesso non soddisfano le aspettative e le esigenze di molti pazienti e della loro effettiva condizione di salute [Koes B.W., Bouter L.M.;1991]. Così si rischia che, anche dopo più "cicli" di trattamenti, non si ottenga una risposta clinica valida, oltretutto con ampio dispendio di tempo e denaro, rischiando di trascurare, nel frattempo, il problema reale e specifico fino anche a perdere il momento giusto per ottenere un effettivo superamento del problema basilare. Il trattamento può avvalersi di ogni tecnica (validata e sperimentata) che si può rendere realmente utile e specificamente adatta alla situazione effettiva ed individuale del paziente. Oltre alle varie tecniche di massaggio e alle varie manovre vengono utilizzate anche varie attrezzature, grazie alle quali si possono svolgere esercizi e manovre in completa sicurezza, oppure per poter far riacquisire al paziente la sua "abilità" in maniera più rapida. [Cherkin D.C., Deyo R.A.; 1998]

### *Stazione di riabilitazione polifunzionale*

Per poter eseguire gli esercizi attivi della R.I.C. (Riabilitazione motoria Intensa e Continua) in modo attivo è stata studiata una postazione di lavoro denominata S.R.P. (Stazione Riabilitativa Polifunzionale R.I.C.). La S.R.P. oltre a rendere il lavoro del terapeuta più pratico, semplice, fluido e meno gravoso, permette al paziente la facile assunzione delle varie posture, l'esecuzione di



Figura 17 - Stazione di Riabilitazione polifunzionale

esercizi con l'ausilio di pesi, contrappesi anche con la possibilità di una sospensione assiale per facilitare il movimento e raggiungere il massimo ROM (Range of Motion) articolare. Questa riabilitazione motoria è rivolta alle sedute post-operatorie. In particolare è applicata alle lesioni tendinee, qualsiasi sia il grado ed il livello della lesione stessa. La metodica R.I.C.,



prendendo origine dalla scuola russa di riabilitazione basata soprattutto sull'aspetto "meccanico" della deambulazione, in seguito se ne è distinta. [Dott. Sergio Lupo; 2009]

### *Mobilizzatori meccanici*

Questo apparecchio consente la mobilizzazione del ginocchio della caviglia e dell'anca tramite il movimento di flessione ed estensione. L'apparecchio può accogliere una gamba con la lunghezza del femore compresa tra i 72cm e i 100cm, che corrispondono rispettivamente a circa 140 e 195 centimetri di altezza del paziente.

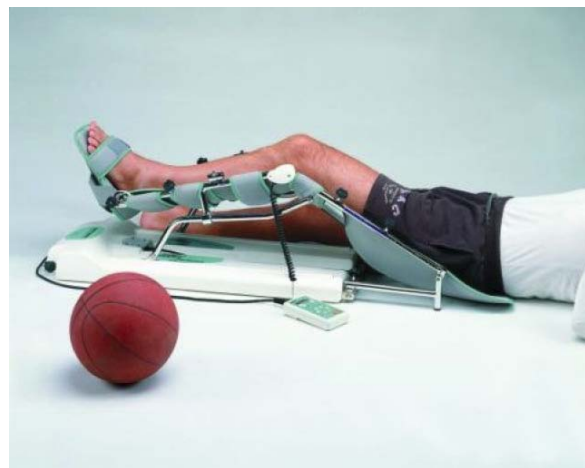


Figura 18 - Mobilizzatore meccanico

Questo attrezzo risulta utile quando si deve cominciare un trattamento fisioterapico post-intervento, in quanto si può cominciare ad agire sulle articolazioni o sulla muscolatura mentre la gamba del paziente è completamente sostenuta. [Dott. Sergio Lupo; 2009]

### *Attrezzi per la ginnastica propriocettiva*

Il paziente viene fatto accomodare su una pedana mobile, frenabile lungo gli assi di rotazione, e gli viene chiesto di compiere un determinato esercizio. Quando si subisce un trauma, ci si può sottoporre a un programma di esercizi propriocettivi per "rieducare" i riflessi e ottenere nuovamente un controllo ottimale dell'organismo, sottoponendo la parte anatomica che si vuole rieducare (ad esempio una caviglia con una distorsione) a continue sollecitazioni controllate. Si utilizzano a tale scopo le tavolette instabili (tavolette propriocettive) anche al fine di affinare gesti atletici non corretti e prevenire infortuni: l'esercizio propriocettivo è una stimolazione neuromotoria nella sua totalità. Quando si subisce un trauma possono insorgere non solo lesioni fisiche; l'organismo può



Figura 19 - Ginnastica propriocettiva

perdere o diminuire la sua capacità di valutare bene le informazioni che arrivano dall'esterno e i recettori inviano al sistema nervoso centrale sensazioni di qualità inferiore.

Ripristinando tale capacità l'esercizio propriocettivo consente non solo di completare il ripristino globale della funzionalità dell'arto, ma anche di evitare recidive. Infatti, informazioni sbagliate possono causare nuove cadute e altri traumi. [G.B. Monti; 1992]

### *Vasca riabilitativa*

La riabilitazione in acqua e l'idroterapia sono entrate da pochi anni a far parte dei protocolli di riabilitazione in campo ortopedico e sportivo. Nonostante ciò, sin dal momento della loro introduzione, hanno registrato un crescente consenso sia da parte di medici e fisioterapisti, sia da parte dei pazienti.



Figura 20 - Vasca riabilitativa

L'idroterapia è indicata sia come mezzo di preparazione fisica in vista dell'intervento chirurgico sia come efficace strumento riabilitativo nella fase di rieducazione post-operatoria. In quest'ultimo caso la riabilitazione in acqua inizia solitamente dopo la desuturazione, rappresentando un trattamento importantissimo quando gli esercizi tradizionali sono controindicati, anche se, spesso, i percorsi riabilitativi si limitano a far compiere al paziente esercizi molto simili a quelli che si eseguono in palestra. Tra i vantaggi della riabilitazione in acqua si può annoverare la diminuzione della forza di gravità, che rende i movimenti più naturali e meno stressanti per le articolazioni, consentendo l'esecuzione di movimenti altrimenti improponibili. La resistenza offerta dall'acqua, inoltre, è graduale e senza punti morti; ciò consente di mantenere una tensione muscolare uniforme durante i movimenti favorendo il recupero del tono e della flessibilità muscolare. [Prins J., Cutner D.; 1999]

Nelle vasche destinate alla riabilitazione il livello dell'acqua normalmente non supera i 150 cm e sono comunque presenti piccoli attrezzi per favorire il galleggiamento.

### 2.3 Attrezzatura da palestra

L'utilizzo delle palestre in fase riabilitativa viene prescritto quando gli obiettivi sono quelli di permettere il raggiungimento di un'articolarietà completa, di una forza muscolare almeno uguale al controlaterale sano ed un controllo neuromuscolare, propriocettivo adeguato [Tagesson S., Oberg B.; 2008]. Abbandonati ormai da tempo i criteri temporali, l'avanzamento per step nel programma riabilitativo è scandito dal raggiungimento di obiettivi prefissati [Myer G.D., Paterno M.V.; 2006] fino a riportare il soggetto ad un livello funzionale pre-lesione, garantendogli un rientro in sicurezza alle attività sportive a qualsiasi livello. Uno degli obiettivi della riabilitazione è proprio il raggiungimento di un adeguato livello di forza dei muscoli [Tsepis E., Vagenas G.; 2006]. Gli esercizi terapeutici applicabili dopo lesione e dopo un intervento sono molteplici: esercizi in isometria, esercizi isotonic in contrazione o in estensione a catena cinetica aperta o chiusa (ovvero la continuazione della serie fino al completamento dell'esercizio o alternando delle pause).

Per la riabilitazione post trauma o post intervento, ma anche per non sforzare eccessivamente un arto dolente, è sempre consigliata la modalità a coppia costante o quella a velocità costante; la prima permette di modulare al meglio l'intensità dello sforzo, la seconda consente l'applicazione della forza solo nei tratti permessi (senza rallentare eccessivamente il movimento) e l'utilizzo di livelli elevati di forza dell'arto sano senza modificare la velocità esecutiva. [Shellock F.G., Prentice W.E.; 1985]

#### *Tapis Roulant*

Rappresenta l'attrezzatura base per ogni palestra e centro di riabilitazione; il vantaggio di correre sul tapis roulant è dato dal fatto che la pedana garantisce il giusto equilibrio tra assorbimento dell'urto e ritorno di energia ad ogni passo, riducendo al massimo il rischio di trauma e restituendo al movimento la sua naturalezza. Inoltre, un sistema di sensori palmari posti sotto il display consente il monitoraggio costante della frequenza cardiaca.



Figura 21 - Tapis Roulant

#### *Bicicletta reclinabile*

Di concezione più recente rispetto alla normale ciclette, questo è l'attrezzo ideale per chi è alla ricerca di maggiore comfort ed è particolarmente adatto agli utenti con problemi di mobilità. Le caratteristiche di comfort rendono questo attrezzo particolarmente adatto per gli utenti anziani e per chiunque desideri allenarsi senza affaticare la schiena



Figura 22 - Bicicletta Reclinabile

#### *Bicicletta Ellittica*

Questo particolare strumento riproduce il movimento naturale della corsa o della camminata. Il movimento ellittico a impatto zero previene il rischio di traumi alle giunture e costituisce un esercizio cardiovascolare di elevata efficacia. L'utilizzo prolungato, però, potrebbe far insorgere delle infiammazioni a livello delle giunture, in quanto il passo da tenere è determinato dalla macchina e non dal paziente..



Figura 23 - Bicicletta Ellittica

#### *Stepper Laterale*

È l'evoluzione dello stepper normale, consente di allenare più fasci muscolari contemporaneamente e in maniera più efficace. Il movimento laterale di questo attrezzo recluta tutti i gruppi muscolari di glutei, stabilizzatori della colonna e degli arti inferiori.



Figura 25 - Stepper Laterale

Figura 24 - Movimento Stepper Laterale



Esistono molti attrezzi da palestra, utili per sviluppare ed accrescere specifici gruppi muscolari; un macchinario lavora su una o due parti del corpo. È possibile eseguire la riabilitazione utilizzando questi mezzi a patto che sia disponibile sulla macchina un peso adeguato agli esercizi che si dovranno eseguire: generalmente il contrappeso parte dai 5Kg, salendo di cinque in cinque; ultimamente si cominciano a vedere macchine che partono dai 2.5Kg, incrementano con lo stesso contrappeso fino ad arrivare ai 10Kg, e poi salgono sempre di 5Kg. Si trovano in commercio anche dei contrappesi supplementari (da 1.5Kg) da poter appoggiare sopra al contrappeso residente sulla macchina, in modo da poter regolare meglio il carico.

#### *Leg Curl*

Questa macchina consente di lavorare in tutta sicurezza sui muscoli ischiocrurali (parte posteriore della coscia); l'angolo di partenza può essere regolato con l'apposito pulsante a rilascio, facilitando così la salita e la discesa dall'attrezzo.

La presenza dei due rulli minimizza la potenziale iperestensione del ginocchio.



Figura 26 - Leg Curl

### *Leg Extension*

È uno strumento studiato per permettere il movimento di flesso-estensione della gamba; questo attrezzo permette di lavorare, oltre che sul quadricipite, anche sugli adduttori e sui tensori della fascia lata a seconda della posizione del piede. La posizione dell'esercizio è regolabile da seduti.



Figura 27 - Leg Extension

### *Leg Press*

I muscoli coinvolti durante l'utilizzo di questa attrezzatura sono i quadricipiti, i glutei, i muscoli ischiocrurali, i gemelli e il soleo. La pedana ampia consente di variare l'esercizio per andare a stimolare in maniera diversa i vari gruppi muscolari.



Figura 28 - Leg Press

### Glute

Questo è un attrezzo studiato apposta per sviluppare i glutei, i due poggipiedi ad altezze diverse facilitano l'allineamento con l'asse di rotazione.

Il pulsante di attivazione della leva ROM consente la salita e la discesa dall'attrezzo e regola la posizione di partenza per ottenere l'ampiezza di movimento desiderata.

Il cuscinetto all'altezza del bacino e le impugnature aiutano a mantenere una posizione costante durante l'esercizio.



Figura 29 - Glute

Esistono, inoltre, particolari attrezzi studiatissimi per far aumentare la flessibilità articolare e muscolare dell'utilizzatore. L'incremento della flessibilità aiuta il ritorno al normale allineamento dei segmenti ossei dopo un mantenimento prolungato di posizioni scorrette, molto frequenti nella vita moderna. In tali posizioni scorrette, muscoli e strutture osteo-articolari sono spesso mantenuti in un accorciamento prolungato che, alla lunga, viene interpretato dal corpo, funzionalmente e strutturalmente, come la lunghezza giusta e naturale. Ad esempio, il muscolo ileopsoas (costituito da due ventri muscolari: il muscolo grande psoas e il muscolo iliaco che si uniscono distalmente per inserirsi al piccolo trocantere del femore; il muscolo viene classificato, insieme al piccolo psoas, tra i muscoli interni dell'anca), resta in condizioni di accorciamento per tutto il tempo in cui molti soggetti rimangono seduti opponendo poi resistenza al suo allungamento durante la stazione eretta. Infatti, la fase di allungamento muscolare - pratica necessaria per tornare alle posture corrette - si generano in questi muscoli accorciati una resistenza attiva- muscolare e una passiva-strutturale. Queste resistenze si oppongono al riacquisto di una postura naturale rendendola impossibile, più faticosa o, più semplicemente, più dispendiosa da un punto di vista energetico. Una buona flessibilità consente quindi di riacquistare facilmente una buona postura e di mantenerla con uno sforzo ridotto. [www.acsm.org]

### *Allungo Anteriore*

La macchina, mantenendo il corretto asse tra muscoli spinali e stabilizzatori della colonna, consente di allungare gradualmente la catena dei muscoli anteriori (tronco-bacino, arti inferiori). Comfort, stabilità e facilità di accesso ne fanno un attrezzo adatto a tutti i tipi di utenti, in modo particolare per chi trascorre molto tempo seduto.



Figura 30 - Allungo Anteriore

### *Allungo Posteriore*

La macchina consente un graduale allungamento di tutti i muscoli della catena posteriore con variazioni del livello di coinvolgimento dei vari muscoli. Gli utenti che trascorrono in piedi molto tempo troveranno grande giovamento dalla posizione a gambe sollevate. Nella posizione che si assume durante l'esercizio si determina anche un facilitato ritorno venoso e linfatico e un recupero dei liquidi interstiziali, per la ridotta pressione endovascolare conseguente all'innalzamento degli arti inferiori.



Figura 31 - Allungo Inferiore



- Muscoli della colonna
- Muscoli della parte bassa della schiena
- Glutei
- Periarticolari dell'anca
- Semitendinei
- Bicipite femorale
- Gastrocnemio
- Soleo

L'utilizzo di questi macchinari in ambito riabilitativo prevede, però, la supervisione costante di un terapeuta, in quanto le macchine non forniscono alcun controllo per l'esecuzione corretta dell'esercizio preposto.



## 2.4 Nuovi traguardi della riabilitazione

La telemedicina è un termine relativamente recente utilizzato per indicare la pratica dell'healthcare attraverso il supporto di strumenti informatici, personale specializzato e tecniche di comunicazione medico-paziente. È quindi il complesso delle risorse, soluzioni e tecnologie informatiche di rete applicate alla salute ed alla sanità.

Secondo la Commissione Europea, la telemedicina, è *“l'integrazione, monitoraggio e gestione dei pazienti, nonché l'educazione dei pazienti e del personale, usando sistemi che consentano un pronto accesso alla consulenza di esperti ed alle informazioni del paziente, indipendentemente da dove il paziente o le informazioni risiedono”*. La telemedicina come ampia offerta di prodotti e servizi di telematica applicati alla sanità: è un settore che sarà in forte espansione nei prossimi anni, soprattutto in un Paese come l'Italia, in cui il costante e crescente invecchiamento della popolazione aumenta la spesa sanitaria che deve fare i conti con il forte indebitamento dello Stato. Gli studi della NASA nel settore della telemedicina hanno avuto inizio nei primi anni '60, quando incominciarono i primi voli spaziali con esseri umani a bordo. I parametri fisiologici degli astronauti venivano telemetrati sia dall'astronave che dalle tute spaziali durante le missioni. Questi primi sforzi e l'evoluzione dei satelliti di comunicazione hanno indotto anche lo sviluppo della telemedicina e di gran parte della strumentazione medico-sanitaria attuale.

La teleriabilitazione costituisce un recente sviluppo nell'ambito della telemedicina. Pur essendosi sviluppata più recentemente propone numerosi progetti e applicazioni pratiche, favorite anche dallo sviluppo tecnologico dell'ultimo decennio.

Si tratta di un tipo di trattamento riabilitativo che sfrutta la tecnologia elettronica usata come mezzo di comunicazione ed informazione attraverso cui può essere applicata a distanza [Lathan C. E., Kinsella A. et al. 1999]. Lo scopo principale si è evoluto dalla necessità di fornire terapie in contesti rurali o comunque distanti dai centri di riabilitazione verso scenari più complessi in cui i benefici economici e sociali si coniugano con la necessità di prolungare l'attività riabilitativa in fase cronica ove un "degrado" della abilità è in parte legato al "non uso" appreso della funzione [Taub, E., Uswatte, G; 2000].

Da questo punto di vista vi sono differenti ambiti di applicazione della teleriabilitazione: la logopedia, l'audiologia, la fisioterapia, la riabilitazione cognitiva, la terapia occupazionale, la psicologia, il nursing riabilitativo fino a l'integrazione sociale e vocazionale.

In questo ambito è stato proposto da un consorzio europeo in cui erano rappresentate la Spagna (Ospedale Guttmann di Barcellona), l'Italia (Ospedale di Trevi, Pragma Engineering, Signomotus) ed il Belgio (Centro Nazionale per la Sclerosi Multipla), il progetto H-CAD (Home Care Activity Desk). Il Consorzio ha proposto la realizzazione di un sistema dedicato alla terapia occupazionale per l'esecuzione di esercizi riabilitativi di tipo "contestuale" ovvero basati sulla proposta di attività legate a quelle della vita quotidiana. Si tratta di attività complesse che comprendono tra l'altro la possibilità di pianificazione dell'azione, un

controllo della presa e del movimento, un coordinamento visuo-motorio sufficiente al completamento dell'esercizio o al raggiungimento del target previsto. [Murero M., Rice R.E; 2006]

Una ricerca del 1999 dell'istituto Rehab R&D Center (Palo Alto, VA), coadiuvato dall'Università di Stanford, si era preposta l'obiettivo di valutare l'efficacia terapeutica dell'esercizio robot-assistito per il recupero motorio degli arti superiori. Avevano sviluppato un sistema robotico capace di applicare delle forze sull'arto paretico durante i movimenti attivi e passivo-assistiti. Iniziarono dunque un test clinico, in grado di mettere a confronto l'esercizio robot-assistito con la terapia convenzionale dello sviluppo neurologico. I dati preliminari suggerirono che l'esercizio robot-assistito ebbe benefici terapeutici maggiori rispetto a quello convenzionale. I soggetti che completarono il protocollo di riabilitazione robot-assistita dimostrarono miglioramenti nelle attività di movimentazione attiva sollevando pesi e nelle attività motorie generali. Nel corso di questo studio venne evidenziato anche che l'integrazione della terapia robot-assistita nei programmi di esercizio clinico consentirebbe ad un terapeuta di poter seguire più pazienti contemporaneamente e in completa sicurezza, in quanto l'esoscheletro può compiere movimenti ripetitivi, timeintensive (ovvero più intensi con il procedere del tempo) e altri esercizi preimpostati sempre mantenendo un elevato grado di affidabilità. [Lum P.S., Van der Loos M., Shor P., Burgar C.G.; 2000]

Nel 2005, un altro gruppo di ricerca, ha studiato l'efficacia di esercizi svolti con l'ausilio di presidi per la deambulazione robotizzata (o BWSTT - Body-Weight-Supported Treadmill Training) o con esoscheletri robotizzati. Questo studio ha evidenziato come le capacità motorie di soggetti, il cui apparato locomotore e le capacità funzionali erano compromesse, hanno tratto un notevole beneficio dal trattamento a dispetto di un altro gruppo di persone trattato con le sole cure fisioterapiche. Infine, ci sono stati miglioramenti per quanto riguarda i LEMS (Lower-Extremity Motor Scores) e delle diminuzioni di alcuni specifici comportamenti spastici (come gli spasmi estensori). [Wirz M., Zemon D.H.; 2005]

Dal 2005 è inoltre attivo il progetto Vetir (acronimo di Virtual Environment Rehabilitation), finanziato dalla Comunità Europea, al quale stanno lavorando i ricercatori dell'Arts Lab, il laboratorio di tecnologie della scuola superiore Sant'Anna di Pisa, diretto dal professor Paolo Dario, la Ferrari Engineering e l'Università tedesca di Bochum. Grazie a un software avanzato di grafica ad alta risoluzione e all'uso di particolari interfacce, Vetir consente di interagire con un ambiente virtuale che riproduce la palestra per la riabilitazione. Braccia e gambe robotiche sono collegate a una workstation grafica: il paziente le indossa e, guidato dalla macchina, esegue gli esercizi. Il vantaggio risiede nel fatto che non è possibile sbagliare neppure di un millimetro perché il ritorno di forza applicato all'esoscheletro blocca ogni movimento che potrebbe risultare dannoso. All'ospedale Passirana di Rho da un paio di anni un gruppo di medici sta conducendo esperimenti su persone con traumi psichici. Fino ad oggi, almeno in Italia, si è trattato solo di esperimenti con l'impiego di meccanismi con costi

proibitivi. Con Vetir la ricerca in questo campo potrebbe passare dalla fase sperimentale a quella operativa.

Gianluca Parrini, ricercatore della scuola Sant'Anna, afferma che: *"Nella palestra virtuale il paziente può compiere tutti gli esercizi previsti da una normale riabilitazione, in più lo stesso può misurarsi con stimoli disorientanti, utili per la diagnosi e il recupero di alcuni disagi psichici"*. In altre parole nell'ambiente virtuale simulato dal computer si possono creare condizioni completamente diverse da quelle reali che, oltre a stimolare l'interesse del paziente, lo inducono a movimenti riabilitatori naturali che, in alcuni casi, possono essere importanti per diagnosticare traumi sia fisici sia psichici.

Come in una specie di videogame, chi indossa l'esoscheletro, può decidere la difficoltà dell'esercizio, che può essere estremamente facile all'inizio delle sedute terapeutiche e più difficile dopo un certo periodo di training. [C.A. Avizzano, A. Frisoli, M. Bergamasco; 2008]

## **Capitolo 3 – Conclusioni**

### **3.1 Conclusioni**

L'utilizzo di presidi per la deambulazione robotizzata può in effetti aumentare la durata e il numero di sessioni fisioterapiche, riducendo il numero dei terapisti richiesti per ogni paziente. Tuttavia, gli attuali macchinari utilizzati non adattano il loro movimento agli sforzi muscolari del paziente. Inoltre, la riabilitazione robot-assistita senza terapeuti fa mancare il feedback necessario per la valutazione del paziente. [Riener R., Lünenburger L., Colombo G.; 2005]. In altri termini i dispositivi robotici che consentono la pratica della deambulazione assistita nel trattamento riabilitativo possono ridurre il quantitativo di personale necessario per fornire tale terapia e alleviare i terapisti dalle esigenze fisiche del compito. La continua ricerca, tuttavia, è necessaria per migliorare gli interventi specifici degli algoritmi di trattamento fisico e per aiutare i medici a decidere quali interventi fisici siano più appropriati per i pazienti con specifiche limitazioni funzionali. L'uso di presidi per la deambulazione robotizzata coadiuvato dagli esoscheletri robotizzati per migliorare la mobilità funzionale è promettente [Finch L., Barbeau H.; 1991]

La complessità delle problematiche di riabilitazione fisico-funzionale, in continua evoluzione medico-scientifica, e la continua ricerca nella robotica bioingegneristica, prelude a interessi complementari di ricerca applicativa del design, avente per oggetto lo studio di progetti al passo con le continue scoperte tecnologiche e mediche. Gli esoscheletri rappresentano un valido esempio di simbiosi tra le crescenti necessità dell'uomo del terzo millennio e la tutela della salute.

Non è la più forte delle specie che sopravvive, né la più intelligente, ma quella più reattiva ai cambiamenti. [Charles Robert Darwin]

## Parte seconda – Elaborazione

---

## Capitolo 1 – Tecniche e tecnologie

### 1.1 Tipologie esistenti di esoscheletro

Gli esoscheletri che supportano un operatore in differenti azioni non sono un nuovo sbocco della ricerca. Gli studi sono iniziati nel 1970, quando un gruppo di ricercatori capeggiati da Vukobratovic riuscirono a far camminare un paziente con gravi problemi di deambulazione grazie al loro sistema di locomozione. In quel periodo, però, la mancanza di processori potenti, gli attuatori di movimento molto pesanti (erano principalmente pneumatici ed elettrici) e le batterie con durata limitata fecero da freno all'innovazione scientifica. Malgrado ciò le ricerche continuarono e si ottennero risultati interessanti [M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla, and D. Stokic; 1990]. Molti studi effettuati in questo settore trattano di apparecchiature focalizzate sulle protesi per gli arti superiori, in quanto la forza applicata per il movimento è inferiore e possono essere costruite riducendo i gradi di vincolo.



Figura 32 - Primo esoscheletro

Negli ultimi anni i progetti di esoscheletri sono aumentati, di pari passo con le performance dei computer, degli attuatori di movimento e della durata delle batterie. La mobilità dell'utilizzatore è il punto focale di ogni progetto e, grazie al peso e alle dimensioni ridotte dell'esoscheletro, questo è ora possibile; andando addirittura ad ipotizzare che uno faccia da supporto e aiuti l'altro. Questa è la grande differenza con le protesi, le quali rimpiazzano solamente un arto perso.

Le possibili applicazioni passano da un uso strettamente militare, dove l'esoscheletro fornisce supporto durante le operazioni di terra (come il BLEEX), ad un utilizzo in aziende o lungo le catene di montaggio (come il prototipo della Honda, il BodyweightSupportAssist), fino ad arrivare ad esoscheletri per la riabilitazione, o come aiuto per persone disabili o anziane [D.P. Ferris; 2005].

Ovviamente, non sono stati studiati solamente i meccanismi: anche se esistono esoscheletri leggeri e molto potenti, rimane sempre il problema di come controllarli. L'interfaccia tra utilizzatore e esoscheletro è altrettanto importante, in quanto deve tradurre il movimento desiderato dall'utente nell'azione della macchina.

Esistono diverse strade per affrontare questo problema, scelte a seconda del campo di applicazione dell'esoscheletro. Generalmente, però, tutti i percorsi richiedono una dose di adattamento nei confronti della macchina.

Solo negli Stati Uniti, milioni di persone richiedono una terapia di riabilitazione a causa di lesioni [Gresham G. E., Duncan P. W., 1995]; degli studi recenti, inoltre, suggeriscono che la terapia intensiva migliora il recupero funzionale dell'abilità persa. [Smith D. S., Goldenberg E. et al; 2001] Tuttavia, tali terapie sono costose, in quanto si basano su un rapporto individuale tra il paziente e i terapeuti della riabilitazione. Il tipo e la qualità della terapia variano notevolmente tra cliniche e terapeuti. Ad oggi vi è ancora poca tecnologia a disposizione per assistere i pazienti mentre praticano la terapia da soli, sia che si trovino a casa che in un centro riabilitativo attrezzato. [Reinkensmeyer D.J.; 2003] Le tecniche di terapia che richiedono la partecipazione di un esperto o che incorporano la manipolazione manuale delle membra del paziente hanno spesso dei prezzi inaccessibili; 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.

### *Lokomat robotic gait orthosis - Hocoma, Switzerland*

Il Lokomat è un'ortesi bilaterale robotica che viene utilizzata insieme ad un sistema di supporto del peso corporeo e dei controlli dei movimenti delle gambe del paziente sul piano sagittale. L'anca e ginocchio Lokomat sono azionati da motori lineari, integrati nella struttura dell'esoscheletro. Un sollevatore del piede induce passivamente la dorsiflessione della caviglia durante la fase di oscillazione. Le gambe del paziente vengono spostate alternatamente con movimenti altamente ripetibili predefiniti (traiettorie standard del ginocchio) sulla base di una strategia di controllo della



Figura 33 - Lokomat

posizione. La coppia esercitata sul ginocchio è determinata dai sensori di forza integrata all'interno del Lokomat [Jezernik S, Scharer R; 2003].

Lokomat è in commercio dal 2000, ed è stato utilizzato per la rieducazione al cammino in

soggetti con varie diagnosi mediche. Fino ad oggi, numerosi studi hanno esaminato gli effetti terapeutici e funzionali di questo particolare mezzo riabilitativo su pazienti affetti da ictus e trauma cranico. In uno studio, la riabilitazione offerta da Lokomat ha avuto un effetto modesto sulla intensità cardiovascolare in un singolo paziente che aveva subito un ictus completo. Nonostante l'incapacità del paziente di collaborare attivamente con i piedi, la riabilitazione ha aumentato la frequenza cardiaca, il consumo di ossigeno e la ventilazione polmonare del paziente [Nash MS, Jacobs PL; 2004].

Questo robot è in grado di supportare la terapia del paziente, tuttavia, solamente la pura automazione può produrre solo limitati miglioramenti terapeutici. Questa macchina dovrebbe comportarsi in modo "human-centered" per massimizzare risultato terapeutico. [Riener R., Lünenburger L., Colombo G.; 2006]

### *Mechanized Gait Trainer(MGT) - Free University Berlin, Germania*

Questo riabilitatore permette ai soggetti su sedia a rotelle la pratica ripetitiva di un movimento senza sovraccaricare le proprie gambe con il peso corporeo. L'apparecchio simula le fasi della camminata, sostiene i soggetti secondo le loro capacità, e controlla il centro di massa (COM – Center of Mass) del paziente nella direzione verticale e orizzontale. I modelli di sagittali cinematica degli arti inferiori in comune e di attivazione muscolare per un soggetto normale erano simili quando si usa il trainer meccanizzati e quando si cammina su un tapis roulant. Lo svantaggio principale della riabilitazione su tapis roulant è il grande sforzo fisico richiesto dai due terapeuti per assistere l'andatura del paziente. Questo svantaggio ha, in passato, impedito l'impiego diffuso di questo particolare tipo di riabilitazione. Un terapeuta seduto accanto al paziente deve posizionare



Figura 34 - MGT

l'arto paretico manualmente, mentre il terapeuta in piedi al secondo posto dietro al paziente aiuta lo spostamento laterale del peso e a mantenere il tronco eretto. Con l'affaticarsi dei terapeuti, l'andatura del paziente può diventare asimmetrica, quindi perdere il beneficio della terapia. È stato quindi progettato e costruito un riabilitatore meccanizzato per consentire la pratica ripetuta di un "modello fisiologico di andatura" senza il necessario intervento dei terapeuti [Hesse S, Sarkodie-Gyan T, Uhlenbrock D; 1999]. Questo robot consiste in una bicicletta ellittica automatizzata, dotata di sensori EMG in grado di percepire



le intenzioni dell'utente. Le due staffe, su cui vanno appoggiati e vincolati i piedi, possono essere spostate in modo da regolare l'andatura del paziente. [Hesse S., Uhlenbrock D.; 2000]

### *AutoAmbulator - HealthSouth, USA*

L'AutoAmbulator sostiene il paziente mentre le gambe robotizzate, vincolate a quelle del paziente, camminano su un tapis roulant. Nel frattempo, i sensori posizionati nei punti nevralgici (ovvero sulle articolazioni) operano un monitoraggio continuo sulle prestazioni dell'utente; andando a regolare sia la potenza che la velocità in base alle esigenze fisiche di ciascun paziente.

L'utilizzo delle gambe robotiche permettere ai pazienti di camminare in sicurezza e di ricrearsi dei modelli di andatura normale. Il sistema è stato progettato per consentire ai terapeuti di regolare in modo sicuro la quantità di peso gravante direttamente sulle gambe del paziente. Come già detto, la velocità di marcia può essere variata a seconda della tolleranza di ogni paziente e gradualmente aumentata per riprodurre dei modelli di andatura che simulano la normale deambulazione. Per eliminare il rischio di infortuni, sono stati introdotti dei criteri di sicurezza che arrestano automaticamente la macchina quando si verifica un evento avverso, come un grave spasmo, o se il piede del paziente colpisce in modo improprio il tapis roulant.



Figura 35 - AutoAmbulator

### *Medical Exoskeleton - Berkeley Human Engineering Laboratory*

I ricercatori della Berkeley hanno recentemente sviluppato un tipo di esoscheletro che ha aumentato la forza dell'utilizzatore riducendo nel frattempo il costo metabolico della camminata. Questo esoscheletro permetterebbe al suo utilizzatore di camminare in posizione verticale, senza la tensione e lo sforzo muscolare richiesto dalle ortesi presenti oggi sul mercato.

Questi esoscheletri "intelligenti" potrebbero sostituire le sedie a rotelle di molti pazienti per diverse ore al giorno, il che consentirebbe ai pazienti che non possono camminare di riconquistare un certo grado di mobilità, e per ritardare l'insorgenza di una vasta gamma di disabilità secondarie associate ad un lungo utilizzo della sedia a rotelle. Il sistema presenta due



Figura 36 - Medical Exoskeleton

pompe idrauliche di bassa potenza, in grado di estendere considerevolmente la durata della batteria.

I ricercatori prevedono che, una volta risolti i problemi di stabilità posturale, si apriranno nuovi grandi mercati internazionali per gli esoscheletri riabilitativi; migliorando notevolmente la situazione sanitaria e la qualità della vita per un gran numero di pazienti su sedia a rotelle. Ipotizzano anche che queste tecnologie potrebbero anche essere adattate per motivi più pratici, come per il lavoro industriale.

### *Powered Lower Limb Orthosis – Università del Michigan, USA*

Questo particolare tipo di ortosi viene utilizzato per la riabilitazione di persone con problemi di locomozione. Rimpiazzando quasi completamente la presenza di un terapista il Powered Lower Limb Orthosis dovrebbe aiutare a recuperare le capacità di locomozione del paziente più efficacemente e andare a ridurre il costo dell'intera terapia.

L'ortosi è azionata da un muscolo pneumatico artificiale, collegato sia al giunto dell'anca sia a quello del ginocchio. La pompa d'aria e il controller non sono montati direttamente sull'esoscheletro. Questo progetto si vede dunque confinato solo in cliniche specializzate. [D.P. Ferris, J.M. Czerniecki, e B. Hannaford; 2005]

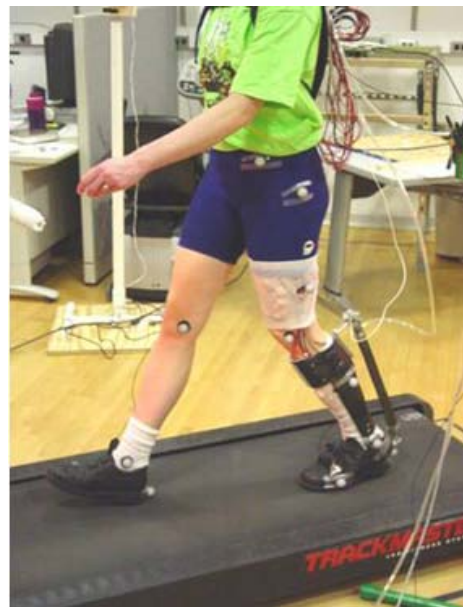


Figura 37 - Powered Lower Limb Orthosis

Il progetto è stato studiato per tre diverse tipologie:

nel primo caso si è utilizzato un sensore posizionato nella scarpa, andando ad utilizzare il modello per studiare le performance dell'ortosi durante la camminata. Questo sensore attiva il muscolo pneumatico ogni volta che la parte anteriore della pianta del piede tocca il pavimento. Quando viene perso il contatto il muscolo si rilassa completamente.

Il secondo caso vede invece impiegati i segnali EMG passanti per il soleo (muscolo nella parte posteriore della tibia). L'attivazione del muscolo è data appunto da questo segnale. Inizialmente i pazienti equipaggiati con questo esoscheletro non riuscirono ad utilizzare la forza del muscolo artificiale ma, col passare del tempo, adattarono la loro attivazione muscolare in maniera tale da muoversi sfruttando completamente l'ortesi.

Nel terzo caso l'esoscheletro venne applicato su persone parzialmente paralizzate. Un bottone tenuto in mano aziona la pompa che consente al muscolo di contrarsi e, conseguentemente, di fare il passo. Il peso del paziente sorretto dalla struttura va dal 30 al

50%. Il pulsante può essere controllato o dal terapeuta o dallo stesso paziente. [G.S. Sawicki, K.E. Gordon, e D.P. Ferris; 2005]

### *RoboKnee - Yobotics Inc., USA*

L'esoscheletro supporta il movimento dell'arto grazie ad una serie di attuatori elastici attaccati alla coscia e al polpaccio. Il sistema di controllo calcola la forza da applicare, basandosi sulla torsione del ginocchio, necessaria per mantenere una posizione stabile. Questo è possibile grazie alla stima della forza scaricata a terra da entrambe i piedi, misurata tramite due celle di carico. L'angolazione della gamba è derivata dalla lunghezza dell'attuatore pneumatico. Considerando che le forze reagenti date dal terreno siano completamente verticali e il punti di applicazione sia esattamente sotto la giunzione dell'appoggio, il sistema calcola quanta forza sia necessaria per mantenere in equilibrio l'utilizzatore.

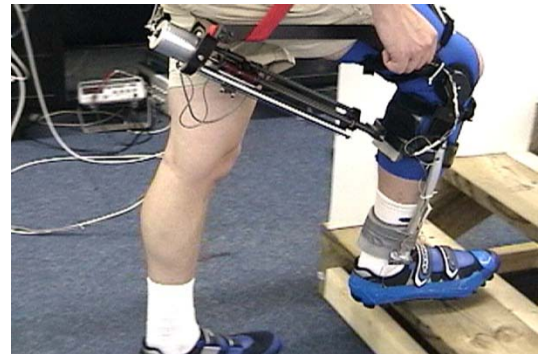


Figura 38 - RoboKnee

A seconda della forza richiesta a mantenere una posizione equilibrata e a causa di un modello poco evoluto, a volte l'utilizzatore potrebbe trovarsi a faticare più del necessario per far capire il movimento che desidera compiere all'esoscheletro, principalmente quando si tratta di scendere le scale o di sedersi. [J.E. Pratt, B.T. Krupp, C.J. Morse, e S.H. Collins; 2004]

### *Powered Prosthetic Knee - Università di Berkeley, USA*

Questa gamba artificiale è alimentata a batteria e incorpora un algoritmo di controllo avanzato che le consente di compiere i movimenti di flessione-estensione. Questa protesi non solo consente una camminata naturale, ma viene aumentato anche il comfort e la simmetria del movimento rispetto all'utilizzo di una protesi comune. Grazie all'attuatore pneumatico installato, questa protesi, consente anche all'utilizzatore di poter salire comodamente le scale.



Figura 39 - Powered Prosthetic Knee

Il sistema nervoso del paziente non è collegato alla protesi; l'impulso per la movimentazione è scaturito solo dall'algoritmo utilizzato. In altre parole, il paziente non deve indossare né guaine né, tantomeno, elettrodi che siano in grado di captare i segnali elettromiografici passanti per i muscoli. Questo rende molto più facile l'utilizzo della protesi stessa. Questo prototipo è stato completato nel 2008.

### *Bodyweight Support Assist – Honda*

Il Bodyweight Support Assist è stato progettato per aiutare le persone con problemi di mobilità e, allo stesso tempo, di supportare il peso del paziente durante lo squat, l'accovacciamento e i vari movimenti che si possono trovare durante una giornata lavorativa. A detta di Wes Siler, uno dei primi utilizzatori, il prototipo ha molte carenze: *“As it stands now, the Bodyweight Support Assist doesn't do much for my healthy, young body except limit my natural range of movement and speed. Still, it's pretty neat crouching down and having something support your pelvis. It's like your very own seat that walks around with you wherever you go* (Per ora, il Bodyweight Support Assist, non aiuta il mio corpo – ancora giovane e in forma - ; anzi, lo limita nei movimenti e nella velocità. Comunque, è bello potersi accovacciare e avere qualcosa che supporta il proprio bacino. È come avere sempre una seduta che ti accompagna ovunque)”. Il peso totale del prototipo, incluse le batterie, è di circa 14Kg e la sua autonomia è stimata attorno alle 2 ore. Ne esistono tre modelli, adattabili alle diverse altezze degli utenti: Small (160cm ± 5cm); Medium (170cm ± 5cm) e Large (180cm ± 5cm).

La Honda sembra voler indirizzare il progetto verso le grandi aziende manifatturiere, dove gli operai delle catene di montaggio devono stare in piedi o compiere movimenti ripetitivi e affaticanti. Un'altra applicazione sembra essere quella nel ramo del turismo: equipaggiando i musei con questo sistema si potrebbero organizzare delle visite più lunghe senza affaticare le persone.

Takeo Fukui, direttore del reparto R&D Honda, afferma che questo progetto potrà essere usato anche per la riabilitazione motoria: *“They not only decrease fatigue, but they help train muscles and their owners to work together in a more efficient manner. The only downside is that they don't provide super strength to already fit people as we'd originally hoped* (Non diminuiscono solamente la fatica, ma insegnano ai muscoli e alle persone che andranno ad utilizzarlo a muoversi in maniera più efficiente. L'unico aspetto negativo è che questi esoscheletri non forniscono all'utilizzatore una forza aggiuntiva come ci eravamo prospettati)”.



Figura 40 - Bodyweight Support Assist

### *HAL – Università di Tsukuba, Japan*

L' Hybrid Assistive Leg (HAL) è sviluppato in collaborazione con la Cyberdyne Systems company. Esistono differenti prototipi di questo esoscheletro, tra cui quello provvisto solamente dalla parte inferiore e quello completo (arti superiori e inferiori). Motivati dal rapido invecchiamento della popolazione e da uno spasmodico amore per la tecnologia, il progetto si pone come supporto per le persone anziane.

Durante la creazione del progetto sono state studiate diverse strategie di controllo, tra cui il "phase sequence algorithm". Viene preso come esempio il movimento che si compie salendo le scale e, questo movimento, viene suddiviso in cinque fasi: leg raising, stepping up, leaning forward, hind leg raising, torso erection. La transizione allo stadio seguente è attuata quando gli angoli delle giunture e il centro di gravità misurato raggiungono un valore predeterminato. Ogni fase ha una traiettoria predefinita per tutti i giunti presenti nell'esoscheletro. [K. Kasaoka e Y. Sankai; 2001]

Nelle versioni più recenti di HAL l'algoritmo è stato implementato e perfezionato, studiando i segnali EMG di numerosi pazienti. [H. Kawamoto, Y. Sankai; 2002]

Verrà messo in commercio entro la fine del 2015, potrà essere noleggiata sia la struttura completa sia quella con solo le gambe, a un costo mensile rispettivamente di 3000€ e 1700€.

### *ReWalk - Argo Medical Technologies*

ReWalk, come si vede dall'immagine, 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: alzarsi, camminare, salire o scendere le scale. 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, richiamabili tramite il telecomando agganciato al polso.

Il suo utilizzo, come testimonia anche la casa produttrice, rimane dunque vincolato a chi ha pieno controllo degli



Figura 41 - HAL



Figura 42 - ReWalk

arti superiori e non presenta malattie come l'osteoporosi o cardiovascolari in generale.

Sarà in commercio da fine 2010; per ora è stato testato nello Sheba Medical Center di Tel Aviv e dal Moss Rehabilitation Research Institute of Pennsylvania. Il costo si aggirerà intorno ai 15.000 euro.

### *ExoHiker™ - Università di Berkeley, USA*

L'obiettivo principale di questa ricerca è di creare un esoscheletro autoalimentato, capace di aumentare la forza e la resistenza dell'essere umano. Le caratteristiche richieste sono l'elevata manovrabilità, la resistenza strutturale e la leggerezza; senza trascurare ovviamente l'ergonomia. Il primo prototipo (chiamato BLEEX) era composto da due gambe antropomorfe, una batteria e una sorta di schienale su cui si potevano agganciare diverse tipologie di carico.

I piedi dell'utente erano collegati saldamente all'esoscheletro e, per prevenire lesioni, anche le anche erano bloccate.

L'ExoHiker consente all'utilizzatore di compiere agevolmente una grande varietà di manovre (accovacciarsi, muoversi lateralmente, camminare e correre su terreni non pianeggianti, salire e scendere gradini) il tutto trasportando grossi carichi.

Indossando l'esoscheletro, l'utente può trasportare carichi percorrendo distanze considerevoli senza che la sua agilità sia ridotta. Visto il suo utilizzo in campo militare, tutto il sistema è stato progettato in modo da essere velocemente rimosso e posto in un normale zaino.

A differenza del suo predecessore è stato equipaggiato con un pannello fotovoltaico, in modo da rendere virtualmente illimitata la durata delle batterie.

Ecco alcuni dati:

- Peso: 14Kg comprensivi di batterie, pannello solare e computer;
- Capacità di carico: 68Kg senza che l'utilizzatore senta il peso;
- Rumore: virtualmente impercettibile;
- Durata delle batterie: senza il pannello solare montato, 67Km ogni 400g di batteria a polimeri di Litio (una batteria da 80Wh pesa poco più di 500g e potrebbe alimentare l'esoscheletro per 21 ore) alla velocità massima di 4Km/h. Equipaggiato con un pannello solare la durata può essere infinita.
- Interfaccia: un piccolo schermo LCD attaccato alla cintura

La costruzione dell'ExoHiker è stata completata nel febbraio 2005, coperta da segreto militare e resa nota al pubblico solo nel novembre 2007. [Berkley Robotics; <http://bleex.me.berkeley.edu>]



Figura 43 - ExoHiker

### *ExoClimber™ - Università di Berkeley, USA*

ExoClimber, derivato direttamente dagli studi di ExoHiker, è stato progettato per consentire una rapida ascesa su terreni scoscesi. Ha un peso complessivo di 23Kg (includendo dunque batterie e computer) e una forza capace di non far avvertire all'utente alcun peso fino ad un carico di 70Kg. Il range di utilizzo massimo è di 600 passi con un carico di 70Kg per ogni batteria da 80Wh installata; ad esempio: se per raggiungere la cima di un grattacielo ci sono 1200 scalini, serviranno due batterie da 80Wh per trasportare 70Kg fino alla sommità senza avvertirne il peso.

La sua costruzione è stata ultimata nell'ottobre 2005. È stato testato da un gruppo di Rangers in un'area montana dove la pendenza supera il 100%. Grazie all'utilizzo di questo esoscheletro sono stati in grado di compiere manovre che, inizialmente, erano impraticabili sfruttando solamente le proprie forze.

Questo esoscheletro, grazie agli ottimi risultati raggiunti, verrà impiegato in azioni di soccorso su terreni scoscesi.



Figura 44 - ExoClimber

### *HULC – Lockheed Martin Corporation*

I soldati di fanteria devono spesso trasportare carichi e armamenti molto pesanti e questo, ovviamente, aumenta lo stress e la possibilità di subire lesioni. Utilizzando questo esoscheletro, derivato sempre dagli studi svolti su ExoHiker, il peso viene trasferito a terra senza gravare sul militare. L'HULC è movimentato interamente da un sistema idraulico e consente all'utente di poter trasportare carichi, fino ad un massimo di 90Kg, senza avvertirne il peso. Un computer assicura che l'esoscheletro si muova in sincronia con l'utente.

La particolarità di questo modello è che la capacità di carico funziona anche nel caso in cui finisca la carica della batteria. Il peso totale dell'esoscheletro è di 28Kg ed è alimentato da due batterie da 2Kg l'una.



Figura 45 - HULC

### *Lucy - Vrije Universiteit Brussel (VUB)*

L'obiettivo di questo progetto è quello di creare un robot bipede capace di camminare stabilmente utilizzando due gambe antropomorfe. Il prototipo è alto 150cm e pesa 30Kg; può muoversi solamente lungo il piano sagittale e si muove grazie a dei muscoli artificiali pneumatici. Questi lavorano come degli attuatori in maniera antagonista gli uni agli altri, simulando dunque le contrazioni dei muscoli umani, e evitano l'impiego di giunti meccanici. La non rigidità di questi accoppiamenti dovrà però essere considerata nei parametri dell'algoritmo utilizzato per far compiere il movimento.

Uno degli aspetti chiave del progetto risiede nella modularità, si ritroveranno quindi gli stessi componenti in tutti gli elementi strutturali, meccanici e elettronici. Lo scheletro è fatto interamente in alluminio e tutte le parti mobili (anche, femore, tibia e caviglia) sono connesse alle altre con giunti ad un solo grado di libertà. Per questioni di sicurezza, le anche, sono collegate ad un meccanismo a scorrimento orizzontale e verticale che previene il ribaltamento dell'intera struttura.

Il controllo elettronico sulla struttura viene applicato su due livelli: il primo è installato su un computer esterno e monitora l'intero esoscheletro, stabilendo la traiettoria globale dei giunti; il secondo controlla attivamente tutti gli attuatori e i sensori, regolandoli in maniera tale da seguire le indicazioni del controllo principale.

I disturbi esterni sono facilmente superabili e lo ZMP (Zero Moment Point; corrisponde al punto rispetto al quale, durante la reazione dinamica delle forze quando il piede va a contatto col terreno, non viene più generato alcun momento) si trova all'interno della regione di stabilità. Uno degli aspetti più interessanti di questo metodo di controllo è che si basa su cicli di iterazione molto veloci, che richiedono solo un numero limitato di calcoli elementari. Il tempo di calcolo necessario per la generazione delle traiettorie fattibili è basso, il che rende questa strategia utile per applicazioni in tempo reale.

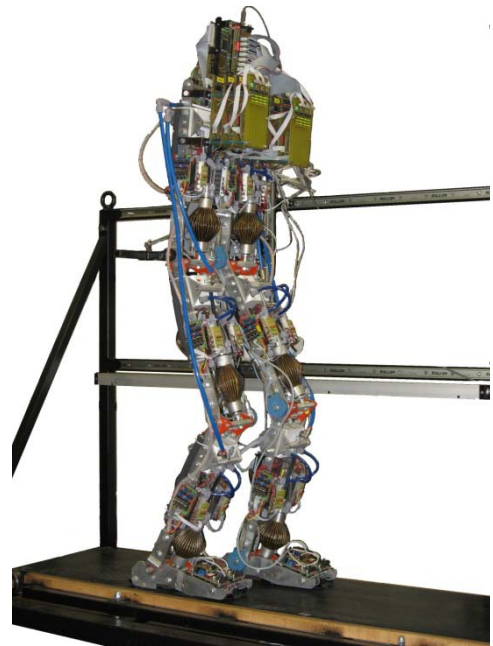


Figura 46 - Lucy



## *BigDog – Boston Dynamics*

BigDog è un robot quadrupede dinamico e stabile creato nel 2005 dalla Boston Dynamics con Foster-Miller, la Jet Propulsion Laboratory, e la Harvard University Concord Field Station.

BigDog è finanziato dalla Defense Advanced Research Projects Agency nella speranza che possa fungere da robot da carico (tipo mulo da trasporto) per accompagnare i soldati su terreni troppo impervi per i veicoli. Invece delle ruote, BigDog utilizza quattro gambe per i movimenti, permettendogli così di muoversi su superfici dove le ruote non potrebbero andare. Le gambe sono dotate di molti sensori, tra i quali quelli per la posizione e quelli per il contatto con il terreno. BigDog è anche dotato di un giroscopio laser e di un sistema di visione stereo.



Figura 47 - BigDog

BigDog è lungo un metro, alto 70 centimetri, e pesa 75 chilogrammi, circa le dimensioni di un cane di grossa taglia. È attualmente in grado di attraversare terreni difficili a 5,3 km orari, trasportare un carico di 154 kg, e salire pendii con una pendenza del 77%. La locomozione è controllata da un computer di bordo che fa da cervello e che riceve gli input provenienti dai vari sensori presenti sul BigDog. Mentre la navigazione e l'equilibrio sono gestiti dal sistema di controllo.

Il suo computer di bordo controlla la locomozione, i differenziali delle gambe e una vasta gamma di sensori. Tra i sensori di locomozione si possono trovare i sensori di posizionamento delle giunture, le celle di carico, interruttori di contatto con il suolo, un giroscopio, il LIDAR e un sistema di visione stereoscopica. Altri sensori si focalizzano invece sullo stato interno di BigDog, monitorando la pressione idraulica, la temperatura dell'olio, il funzionamento dei motori, la carica delle batterie e molti altri parametri.

[Boston Dynamic; <http://www.bostondynamics.com>]

## 1.2 Tecnologie di controllo degli esoscheletri

Come si può notare, esistono varie tipologie di controllo per gli esoscheletri. Dai più “rudimentali” sistemi di controllo dei riabilitatori alla camminata, dove il paziente è vincolato ad una macchina che ha prefissata una sequenza di movimento, fino ad esoscheletri che seguono perfettamente i movimenti dell’utente.

HAL utilizza l’ormai celebre Phase Sequence Algorithm, implementato e perfezionato negli anni e coadiuvato da delle guaine, indossate dall’utente, capaci di captare i segnali elettromiografici; il DARPA (sponsor dell’università di Berkeley), invece, percorre due strade parallele: per i prototipi a scopo militare sta implementando un circuito di feedback, ipotizzando di dover sollevare un carico, il sistema inizia cercando di alzarlo sfruttando il minimo della forza necessaria, aumentando gradualmente l’intensità dello sforzo a seconda di ciò che richiede l’utente; per i prototipi civili, invece, sfrutta solamente l’utilizzo del Phase Sequence Algorithm. Altri progetti sfruttano solamente i segnali elettromiografici, ma la difficoltà e l’arbitrarietà di

posizionamento degli elettrodi non sembrano essere accettabili per una movimentazione accurata dell’esoscheletro [Kutz M; 2003]. Lucy e BigDog utilizzano il concetto dello Zero Moment Point (ZMP), che corrisponde al punto rispetto al quale, durante la camminata, il piede in contatto con il terreno non genera alcun momento; in altre parole, il baricentro del corpo in movimento coincide con l’asse passante per il centro dell’area di appoggio e perpendicolare ad essa.

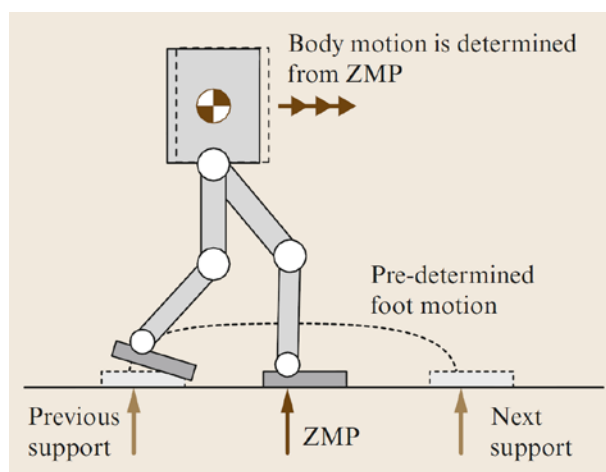


Grafico 2 - ZMP

### 1.2.1 Phase Sequence Algorithm

Per poter far muovere “autonomamente” (ovvero senza essere collegato direttamente al sistema neurologico del paziente) l’esoscheletro, è stato ideato questo sistema di controllo: utilizzando un controllo di sequenza di fase che genera un compito (movimento) transitando attraverso altri semplici movimenti di base. Ogni singolo movimento viene denominato “fase”. Un compito viene diviso in alcune fasi, sulla base delle operazioni svolte da una persona normale. Le modalità standardizzate del movimento sono state suddivise in attive, passive e variabili a seconda della contrazione del muscolo. I movimenti autonomi che HAL genera in ciascuna fase sono stati progettati per corrispondere a uno dei movimenti categorizzati precedentemente [Kawamoto H., Sankai Y.; 2002].

Qualunque movimento umano (come, per esempio, alzarsi da una sedia) può essere riconosciuto come un aggregato di diversi movimenti elementari. Come se una frase fosse

costituita da più parole. HAL è il “vocabolario” di dati in cui sono memorizzati tali movimenti e, collegati a un certo movimento, se ne trovano altri correlati come in un diagramma ad albero; una sorta di “consecutio temporum” legata ai movimenti [Sankai Y.; 2003]. Utilizzando la banca dati (che è anche aggiornato automaticamente dai sensori raccolgono le informazioni dal corpo di chi indossa l’esoscheletro) HAL autonomamente coordina ogni movimento assistito senza problemi di sovraccarico del motore a discapito dell’utente. Inoltre, nel caso in cui non ci siano dei segnali bio-elettrici accettabili per una corretta movimentazione, HAL può utilizzare solo ed esclusivamente questo sistema per movimentarsi.

### 1.2.2 Elettromiografia – EMG

In campo medico, l'elettromiografia (EMG), è una metodica neurofisiologica che viene utilizzata per studiare il sistema nervoso periferico (SNP) dal punto di vista funzionale. Rappresenta un metodo affidabile in grado di dare informazioni sulla funzionalità dei nervi periferici e dei muscoli scheletrici. È inoltre un mezzo diagnostico che permette di inquadrare le malattie neurologiche del sistema nervoso centrale (SNP) riguardanti patologie a carico di radici nervose, plessi nervosi, nervi periferici, placca neuromuscolare e muscoli. Se l’esame neurologico evidenzia un deficit a carico del SNP, l’elettromiografia rappresenta un mezzo indispensabile per approfondire la diagnosi, soprattutto quando non sono chiare: la sede di lesione, l’entità ed il tipo di lesione. [Dumitru D., Amato A.A., Zwarts M.J.; 2002]

L'impiego dell'elettromiografia di superficie (SEMG) sta avendo una notevole diffusione sia per le caratteristiche di non invasività, sia per le potenzialità offerte dalle moderne tecniche di analisi numerica del segnale elettromiografico che possono fornire utili informazioni quantitative sulle condizioni di attività del distretto muscolare esaminato.

Benché la neuro-fisiopatologia sia il campo clinico che storicamente si è maggiormente avvalso della elettromiografia di superficie a scopo diagnostico, recentemente anche altri settori, clinici e di ricerca, hanno utilizzato questa metodica con diversi tipi di applicazioni: valutazione della forza muscolare, studio della fatica muscolare, studio del controllo del movimento, analisi prestazionali in medicina dello sport, biofeedback della contrazione muscolare, studio del cammino, analisi della spasticità e valutazioni della attività muscolare in generale.

Mentre l'elettromiografia ad ago resta una tecnica di primaria importanza a livello diagnostico, che necessariamente richiede per il suo impiego l'apporto del neurologo, la non-invasività e la disponibilità di metodi di analisi automatica sempre più potenti, rendono la SEMG una tecnica di indagine dell'attività muscolare molto promettente e di grande interesse per la riabilitazione: nel monitoraggio degli effetti di un trattamento, direttamente durante un esercizio per aumentarne l'efficacia, per valutare l'affaticabilità muscolare o la qualità del recupero di un'attività muscolare compromessa ed in tutte quelle situazioni in cui sia importante quantificare l'attività mio-elettrica in modo non-invasivo e con un vantaggioso rapporto tra efficacia e costi. [E.R. Kandel, J.H. Schwartz, and T.M. Jessell et al. 1995]

### *Potenziali elettrici e segnale EMG*

I muscoli scheletrici sono organizzati funzionalmente sulla base di unità motorie (UM). La sezione trasversale di un muscolo rivela come alle fibre appartenenti ad una UM siano interposte quelle di altre UM, pertanto le fibre muscolari di una singola UM costituiscono una sorgente bio-elettrica distribuita in un mezzo conduttivo di cui fanno parte tutte le altre fibre muscolari, sia attive sia inattive. Il segnale elettrico generato dalle fibre attive di una UM è chiamato potenziale extra-cellulare o potenziale d'unità motoria (PUM), ha morfologia trifasica (ovvero è costituito da tre picchi con segno alternato), ha una durata compresa tra 3 e 15 ms, una ampiezza variabile da 20 a 2000 V, a seconda delle caratteristiche della UM, ed una frequenza di scarica compresa tra i 6 e i 30 Hz (100.000 volte più piccolo della tensione elettrica di una normale batteria) [E.J. Vos, M.G. Mullender, and G.J. Ingen Schenau, 1990]. La SEMG misura il potenziale di campo elettrico risultante dalla sovrapposizione dei potenziali d'azione delle singole fibre muscolari attive.

E' importante osservare che i singoli contributi elettrici generati dalle UM, ovvero i PUM, sovrapponendosi nel volume muscolare sia spazialmente sia temporalmente, danno luogo ad un segnale elettrico, apparentemente disordinato, chiamato pattern di interferenza tipicamente non-periodico e variabile nel tempo; per tali motivi, per poter interpretare il segnale è necessario sottoporlo ad una elaborazione utilizzando adeguati parametri statistici ed elettrici anch'essi varianti nel tempo.

Una particolare tecnica, utilizzata nello studio della fatica muscolare, consiste nell'indurre artificialmente la contrazione mediante una stimolazione elettrica del muscolo, permettendo in tal modo di ottenere livelli di contrazione, e quindi misurazioni elettromiografiche, più ripetibili che non tramite la contrazione volontaria. [J.V. Basmajian, C.J. De Luca, 1985]

### *Strumentazione e tecniche di registrazione*

Essendo il segnale elettromiografico di piccola ampiezza, è anzitutto necessario amplificarlo per portarlo ad una intensità adeguata per le successive elaborazioni. Nei moderni elettromiografi sono inserite sia una sezione d'amplificazione sia una sezione di post-elaborazione del segnale per consentire la gestione in modo digitale delle funzioni di filtraggio e misura del segnale oltre che provvedere alla archiviazione dei dati misurati insieme alle informazioni anagrafiche e cliniche necessarie. Un'alternativa a questo sistema consiste nell'impiego di una sezione d'amplificazione e pre-condizionamento del segnale (rispondente alla normativa di sicurezza vigente) e una scheda di conversione analogico-digitale, che può essere installata in un normale personal computer dotato di apposito software.

Poter disporre del segnale in forma digitale (sequenze di numeri che rappresentano l'evoluzione temporale dell'ampiezza del segnale) offre il vantaggio di semplificare notevolmente l'esecuzione delle diverse elaborazioni, nonché di poterlo archiviare per successivi utilizzi.

L'utilizzo di elettrodi di superficie semplifica sensibilmente le operazioni di prelievo del segnale e, unitamente alla non-invasività della tecnica, rende possibile l'effettuazione di registrazioni sia in condizioni di sforzo sia statico che dinamico, ad esempio durante l'esecuzione di esercizi o gesti funzionali. Tuttavia è importante ricordare che, avendo il segnale registrato un'ampiezza inversamente proporzionale al quadrato della distanza dalla sorgente, le UM di cui è possibile registrare l'attività sono quelle situate entro un raggio massimo di 15 mm dagli elettrodi. Inoltre, la quantità di tessuto interposto tra la sorgente e gli elettrodi può attenuare le componenti ad alta frequenza del segnale, solitamente in modo proporzionale alla "profondità" dell'UM. Infine, è importante ricordare che talora, soprattutto nel caso di registrazioni effettuate su muscoli di piccole dimensioni o nel caso di errato posizionamento degli elettrodi, è possibile il sommarsi di contributi indesiderati generati da fibre attive di muscoli prossimi a quello in esame (fenomeno del cross-talk). [E.J. Vos, M.G. Mullender, and G.J. Ingen Schenau, 1990]

Come per altre tecniche di registrazione di segnali bio-elettrici, anche per il SEMG è possibile scegliere tra registrazione di tipo monopolare (un elettrodo attivo in corrispondenza del muscolo da esaminare ed uno di riferimento su un punto neutro) e registrazione bipolare (due elettrodi attivi posti ambedue sul muscolo esaminato). La scelta fra le due tecniche è lasciata all'esperienza e alle preferenze dell'operatore, anche se la registrazione bipolare offre una migliore immunità ai disturbi, benché nel caso di muscoli di piccole dimensioni sia di difficile impiego essendo meno selettiva di quella monopolare e richiedendo un'area per il posizionamento degli elettrodi maggiore.

E' generalmente consigliabile posizionare l'elettrodo (o gli elettrodi) in corrispondenza del ventre muscolare, ovvero dove si ottiene il segnale d'ampiezza più elevata a parità di livello di contrazione. Tuttavia, per ottenere segnali di buona qualità è sicuramente necessaria una considerevole pratica e un atlante specialistico che fornisca le necessarie indicazioni per il corretto posizionamento degli elettrodi. Nell'effettuazione di registrazioni in condizioni dinamiche (esercizi, test ergometrici, ecc.) vanno considerati gli effetti che il movimento può produrre sul segnale, quali le variazioni indesiderate di ampiezza dovute al movimento delle masse muscolari e alle variazioni della impedenza di contatto degli elettrodi, con conseguenti alterazioni del segnale EMG originale. [G. Spinatonda, 1997]

### *Analisi del segnale*

Il segnale EMG deve essere innanzitutto filtrato, in modo da eliminare disturbi o metterne in evidenza le componenti d'interesse. Le tipologie di filtraggio sono diverse, a seconda che si vogliano evidenziare componenti a bassa frequenza (filtro passa-basso) o ad alta frequenza (filtro passa-alto) presenti nel segnale, che si vogliano eliminare componenti di disturbo a frequenza prefissata (notch-filter) o di caratteristiche note e variabili nel tempo (filtraggio tempo-variante). Una volta effettuato il filtraggio del segnale EMG è possibile procedere alle misurazioni in grado di fornire le desiderate informazioni sulle caratteristiche di attivazione delle fibre muscolari che l'hanno generato.

Tra i diversi parametri calcolabili, quelli maggiormente impiegati sono:

*Ampiezza e valore quadratico medio o RIEMG:*

sono parametri di ampiezza del segnale e sono utili per la loro stretta correlazione con la forza sviluppata; inoltre sono i più immediati indici di attività muscolare e possono essere impiegati per la stima del numero delle UM attive e per descrivere le modalità del loro reclutamento. Alcuni impieghi sono ad esempio: la valutazione dell'attività mio-elettrica in rapporto alla misura della forza esercitata (generalmente in condizioni isometriche), nel Bio-feedback, nello studio della postura e del movimento, nello studio dei tempi di reazione e del controllo neuromotorio.

*Frequenza media e frequenza mediana:*

sono parametri spettrali definiti come i descrittori statistici della distribuzione in frequenza delle componenti del segnale e vengono impiegati principalmente nello studio della fatica muscolare

*Velocità di conduzione delle fibre muscolari:*

questo parametro rappresenta la velocità media alla quale il PUM si sposta lungo la fibra muscolare e deve essere misurato con un'apposita strumentazione ed in condizioni di contrazione muscolare indotta elettricamente. Viene usato insieme ai parametri spettrali per la quantificazione dei fenomeni di fatica muscolare. [S. Zhou, D.L. Lawson, W.E. Morrison, e I. Fairweather. 1995]

### **1.2.3 Zero Moment Point - ZMP**

Lo Zero Moment Point è un concetto correlato con la dinamica e il controllo della locomozione su gambe. Corrisponde al punto rispetto al quale, durante la reazione dinamica delle forze quando il piede va a contatto col terreno, non viene più generato alcun momento; ovvero il punto in cui tutte le forze di inerzia sono uguali a zero. Questo concetto è verificato quando la superficie di contatto è un piano e questo offre un appoggio sufficiente per prevenire lo scorrimento del piede.

Questo concetto fu introdotto nel 1968 da Miomir Vukobratović durante il “The Third All-Union Congress of Theoretical and Applied Mechanics” tenutosi a Mosca.

Lo ZMP è un concetto basilare per la locomozione dei robot bipedi; avendo solo due punti di appoggio sul terreno e dovendo camminare, correre e saltare, il loro movimento deve essere pianificato considerando anche la stabilità dinamica dell'intero corpo. Non è un compito facile, specialmente perché la parte superiore del robot (il busto) ha una massa molto grande e la forza di inerzia generata che le gambe dovrebbero supportare è altresì elevata.

La traiettoria da seguire durante la locomozione è pianificata utilizzando l'equazione del momento angolare, assicurandosi che le traiettorie generate dalle varie articolazioni (o giunti) non compromettano l'equilibrio del corpo, che generalmente è quantificato dalla

distanza dello ZMP dai confini di una prefissata regione geometrica. La posizione dello ZMP è stimata grazie alla massa di riferimento (il peso complessivo) e all'inerzia del robot.

Ultimamente è stato sviluppato un nuovo sistema di riferimento dello ZMP, che consiste nel considerare la naturale posizione del busto e delle gambe del robot e di modificare automaticamente la traiettoria pre-pianificata. Se questa traiettoria è confermata, lo ZMP non si sposterà mai dalla regione di stabilità e il movimento risultante sarà molto più fluido.

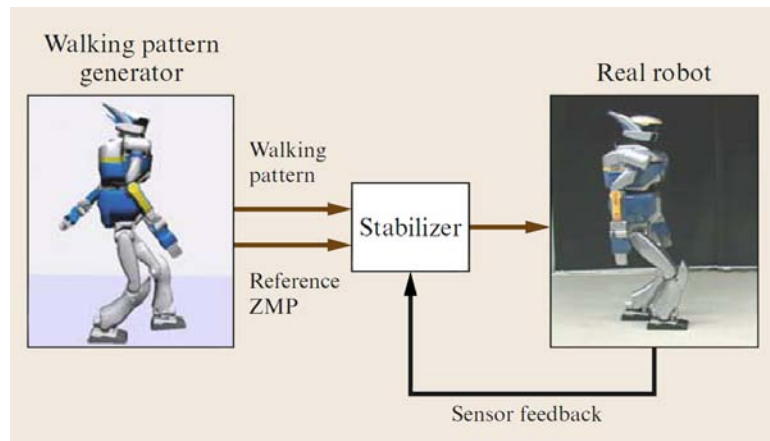


Grafico 3 - Funzionamento dello ZMP

### Calcolo dello ZMP

La forza risultante dell'inerzia e della forza di gravità agente su un robot bipede è espresso dalla formula :

$$F^{gi} = mg - ma_G$$

Dove  $m$  è la massa totale del robot,  $g$  è l'accelerazione di gravità,  $G$  è il centro della massa e  $a_G$  è l'accelerazione del centro della massa.

Il momento in ogni punto  $X$  può essere definite come:

$$M_X^{gi} = XG \times mg - XG \times ma_G - \dot{H}_G$$

dove  $\dot{H}_G$  è il valore del momento angolare nel suo centro di massa.

L'equazione di Eulero Newton per la movimentazione dei robot bipedi può essere scritta come:

$$F^c + mg = ma_G$$

$$M_X^c + XG \times mg = \dot{H}_G + XG \times ma_G$$

dove  $F^c$  è la risultante delle forze di contatto in  $X$  e  $M_X^c$  è il momento correlato con le forze reagenti in ogni punto  $X$ .

La formula può dunque essere scritta come:

$$F^c + (mg - ma_G) = 0$$

$$M_X^c + (XG \times mg - XG \times ma_G - \dot{H}_G) = 0$$

Quindi otterremo che:

$$F^c + F^{gi} = 0$$

$$M_X^c + M_X^{gi} = 0$$

Questa equazione mostra che il robot bipede è dinamicamente bilanciato se le forze reagenti, come la forza di gravità e quella di inerzia, sono opposte.

Se viene definito un asse  $\Delta^{gi}$ , dove il momento è parallelo al vettore normale  $n$  uscente dalla superficie e a tutti i punti dell'asse, allora lo ZMP necessariamente appartiene a questo asse, in quanto è per definizione posto lungo il vettore  $n$ . Lo ZMP sarà quindi l'intersezione tra l'asse  $\Delta^{gi}$  e la superficie del piano di appoggio:

$$M_Z^{gi} = ZG \times mg - ZG \times ma_G - \dot{H}_G$$

con

$$M_Z^{gi} \times n = 0$$

dove  $Z$  rappresenta lo ZMP.

A causa dell'opposizione tra la gravità e la forza di inerzia con le forze di contatto nominate prima, il punto  $Z$  (ZMP) può essere definite come:

$$PZ = \frac{n \times M_P^{gi}}{F^{gi} \cdot n}$$

dove  $P$  è il punto della suola dove passa la proiezione normale dell'anca. [Vukobratović, Miomir, Borovac, Branislav. 2004]



### 1.3 Tecnologie di movimentazione degli esoscheletri

Anche i sistemi di movimentazione dei vari progetti è molto varia: Lucy e il Powered Lower Limb Orthosis sfruttano un sistema a muscoli pneumatici, il quale presenta delle forti limitazioni in termini di precisione del movimento e portabilità; è infatti sempre necessario un compressore e, vista la quantità di aria da soffiare all'interno delle camere espandibili e l'elevato numero di cicli, deve essere di grandi dimensioni, quindi difficilmente trasportabile (il peso di Lucy è da imputare principalmente al compressore - montato direttamente sul robot - più che alla meccanica intrinseca) [Siciliano B.; Khatib O.; 2008]. BigDog sfrutta un sistema di motori brushless, leggeri, piccoli e con tenori di coppia molto alti; l'unica pecca è il costo di sviluppo per un motore del genere, dato che in commercio non esiste [Hirzinger G., Sporer N., et al.; 2002]. HAL, invece, sfrutta sempre dei motori brushless, aiutati da un motoriduttore epicicloidale. Questo consente all'esoscheletro di avere una forza superiore pur mantenendo limitati i volumi di ingombro. HULK, ExoClimber e ExoHiker sfruttano un sistema oleodinamico, molto efficiente e poco dispendioso in termini di energia utilizzata; resta però necessario il trasporto di una cisterna per il liquido e di una pompa; sul peso complessivo dell'esoscheletro, il 60% è dato da questi, il 10% dalle batterie e il resto dai pistoni e dai supporti. Infine troviamo il Powered Prosthetic Knee e il RoboKnee, azionati entrambi da attuatori pneumatici. Questi attuatori vengono comunemente utilizzati anche nelle protesi del femore, del ginocchio e della caviglia per movimentare l'articolazione. Non risultano essere molto precisi, ma la bassa voracità di energia elettrica e il bisogno relativamente scarso di manutenzione non preclude il loro utilizzo futuro [Siciliano B.; Khatib O.; 2008].

#### 1.3.1 Motoriduttore con epicicloidale

Il riduttore epicicloidale offre interessanti vantaggi applicativi, tali da proporsi come una valida alternativa ai riduttori ad ingranaggi paralleli in applicazioni nei diversi settori industriali.



Figura 48 - Motoriduttori con epicicloidale industriali

I vantaggi sono tanto più sensibili quanto le applicazioni richiedono riduttori con:

- elevati rapporti di riduzione;
- elevate coppie da trasmettere;
- elevati carichi da sopportare sull'albero in uscita;

Queste caratteristiche emergono direttamente dal principio di funzionamento della riduzione epicicloidale, che qui ricordiamo.

I treni di ingranaggi epicicloidali (o a planetario e satelliti) costituiscono un sistema di uno o più ingranaggi chiamati satelliti, montati su un organo porta-satelliti chiamato portatreno (o anche planetario), che ruotano intorno ad un pignone centrale anche detto solare; il tutto è posto all'interno di una ruota dentata internamente detta corona. L'asse di rotazione del portatreno e del solare coincidono. Uno di questi elementi è mantenuto fisso, un altro costituisce l'ingresso e il terzo l'uscita.

Il rapporto di trasmissione è determinato dal numero dei denti ma anche da quale elemento è fisso, e questo è sfruttato in alcuni tipi di cambi di velocità. Il nome deriva dal fatto che il movimento degli ingranaggi satelliti è simile a quello che si supponeva avessero i pianeti del sistema solare nel sistema tolemaico, in cui si ipotizzava l'esistenza di moti detti epicicli (con epiciclo si indica una circonferenza il cui centro è collocato sulla circonferenza di un cerchio di raggio maggiore detto deferente. Il termine ha origine greca *epi - kyklos* ed è composta da *epi* che vuol dire sopra e *kyklos* che vuol dire cerchio, quindi sopra il cerchio).

Un caso si ha quando il portatreno (in verde) è fermo e il pignone (giallo) costituisce l'ingresso. I satelliti (blu) ruotano con un rapporto determinato dal numero di denti in ogni ruota. Se il pignone ha  $S$  denti e ogni satellite  $P$  denti, il rapporto è uguale a  $-S/P$ . Nell'illustrazione il rapporto è  $-24/16$  ovvero  $-3/2$ : ogni rotazione del pignone produce una rotazione e mezza dei satelliti in direzione opposta. Se all'esterno viene applicata una corona con  $C$  denti, questa ruoterà  $P/C$  volte la rotazione dei satelliti. Poiché la rotazione dei satelliti è  $-S/P$  la rotazione del pignone, ne consegue che il rapporto tra corona e pignone è pari a:  $-S/C$ .

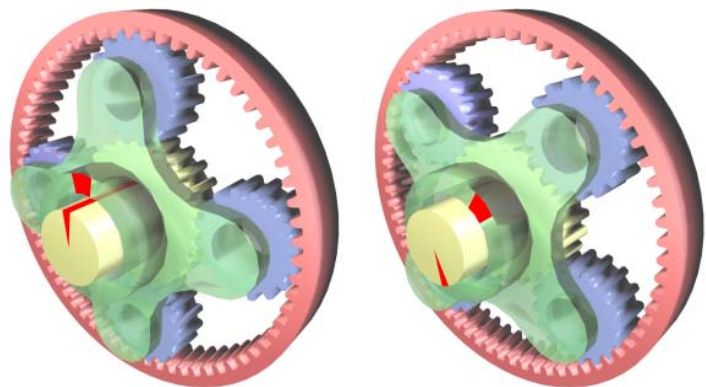


Figura 49 - Rapporto di trasmissione

Un'altra possibilità è che la corona sia fissa, con l'ingresso applicato al planetario e l'uscita sul pignone. Questa configurazione produce un incremento di velocità con rapporto  $1+C/S$ .

Se invece è mantenuta ferma la corona (come nel caso dell'esoscheletro) e applicato l'ingresso al pignone, il planetario costituisce l'uscita, ed il rapporto è  $1/(1+C/S)$ . Questo è il massimo rapporto ottenibile da un sistema epicicloidale, ed è spesso usato in trattori e macchine edili per fornire un momento torcente molto elevato alle ruote.

Diverse unità epicicloidali possono essere collegate in serie, con ogni planetario solidale con il pignone successivo (tranne ovviamente il primo e l'ultimo elemento). Si realizza così un gruppo motoriduttore (in diminuzione o in aumento) compatto, con rapporti molto elevati e con gli alberi di ingresso e uscita allineati.

### 1.3.1.1 Analisi tecnica

#### Elevati rapporti di riduzione

In uno stadio di riduzione epicicloidale, rispetto ad una riduzione ad ingranaggi a parità di numero di denti fra pignone e corona si ottengono rapporti più elevati. In questo caso l'epicicloidale ha un rapporto più elevato del 20%.

Questa caratteristica si traduce in termini pratici per la riduzione epicicloidale rispetto a quella ad ingranaggi, nell'ottenere a parità di rapporto:

- un miglior proporzionamento degli ingranaggi e quindi prestazioni più elevate
- in diversi casi la realizzazione del rapporto totale con uno stadio di riduzione in meno, con conseguenti riduzioni di costi e dimensioni.

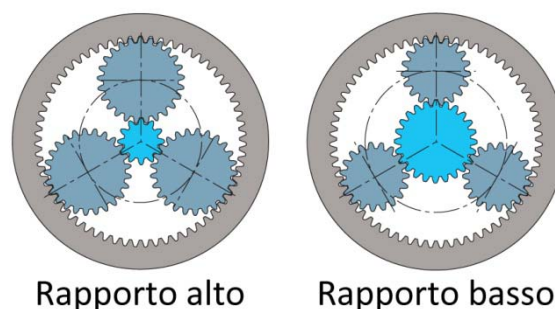


Figura 50 - Rapporti di riduzione

La realizzazione di diversi rapporti per uno stadio di riduzione si esegue normalmente mantenendo la corona dentata e cambiando gli ingranaggi solare e planetari.

#### Elevata coppia trasmessa Vs. dimensioni e pesi contenuti

Nella riduzione epicicloidale gli ingranaggi hanno ingranamenti multipli contrariamente a quanto avviene in una riduzione ad ingranaggi paralleli dove l'ingranamento è singolo. A parità di coppia da trasmettere questo si traduce in forze sui denti molto inferiori e quindi a parità di sollecitazioni unitarie, la riduzione

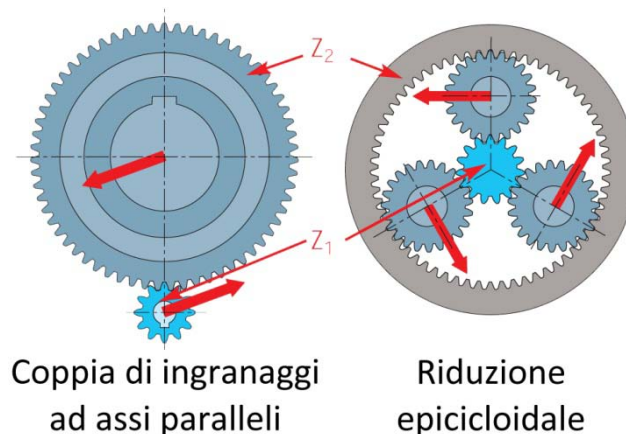


Figura 51 - Elevata coppia trasmessa

epicicloidale necessita di ingranaggi con dimensione molto più contenute.

Minori dimensioni, a parità di velocità di rotazione, portano a velocità periferiche delle dentature più basse, per cui ingranaggi a dentatura diritta normalmente utilizzati nelle riduzioni epicicloidali sono in grado di competere a livello di rumorosità con gli ingranaggi a denti elicoidali delle riduzioni tradizionali.

Ingranaggi più piccoli, significa anche dentature con modulo inferiore, quindi più bassi strisciamenti, tali da assicurare pur con degli ingranamenti multipli, come si hanno in uno stadio epicicloidale valori di rendimento totale paragonabili a quelli dei riduttori ad assi paralleli.

Le due figure in alto rappresentano un confronto dimensionale fra 2 tipi di riduzioni a parità di rapporto, sollecitazioni sulle dentature e coppia da trasmettere.

### *Elevati carichi radiali sopportabili dall'albero lento*

Le forze che si trasmettono attraverso gli ingranaggi in una riduzione epicicloidale sono fra loro equilibrate. La loro risultante è nulla, esiste solo la coppia che si trasmette attraverso il portaplanetario all'albero d'uscita.

Al contrario in una coppia di ingranaggi le forze devono essere equilibrate supportando gli ingranaggi stessi sugli alberi che ruotano su cuscinetti. Ne deriva che in un riduttore epicicloidale i cuscinetti montati sugli alberi di entrata e uscita sono a disposizione interamente per supportare i carichi esterni al riduttore dato che i carichi interni dovuti agli ingranaggi sono fra loro equilibrati. Ciò non avviene in un riduttore tradizionale dove i cuscinetti devono supportare sia i carichi interni che esterni.

Si ha così che un riduttore epicicloidale può sopportare gli stessi valori di carico in tutte le direzioni cosa che non avviene in un riduttore tradizionale.

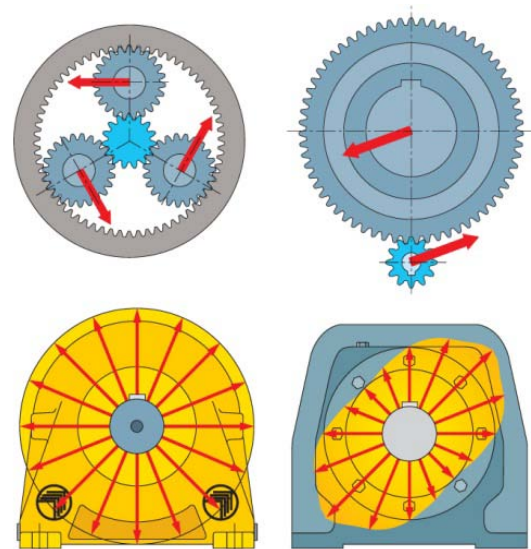


Figura 52 - Carichi radiali distribuiti

## 1.4 Tecnologie di dialogo tra esoscheletri e umani

Per avere dare un riscontro del movimento all'apparato meccanico, è necessario l'utilizzo di un sensore in grado di convertire il movimento, l'angolazione, l'accelerazione e la forza del paziente in dati fruibili dal sistema operativo. Il sistema più efficace è quello di utilizzare dei sensori posizionati nei punti nevralgici (ovvero quelli che più risentono del movimento e della pressione) dell'esoscheletro [Hirzinger G., Sporer N. et al.; 2002].

Ecco un rapido excursus sulle tecnologie ad oggi presenti:

### 1.4.1 Accelerometro

Un accelerometro è uno strumento di misura in grado di rilevare e/o misurare l'accelerazione. Misurando il valore dell'accelerazione statica dovuta alla gravità, si può trovare l'angolo d'inclinazione del dispositivo rispetto alla terra. Inoltre, analizzando il valore dell'accelerazione dinamica, è possibile capire il modo in cui il dispositivo si muove. Negli ultimi anni l'importanza di questi sensori è notevolmente accresciuta, questo perché, accanto alle tradizionali applicazioni in ambito scientifico e aerospaziale, si è sviluppato il loro uso in molti campi civili (automobilistico, testing, analisi meccanica, ludico). Con il moltiplicarsi delle applicazioni, sono accresciute anche le tipologie di questi strumenti, e oggi se ne possono contare decine di tipi, ognuno con caratteristiche funzionali e costruttive differenti.

#### *Principio di funzionamento*

Nella maggior parte degli accelerometri, il principio di funzionamento è il medesimo: si basa sulla rilevazione dell'inerzia di una massa quando viene sottoposta ad una accelerazione. La massa viene sospesa ad un elemento elastico, mentre un qualche tipo di sensore ne rileva lo spostamento rispetto alla struttura fissa del dispositivo. In presenza di un'accelerazione, la massa (che è dotata di una propria inerzia) si sposta dalla propria posizione di riposo in modo proporzionale all'accelerazione rilevata. Il sensore trasforma questo spostamento in un segnale elettrico acquisibile dai moderni sistemi di misura. Una prima classificazione si può così fare suddividendo questi strumenti a seconda del principio di funzionamento del sensore di posizione. [www.dimensionengineering.com]

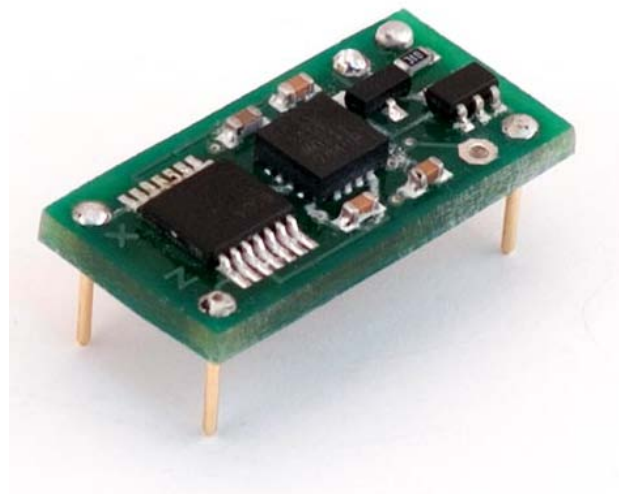


Figura 53 - Accelerometro

- **Accelerometro estensimetrico**

L'accelerometro a ponte estensimetrico sfrutta come principio di rilevazione lo stesso delle celle di carico, cioè la variazione di resistenza di un estensimetro dovuta alla variazione della sua lunghezza. In questi dispositivi una massa viene sospesa su dei sottili lamierini, su quest'ultimi sono fissati degli estensimetri collegati a ponte di Wheatstone. In presenza di un'accelerazione la massa si sposta, flettendo i lamierini e conseguentemente gli estensimetri subiscono un allungamento. Con un voltmetro è possibile leggere una tensione di sbilanciamento del ponte di Wheatstone proporzionale all'accelerazione.

- **Accelerometro piezoresistivo**

L'accelerometro a ponte piezoresistivo è una variante dell'accelerometro a ponte estensimetrico, dove al posto degli estensimetri sono utilizzati sensori piezoresistivi. Questi sensori si comportano in modo analogo agli estensimetri, ma permettono allungamenti e sensibilità superiori, pur avendo qualche problema di stabilità con la variazione di temperatura. Spesso, in questi strumenti la massa viene sospesa su una membrana plastica, sulla quale sono stati attaccati gli elementi piezoresistivi.

- **Accelerometro LVDT**

L'accelerometro LVDT sfrutta, come principio per la rilevazione dello spostamento della massa, un sensore LVDT (Linear Variable Differential Transformer) integrato nella struttura dell'accelerometro stesso. In questi dispositivi, la massa stessa costituisce il nucleo ferromagnetico del sensore LVDT, e scorre (sospesa su molle o altri elementi elastici) all'interno di un canale, attorno al quale sono avvolte le bobine destinate alla rilevazione della posizione della massa. Un apposito circuito rileva la posizione del nucleo rispetto alle bobine e genera un segnale elettrico proporzionale allo spostamento rispetto alla posizione di riposo.

- **Accelerometro capacitivo**

L'accelerometro capacitivo sfrutta, come principio per la rilevazione dello spostamento della massa, la variazione della capacità elettrica di un condensatore al variare della distanza tra le sue armature. In questi accelerometri, la massa (realizzata con materiale conduttivo) costituisce un'armatura, mentre l'altra è realizzata sulla struttura fissa del dispositivo, nell'immediata prossimità della massa. La massa viene sospesa su un elemento elastico relativamente rigido (tipicamente una membrana). Un apposito circuito rileva la capacità del condensatore così realizzato e genera un segnale elettrico proporzionale alla posizione della massa.

- Accelerometro piezoelettrico

L'accelerometro piezoelettrico sfrutta, come principio per la rilevazione dello spostamento della massa, il segnale elettrico generato da un cristallo piezoelettrico quando è sottoposto ad una compressione. In questi accelerometri la massa viene sospesa sul cristallo piezoelettrico, che, in questo caso, costituisce sia il sensore, che l'elemento elastico. In presenza di un'accelerazione la massa (che presenta una certa inerzia) comprime il cristallo, il quale genera un segnale elettrico proporzionale alla compressione.

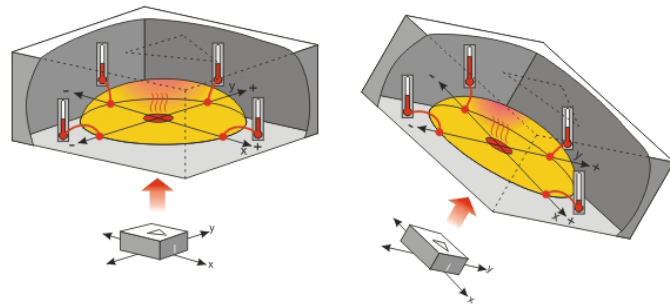


Figura 54 - Funzionamento di un accelerometro

Visto che l'elemento elastico è un cristallo, le caratteristiche di questi dispositivi sono peculiari:

- presentano una sensibilità relativamente bassa;
- possono rilevare accelerazioni elevatissime senza danneggiarsi (anche 1000 g);
- non possono rilevare accelerazioni statiche.

Una considerazione di particolare rilievo sta nel fatto che i cristalli generalmente impiegati nella costruzione dell'elemento elastico hanno un elevatissimo valore della costante elastica, il che ha una profonda influenza sull'equazione differenziale che governa il fenomeno vibratorio che coinvolge il sistema strumento.

L'ultima caratteristica è da rimarcare: come detto, il cristallo genera un segnale elettrico proporzionale alla compressione, ma se la compressione sul cristallo permane, il segnale generato tende a dissiparsi dopo un breve periodo. In conseguenza di questo fenomeno, detto leakage, questi accelerometri non sono in grado di rilevare un'accelerazione quasistatica: dopo qualche secondo dall'applicazione di una tale accelerazione, il segnale prima si "congela" e poi si dissipa, e in uscita non sarà presente alcun segnale. Ciò è dovuto all'elevata resistenza dell'accelerometro o, eventualmente, anche ad una errata impostazione della frequenza limite inferiore sul preamplificatore. Questi accelerometri trovano impiego in applicazioni dove si deve rilevare accelerazioni dinamiche come quelle che si generano nelle vibrazioni e nei shock meccanici.

- Accelerometro laser

L'accelerometro laser è un tipo particolare d'accelerometro, usato quando è necessario effettuare misure estremamente precise, non ottenibili con altri tipi di strumenti. Il principio

di funzionamento è concettualmente differente rispetto a quelli sopra esposti, e si basa sul principio fisico che l'accelerazione è una derivata della velocità nel tempo. In questo dispositivo un interferometro laser misura istante per istante lo spostamento dell'oggetto in moto, un computer ad esso collegato effettua la derivata seconda rispetto al tempo, ottenendo così direttamente il valore d'accelerazione. I problemi di questi dispositivi è che sono costosi, piuttosto ingombranti, richiedono che l'interferometro sia montato a terra (o su un luogo da considerarsi fisso) e il laser deve essere costantemente puntato verso l'oggetto in moto.

- **Gravitometro**

Il gravitometro è un tipo particolare d'accelerometro realizzato appositamente per misurare l'accelerazione di gravità. Secondo il principio d'equivalenza della relatività generale, gli effetti della gravità e dell'accelerazione sono gli stessi, perciò un accelerometro non può fare distinzione tra le due cause. Come gravitometri si possono usare delle versioni migliorate di accelerometri per misure statiche, in cui sono state particolarmente curate le caratteristiche di sensibilità, di precisione e di stabilità. Infatti, in questa applicazione, necessita rilevare variazioni d'accelerazione estremamente ridotte. Dove, a fini scientifici, è necessario effettuare misure estremamente precise, si ricorre ad uno strumento che lavora con lo stesso principio dell'accelerometro laser: in questo caso, si rileva l'accelerazione della caduta di un grave in una camera sottovuoto, usando un interferometro laser per misurare lo spostamento, e un orologio atomico per misurare il tempo di caduta. La rilevazione dell'accelerazione gravitazionale, oltre ad avere interesse in campo scientifico (specie in fisica e in geologia), è una pratica dell'industria estrattiva (specie per la ricerca di giacimenti petroliferi).

### *Banda passante*

Gli accelerometri possono essere divisi in due grandi categorie:

- per misure di accelerazione statica;
- per misure di accelerazione dinamica.

Alla prima categoria appartengono gli strumenti che presentano una banda passante con una caratteristica passa basso, mentre alla seconda appartengono gli strumenti che presentano una caratteristica passa banda.

Gli accelerometri per misure di accelerazione statica sono in grado di rilevare dalle accelerazioni continue e statiche (grandezza d'ingresso con frequenza a 0 Hz) fino ad accelerazioni che variano con frequenze basse (normalmente fino a 500 Hz). Questa caratteristica è tipica degli accelerometri realizzati con il principio estensimetrico, LVDT o capacitivi. Esempi d'applicazione per questi strumenti sono misure d'accelerazione gravitazionale, d'accelerazione centrifuga, di un veicolo in movimento, nella guida inerziale.



Gli accelerometri per misure di accelerazione dinamica sono dei dispositivi che non sono in grado di rilevare accelerazioni statiche (ad esempio l'accelerazione gravitazionale), ma sono in grado di rilevare le accelerazioni che variano nel tempo, ad esempio quelle generate da oggetti che vibrano o quelle che si generano negli urti. La banda passante di questi strumenti può andare da qualche Hz a 50 kHz. Tipici accelerometri di questo tipo sono quelli realizzati con tecnologia piezoelettrica.

### *Condizionatori di segnale integrati*

Il progresso della miniaturizzazione elettronica, ha permesso di integrare all'interno del contenitore di diversi accelerometri i relativi condizionatori di segnale. Questi circuiti possono servire ad alimentare correttamente i sensori, oppure ad amplificare, filtrare e linearizzare il segnale d'uscita. L'integrazione di questi circuiti ha semplificato l'uso degli accelerometri, che possono essere efficacemente usati in una più vasta gamma di applicazioni in modo semplice ed economico.

### *Utilizzo degli accelerometri nella vita quotidiana*

Se fino a pochi anni fa gli accelerometri erano destinati ad usi scientifici, militari o civili "speciali", oggi con l'evoluzione dell'elettronica, la riduzione dei costi e lo sviluppo delle applicazioni, gli accelerometri vengono utilizzati sempre più su oggetti d'uso comune.

Alcuni accelerometri miniaturizzati (utilizzati come inclinometri) si ritrovano in apparecchi portatili allo scopo di ruotare automaticamente l'orientamento della visualizzazione sul display (da portrait a landscape), a seconda se il device è posto in orizzontale o verticale. La medesima tecnologia è a bordo dei gamepad di alcune console giochi, permettendo, con la sola inclinazione dei medesimi, di comandare lo svolgimento dei giochi. Esempio, nella piattaforma Wii della Nintendo, l'uso di accelerometri nei telecomandi, permette un'interattività molto superiore alla concorrenza. Un'altra applicazione sempre più comune, è quella utilizzata per la rilevazione dell'accelerazione laterale nei veicoli, allo scopo di controllare le sbandate azionando opportunamente il sistema di frenatura.

#### **1.4.2 Cella di carico**

Una cella di carico è un componente elettronico usato per convertire una forza in un segnale elettrico. L'applicazione più comune è nei sistemi di pesatura elettronici e nella misura di sforzi meccanici di compressione e trazione. Questo componente è generalmente costituito da un corpo metallico elastico a cui vengono applicati uno o più estensimetri che convertono un



Figura 55 - Cella di carico

allungamento o una compressione in una variazione di resistenza elettrica. Per amplificare l'entità del segnale la scelta più comune è quella di usare quattro estensimetri collegati tra di loro in una configurazione a ponte di Wheatstone (ma si possono usare anche da uno o due soli estensimetri). Il segnale elettrico ottenuto (differenziale) è normalmente dell'ordine di pochi millivolt e richiede un'ulteriore amplificazione con un amplificatore da strumentazione prima di essere utilizzato. Il segnale è poi elaborato mediante un algoritmo per calcolare la forza applicata al trasduttore.

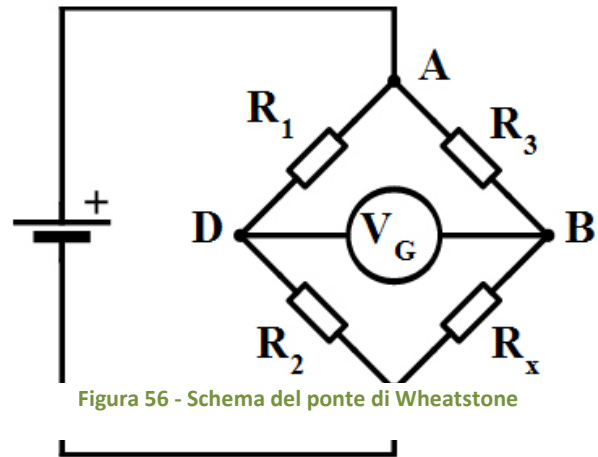
### *Ponte di Wheatstone*

Il ponte di Wheatstone è un dispositivo elettrico inventato da Samuel Hunter Christie e perfezionato da Charles Wheatstone che permette di misurare in modo preciso il valore di una resistenza elettrica. Si compone di un generatore di tensione che alimenta due rami resistivi posti in parallelo: il primo è composto da un resistore campione in serie a una cassetta di resistori (resistenza variabile tramite opportune manopole) di elevata precisione; il secondo ramo è invece composto da un resistore campione in serie alla resistenza incognita. Si pone quindi un galvanometro a zero centrale, eventualmente protetto da un deviatore di corrente in parallelo, tra i due resistori del primo ramo e i due del secondo ramo. Alimentando quindi il circuito, si noterà che il galvanometro segnala il passaggio di una corrente. Variando il valore della cassetta di resistenze (equilibrando quindi il ponte) fino a azzerare la corrente passante per il galvanometro, si otterrà l'esatto valore di resistenza elettrica del resistore incognito.

Il galvanometro ha il pregio di essere estremamente sensibile (correnti dell'ordine del  $\mu\text{A}$ ) ma è estremamente delicato e costoso. Si può sostituirlo con un voltmetro, sempre a zero centrale, purché quest'ultimo possa rilevare tensioni dell'ordine dei decimi di mV. La strumentazione deve essere a zero centrale in quanto uno strumento a scala semplice non può misurare valori negativi (corrente o tensione inverse rispetto alla polarità dello strumento) e, nel caso di uno squilibrio del ponte opposto rispetto i poli dello strumento, si danneggerebbe irrimediabilmente. La cassetta di resistori ed il resistore campione può essere sostituita da un potenziometro graduato.

### Funzionamento

$R_1$  e  $R_3$  sono resistori di valore fisso e noto, mentre il resistore  $R_2$  è variabile. Se la relazione dei due resistori del lato conosciuto ( $R_2/(R_2+R_1)$ ) è uguale alla relazione degli altri due resistori del lato non noto ( $R_x/(R_x+R_3)$ ), la differenza di potenziale elettrico tra i due punti intermedi sarà nulla e pertanto non circolerà nessuna corrente elettrica fra questi due punti. Per effettuare la misura si fa variare il resistore  $R_2$  fino ad ottenere il punto di equilibrio. Il controllo della corrente nulla si può realizzare con gran precisione mediante il galvanometro G. La direzione della corrente, in condizione di non equilibrio, indica se  $R_2$  è troppo alta o troppo bassa. Il valore della forza elettromotrice (E) del generatore è ininfluente per la determinazione del valore della misura.



Quando il ponte è costruito in modo che  $R_1$  è uguale a  $R_3$ ,  $R_x$  risulta uguale a  $R_2$  solamente in condizione di equilibrio.

Nello stesso modo, in condizione di equilibrio, è sempre vero che :

$$R_x = \frac{R_2 \times R_3}{R_1}$$

Se i valori di  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  si conoscono con molta precisione, il valore di  $R_x$  può essere determinato con simile precisione. Piccoli cambi nel valore di  $R_x$  romperanno l'equilibrio e saranno chiaramente identificati dall'indicazione del galvanometro.

In modo alternativo, se i valori di  $R_1$ ,  $R_2$  e  $R_3$  sono noti e  $R_2$  non è variabile, la corrente elettrica che passa attraverso il galvanometro può essere utilizzata per calcolare il valore di  $R_x$  essendo questo procedimento più rapido che quello di portare a zero la corrente elettrica attraverso lo strumento di misura.

Se  $R_1$  e  $R_2$  vengono sostituite con un potenziometro a filo avvolto (con contatto strisciante), il ponte viene detto ponte a filo.

## Capitolo 2 - Dal brief al concept

### 2.1 Quadro di riferimento

Negli ultimi 10-15 anni, i robot sono diventati sempre più comuni negli ambienti non-industriali, come case private, ospedali e aree di servizio. Questi robot sono spesso chiamati "human-centered" o "human-friendly" a causa della stretta interazione tra il sistema di manipolazione robotica e l'essere umano [Heinzmann J., Zelinsky J.; 1999]. Questa stretta interazione può includere la condivisione senza contatto di un lavoro comune o un diretto contatto fisico tra uomo e macchina.

Nel confronto con i parametri tradizionali di performance con robot industriali in ambienti strutturati, l'interazione "human-friendly" implica una serie completamente diversa di requisiti per la misurazione delle performances [Zinn M., Roth B. et al; 2004]. Tali requisiti comprendono la sicurezza, la flessibilità, il rispetto meccanico, la mitezza, la capacità di adattamento verso l'utente, la facilità d'uso, le capacità comunicative e anche l'aspetto del comportamento dell'umano nei confronti della macchina.

Diversi gruppi studio credono che questi robot debbano essere autonomi, facili da usare e in grado di fornire un elevato livello di comfort, funzionalità e di piacere [Bien Z.Z., Stefanov D.; 2004].

L'incorporazione e l'ideazione di particolari strategie di controllo incentrate sull'utente è molto impegnativa in quanto l'utente umano e il robot sono in diretto contatto. In molte applicazioni, l'obiettivo del robot è quello di rilevare le intenzioni di movimento dell'utente e di seguirlo, piuttosto che imporre un movimento predefinito per l'utente. Altri ricercatori hanno introdotto metodi di controllo adattativo, il quale regola il comportamento del robot a quello dell'utente e, quindi, rendono lo più flessibile e più facile da usare ma con componenti tecniche più complicate [Jezernik S., Colombo G., Morari M.; 2004].

L'applicazione dei robot incentrata sull'uomo in riabilitazione non è nuova. Bien e Stefanov definiscono i robot di riabilitazione incentrati sull'uomo come quegli oggetti che svolgono le loro funzioni senza disturbare l'utente, non provocando alcun dolore, fastidio, o di restrizione di movimento [Kawarazaki N, Hoya I; 2004]. Tuttavia, nel settore della riabilitazione, le applicazioni robot più centrate sugli esseri umani sono limitate alle funzioni



Figura 57 - RIBA (Robot for Interactive Body Assistance)

di assistenza domestica dei soggetti costretti a letto o degli anziani [Mokhtari M., Feki M.A., et al.; 2004].

## 2.2 Benchmarking

Il benchmarking è un'analisi fatta su prodotti simili utilizzando uguali parametri, al fine di valutare aspetti e caratteristiche di un intero insieme merceologico. In questo caso lo studio verrà effettuato sugli esoscheletri precedentemente illustrati.

	Sistema di controllo & Movimento	Portabilità	Uso terapeutico	Vestibilità	Comfort	Prezzo
<b>Lokomat</b>	Predefinito e automatico	No	Si	Serve aiuto esperto	Accettabile	30/50.000€
<b>MGT</b>	Predefinito e automatico	No	Si	Serve aiuto esperto	Basso	---
<b>AutoAmbulator</b>	Predefinito + EMG	No	Si	Serve aiuto esperto	Accettabile	---
<b>Powered Lower Limb Orthosis</b>	Predefinito (manuale o automatico)	Si (limitato)	Sperimentale	Serve aiuto esperto	Buono	---
<b>RoboKnee</b>	Algoritmo + Sensori	Si	No	Da solo (con difficoltà)	Basso	---
<b>Bodyweight Support Assist</b>	Algoritmo Capacitivo	Si	Sperimentale	Da solo (facilmente)	Buono	---
<b>Powered Prosthetic Knee</b>	Algoritmo + Sensori	Si	No (protesi)	Da solo	---	---
<b>HAL</b>	EMG + PSA	Si	Sperimentale	Serve aiuto	Ottimo	€ 13.000
<b>ReWalk</b>	Predefinito	Si	Si	Serve aiuto	Accettabile	€ 15.000
<b>ExoHiker</b>	Algoritmo Capacitivo	Si	Uso militare	Da solo (facilmente)	Ottimo	---
<b>ExoClimber</b>	Algoritmo Capacitivo	Si	Sperimentale	Da solo (facilmente)	Ottimo	---
<b>HULC</b>	Algoritmo Capacitivo	Si	Uso militare	Da solo (facilmente)	Ottimo	---
<b>Lucy</b>	Algoritmi + Sensori	Si	No	---	---	---
<b>BigDog</b>	Predefinito	Si	No	---	---	---

Tabella 2 - Benchmarking

Da questa tabella si può andare a creare una mappa di posizionamento dei vari prodotti:

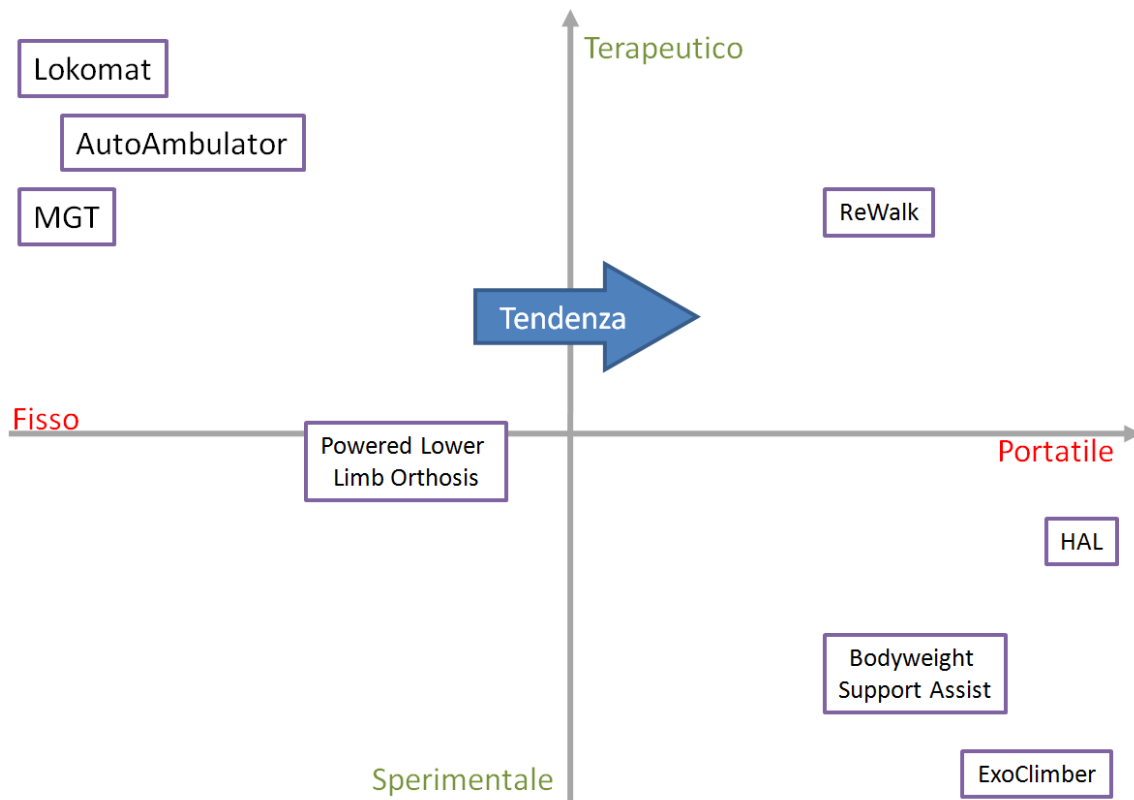


Grafico 4 - Mappa di posizionamento

Come si vede dal grafico, vi è una tendenza a rendere gli esoscheletri riabilitativi non vincolati ad una struttura, come era in precedenza con Locomat, AutoAmbulator e l'MGT.

### 2.3 Brief

Dalle ricerche svolte è nata l'esigenza di un esoscheletro portatile, non più, quindi, vincolato al centro riabilitativo o alla palestra, il cui scopo principale sia quello di fornire terapie in contesti rurali o comunque distanti dai centri di riabilitazione e, soprattutto, senza la presenza diretta di un terapista; cercando di prolungare l'attività riabilitativa anche quando il paziente si trova tra le mura domestiche [Taub, E., Uswatte, G; 2000]. Tale esoscheletro dovrà essere in grado di supportare un paziente, garantendogli sempre un alto margine di sicurezza. Questo esoscheletro dovrebbe sostituire la sedia a rotelle per diverse ore al giorno, il che consentirebbe ai pazienti che non possono camminare di riconquistare un certo grado di mobilità e, inoltre, di ritardare l'insorgenza di una vasta gamma di disabilità secondarie proprio derivanti da un lungo utilizzo della sedia a rotelle [Lotze M, Braun C; 2003]. Per offrire la massima vestibilità, l'esoscheletro non dovrà essere collegato direttamente al sistema nervoso del paziente; l'impulso per la movimentazione dovrà essere imposto solo dall'algoritmo utilizzato. In altre parole, il paziente non dovrà indossare ne guaine ne elettrodi che siano in grado di captare i segnali elettromiografici passanti per i muscoli [Jezernik S, Colombo G, Morari M.; 2004]. Visto e considerato che gli attuali macchinari utilizzati in ambito fisioterapico non adattano il loro movimento agli sforzi

muscolari del paziente si dovrà cercare di migliorare il circuito di feed-back tra uomo e macchina; dotando l'esoscheletro di sensori e strumentazioni adatte [Riener R., Lünenburger L., Colombo G.; 2005]. Dovrà essere anche in grado di registrare i progressi dell'utente, in modo da poter fornire un quadro più completo al terapeuta di turno [C.A. Avizzano, A. Frisoli, M. Bergamasco; 2008].

Riassumendo, i punti chiave che dovranno essere rispettati nella fase progettuale dovranno essere: leggerezza; prezzo abbordabile; vestibilità, ovviamente legata al comfort dell'utente; sicurezza e "dialogo" tra paziente e esoscheletro.

Come detto in precedenza, le tecniche di terapia che richiedono la partecipazione di un esperto o che incorporano la manipolazione manuale degli arti del paziente hanno spesso dei prezzi inaccessibili; questo fa sì che la terapia venga interrotta o che, addirittura, non cominci. La corretta progettazione e il successivo utilizzo di un esoscheletro "domestico" potrebbe dunque condurre alla coniugazione di benefici economici e sociali [Surdilovic D, Bernhardt R; 2004].

## 2.4 Percorso progettuale

Lungo tutto il percorso progettuale si è cercato di affrontare solo una problematica alla volta, andando man mano ad aggiungere le altre caratteristiche presentate nel brief.

Si è cominciato quindi ad affrontare il problema della leggerezza, andando ad esaminare tutte le componenti presenti nei vari esoscheletri analizzati, andando ad identificare e dividere il tutto tra elementi di supporto, di movimentazione, di analisi (come i sensori e gli elettrodi) e di copertura. Questo studio preliminare ha portato alla creazione di un esoscheletro con scocca autoportante. L'appoggio plantare e l'alloggiamento lombare non erano ancora stati studiati. La movimentazione era possibile grazie a due attuatori lineari pneumatici, posti in concomitanza con le articolazioni delle ginocchia, e a quattro motori elettrici dotati di epicicloidale a vite senza fine, posizionati a livello delle anche e delle caviglie. Le batterie per l'alimentazione dell'intero esoscheletro erano state alloggiare all'interno della struttura tubolare, in modo da non andare ad appesantire l'utente con zaini o contenitori per i gruppi di alimentazione.



Figura 58 - Concept v.1

Tenendo come punto di partenza i concetti acquisiti con lo studio del primo concept, si è proseguito con lo studio sull'adattabilità, da parte dell'esoscheletro, all'utente umano.

Questo modello ha la possibilità di estendere la sua "ossatura" per un totale di 200mm grazie all'utilizzo di una binda a cremagliera, azionata a mano tramite una regolazione a vite infinita posta sul retro di ogni "osso". La binda è una macchina azionata a mano, che serve per il sollevamento a modesta altezza dei carichi rilevanti, dell'ordine delle tonnellate; quindi perfettamente compatibile con i carichi che dovrebbe supportare la struttura. La movimentazione dell'esoscheletro è affidata a tre coppie di

attuatori lineari pneumatici, posizionati all'articolazione della caviglia, del ginocchio e utilizzati anche per i movimenti di abduzione e adduzione delle anche. I movimenti di flessione-estensione, invece, sono sempre affidati ad una coppia di motori elettrici con epicicloidale a vite senza fine.

Finora si erano valutati solo gli aspetti tecnici e meccanici per la creazione dell'esoscheletro, valutando i costi di fabbricazione, assemblaggio e cercando di semplificare ogni singolo pezzo. Introducendo il concetto della vestibilità si sono dovute operare delle modifiche sostanziali alla struttura.

L'allungamento delle membra dell'esoscheletro è ora governato da degli attuatori lineari pneumatici; questi, affiancati da un controller elettronico, dovrebbero consentire un più facile utilizzo e una gestione dell'allungamento migliore rispetto ad un sistema meccanico come quello utilizzato precedentemente. Le parti flottanti sono collegate tra di loro da dei manicotti in gomma elastica; i parti in blu dell'immagine a fianco. Sono stati introdotti ai lati della struttura dei cuscini in



Figura 59 - Concept v.2



Figura 60 - Concept v.3



schiuma poliuretana, rivestiti con un tessuto traspirante, al fine di aumentare il comfort dell'utente. Quest'ultimo è vincolato all'esoscheletro grazie a delle fasce di velcro che cingono la vita, le ginocchia e i piedi. Come nel modello precedente, la movimentazione dell'esoscheletro è data da tre coppie di attuatori lineari pneumatici e da due motori elettrici con epicicloidale a vite senza fine.

I gruppi di alimentazione sono posti nello schienale dell'esoscheletro, assieme ad un meccanismo che consente di allargare la struttura di 80mm; portando il bacino di utenza per questo esoscheletro a persone con altezze comprese tra i 150cm e i 190cm.

Cercando di aumentare la vestibilità dell'esoscheletro, si è optato per rendere ogni suo arto separabile. In questo concept, infatti, ogni singolo "osso" è separabile dall'altro grazie all'utilizzo di agganci a baionetta, per separare il femore dalla tibia e dal piede, e ad agganci rapidi (di derivazione ciclistica) per separare il femore dall'anca. Il concept rappresentato in "Figura 61" rappresenta il modello con una gamba coperta, mentre l'altra è priva di scocche. La movimentazione delle gambe è garantita dall'uso di motori elettrici, dotati di epicicloidale, posti in tutti i punti adiacenti alle articolazioni delle gambe del paziente. Il movimento di abduzione e adduzione dell'anca è controllato, invece, da una coppia di attuatori lineari pneumatici; montati su una cremagliera capace di estendere l'apertura delle "anche" per un totale di 80mm, in modo da poter accogliere anche persone con un girovita superiore a quello standard.

L'allungamento della struttura è ottenuto tramite l'utilizzo di Gearbox, combinato con dei cuscinetti a ricircolo di rulli, i quali evitano un accidentale cambio di lunghezza delle membra. Questi Gearbox, infatti, accettano il movimento solo e unicamente se proveniente dall'albero corto, ovvero quello su cui si agisce inserendo una chiave a brugola nell'apposito innesto. Le batterie sono state dislocate nelle prossimità degli utilizzatori (motori e attuatori lineari pneumatici), in modo da non dover avere cavi da



Figura 61 - Concept v.4

collegare tra i vari arti per trasmettere l'energia elettrica. La coordinazione dei movimenti è garantita da un processore posto nello schienale dell'esoscheletro, a cui si collegano tutti i sensori dislocati in esso tramite una rete Bluetooth. Il collegamento wireless consente anche al fisioterapista di poter controllare ed eventualmente registrare i progressi del paziente.

L'intera ossatura dell'esoscheletro era fatta in alluminio, in quanto il peso della struttura non dovrebbe superare i 20Kg; la scocca interamente fatta in ABS. Come si può vedere nel "Grafico 5" il quantitativo di alluminio utilizzato è inferiore ai 2Kg; le batterie introdotte hanno un peso totale di 1.2Kg; i Gearbox, completi di vite in acciaio e blocco di sicurezza, hanno un peso complessivo di 5Kg; il complesso delle anche non supera i 4Kg mentre i motori, ovvero i

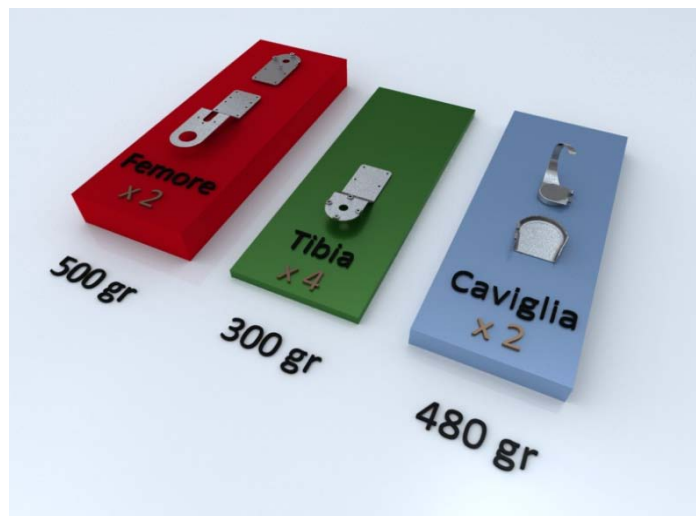


Grafico 5 - Peso degli arti

maggiori responsabili del peso dell'esoscheletro assieme e ai Gearbox, raggiungono un peso complessivo di 6Kg. Il peso totale dell'esoscheletro risulterebbe essere di 18.2Kg, ai quali si dovrebbe ancora aggiungere il peso della scocca (di circa ad 700g) e di tutta la viteria.

Per quanto tutti i pezzi siano stati ottimizzati, il peso totale risulta essere molto elevato e troppo vicino al limite imposto. Anche se l'approccio progettuale era corretto, si è optato per un'ulteriore semplificazione dell'esoscheletro, andando a semplificare ulteriormente i componenti e i meccanismi, al fine di abbassare il peso della struttura.

# Parte terza - Progetto

---

## 1.1 Progetto

Mantenendo fisso il concetto dell'esoscheletro scomponibile, si è provato a ridurre il peso dell'intera struttura, operando modifiche al meccanismo di regolazione della lunghezza degli arti e alla movimentazione stessa.

### 1.1.1 Gradi di libertà

Osservando i vari esoscheletri, presenti ad oggi sul mercato, si è notato che solamente HAL e ReWalk hanno il movimento assistito anche alla caviglia (ovvero un motore che offre un aiuto nel caso il paziente non riesca a movimentare autonomamente l'arto). Questi due modelli hanno motori studiati e sviluppati apposta per queste applicazioni; i ricercatori sono infatti riusciti ad ottenere motori aventi dimensioni molto ridotte e coppia elevata, ben sopra gli standard commerciali. Per il progetto sviluppato in questa tesi, si era invece deciso di procedere utilizzando prodotti esistenti in commercio, dovendo sempre tenere presente, e limitare, i costi di sviluppo e produzione dell'esoscheletro. Per questo motivo si è pensato di escludere il controllo di movimentazione alla caviglia, lasciandolo interamente a carico dell'utente. L'esoscheletro progettato non potrà, dunque, assistere pazienti con paresi completa alla gamba, affetti da ictus o con lesioni alla caviglia. Potrà invece essere utilizzato nelle pratiche riabilitative per interventi al ginocchio, per fratture al femore o alla tibia. Il parziale controllo, operato dall'esoscheletro al movimento delle anche (adduzione e abduzione), potrebbe consentirne l'uso anche per la rieducazione alla camminata.

In definitiva, la gamba umana ha un totale di 6 gradi di libertà, come evidenziato nella Figura 62, ovvero 3GdL per l'anca (flessione e estensione, abduzione e adduzione, rotazione longitudinale); 1GdL per il ginocchio (flessione e estensione) e 2GdL per la caviglia (flessione e estensione, rotazione). Di questi movimenti, l'esoscheletro progettato, riuscirebbe a gestirne 3 attivamente (flesso-estensione, abduzione e adduzione dell'anca, flesso-estensione del ginocchio), uno passivamente (rotazione longitudinale dell'anca, gestita tramite una molla) e lascerebbe a carico dell'utente la movimentazione della caviglia.



Figura 62 - Gradi di libertà della gamba umana

### 1.1.2 Dimensionamento dell'esoscheletro

Un'ulteriore analisi sugli esoscheletri esistenti ha evidenziato come, per ogni modello prodotto, ci siano almeno 3 "taglie". Non esiste difatti un esoscheletro capace di adattarsi ad un utente alto 150cm e ad un altro alto 190cm. Questi 40cm sono coperti da almeno 3 modelli, che si differenziano per la lunghezza degli arti, mantenendo invariati i meccanismi di movimento e di controllo. Ad esempio, per il Bodyweight Support Assist (il prototipo della Honda) le taglie sono Small (dai 155cm ai 165cm); Medium (dai 165cm ai 175cm) e Large

(dai 175cm ai 185cm). I modelli della Lockheed Martin Corporation e della Berkeley Bionics, essendo ad uso militare, sono invece standardizzati per un utente con un'altezza compresa tra i 180cm e i 190cm.

Una sfida di questo progetto è stata dunque cercare di ovviare al problema dell'altezza dell'utente, provando a creare un esoscheletro capace di adattarsi a tutto il bacino di utenza, senza dover per forza munirsi di più taglie. Per il dimensionamento dei vari arti ci si è basati su uno studio svolto dalla Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (Brasile), dove viene messa in rapporto l'altezza di una persona con la lunghezza di ogni singola giuntura del corpo. Questo fa sì di avere un valore unificato e indistinto

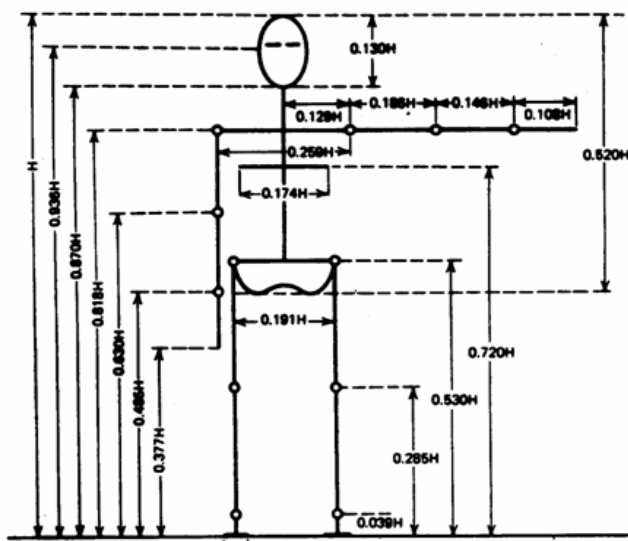


Figura 63 - Rapporto tra altezza e lunghezza arti

sia che ci si rivolga ad un utente di sesso maschile che ad uno di sesso femminile. Il rapporto parte dunque dall'altezza complessiva del paziente (H), moltiplicato per una K prestabilita a seconda dell'arto che si vuole misurare. Ad esempio, se voglio sapere la larghezza del bacino per un utente alto 180cm, otterrò:

$$L = H \cdot K$$

$$L = 180\text{cm} \cdot 0.191$$

$$L = 34.38\text{cm} \rightarrow 35\text{cm}$$

Tutte le misure effettuate sono state arrotondate per eccesso, in modo da avere un margine di sicurezza migliore. Effettuando quindi questi calcoli, è risultato che, comparando rispettivamente un paziente alto 150cm con uno alto 190cm, la distanza da terra tra le varie giunture è pari a:

Giunto	Altezza da terra		Differenza
Anca	795 mm	1007 mm	212 mm
Ginocchio	428 mm	542 mm	114 mm
Caviglia	59 mm	74 mm	16 mm

Tabella 3 - Altezza da terra delle giunture

Quindi, la distanza tra una giuntura e l'altra risulta essere:

Distanza tra giunture			Differenza
Anca - Ginocchio	368 mm	466 mm	98 mm
Anca - Caviglia	737 mm	933 mm	196 mm
Ginocchio - Caviglia	369 mm	467 mm	98 mm

Tabella 4 - Lunghezza e distanza delle giunture

Infine, la distanza che intercorre tra le anche risulta essere pari a:

Dimensionamento bacino			Differenza
Bacino	287 mm	363 mm	76 mm

Tabella 5 - Dimensionamento del bacino

Ovvero 38mm per parte, considerando come asse neutro la linea passante per la colonna vertebrale e perpendicolare al suolo.

### 1.1.3 Carichi agenti sull'esoscheletro

Trovati i valori di massima relativi all'ossatura delle gambe, si è passati al calcolo fisico-meccanico delle reazioni vincolari, al fine di determinare quali sarebbero le forze massime esercitate sull'esoscheletro; ovvero quelle a cui dovrebbe resistere e che dovrebbe anche riuscire a contrastare.

Per eseguire questi calcoli si è studiato un sistema semplificato composto da due sbarre: **a**, corrispondente al femore, e **b**, corrispondente alla tibia. Come punto di giunzione tra queste due è stata posta una cerniera, che agisce da ginocchio. Al posto della caviglia è stato imposto un vincolo a pattino, in modo da avere una reazione vincolare solo nella direzione di applicazione della forza.

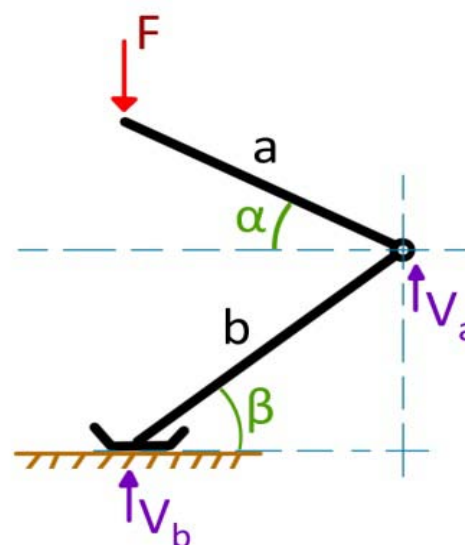


Grafico 6 - Reazioni vincolari

Per lo studio ci si è basati sulla posizione in cui la gamba è maggiormente soggetta allo sforzo, ovvero la posizione denominata "sciatore" [Coco M., Perciavalle V.;2009]. In questa posizione l'angolo denominato  $\alpha$  ha un valore pari a zero, mentre l'angolo denominato  $\beta$  è pari a  $60^\circ$ .

Considerando che il valore di **a** è pari a 0.466m e che il valore di **b** è pari a 0.467m (considerando il caso di un utente alto 190cm) otterrò che, con una forza **F** applicata pari a 150Kg, il valore delle reazioni vincolari sarà di:

$$V_a = 69Nm$$

$$V_b = 28Nm$$

Questi due valori equivalgono alla coppia agente sull'articolazione della caviglia e del ginocchio; il motore che dovrà essere installato nell'esoscheletro dovrà avere una coppia uguale o superiore a 69Nm.

### 1.1.4 Scelta dei materiali

Dai calcoli effettuati per la scelta del materiale è emerso come l'alluminio sia un ottimo candidato per la creazione dell'esoscheletro; questo grazie alla sua leggerezza.

	Denominazione lega	Densità	Carico di rottura	Carico di snervamento	Modulo elastico
Alluminio	2024-T3	2.780 kg/m <sup>3</sup>	483 MPa	345 MPa	73.100 MPa
	2090-T3	2.590 kg/m <sup>3</sup>	320 MPa	210 MPa	76.000 MPa
	6061-O	2.700 kg/m <sup>3</sup>	124 MPa	55,2 MPa	68.900 MPa
	7075-T6	2.810 kg/m <sup>3</sup>	572 MPa	503 MPa	71.700 MPa
	7175-T66	2.800 kg/m <sup>3</sup>	590 MPa	520 MPa	72.000 MPa
Acciaio	Mar.aging tipico	8.000 kg/m <sup>3</sup>	1.200 MPa	800 MPa	200.000 MPa
	Basso carbonio	7.850 kg/m <sup>3</sup>	700 MPa	400 MPa	199.000 MPa
	Alto carbonio, temprato e rinvenuto	7.800 kg/m <sup>3</sup>	1.700 MPa	1.500 MPa	205.000 MPa
Titanio	Ti-6Al-4Va	4.400 kg/m <sup>3</sup>	1.200 MPa	1.100 MPa	114.000 MPa

Tabella 6 - Descrizione leghe metalliche

Sebbene il titanio abbia carichi molto più elevati, il suo costo lo rende proibitivo per il progetto; anche l'acciaio, pur avendo ottime proprietà, ha come discriminante il peso elevato.

La denominazione delle leghe di alluminio varia a seconda del grado di purezza e della tipologia di lavorazione:

- *gruppo 1000 (Alluminio)*: individua l'alluminio puro con un minimo del 99% di contenuto in peso. Sono possibili trattamenti per incrudimento per migliorare le caratteristiche di resistenza a scapito della duttilità e ottenendo un aumento della durezza. Nonostante la notevole affinità con l'ossigeno l'alluminio puro possiede una

buona resistenza alla corrosione grazie alla formazione di uno strato superficiale compatto di ossido protettivo.

- *gruppo 2000 (leghe Al - rame)* dette *Avional* o *Duralluminio*: possono essere sottoposte al trattamento termico di indurimento per precipitazione in grado di migliorare le proprietà meccaniche di resistenza. In precedenza venivano chiamate duralluminio. Sono tra le più comuni leghe per uso aerospaziale, soprattutto ove è richiesta buona o ottima resistenza a fatica.
- *gruppo 3000 (leghe Al - manganese)*: possono essere lavorate per incrudimento. Usate per utensileria da cucina, recipienti e tubi in pressione.
- *gruppo 4000 (leghe Al - silicio)*: leghe da fonderia. Tra queste la più importante prende il nome di silumin.
- *gruppo 5000 (leghe Al - magnesio)* dette *Peraluman*: Trattabili con lavorazioni di deformazione a freddo per aumentarne la durezza. Unitamente a una buona resistenza alla corrosione, mostrando doti di buona lavorabilità. Si utilizzano ad esempio in serbatoi per carburante, o rivetti esposti ad ambiente particolarmente corrosivo.
- *gruppo 6000 (leghe Al – silicio e magnesio)* dette *Anticorodal*: hanno un'ottima lavorabilità con le macchine utensili e possono essere sottoposte al trattamento termico di indurimento per precipitazione, ma non si possono ottenere le caratteristiche che le leghe dei gruppi 2000 e 7000 possono raggiungere. Sono leghe con buona saldabilità, e dunque vengono usate nel campo navale, ferroviario, o per la costruzione di telai per biciclette e nella costruzione di infissi di alluminio.
- *gruppo 7000 (leghe Al – zinco e magnesio)* dette *ergal*: sono le leghe molto utilizzate in campo aerospaziale, nelle applicazioni strutturali di forza e sono in grado di raggiungere le migliori caratteristiche meccaniche tra tutte le leghe di alluminio.
- *gruppo 8000 (leghe miste)*: tra queste importanti sono le leghe Al-Li (come la 8090), di minor densità (2,5 - 2,6 g/cm<sup>3</sup> in base alla percentuale di litio presente in lega), molto resistenti a fatica, mantengono una buona resistenza statica anche dopo danneggiamento da impatto, e rimangono molto tenaci anche a bassa temperatura.

[William D., Callister Jr; 1999]

Per questo progetto si ipotizza l'uso di una lega 6000 che, come già detto in precedenza, presenta un'ottima lavorabilità con le macchine utensili e con una buona saldabilità. Inoltre, il carico di snervamento del materiale risulta perfettamente compatibile con i carichi massimi agenti nell'esoscheletro.



Figura 64 - Lingotti di alluminio



La scocca dell'esoscheletro, invece, verrebbe realizzata in Zamak, un'altra lega metallica, questo sia per fini estetici che per questioni relative all'ambito di utilizzo che verrà fatto dell'esoscheletro. Da un'indagine statistica, svolta dal centro Eurosanità di Roma, è emerso come l'utilizzo della plastica su attrezzature riabilitative, o comunque da palestra, porti ad una perdita di



Figura 65 - Lingotti di Zama

credibilità da parte del mezzo nei confronti dell'utente. I pazienti tendono a non fidarsi di un attrezzo ricoperto da scocche in plastica in quanto temono che *“non possa essere abbastanza solido per il trattamento che si va a svolgere”* o che *“possa rompersi con l'utilizzo”*. Ovviamente la scocca sarebbe fatta in pressofusione, lavorazione a cui le leghe di zama si prestano molto bene. L'utilizzo di questo materiale nella pressofusione presenta svariati vantaggi:

- ha un'elevata resistenza agli urti, all'usura ed alla corrosione; offrendo maggior resistenza all'urto e all'usura rispetto agli articoli prodotti con alcune altre leghe oppure realizzati in plastica, avendo la zama una durezza paragonabile a quella della ghisa o dell'ottone. Inoltre la resistenza alla corrosione, di per se molto buona, viene incrementata ulteriormente se gli articoli in zama subiscono un processo di finitura galvanica quale ad esempio zincatura, cromatura, nichelatura, satinatura;
- dispone di una grande versatilità nella finitura degli articoli; l'elevata precisione degli articoli pressofusi in zama semplifica i processi di verniciatura e satinatura, oppure di lucidatura e cromatura, od addirittura argentatura o doratura;
- alta precisione dei getti; la caratteristica duttilità della zama, assieme alla sua buona resistenza, permettono di avere una grande flessibilità nella progettazione di piccoli particolari e dettagli. Rispetto ad altre leghe utilizzate per la pressofusione, quali l'alluminio ed il magnesio, con le leghe di zinco si riesce ad ottenere tolleranze più ristrette e finiture migliori negli articoli pressofusi;
- ha un ciclo produttivo a basso impatto ambientale; infatti durante il processo di lavorazione, la ZAMA, essendo una lega di zinco, non disperde in aria o nell'ambiente sostanze che causano inquinamento. Inoltre, essendo il punto di fusione della zama a soli circa 410/420 °C, permette un notevole risparmio energetico rispetto ad altre leghe metalliche.

Ovviamente l'utilizzo di una lega metallica per la creazione della scocca al posto di una fatta interamente in plastica farà aumentare il peso del modello; ma avendo eliminato i Gearbox, rimodernato l'armatura dell'esoscheletro, ridotto il numero dei motori e delle batterie si dovrebbe comunque assistere ad una diminuzione di peso.

Indubbiamente saranno presenti, seppure in quantità limitata, parti in plastica. In questo progetto si è ipotizzato l'uso di ABS (Acrilnitrile Butadiene Stirene) riciclato, diminuendo così la voce del costo del materiale. Da un processo di riciclo di materie

prime di composizione diversa derivano materie seconde di composizione e caratteristiche diverse, ma le differenze che intercorrono tra i due stati dello stesso polimero, vergine e riciclato, sono in definitiva molto simili. È comunque un materiale rigido e tenace anche a basse temperature, molto duro, resistente alle scalfitture, con elevata resistenza all'urto, quindi ottimale per l'uso che ne verrà fatto nell'esoscheletro.

Oltre all'ottimizzazione in termini di peso, è stata svolta anche una ricerca per poter utilizzare più volte lo stesso componente all'interno dell'esoscheletro. Ogni parte viene infatti ripetuta minimo due volte all'interno dell'intero modello; questo per favorire l'ammortamento degli stampi con un conseguente calo dei costi.

### 1.1.5 Vestibilità

Come già accennato in precedenza, questo esoscheletro deve avere la possibilità di scomporsi in sette parti (blocco dell'anca, due femori, due tibie e due piedi) al fine di migliorare la vestibilità anche quando ci si rivolge a pazienti con limitate capacità di movimento. Il vantaggio offerto da questa scomposizione sta nel fatto che, l'esoscheletro, può essere posizionato attorno al paziente, senza scomodarlo o farlo spostare.

Il bloccaggio delle varie membra deve essere rapido e intuitivo; garantendo,

### CARATTERISTICHE TECNICHE

Densità	1,04 – 1,06 g/cm <sup>3</sup>
Temperatura d'esercizio	40° – 90° C
Temperatura di rammollimento	95° – 110° C
Coefficiente di espansione termica	60 – 110 1/K · 10 <sup>-6</sup>
Resistenza alla trazione	32 – 45 N/mm <sup>2</sup>
Modulo di trazione	1900 - 2700 N/mm <sup>2</sup>
Allungamento	15 - 30%
Resistenza all'urto	senza intaglio: 70 (no break) kJ/m <sup>2</sup> con intaglio: 7 - 20 kJ/m <sup>2</sup>
Assorbimento d'acqua (24 h)	0,2 – 0,45%

Tabella 7 - Caratteristiche tecniche dell'ABS riciclato

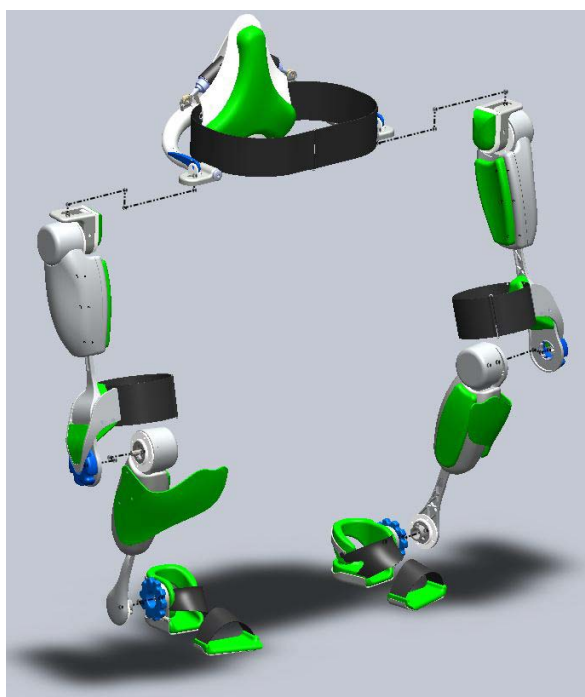


Figura 66 - Esoscheletro scomposto

ovviamente, la sicurezza e la resistenza adatta ad un apparecchio riabilitativo. Si è pensato, quindi, all'utilizzo di agganci a baionetta, molto sicuri e rapidi sia da bloccare che da sbloccare. Normalmente, questi particolari agganci, sono divisi in due parti: ovvero un connettore maschio e un connettore femmina. L'aggancio fra i due connettori si effettua rapidamente ruotando di un quarto di giro la ghiera del connettore maschio intorno a due (o più) perni, ricavati sulla ghiera del connettore femmina; l'unione così ottenuta, risulta meccanicamente molto affidabile, anche grazie all'azione della molla contenuta all'interno del connettore maschio. Normalmente si possono trovare questi agganci sugli obbiettivi delle macchine fotografiche e sul terminale dei cavi elettrici.

### 1.1.6 Vincoli tra paziente e esoscheletro

Per far sì che il paziente e l'esoscheletro si muovano all'unisono, i due devono essere messi in "simbiosi" meccanica. Devono esserci, quindi, dei punti di unione tra le due entità.

Dallo studio svolto sugli esoscheletri esistenti sono emerse varie modalità di collegamento:

- HAL, Lokomat, MGT e l'AutoAmbulator imbragano completamente il paziente, cingendolo con una fascia a metà di ogni "osso";
- ReWalk e tutti gli esoscheletri derivati dallo sviluppo di ExoHiker, invece, vincolano il paziente solo sulla vita, attorno alla coscia – al livello dell'aggancio tra femore e grande adduttore – e sul piede.
- Il Bodyweight Support Assist cinge solamente i piedi dell'utilizzatore, lasciando il resto del sincronismo tra paziente e esoscheletro ai sensori di movimento e al vincolo fittizio dato dal sellino;

Non esistono studi medici a riguardo di una migliore risposta da parte della terapia a seconda dei vincoli utilizzati ma, dagli studi effettuati nel corso di questa tesi, è risultato accettabile l'utilizzo di tre punti di vincolo in quanto utilizzando una dislocazione degli agganci simile a quella di ReWalk o di ExoHiker, il paziente risulta essere ben vincolato e stabile. L'utilizzo di fasce in tessuto sembra essere ottimale, sia per quanto riguarda le prestazioni meccaniche che il comfort da parte dell'utente. L'utilizzo di fibbie rigide, infatti potrebbe causare irritazioni o non far traspirare correttamente la pelle dell'utilizzatore. [Gibbs S., Harvey I.; 2001]



Figura 67 - Spostamenti bloccati dalle cinghie

Per garantire una vestizione sicura, le fasce che si andranno ad utilizzare in questo progetto, saranno dotate di anelli a doppia D; che provvederanno a bloccarne lo scorrimento e

l'allentamento accidentale. Inoltre, la parte finale della cintura sarà fatta in velcro. Il velcro è un prodotto in nylon, costituito da due parti differenti: una striscia di tessuto peloso, chiamata asola (loop) simile ad un velluto non tagliato o ad una spugna, con un fondo rigido da cui spuntano gli anelli del pelo; e da una striscia di tessuto con uncini, chiamata uncino (hook) dal fondo rigido spuntano dei

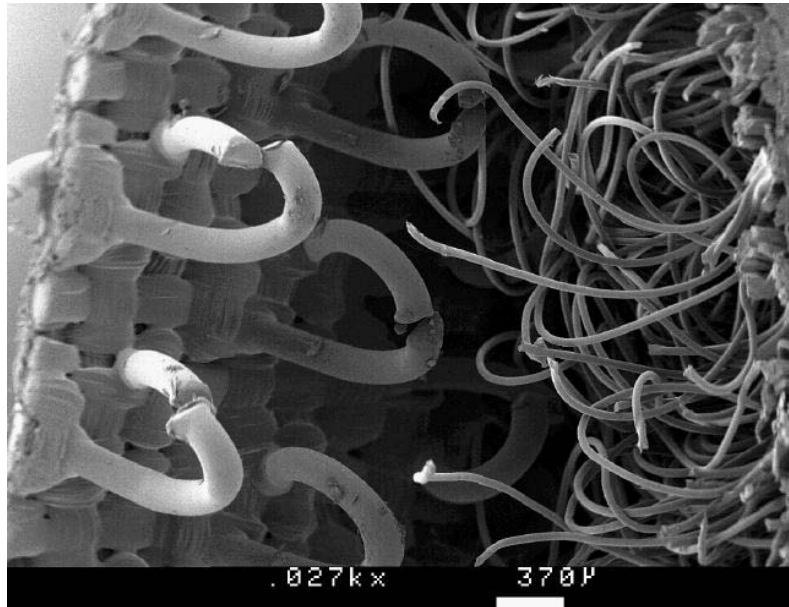


Figura 68 – Particolare di una fascia in velcro

piccoli uncini flessibili in materiale duro. Le due strisce vengono cucite o incollate sui due lati da chiudere e quando vengono messe a contatto la parte con uncini si aggancia saldamente alla parte pelosa; per riaprire bisogna applicare una certa forza per staccarle una dall'altra. Quando la parte a uncini si *sporca*, raccogliendo pelucchi e fibre, il velcro perde aderenza e bisogna rimuovere i pelucchi perché torni alle capacità adesive iniziali. Le caratteristiche del velcro, fanno sì che possa aprirsi facilmente ma, al tempo stesso, rimanere ben chiuso quando è necessario. Un quadrato di 12 cm di lato può resistere a 1 tonnellata di peso, quindi ampiamente sufficiente per lo scopo cui sarà destinato.

Oltre ai suddetti vincoli, verranno posizionati sull'esoscheletro anche dei cuscini sagomati lungo tutte le superfici di contatto tra paziente e esoscheletro. Sono cuscini in schiuma poliuretana elastica compatta, ricoperti da una fodera asportabile e lavabile di piquet. Il piquet è un tessuto di cotone con motivi in rilievo, rombi, quadrati, puntolini, generalmente bianco. È un tessuto composto; necessita per l'armatura di

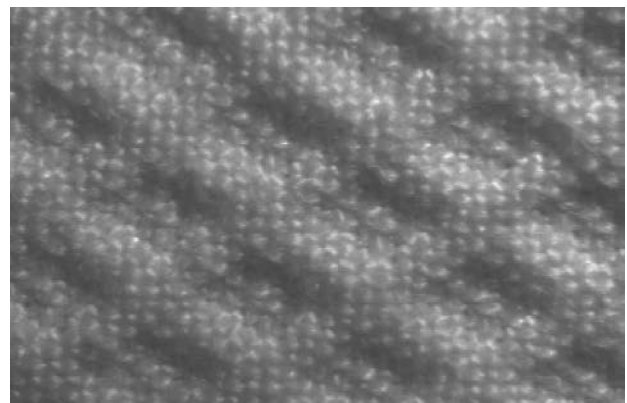


Figura 69 - Filato di cotone con lavorazione piquet

due orditi (uno di fondo teso e uno supplementare lento) e per la tessitura di due trame (una per il fondo e una per l'imbottitura). I fili dell'ordito di fondo, con la maggiore tensione fanno abbassare i fili della trama, quando ci passano davanti, formando una depressione mentre i fili lenti rimangono in superficie creando il rilievo, si forma così l'effetto trapuntato esaltato dalla trama d'imbottitura di filato più soffice.

### 1.1.7 Tecnologia di controllo dell'esoscheletro

Dalla ricerca svolta è emerso come i segnali SEMG non siano ancora completamente sicuri e identificabili in quanto, come già spiegato precedentemente, gli elettrodi devono essere applicati con cura, in modo da consentire un corretto funzionamento di tutta la meccanica; per il controllo dell'esoscheletro progettato, si è dunque pensato di utilizzare il Phase Sequence Algorithm, lo stesso utilizzato e implementato dalla Cyberdyne (casa sviluppatrice di HAL) e reso "open source" dalla stessa.

A causa della scelta operata si sono dovuti inserire nel progetto anche dei sensori di spostamento (accelerometri) e sensori di pressione. Essendo scollegato dal sistema nervoso dell'utente, l'esoscheletro, deve fare affidamento su questi sensori per poterne interpretare i movimenti. Gli accelerometri saranno posizionati nei punti in cui la velocità generata dallo spostamento è maggiore, quindi in prossimità del ginocchio, della caviglia e nella parte centrale dello schienale, all'altezza del cocchige. [A.] van den Bogert; 2003] I sensori di pressione sono stati posti, invece, sulla pianta del piede. In questo modo l'esoscheletro riuscirà a calcolare se e quando ci sarà una resistenza data dal contatto con una superficie o data dalla forza del paziente. I motori elettrici che verranno utilizzati dovranno essere equipaggiati con un encoder di controllo sulla rotazione, in modo tale da poter monitorare i movimenti dell'utente e fornire maggiori dati al processore, in modo da rendere più accurata la movimentazione.

### 1.1.8 Aspetto dell'esoscheletro

Vista la natura tecnologica del progetto, si è cercato di dare una connotazione futuristica anche alla scocca e alle colorazioni utilizzate. L'utilizzo dei colori è normalmente regolato da principi comuni, analoghi a quelli che portano a scegliere il colore dell'abito da indossare o la tinta delle pareti di casa per abbinarli a una determinata personalità e favorire o contrastare un certo stato d'animo. Secondo la cromoterapia, i colori aiuterebbero il corpo e la psiche a ritrovare il loro naturale equilibrio, e avrebbero effetti fisici e psichici in grado di stimolare il corpo e calmare certi sintomi. In cromoterapia, ogni colore è associato a particolari caratteristiche psichiche e spirituali degli individui, oltre ad avere particolari effetti sul funzionamento dell'organismo. Ovviamente l'efficacia della cromoterapia è contestata dalla comunità scientifica, in quanto nessuna pratica cromoterapica è mai stata in grado di superare uno studio clinico controllato, anche se non è possibile escludere l'intervento dell'effetto placebo. Secondo questa pratica,

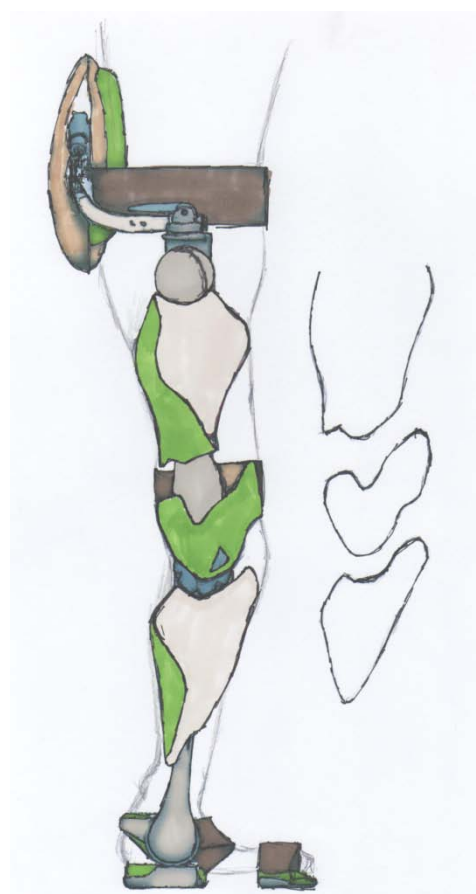


Figura 70 - Schizzo dell'esoscheletro v.7  
[1]

i colori che meglio si armonizzerebbero con l'utilizzo terapeutico dell'esoscheletro sarebbero:

- il verde; colore dell'armonia e tonalità fondamentale della natura; simboleggia la speranza, l'equilibrio, la pace e il rinnovamento. È un colore neutro e rilassante, favorisce la riflessione, la calma e la concentrazione. È anche legato alla devozione e alla guarigione
- il blu; visto come colore calmante e rinfrescante. Esso ha un effetto molto tranquillizzante su persone troppo aggressive e impazienti. Lo si considera dotato anche di capacità antisettiche, astringenti e anestetizzanti;
- l'arancione; colore che, secondo la cromoterapia, svolge un'azione liberatoria sulle funzioni fisiche e mentali e induce alla serenità e ad una sinergia fisica e mentale. [Luscher M.; 1976]

Considerando invece l'ambito ospedaliero, i colori con cui si rapporta sono quasi sempre tonalità pastello di blu e di verde; basti pensare al classico camice chirurgico o alla divisa medica.

Considerando, infine, l'ambito puramente tecnologico si andranno spesso a vedere colori fluorescenti, con tonalità verdi o blu elettriche, che derivano direttamente da un ambito cyberpunk.

Per quello che riguarda la forma della scocca, si è cercato di rendere il tutto più avvolgente e "morbido" rispetto ai modelli già presenti sul mercato. I film di successo come Robocop, Terminator e Iron Man, in questo caso, hanno avuto un ruolo sostanziale nella creazione delle scocche in quanto, essendo i personaggi degli uomini rivestiti con una "armatura" cibernetica, dovevano per forza essere integrate le caratteristiche di mobilità intrinseche del corpo umano. Partendo dalle linee strette e affilate di derivazione nipponica - hollywoodiana, si è tentato di portare il costume fantascientifico ad

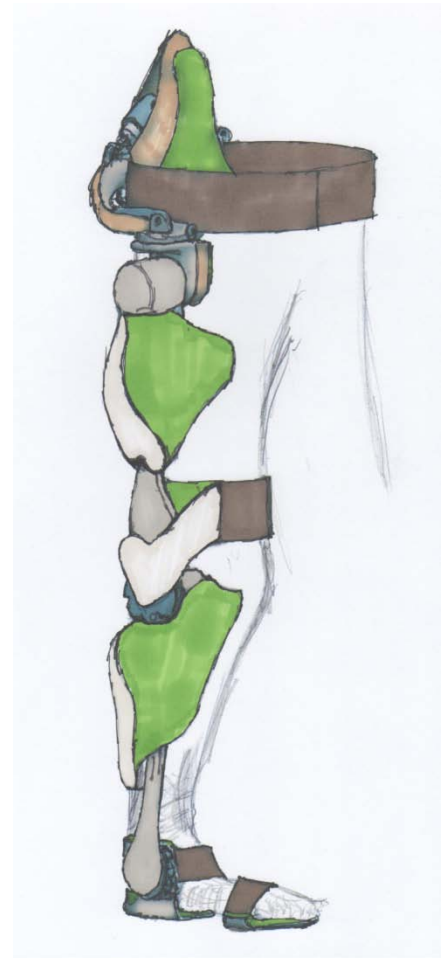


Figura 71 - Schizzo dell'esoscheletro v.7 [2]



Figura 72 - Influenze artistiche

una realtà terapeutica.

Non potendo, ovviamente, costringere una persona ad indossare un'armatura come quella dei film, si è comunque cercato di fare in modo che l'esoscheletro potesse accogliere il paziente; non come avviene odiernamente dove l'utente viene semplicemente accostato e poi vincolato alla macchina.

L'esoscheletro progettato dovrà quindi andare a sormontare il corpo dell'utilizzatore, quasi come ad abbracciarlo. Dovrà essere visto come un qualcosa di complementare alla figura umana, non come una cosa posticcia. Ovviamente non si potranno utilizzare linee troppo aggressive, in quanto si tratta pur sempre di un apparecchio terapeutico. Avendo dunque definito le linee principali della

scocca, si è passati alla loro digitalizzazione, andando a rapportarsi con le tecnologie di stampaggio. Disponendo di un numero limitato di tecnologie per la produzione delle scocche, per via del materiale scelto, si sono dovute operare varie modifiche allo stile preimpostato.

Dovendo tener presente anche il fattore economico, si è cercato di limitare il numero di stampi necessari alla creazione dell'intero esoscheletro e l'utilizzo di carrelli all'interno degli stampi stessi. Oltre a studiare un corretto posizionamento della cava, si è anche dovuta studiare una forma che non desse problemi durante l'estrazione del pezzo. Come già detto in precedenza, tutti i pezzi sono prodotti in pressofusione; l'utilizzo di lamiere e la loro successiva imbutitura per la

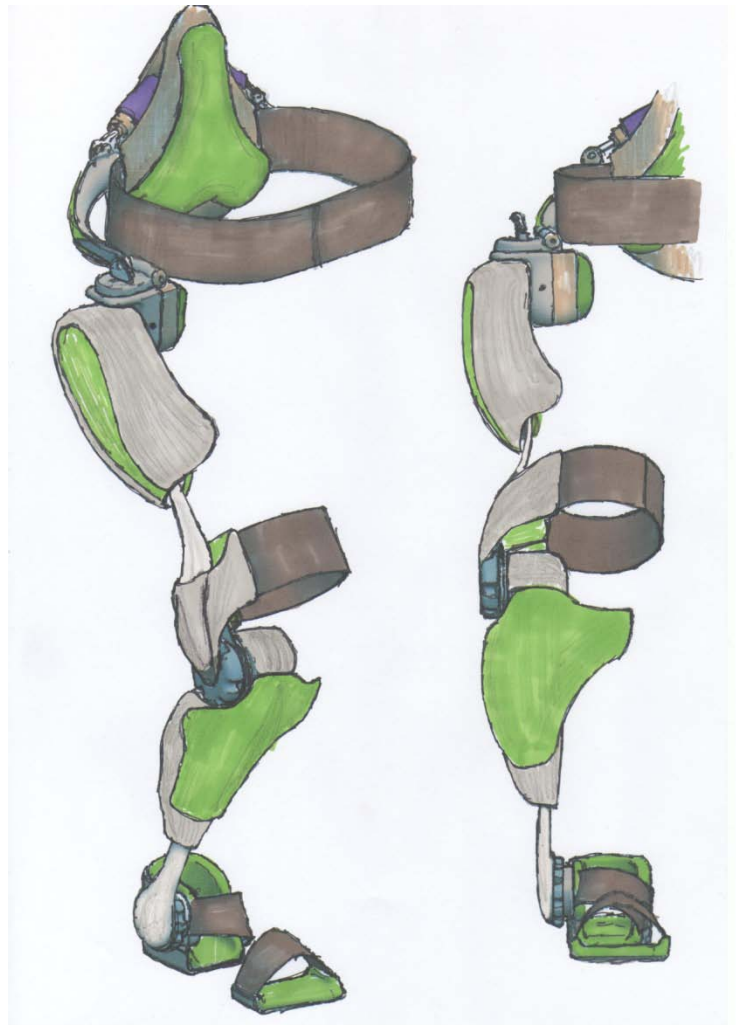


Figura 73 - Schizzo dell'esoscheletro v.7 [3]

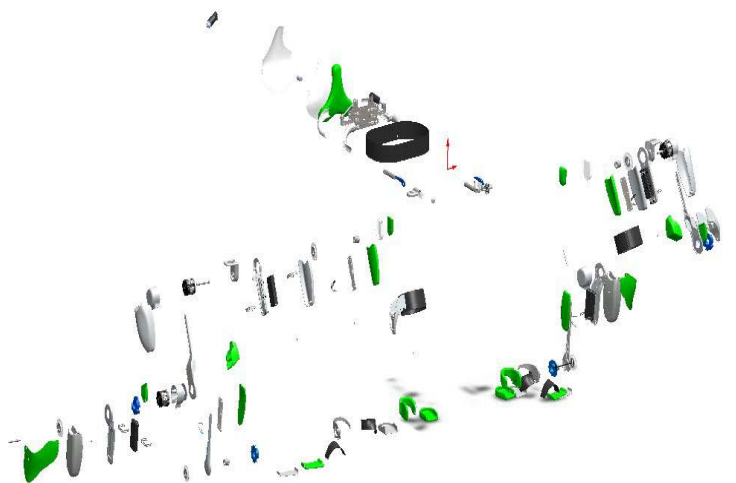


Figura 74 - Pezzi che compongono l'esoscheletro

creazione della scocca è stato sconsigliato direttamente da un'azienda produttrice (Arvel s.n.c.), in quanto le lavorazioni successive di saldatura degli organi di fissaggio farebbero aumentare i costi di produzione. La Figura 75 rappresenta la composizione materica dell'esoscheletro; sono evidenziati in rosso i componenti fabbricati in alluminio, in verde quelli in zama, in blu le plastiche, in arancione i cuscini in schiuma poliuretanica mentre in nero le fasce in tessuto. I componenti non evidenziati, invece, corrispondono agli elementi standard, non fabbricati esclusivamente per l'esoscheletro. Vista la dislocazione dei vari materiali, non ci dovrebbero essere problematiche relative all'aspetto, sia cromatico che estetico, nella creazione del progetto finale.

### 1.1.9 Stile finale

Ecco, infine, come si presenterebbe l'esoscheletro progettato.

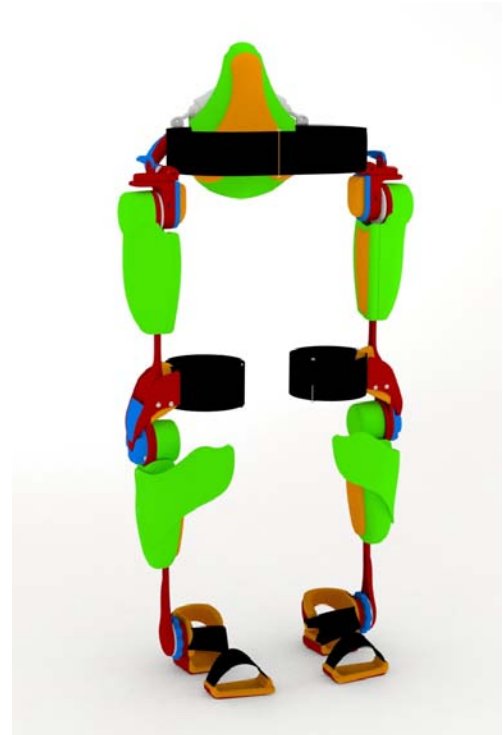


Figura 75 - Evidenziazione dei materiali presenti nel progetto

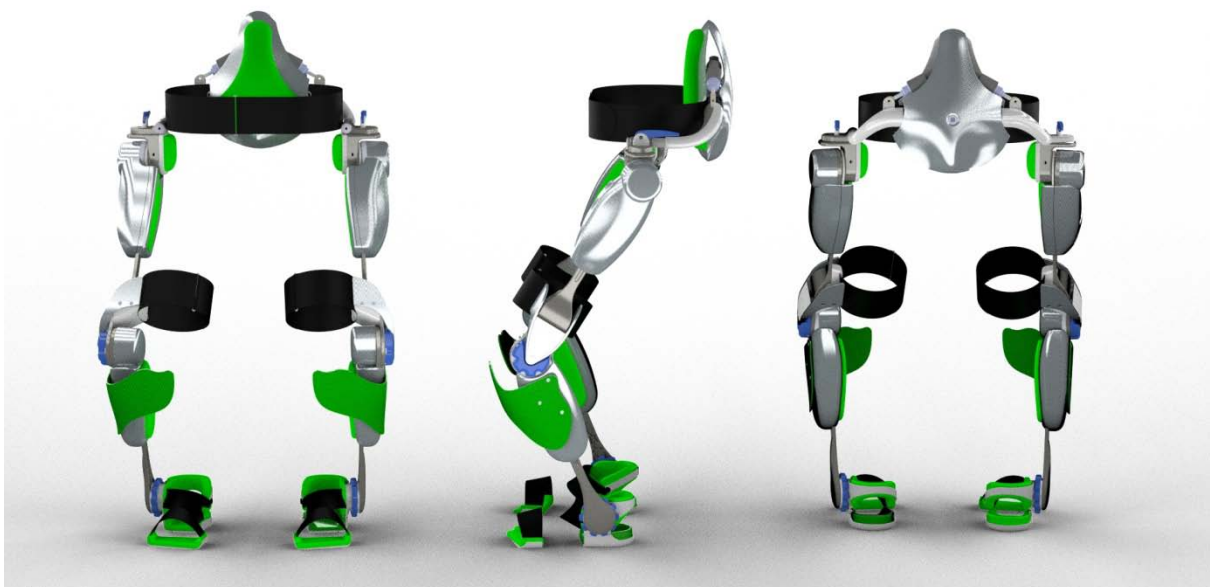


Figura 76 - Render fotorealistico dei vari prospetti dell'esoscheletro

La colorazione della zama è ottenuta grazie ad una passivazione esavalente. La passivazione esavalente è un trattamento chimico eseguito sui metalli per garantirne la protezione e resistenza superficiale. Nello specifico, un metallo soggetto a facile ossidazione viene trattato in modo da creare sulla sua superficie uno strato protettivo di composto ossidato



sigillante. Il processo di passivazione avviene dopo la zincatura elettrolitica o dopo la deidrogenazione. Grazie all'utilizzo di cromo esavalente otteniamo numerosi vantaggi quali la notevole resistenza alla corrosione, elevate proprietà autocicatizzanti ed una gamma di colori che va dal giallo iridescente al verde oliva, tutto ciò a un costo limitato.

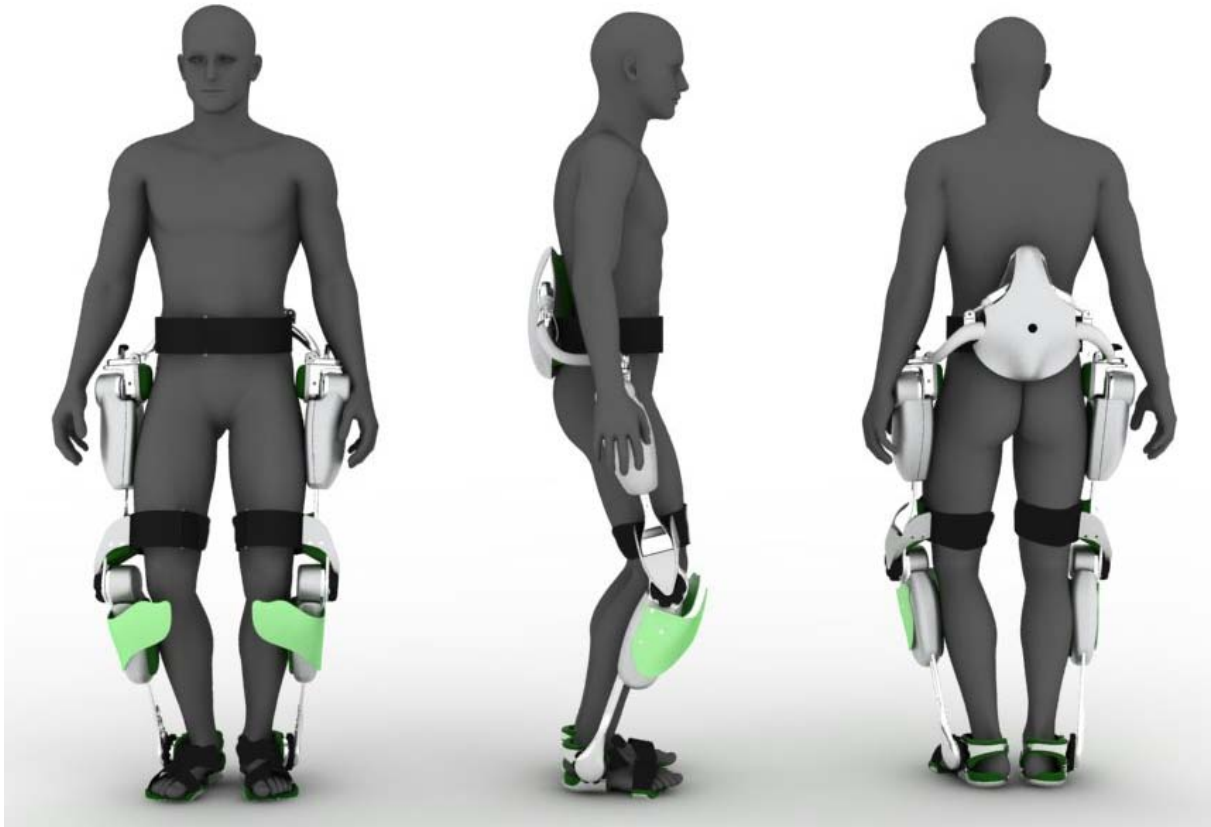


Figura 77 - Esoscheletro indossato

Come si evince dall'immagine l'esoscheletro segue perfettamente il corpo del manichino, senza costringerlo a posizioni innaturali.

## 1.2 Spiegazione del funzionamento

Durante la creazione di questo progetto, si sono anche analizzate le ipotetiche fasi di vestizione e gli esercizi plausibili indossando l'esoscheletro. È bene ricordare che, trattandosi di un esoscheletro a scopo riabilitativo, sarebbe meglio eseguire tutti gli esercizi sotto la supervisione – diretta o indiretta – di un fisioterapista.

### 1.2.1 La vestizione

A seconda che il paziente abbia la possibilità di muoversi autonomamente oppure essere infermo, si può procedere alla vestizione in due modi diversi:

	<b>Paziente autonomo</b>	<b>Paziente infermo</b>
<i>Fase 1</i>	Posizionare l'esoscheletro su una seduta abbastanza alta, in modo da non affaticare troppo il paziente durante la discesa. L'esoscheletro può essere completamente assemblato.	Scomporre l'esoscheletro.
<i>Fase 2</i>	Far sedere il paziente sull'esoscheletro, regolare la distanza delle anche e cingere la vita del paziente con la fascia pelvica.	Posizionare la parte pelvica dell'esoscheletro dietro al paziente, regolarla e vincolarla ad esso.
<i>Fase 3</i>	Regolare successivamente l'allungamento della parte femorale dell'esoscheletro e vincolare il paziente ad essa utilizzando la fascia in velcro.	Posizionare la parte femorale dell'esoscheletro, vincolarla alla parte pelvica tramite gli agganci rapidi, regolarne successivamente l'allungamento e vincolare il paziente ad essa utilizzando la fascia in velcro. Non stringere troppo la fascia, in quanto potrebbero rendersi necessarie ulteriori regolazioni.
<i>Fase 4</i>	Regolare infine la parte della tibia dell'esoscheletro e far indossare la scarpa.	Far indossare la parte plantare dell'esoscheletro e bloccarla sul paziente.
<i>Fase 5</i>	Controllare che tutti i vincoli siano ben posizionati e attivare l'esoscheletro.	Agganciare la parte della tibia dell'esoscheletro al finale della parte femorale, ruotare la ghiera per vincolare le due parti. Regolare la lunghezza della tibia e collegarla alla caviglia, bloccare l'"articolazione" ruotando la ghiera e ricontrollare la lunghezza del femore.
<i>Fase 6</i>		Azionare l'esoscheletro ed eventualmente aiutare il paziente ad alzarsi.



### 1.3 Movimentazione

Per poter seguire gli spostamenti dell'utilizzatore, l'esoscheletro deve riuscire a compiere "autonomamente" tutti i movimenti che potrebbe compiere l'utilizzatore stesso senza essere d'intralcio. Per questo motivo è indispensabile l'introduzione di meccanismi che consentano la movimentazione di tutte le estremità della macchina.

Non avendo le competenze necessarie per poter studiare degli attuatori o dei motori ad hoc per il progetto in questione, ci si è basati su componenti già presenti sul panorama industriale, andando a ricercare le compagnie con i prezzi migliori e con servizio di assistenza anche in Italia.

#### 1.3.1 Attuatore Lineare

L'attuatore è l'unità che trasforma la corrente continua a bassa tensione in movimento lineare. Gli attuatori pneumatici sono organi che compiono un lavoro meccanico usando come vettore di energia l'aria compressa con indubbi vantaggi in termini di pulizia, antideflagranza, innocuità e insensibilità alle variazioni di temperatura. Al contrario dei sistemi oleodinamici, non si possono raggiungere pressioni elevate (al massimo 10 bar) né si possono sviluppare grandi forze. Il maggior limite è costituito dalla comprimibilità dell'aria, che rende impossibili i controlli in posizione, ovvero quando si ha un carico applicato e l'attuatore estroflesso.

Gli attuatori LINAK consistono in tre elementi principali: motore, riduttore e pistone con boccola. Il motore elettrico, facendo ruotare l'albero a vite infinita, aziona una ruota dentata; la quale agisce su una valvola che funge da compressore. Il sistema è altamente efficiente e controllabile.

Questi attuatori vengono già impiegati nelle protesi di ginocchia e caviglie, grazie al loro minimo dispendio energetico e alla loro velocità.



Figura 79 - Modello di attuatore lineare della LINAK

### 1.3.2 Scelta del motore

Il gruppo di motori identificato come miglior candidato viene fabbricato dalla Minebea Co. Ltd. Esce dalla casa già provvisto di epicicloidale e di encoder; è risultato essere un motore molto compatto e potente rispetto a quello dei concorrenti esaminati. Dai dati che sono stati calcolati e raccolti nel corso di questa tesi e da quelli gentilmente forniti dal Dott. Chris Kirtley (Catholic University of America, Washington DC) la forza massima, agente sul ginocchio (articolazione maggiormente interessata), esercitata da una persona in fase di camminata è pari a 63Nm (questo per un peso complessivo di circa 130Kg) [A.J. van den Bogert; 2003]. Il motore scelto sarà, dunque, il 29SM-K035U; capace di esercitare una torsione di 90Nm. La potenza superiore serve per poter sopperire anche al peso stesso dell'esoscheletro, o di un eventuale sovraccarico.

型式	ステップ角	ドライブ方式	定格電流	巻線抵抗	ホールディングトルク	インダクタンス	ロータイナーシャ	ディテントトルク	質量
Model	Step Angle	Drive Sequence	Rated Current	Resistance	Holding Torque	Inductance	Rotor Inertia	Detent Torque	Mass
	(deg)		(A)	(Ohms)	(Nm)	(mH)	(g·cm <sup>2</sup> )	(Nm)	(g)
29SM-K550U	1.8	UNI-POLAR	1.5	2.1	38	3.2	165	12	570
29SM-K250U	1.8	UNI-POLAR	1.6	2	58	3.9	220	22	660
29SM-K379U	1.8	UNI-POLAR	1.9	1.75	82	3.9	330	30	820
29SM-K035U	1.8	UNI-POLAR	2.2	1.55	90	3.1	390	35	900
29SM-K138U	1.8	UNI-POLAR	2.6	1.25	120	3.3	515	40	1180
29SM-K711U	1.8	UNI-POLAR	3.1	0.95	155	2.6	660	45	1390
29SM-K379B	1.8	BI-POLAR	1.3	3.6	110	11	330	30	820
29SM-K711B	1.8	BI-POLAR	2.2	2	210	8.3	660	45	1390

Tabella 8 - Comparazione tra motori



Figura 80 - Motore prodotto dalla Minebea

Tutti i motori della serie 29SM-K hanno un diametro massimo di 71mm; quello raffigurato nell'immagine corrisponde alla versione più piccola della serie, con una profondità di 40mm. Quello che si andrà ad utilizzare all'interno del progetto avrà una profondità massima di 70mm. La corrente elettrica utilizzata è perfettamente compatibile con le batterie utilizzate.

### 1.3.3 Scelta degli accelerometri

In primo luogo, si deve scegliere tra un accelerometro con uscite analogiche o uscite digitali. Questo sarà determinato dal hardware che si interfaccia con l'accelerometro. Gli accelerometri in stile analogico hanno una tensione in uscita continua, proporzionale all'accelerazione. Ad esempio 2.5V per 0g, 2.6V per 0,5 g, 2.7V per 1g. Gli accelerometri digitali, di solito, usano la modulazione di larghezza di impulso (PWM) per modulare la tensione in uscita. Questo significa che ci sarà un'onda quadra di una certa frequenza, e la quantità di tempo in cui la tensione è alta sarà proporzionale al valore dell'accelerazione.

Se si utilizza un BASIC Stamp, o qualsiasi altro microcontroller (o un microprocessore) con ingressi puramente digitali, ci sarà la necessità di orientarsi su un accelerometro con uscita in digitale. Lo svantaggio è che esso richiede di utilizzare il timing del microcontroller, al fine di misurare il ciclo di lavoro. Se si utilizza un PIC / AVR / OOPIC / Javelin con ingressi analogici, o un circuito completamente analogico (quello che equipaggia la maggior parte degli smartphone), la scelta è ovvia. A seconda del programma, misurare l'accelerazione con un sistema analogico può essere semplice come trovare l'accelerazione, e può essere fatto in pochi microsecondi.

Per quanto riguarda il numero di assi, per la maggior parte dei progetti, due sono sufficienti. Tuttavia, come in questo caso, se si vuole tracciare un posizionamento 3D, si avrà bisogno di un accelerometro a 3 assi, o due accelerometri a 2 assi montati ad angolo retto.

Considerando lo swing massimo, se solo ci si dovesse preoccupare di misurare un intervallo con gravitazionale terrestre, un accelerometro a  $\pm 1,5$  g sarebbe più che sufficiente. Se, invece, si dovesse utilizzare l'accelerometro per misurare il moto di una macchina, di un aereo o di un robot, un apparecchio di  $\pm 2$ g dovrebbe fornire un margine adeguato per lavorare. Per il progetto ideato, dove si possono avere cambi improvvisi di direzione e accelerazione o bruschi rallentamenti, si avrà bisogno di un accelerometro che possa gestire almeno  $\pm 3$ g. [Lindsay A.; 2005]

Sul fattore sensibilità, in generale, più lo strumento è sensibile, meglio è. Ciò significa che per una data variazione di accelerazione, ci sarà un cambiamento più grande del segnale. Dato



Figura 81 - Accelerometro BASIC Stamp



Figura 82 - Accelerometro JAVELIN

che i cambiamenti di segnale più grandi sono più facili da misurare, si otterranno letture più accurate.

La larghezza della banda non è altro che la quantità di volte al secondo in cui si può prendere una lettura affidabile dell'accelerazione. Per un movimento lento, una larghezza di banda di 50Hz probabilmente sarà sufficiente. Visto che ho intenzione di fare una misurazione di una macchina anche in rapido movimento, dovrò trovare degli accelerometri che abbiano una larghezza di banda che raggiunge alcune centinaia di hertz.

Il modello che è stato identificato come miglior candidato è l'LIS3LV02DL (MEMS inertial sensor; 3-axis -  $\pm 6g$  digital output low voltage linear accelerometer) della STMicroelectronics, azienda europea operante anche in Italia. Questo accelerometro ha uno swing massimo di  $\pm 6.0g$ , quindi più che sufficiente per tracciare tutti i movimenti del paziente, è a 3 assi ed ha una larghezza di banda massima di 2560Hz.

È stato scelto questo modello, oltre che per le sue doti qualitative, anche per la sua grande disponibilità sul mercato; in quanto è quello che viene utilizzato nella maggior parte dei controller presenti sul mercato.

### 1.3.4 Scelta della cella di carico

Non avendo a disposizione molto spazio per posizionare grosse celle di carico ci si è dovuti orientare su celle di carico miniaturizzate. Tenendo sempre presente che la forza massima scaricata a terra dall'esoscheletro è di 300Kg (considerando un paziente di 100Kg, alto 1.90m che si alza partendo dalla posizione "Squat"), il prodotto migliore trovato sul mercato fa parte della serie S400 prodotta dalla SMDsensors. Questa cella di carico (che ha un diametro di 5mm) è stata studiata appositamente per ovviare ai problemi di spazio, costruita partendo da una lastra di acciaio inox 17-4PH; la gamma di prodotti di questa serie ha una capacità di misurazione che varia da un minimo di 5Kg ad un massimo di 400Kg e viene fornita già con un cavo, collegabile alla centralina.



Figura 83 - Cella di carico prodotta dalla SMDsensors

Questo sensore viene già utilizzato in macchine per pesatura, stampanti e prodotti ortopedici.

### 1.3.5 Scelta della Data Processing Unit

Il processore che identificato come idoneo per il progetto è il Intel Pentium-M735 1.7GHz. È progettato per notebook, dove il calore prodotto e il consumo in relazione alle prestazioni determinano la durata della batteria. Prodotto con soluzione a 90nm ed architettura Singolo Core, 1 unità logica di calcolo in una sola CPU, è in grado di lavorare ad una velocità di clock di 1.70GHz con un Front Side Bus di 400MHz, incorpora una cache di secondo livello di 2MB e presenta socket 479. Il consumo si aggira sui 15Watt e la temperatura di soglia massima è dichiarata a 60°C. La scelta è dettata dalla sua economicità e reperibilità sul mercato (la maggior parte dei notebook lo montano), senza tralasciare le sue dimensioni.

Indubbiamente è un processore ormai surclassato, ma visto l'uso a cui è stato preposto non dovrebbero sorgere problemi di alcun tipo. Data la bassa temperatura di esercizio non ha nemmeno bisogno di dissipatori attivi; si andrebbe quindi ad evitare l'uso di ventole, le quali potrebbero produrre rumori indesiderati. Questo processore ha una buona resa in termini di prestazioni e consumo di corrente, e la mole di dati che riesce a calcolare è perfettamente compatibile con l'utilizzo che ne verrà fatto.

### 1.3.6 Scelta degli accumulatori di carica elettrica

Gli accumulatori di carica elettrica, conosciuti comunemente come batterie ricaricabili sono batterie la cui carica può essere completamente ristabilita mediante l'applicazione di un'adeguata energia elettrica. Ne esistono di vari tipi, con diverse capacità elettriche,

diverse composizioni chimiche, forme e dimensioni.

Gli accumulatori al litio hanno densità energetica, numero di cicli di carica-scarica e prestazioni complessive parecchio maggiori rispetto a quelle possedute dalle batterie commerciali, ma anche costi più elevati. Vengono usati nei laptop, nei moderni telefoni e praticamente in tutti i dispositivi portatili ad alta tecnologia e non risentono dell'effetto memoria. La variante litio-polimero ha caratteristiche simili, la densità energetica delle batterie Li-Poly è maggiore di più del 20% rispetto ad una Litio Ione classica ma un ciclo di vita leggermente inferiore. È costituita da materiali compositi litio-polimero conduttori, ottenuti inglobando soluzioni di sali di litio in opportune matrici polimeriche. Il suo grande vantaggio è dato dalla possibilità di creare batterie di qualsiasi forma e dimensione e, fatto non secondario, più sicure, in quanto l'elettrolita allo stato solido in caso di rottura accidentale delle batterie non fuoriuscirebbe, scongiurando così possibili danni al caricabatteria o all'apparecchio utilizzatore.

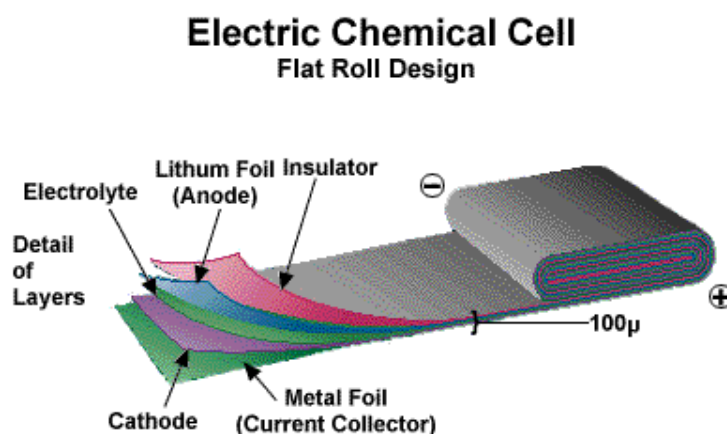


Grafico 7 - Schema degli accumulatori Li-Poly



Dal momento che non è necessario nessun tipo di contenitore in metallo, la batteria può essere più leggera e sagomata per occupare lo spazio che gli è riservato nell'apparecchio da alimentare. Dal momento che hanno un impaccettamento più denso senza spazi tra le celle cilindriche e senza contenitore, la densità energetica delle batterie Li-Poly è maggiore di più del 20% rispetto ad una Litio-Ione classica ed è circa tre volte migliore rispetto alle batterie NiCd e NiMH. [Green Car Congress, 2005]



Figura 84 - Accumulatori Li-Poly di diverse capacità

Le batterie identificate sono prodotte dalla Saft, un'azienda francese. Il modello che hanno consigliato di usare è l'MP 176065.

Dimensions	MP 144350	MP 174565 Integration	MP 176065 Integration	MP 176065 HD Integration
Thickness (1)	14.9 mm max.	19.7 mm max.	20.3 mm max.	19.8 mm max.
Width	43.9 mm max.	45.5 mm max.	60.5 mm max.	60 mm max.
Height	54.5 mm max.	70 mm max.	70 mm max.	68.35 mm max
Typical weight (2)	68 grams	103 grams	143 grams	132 grams
Nominal Voltage (3)	3.75 V	3.75 V	3.75 V	3.6 V
Rated Capacity (4)	2.6 Ah	4.8 Ah	6.8 Ah	3.6 Ah

(1) after 600 cycles

(2) including protection circuit

(3) C/2 current drain, +20°C, at mid-discharge

(4) uncycled cell charged at C/2 rate up to 4.2 V, followed by 1 to 4 hours of rest at +20°C, and discharged at +20°C at a constant rate of C/5, down to 2.5 V

Tabella 9 - Specifiche dell'accumulatore elettrico

## 1.4 Costi di produzione

Si andranno ora a valutare i costi di produzione dell'esoscheletro, per valutare quanto e se il prodotto potrà essere competitivo. Per quanto riguarda i volumi di vendita, ci si baserà sulle stime effettuate per l'introduzione sul mercato di HAL; per il prezzo di vendita il margine sarà dettato, invece, dal modello ReWalk.

	HAL	ReWalk
<i>Volumi di vendita stimati</i>	100.000	---
<i>Prezzo al pubblico</i>	20.000€ (1.700€ * 12 mesi)	15.000€

Tabella 10 - Limite dei costi e unità

Ai fini di un progetto, conoscere i costi di produzione, non vuol dire solamente sapere qual'è l'entità del costo dei singoli pezzi, ma anche qual'è il costo delle attrezzature per costruirli e della manodopera che lavora durante il processo di produzione.

Il Grafico 8 mostra l'influenza dei costi di produzione sul prezzo di vendita di un oggetto industriale. Si nota che ben il 40%, e quindi quasi metà della torta è occupato dai costi, mentre solo il 5% dal ricerca e sviluppo. Inoltre, i costi di produzione sono divisi in tre importanti sottocategorie: il costo del materiale che occupa metà della torta, il costi indiretti (Macchine attrezzature energia e manodopera) ed i costi diretti (manodopera diretta). Il mio esoscheletro dovrà costare meno di 6.000€.

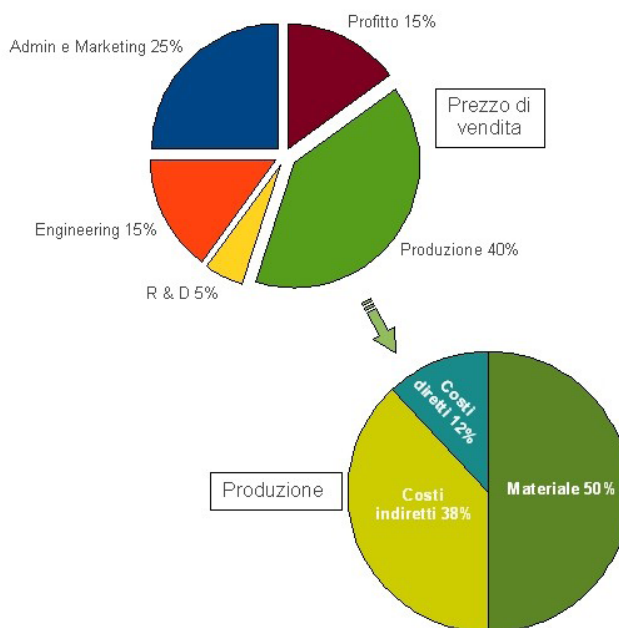


Grafico 8 - Fattori che influenzano il prezzo di vendita

Le valutazioni che andrò a fare sui costi seguono un metodo semplificato ma comunque analitico. Gli scopi principali di questa analisi sono quelli di:

- Preventivare i costi di processo, di produzione e di assemblaggio
- Scelte riguardanti i processi ed eventuale confronto tra soluzioni costruttive
- Analisi degli investimenti produttivi
- Consapevolezza delle risorse da gestire, della configurazione del sistema e della programmazione della produzione

Gli obiettivi sono principalmente tre: il primo è quello di determinare i valori significativi delle principali voci di costo, poi viene la comprensione delle leve di costo significative, fondamentale ai fini dell'ottimizzazione del progetto, infine è possibile fare un confronto economico tra diverse soluzioni progettuali.

Ecco quali parametri ricaviamo da una valutazione dei costi:

- Materiali diretti: costo materiale [€/Kg] x q.ta materiale [Kg]
- Manodopera diretta: costo orario [€/h] x tempo ciclo [h]
- Costi indiretti:
  - costo orario delle macchine [€/h] x tempo ciclo [h]
  - costo delle attrezzature [€] / volume di produzione
  - Incrementi di vario genere

### 1.4.1 Costi della pressofusione

La procedura per il calcolo dei costi di stampaggio a iniezione è suddivisa in tre fasi principali. Tutte le tabelle e le formule derivano dagli studi di Boothroyd:

#### 1. Impostazione del processo

In questa fase si andranno a stabilire i parametri di partenza. Per prima cosa va configurato lo stampo, indicandone la linea di divisione, la forma delle impronte e i relativi estrattori ed il numero complessivo di impronte. Poi andranno calcolati due parametri fondamentali e cioè il volume di iniezione e l'area proiettata. Gli ultimi calcoli di questa fase riguarderanno le dimensioni totali dello stampo ed il dimensionamento della pressa.

A titolo di esempio, si andranno a calcolare in maniera dettagliata i costi per la fabbricazione della parte superiore del femore.

#### Dati sul componente:

- Materiale: Alluminio 6060
- Spessore medio: 3 mm
- Volume di produzione ipotizzato:  $\geq 200.000$  pezzi
- Tolleranze: Livello 1 ( $\pm 0,35$  mm sulla maggior parte delle quote)



Figura 85 - Femore Superiore

Volume del pezzo	V	[cm <sup>3</sup> ]	86
Area proiettata	A	[cm <sup>2</sup> ]	500
Area totale del pezzo (somma di ogni faccia)	A <sub>tot</sub>	[cm <sup>2</sup> ]	400
Spessore medio del pezzo	S <sub>medio</sub>	[cm]	0,3
Perimetro	P	[cm]	60

Dimensioni frontali di ingombro	d1 [cm]	25
	d2 [cm]	7
Numero delle impronte dello stampo	n	1

A questo punto posso calcolare il volume di colata e l'area proiettata complessiva utilizzando queste formule:

$$V_i = n \cdot V \cdot (1 + 2/S_{\text{medio}})$$

$$A_i = (1,5 \div 2) \cdot n \cdot A$$

Dove "n" è il numero delle impronte dello stampo. Il fattore che si è usato per il calcolo dell'area proiettata complessiva è di 1,5.

Volume di Colata	$V_i$ [cm <sup>3</sup> ]	<b>659</b>
Area proiettata complessiva	$A_i$ [cm <sup>2</sup> ]	<b>750</b>

#### Calcolo delle dimensioni dello stampo:

Si passa quindi a calcolare le dimensioni dello stampo che servirà per coniare il componente; è bene ricordare che le impronte dovranno essere spaziate di 75mm rispetto alle impronte adiacenti e ai bordi dello stampo. In più si dovranno aggiungere 75mm per ogni carrelli o anima; aggiungere il 20% della dimensione del pressofuso per le materozze di trascinamento; 125mm per il sistema di colata e, infine, 5mm ogni 100cm<sup>2</sup> dell'area proiettata complessiva.

Larghezza pressofuso	l [cm]	8
Lunghezza pressofuso	w [cm]	25
Valore di $A_i$ (+1 ogni 100cm <sup>2</sup> )		22
Altezza pressofuso	h [cm]	4

Avendo i parametri principali, si può procedere alla determinazione degli ingombri totali del pressofuso:

Larghezza totale pressofuso	L [cm]	23
Lunghezza totale pressofuso	W [cm]	68,5

Nonché a quella delle piastre che serviranno per coniare il pezzo:

Area Frontale	$A_b$ [cm <sup>2</sup> ]	1575,5
Altezza laterale	$h_b$ [cm]	19
Corsa delle piastre	[cm]	20

### Dimensionamento della pressa:

Ora che si conoscono le dimensioni delle piastre, si può tranquillamente risalire alla pressa che servirà per stampare il pezzo. Come si vede dal Grafico 9, ogni materiale ha una sua determinata pressione di colata. La forza di chiusura richiesta dalla pressa, invece dovrà essere calcolata mediante la seguente formula:

$$Fr = p \cdot Ai$$

In questo caso, si otterranno quindi i seguenti valori:

Pressione di colata	p	[Mpa]	48
Forza di chiusura richiesta	Fr	[kN]	3600

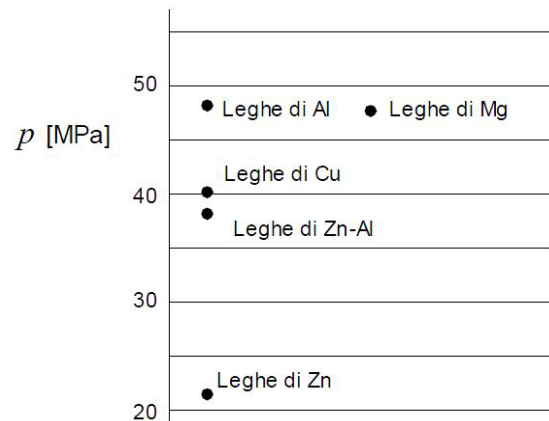


Grafico 9 - Pressione di colata per alcune leghe metalliche

Si dovrà quindi trovare una pressa commerciale, quindi con valori standardizzati, in grado di supportare la  $F_r$  (quindi  $F \geq F_r$ ); le macchine commerciali a camera calda hanno forze di chiusura che vanno dai 900kN agli 8000kN; una pressa con valori di serraggio pari a 4000kN sarà quindi sufficiente.

### 2. Stima del tempo ciclo

È una valutazione del tempo ciclo totale in secondi. Il tempo ciclo e la somma di tre componenti che andremo a calcolare singolarmente, esse sono: il tempo di iniezione, il tempo di raffreddamento ed il tempo di reset della macchina. Tutte e tre dipendono da un numero di fattori che affronteremo durante il calcolo.

Si parte dunque con la determinazione dello spessore massimo del pressofuso, per poi trovare il rapporto di raffreddamento corrispondente al materiale utilizzato; generalmente si utilizzano i seguenti valori, a seconda delle leghe utilizzate:

- Mg= 0,31;
- Zn= 0,4;
- Zn-Al= 0,42;
- Al= 0,47;
- Cu= 0,63.

Nel caso in questione, si otterranno i seguenti risultati:

Spessore massimo del pressofuso	$S_{max}$	[mm]	8
Rapporto di raffreddamento	K	[s/mm]	0,47

Si deve considerare anche il tempo di applicazione del lubrificante che, ovviamente, risente delle dimensioni del pezzo:

- per pezzi piccoli (10cm · 10cm) si dovrà usare un valore pari a  $(3 + 1 \cdot n)$  secondi
- per pezzi medi (20cm · 20cm) si dovrà usare un valore pari a  $(4,5 + 1 \cdot n)$  secondi
- per pezzi grandi (30cm · 30cm) si dovrà usare un valore pari a  $(6 + 1 \cdot n)$  secondi

Si dovrà aumentare, inoltre, di 1 secondo il valore totale per ogni carrello presente nello stampo. In questo caso, il valore calcolato è di:

$$\underline{\text{Tempo di applicazione del lubrificante} \quad t_{l0} \quad [\text{s}] \quad 6,5}$$

Il lubrificante dovrà essere applicato sullo stampo ad intervalli regolari, scanditi dal materiale utilizzato:

- dopo ogni ciclo per le leghe di alluminio e rame;
- ogni due cicli per le leghe di zinco-alluminio e magnesio;
- ogni tre cicli per le leghe di zinco.

Utilizzando una lega di alluminio, il valore applicabile sarà di:

$$\underline{\text{Numero di cicli di applicazione lubrificante} \quad n_l \quad 1}$$

Dovrà essere considerato anche il tempo di apertura della pressa selezionata in precedenza; questo valore è identificabile mediante l'uso del Grafico 10, che mette in relazione il tempo di apertura ( $t_{oc}$ ) con la forza di chiusura della pressa ( $F$ ).

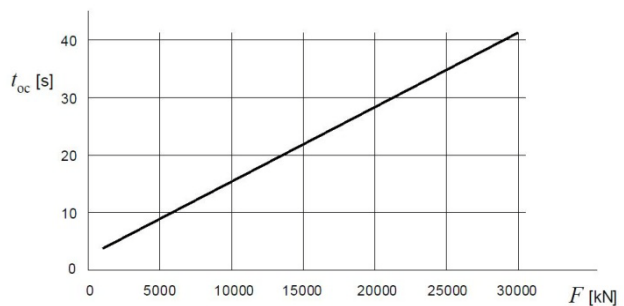


Grafico 10 - Tempo di apertura della pressa

Il valore utilizzato sarà quindi:

$$\underline{\text{Tempo di apertura e chiusura della macchina} \quad t_{oc} \quad [\text{s}] \quad 3}$$

Considerando un tempo di iniezione nullo, in quanto di pochi decimi di secondo, si deve andare a calcolare il tempo di raffreddamento del pezzo, il tempo di estrazione del prodotto stampato e la durata del ciclo di tranciatura; nonché il suddetto tempo occorrente alla lubrificazione dello stampo. Per ottenere questi valori si utilizzeranno le seguenti formule:

- Tempo di raffreddamento:  $t_c = K \cdot s_{max} \cdot \left(\frac{0,5 \cdot A_{tot}}{A}\right)^{0,5}$
- Tempo di estrazione:  $t_t = 1 + 0,08 \cdot (W + L)$
- Durata del ciclo di tranciatura:  $t_t = 5,4 + 0,18 \cdot (W + L)$

- Tempo di lubrificazione:  $t_l = t_{l0}/n_l$

I valori così calcolati sarebbero dunque:

Tempo di iniezione	$t_f$	[s]	$\approx 0$
Tempo di raffreddamento	$t_c$	[s]	2
Tempo di estrazione	$t_x$	[s]	8
Tempo di lubrificazione	$t_l$	[s]	7
Durata del ciclo di tranciatura	$t_t$	[s]	22

Il tempo ciclo totale, sarà dunque calcolato con questa formula:

$$t = t_{lm} + t_f + t_c + t_x + t_{oc} + t_l$$

Si otterrà dunque un valore pari a 20 secondi.

### 3. Valutazione dei costi

La valutazione dei costi e la fase in cui ricaviamo le tre principali voci di costo che sommate andranno ad indicare il costo totale del componente sotto esame. Per primo ricaveremo il costo del materiale al pezzo, poi il costo di esercizio dato dalla manodopera, dalla pressa e dai costi indiretti, infine il costo dello stampo, che ha un peso fondamentale sul costo totale del manufatto.

Si parte quindi con la determinazione della densità del materiale:

Densità del materiale	$\rho$	[kg/dm <sup>3</sup> ]	2,4
-----------------------	--------	-----------------------	-----

E, successivamente, al suo costo; i valori utilizzati sono relativi alle odierne quotazioni delle leghe:

- Leghe di Al = 4 €/dm<sup>3</sup>;
- leghe di Mg = 5 €/dm<sup>3</sup>;
- leghe di Zn-Al = 9 €/dm<sup>3</sup>;
- leghe di Zn = 11 €/dm<sup>3</sup>;
- leghe di Cu (ottoni) = 55 €/dm<sup>3</sup>

Il valore da considerare è dunque:

Costo del materiale per unità di massa	$C_{mat-M}$	[€/dm <sup>3</sup> ]	4
--	-------------	----------------------	---

Si deve trovare ora il costo del materiale per unità di volume; per farlo si deve utilizzare la seguente formula:

$$c_{mat} = c_{mat-M} \cdot \rho$$

Ottenendo dunque:

Costo del materiale per unità di volume	$c_{mat}$	[€/kg]	9,6
---	-----------	--------	-----

A questo punto si può ricavare il costo del materiale per unità di prodotto grazie alla formula:

$$C_{mat} = c_{mat} \cdot V + 0,2 \cdot c_{mat} \cdot ((V_i/n) - V)$$

E quindi:

Costo del materiale per unità di prodotto	$C_{mat}$	[€]	2
---	-----------	-----	---

Giunti a questo punto, si deve passare a calcolare i costi della manodopera diretta per la pressa selezionata; il costo orario della manodopera diretta è stato stimato come un valore variabile tra i 55€/h e i 60€/h; il costo orario della tranciatura, invece, è pari a 25€/h. Per quello che riguarda il costo orario della macchina di pressofusione, si ha un valore che varia a seconda che si utilizzi una macchina a camera calda ( $k = 0.0035 \text{ €/}(h \cdot \text{kN})$ ) o una con la camera fredda ( $k = 0.005 \text{ €/}(h \cdot \text{kN})$ ).

I valori trovati sono dunque:

Costo orario della tranciatura	$c_{es-t}$	[€/h]	25
Costo manodopera diretta	$k_1$	[€/h]	55
Costo della macchina di pressofusione	$k_2$	[€/](h·kN)]	0,0035

Disponendo di questi valori, si può calcolare il costo orario della macchina utilizzando la formula:

$$c_{es} = k_1 + k_2 \cdot F$$

Costo orario della pressofusione	$c_{es}$	[€/h]	69
----------------------------------	----------	-------	----

Per poi poter calcolare il costo della pressofusione relativo ad ogni singolo pezzo prodotto utilizzando la formula:

$$C_{es} = c_{es} \cdot t + c_{es-t} \cdot t_t$$

Costo orario della pressofusione	$C_{es}$	[€/h]	0,54
----------------------------------	----------	-------	------



Si passa ora a considerare i costi di lavorazione sulle piastre dello stampo.

Cominciando dal costo base delle piastre, ottenuto secondo la formula:

$$C_b \approx 1000 + 0,45 \cdot A_b \cdot h_b^{0,4}$$

Si ottiene un costo pari a:

Costo delle piastre	$C_b$	[€]	3.302,14
---------------------	-------	-----	----------

Si deve calcolare ora il costo delle lavorazioni sulle piastre, valutabile come il precedente ( $C_{lb} \approx C_b$ ); quindi:

Costo delle lavorazioni sulle piastre	$C_{lb}$	[€]	3.302,14
---------------------------------------	----------	-----	----------

Giunti a questo punto si deve calcolare il tempo e il costo delle lavorazioni associate a tutto il "sistema stampo", ovvero:

- Tempo di lavorazione del sistema di espulsione mediante la formula  $T_{lav,esp} = 2,5 \cdot \left(\frac{A_i}{n}\right)^{0,5}$
- Quota del tempo di lavorazione delle impronte associata alle dimensioni mediante la formula  $T_{lav,dim} = 5 + 0,085 \cdot \left(\frac{A_i}{n}\right)^{1,2}$
- Quota del tempo di lavorazione delle impronte associata alla complessità geometrica mediante la formula  $T_{lav,geo} = 5,8 \cdot (X_i + X_e)^{1,25}$ , dove la  $X_i$  corrisponde all'indice di complessità geometrica per le superfici interne (quelle dal lato dell'espulsore), mentre la  $X_e$  all'indice di complessità geometrica per le superfici esterne (quelle dal lato dell'iniezione).

Il calcolo dell'indice di complessità geometrica viene effettuato conteggiando le superfici interne ed esterne, sommato allo stesso valore ridotto per il numero per le superfici simili (elevantolo, quindi a 0,7) e moltiplicando il tutto per 0,1. Così facendo si ottiene:

Indice di complessità geometrica per le sueperfici interne (lato espulsore)	$X_i$	1,73
Indice di complessità geometrica per le sueperfici esterne (lato iniezione)	$X_e$	0,7

A questo punto, i valori che si ottengono utilizzando le formule precedentemente elencate sono di :

Tempo di lavorazione del sistema di espulsione	$T_{lav,esp}$	[h]	68
Quota del tempo di lavorazione delle impronte associata alle dimensioni	$T_{lav,dim}$	[h]	245
Quota del tempo di lavorazione delle impronte associata alla complessità geometrica	$T_{lav,geo}$	[h]	18

Sono da aggiungere, inoltre, le tempistiche di lavorazione per gli “extra”, come il grado di finitura, per le tolleranze, e per le linee di divisione non piane. Ad ogni voce corrisponde una costante già determinata, a seconda della complessità geometrica o del livello di finitura. Nel caso di questo componente si otterrebbero valori di:

- Superfici con finitura superficiale opaca standard (SPE#3) =  $15\% \cdot (T_{lav,dim} + T_{lav,geo})$
- Stampo con tolleranze di  $\pm 0,35$  mm sulla maggior parte delle quote (Livello 1) =  $0,02\% \cdot (T_{lav,dim} + T_{lav,geo})$

In questo caso otterrei un totale di:

Tempo di lavorazione aggiuntivo per extra	$T_{lav,extra}$	[h]	44
---	-----------------	-----	----

Detto ciò, il totale del tempo di lavorazione è dato dalla somma di tutti i precedenti, quindi:

$$T_{lav} = T_{lav,esp} + T_{lav,dim} + T_{lav,geo} + T_{lav,extra}$$

Stima del tempo di lavorazione	$T_{lav}$	[h]	375
--------------------------------	-----------	-----	-----

Fissato il costo orario di lavorazione ( $c_{lav}$ ) a 40€/h, posso ricavare il costo di lavorazione sulle impronte:

$$C_{li} \approx c_{lav} \cdot T_{lav} \cdot n^{0,7}$$

Dove lo 0,7 corrisponde ad un indice di correzione per stampi ad impronta multipla.

Costo delle lavorazioni sulle impronte	$C_{li}$	[€]	14.986,61
--	----------	-----	-----------

Arrivati a questo punto, possiamo finalmente calcolare il costo complessivo dello stampo, pari a :

$$C_{st} = C_b + C_{lb} + C_{li}$$

Costo dello stampo	$C_{st}$	[€]	21.590,90
--------------------	----------	-----	-----------

Avendo calcolato tutti questi dati, si può anche vedere se conviene utilizzare più impronte sullo stesso stampo o no utilizzando la formula:

$$n_{opt} = \left( \frac{(k_1 \cdot t + c_{mano} \cdot t_t) \cdot N}{0,7 \cdot (C_{st,1} + C_{st-t,1})} \right)^{0,6}$$

Numero ottimale delle impronte	$n_{opt}$	3
--------------------------------	-----------	---

Il numero ottimale risulta quindi essere 3, avendo già fissato il volume produttivo a 100.000 unità. Impostando questo valore come definitivo, andranno a variare tutte le voci di costo relative alle piastre.

Si deve infine considerare anche il costo dello stampo di tranciatura; per calcolarlo servirà trovare:

- Un fattore standard dipendente dalle dimensioni:  $f_{dim} = 1 + 0,04 \cdot (d_1 \cdot d_2)^{0,7}$
- Il tempo associato alla complessità geometrica:  $T_{geo} = 15 + 0,125 \cdot X_t^{0,75}$ , dove il fattore  $X_t$  è dato dalla formula  $X_t = \frac{P^2}{d_1 \cdot d_2}$

Il tempo di lavorazione sulla base dello stampo sarà dato da:

$$T_{lav,base-t} = f_{dim} \cdot T_{geo} + 2 \cdot n_{fori}$$

Tempo di lavorazione della base	$T_{lav,base-t}$	[h]	52
---------------------------------	------------------	-----	----

Anche su questo stampo saranno applicate delle lavorazioni supplementari, valutabili in 17 ore; per un totale di 69 ore di lavorazione. Applicando sempre i 40€/h otterrò:

$$C_{st-t} \approx c_{lav} \cdot T_{lav-t} \cdot n^{0,7}$$

Costo dello stampo di tranciatura	$C_{st-t}$	[€]	2.772,04
-----------------------------------	------------	-----	----------

Come ultimo fattore determinante, si deve trovare il costo della finitura del pezzo; avrò quindi per la lucidatura dell'alluminio:

Costo del trattamento per unità di area	$C_{fin}$	[€/cm <sup>2</sup> ]	0,03
---	-----------	----------------------	------

Pari a:

Costo di finitura per unità di prodotto	$C_{fin}$	[€]	12
---	-----------	-----	----

Riassumendo, il costo di ogni lavorazione risulta essere di:

Riassunto dei costi complessivi			
Costo del materiale per unità di prodotto	$C_{mat}$	[€]	1,93
Costo di esercizio per unità di prodotto	$C_{es}$	[€]	0,63
Costo dello stampo di pressofusione	$C_{st}$	[€]	45.146,22
Costo dello stampo di tranciatura	$C_{st-t}$	[€]	5.981,14
Costo di finitura per unità di prodotto	$C_{fin}$	[€]	12

Tabella 11 - Riassunto dei costi di pressofusione per il componente "Femore Alto"

Considerando un volume di produzione di 200.000 unità, in quanto il componente viene ripetuto due volte all'interno dello stesso esoscheletro, il costo della pressofusione per unità di prodotto risulta quindi essere:

$$C_p = C_{mat} + C_{es} + \left( \frac{C_{st} + C_{st-t}}{N} \right) + C_{fin}$$

Costo della pressofusione	$C_p$	[€]	14,59
---------------------------	-------	-----	-------

Analogamente, per gli altri pezzi prodotti con la medesima tecnologia, si otterrebbe:

In definitiva, il costo totale dei componenti pressofusi sarebbe di circa 240€ a esoscheletro.

## Bibliografia

- A.J. van den Bogert; *Exotendons for assistance of human locomotion*; BioMedical Engineering; par 2; pag 17, 2003.
- Armillotta A.; *Industrializzazione rapida*; dispensa corso 2008/2009
- Armillotta A.; *Tecnologie meccaniche e sistemi di lavorazione*; dispensa corso 2007/2008
- Bien Z.Z., Stefanov D.; *Advances in rehabilitation robotics: Human-friendly technologies on movement*; Volume 43, Number 5, 2006 assistance and restoration for people with disabilities. Berlin (Germany): Springer; 2004.
- Boothroyd, Dewhurst, Knight; *Product design for manufacture and assembly*; Ed. Dekker, 2002
- Butterworth-Heinemann; *Design for manufacturing: a structured approach*; POLI, , 2001
- C.A. Avizzano, A. Frisoli, M. Bergamasco; *Tecnologie robotiche e di ambienti virtuali per la neuro riabilitazione*; Scuola Superiore S.Anna; Pisa, 2008
- Cherkin DC, Deyo RA, Battie MC, Street JH, Hunt M, Barlow W; *A Comparison of Physical Therapy, Chiropractic Manipulation or an educational booklet for the treatment for low back pain*. NEJM 339; 1021-1029; 1998
- Coco M., Perciavalle V.; *Elementi di tecnica e didattica delle attività motorie e sportive*. Cavallotto; 2009
- D.P. Ferris, J.M. Czerniecki, e B. Hannaford; *An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Pneumatic Muscles*. *Appl. Biomech*, 21(2): 189– 197, 2005
- D.P. Ferris. *Powered Lower Limb Orthoses for Gait Rehabilitation*. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*; 11(2):34–49, 2005
- Dott. Francesco Centofanti; *Protocollo per la rieducazione del ginocchio dopo interventi di ricostruzione del legamento crociato anteriore*; Centro di Documentazione W.Pabisch, Cortina d'Ampezzo; 2000
- Dott. Sergio Lupo; *Sport & Medicina*; Istituto di Medicina e Scienza dello Sport del C.O.N.I.; 2009
- Dumitru D, Amato A, Zwarts MJ; *Electrodiagnostic Medicine (second edition)*. Hanley & Belfus Publishers, Philadelphia; 2002
- E. De Giovannini; *Il trattamento riabilitativo nelle lesioni traumatiche dell'arto inferiore*; Edizioni SBM, Parma 1988

- E.J. Vos, M.G. Mullender, and G.J. Ingen Schenau. Electromechanical delay in the vastus lateralis muscle during dynamic isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 60(6):467–471, 1990
- E.R. Kandel, J.H. Schwartz, T.M. Jessell et al. *Essentials of neural science and behavior*. Appleton & Lange, 1995
- Finch L, Barbeau H, Arsenault B. *Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait re training strategy*. *Phys Ther*;71:842-55; 1991
- G. Spinatonda, *Scienza Riabilitativa (12)*, Fondazione Salvatore Maugeri Clinica del Lavoro e della Riabilitazione, Veruno, 1997
- G.B. Monti; *Tecniche propriocettive nel programma di riabilitazione dell'atleta e loro basi anatomico-fisiologiche*; Convegno Associazione Nazionale dello Sport dell'Università "G.D'Annunzio"; pp. 160-165, 1992
- G.S. Sawicki, K.E. Gordon, e D.P. Ferris. *Powered Lower Limb Orthoses: Applications in Motor Adaptation and Rehabilitation*. *Rehabilitation Robotics, 2005 (ICORR)*. 9th International Conference, 206–211, 2005
- Gibbs S., Harvey I.; *Topical treatments for cutaneous warts*. Skin Group, 2001
- Green Car Congress; *A123Systems Launches New Higher-Power, Faster Recharging Li-Ion Battery Systems*; 2005
- Gresham G. E., Duncan P. W., Stason W. B.; *Post-Stroke Rehabilitation*, U.S. Department of Health and Human Services, Agency for Health Care Policy and Research, Rockville, Md.; 1995
- H. Kawamoto and Y. Sankai. *Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person*. *ICCHP*, pagine 196–203, 2002
- Heinzmann J, Zelinsky J.; *A safe-control paradigm for human-robot interaction*. *J Intell Robot Syst*.;25(4): 295–310. 1999
- Hesse S, Sarkodie-Gyan T, Uhlenbrock D .; *Development of an advanced mechanized gait trainer, controlling the movement of the center of mass, for restoring gait in non-ambulant subjects*. *Biomed Tech* ;44 :194-201. 1999
- Hesse S., Uhlenbrock D.; *A mechanized gait trainer for restoration of gait*; *Journal of Rehabilitation Research and Development*; Vol . 37 N°6; Pages 701-708; 2000
- Hirzinger G., Sporer N., Albu-Shäffer A., Hähle M., Krenn R., Pascucci A., Schedl R.; *DLR's torquecontrolled light weight robot III – are we reaching the technological limits now?*; *IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* Washington; pp. 1710–1716; 2002
- Hogan N.; *Impedance control: An approach to manipulation: Part I—Theory*. *J Dyn Syst Meas Control*.;107(1):1–7. 1985

J.E. Pratt, B.T. Krupp, C.J. Morse, e S.H. Collins. *The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. Robotics and Automation, 2004 (ICRA). Proceedings of the 2004 IEEE International Conference*, 3:2430–2435, 2004

J.V. Basmajian, C.J. De Luca. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. Williams & Wilkins, 1985

Jezernik S, Colombo G, Morari M.; *Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-dof robotic orthosis*. IEEE Trans Robotics Automation.;20:574–582. 2004

Jezernik S, Scharer R, Colombo G , Morari M. *Adaptive robotic rehabilitation of locomotion: A clinical study in spinally injured individuals*. Spinal Cord.;41(12): 657–66; 2003

Jezernik S., Colombo G., Morari M.; *Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis*. IEEE Trans Rob Autom.;20(3):574–82. 2004

K. Kasaoka e Y. Sankai. *Predictive control estimating operator's intention for stepping-up motion by exo-skeleton type power assist system HAL. Intelligent Robots and Systems, 2001 (IROS)*. Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ International Conference, 3, 2001

Kawamoto H., Sankai Y.; *Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person*; Springer Berlin / Heidelberg; 2002

Kawarazaki N, Hoya I, Nishihara K, Yoshidome T.; *Cooperative welfare robot system using hand gesture instructions*. Advances in rehabilitation robotics: Human-friendly technologies on movement assistance and restoration for people with disabilities. Berlin (Germany): Springer;. p. 143–53. 2004

Koes B W, Bouter L M, Beckerman H, van der Heijden G J M G, Knipschild P G; *Physiotherapy exercises and back pain: a blinded review*. BMJ 302;1572-1576; 1991

Kutz M.(Editore capo); *Standard handbook of biomedical engineering and design*; McGraw-Hill Companies, Inc; 2003

Lathan C. E., Kinsella A., Rosen M. J., Winters J., Trepagnier C.; *Aspects of human factors engineering in home telemedicine and telerehabilitation systems*; Telemedicine Journal, 5;, 169-175, 1999

Lindsay A.; *Accelerometer - Getting Started*; Parallax Inc, 2005

Lotze M, Braun C, Birbaumer N, Anders S, Cohen L.; *Motor learning elicited by voluntary drive*. Brain. ; 126:866–872. 2003

Lum P.S., Van der Loos M., Shor P., Burgar C.G.; *A robotic system for upper-limb exercises to promote recovery of motor function following stroke*; Dept. of Functional Restoration, Stanford University; 2000

Luscher M.; *Il Test dei Colori*. Astrolabio Edizioni, 1976

- M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla, and D. Stokic; *Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control, and Application*; Springer-Verlag, 1990
- Mark H. Beers, Thomas V. Jones; *The Merck Manual of Health and Aging*; Merck Research Laboratories Merck & Co., Inc. Whitehouse Station, N.J., 2005
- Mokhtari M, Feki MA, Abdulrazak B, Grandjean B.; *Toward a human-friendly user interface to control an assistive robot in the context of smart homes*. Advances in rehabilitation robotics: Human-friendly technologies on movement assistance and restoration for people with disabilities. Berlin (Germany): Springer; p. 47–56. 2004.
- Murero M., Rice R.E.; *The internet and health care: theory, research, and practice*; Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 2006
- Myer G.D., Paterno M.V., Ford K., Quatman C., Hewett T.; *Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase*. J. of orthopaedic & sport physical therapy; vol. 36; 6; 2006
- Nash MS, Jacobs PL, Johnson BM, Field-Fote EC. *Metabolic and cardiac responses to robotic-assisted locomotion in motor-complete tetraplegia: A case report*. J Spinal Cord Med.;27(1):78–82. 2004
- Prins J, Cutner D. *Aquatic therapy in the rehabilitation of athletic injuries*. Clin Sports Med.;18(2):477-461; 1999
- Reinkensmeyer David J.; *Rehabilitators*; University of California, Irvine, California; 2003
- Riener R., Lünenburger L., Colombo G.; *Human-centered robotics applied to gait training and assessment*; Journal of Rehabilitation Research & Development; Volume 43, N° 5, Pag. 679–694; 2006
- Riener R., Lünenburger L., Colombo G.; *Human-centered robotics applied to gait training and assessment*; Swiss Federal Institute of Technology (ETH); 2005
- S. Zhou, D.L. Lawson, W.E. Morrison, e I. Fairweather. *Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation*. European Journal of Applied Physiology, 70(2):138–145, 1995
- Sankai Y.; *Comunicato stampa "Robot Suit HAL (ROBOT SUIT HAL) CYBERDYNE Inc."*; Cyberdine;2003
- Shaw T.; *Accelerated rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction*. Physical Therapy in sport..3, 19-26. 2002
- Shellock FG, Prentice WE; *Warming-up and stretching for improved physical performance and prevention of sports-related injuries*. Sports Med. 1985 Jul-Aug;2(4):267-78
- Siciliano B.; Khatib O.; *Springer Handbook of Robotics*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008



Smith D. S., Goldenberg E., A. Ashburn, G. Kinsella, K. Sheikh, P. J. Brennan, T. W. Meade, D. W. Zutshi, J. D. Perry, and J. S. Reeback; Remedial therapy after stroke: A randomised controlled trial, *British Medical Journal* 282:517-520; 2001

Surdilovic D, Bernhardt R, Schmidt T, Zhang J; *String-man: A novel wire robot for gait rehabilitation*. *Advances in Rehabilitation Robotics*. Springer-Verlag;413–424. 2004  
Tagesson S., Oberg B., Good L., Kvist J.; *A comprehensive rehabilitation program with quadriceps strengthening in closed versus open kinetic chain exercises in patients with anterior cruciate ligament deficiency: a randomized clinical trial evaluation dynamic tibial translation and muscle function*. *Am J Sport Med*; 36; 298; 2008

Taub, E., Uswatte, G.; *Constraint-Induced Movement therapy based on behavioral neuroscience*; *Handbook of Rehabilitation Psychology*. pp. 475-496. American Psychological Association, 2000

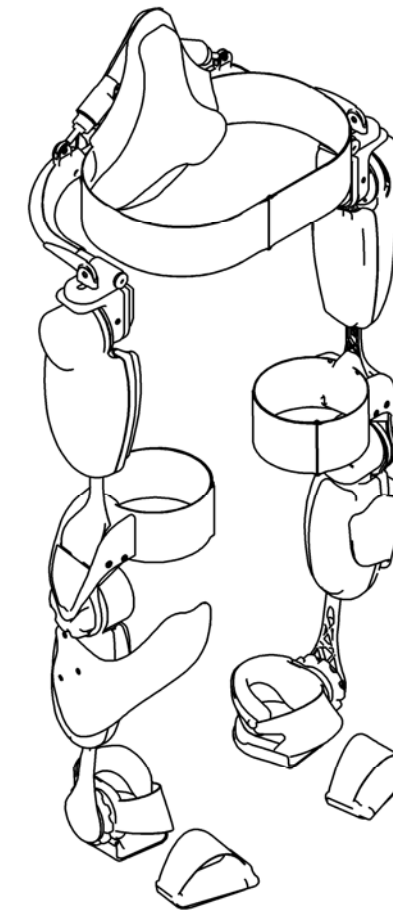
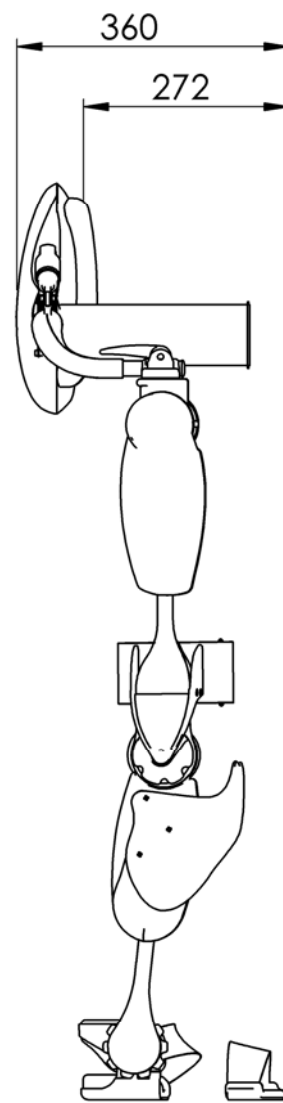
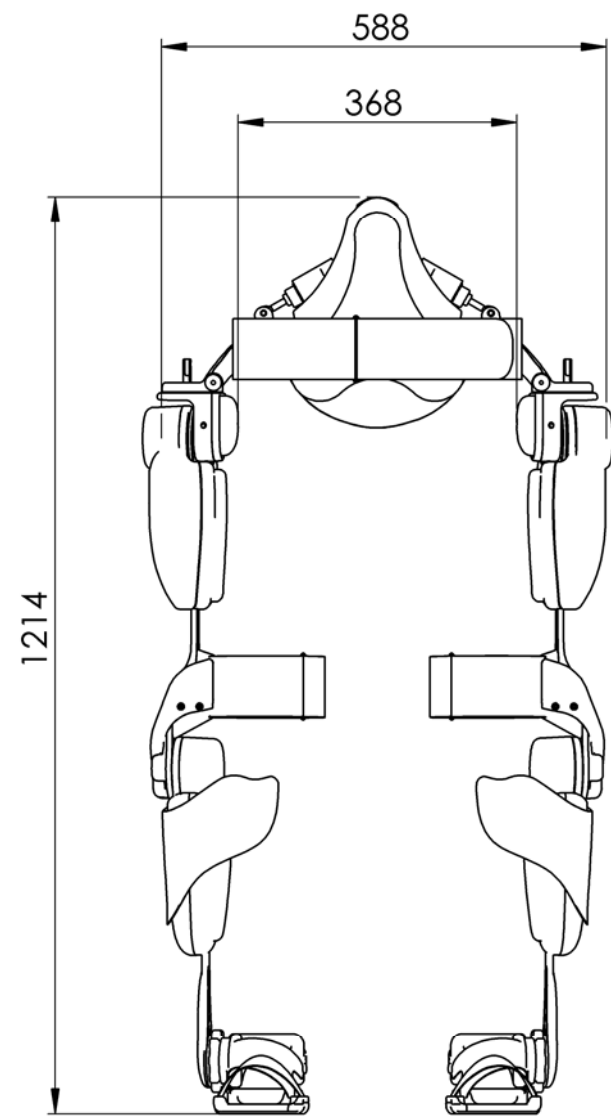
Tsepis E., Vagenas G., S. Ristanis, A. D. Georgoulis. *Thigh muscle weakness in ACL-deficient knees persist without structured rehabilitation*. *Clin orthopaedic and related research*, 450, pp211-218; 2006

Vukobratović, Miomir, Borovac, Branislav. *Zero-moment point—Thirty five years of its life*. *International Journal of Humanoid Robotics*, Vol. 1, No. 1, pp. 157-173, 2004

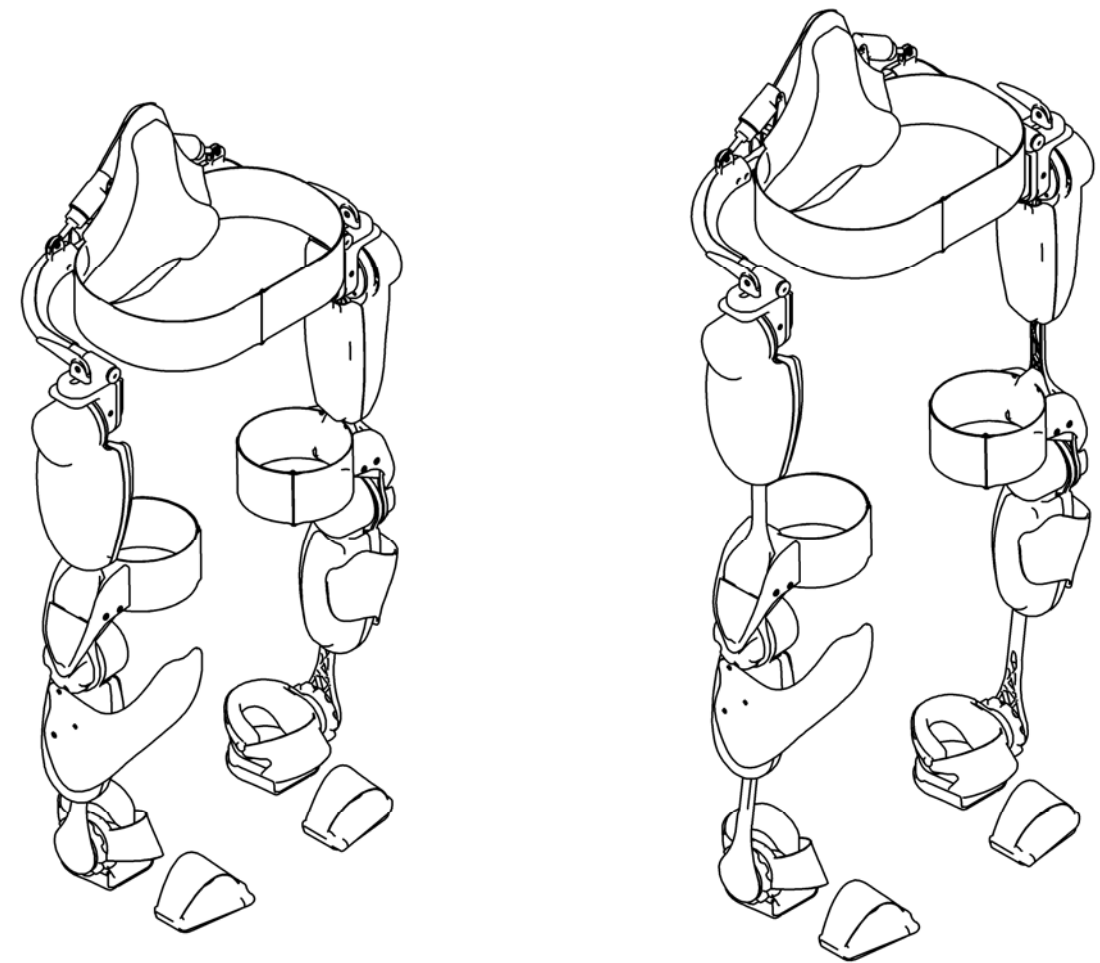
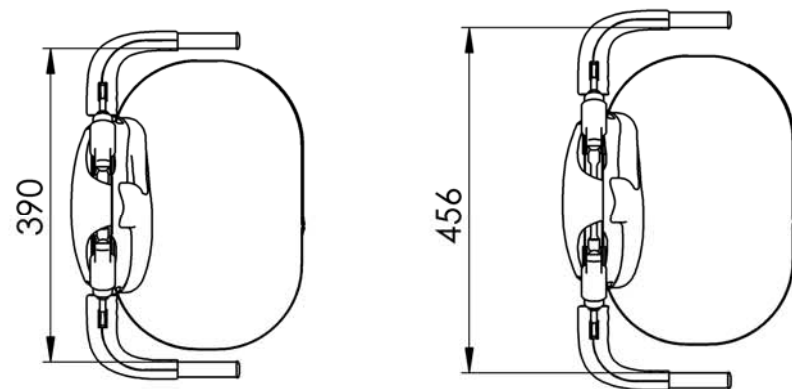
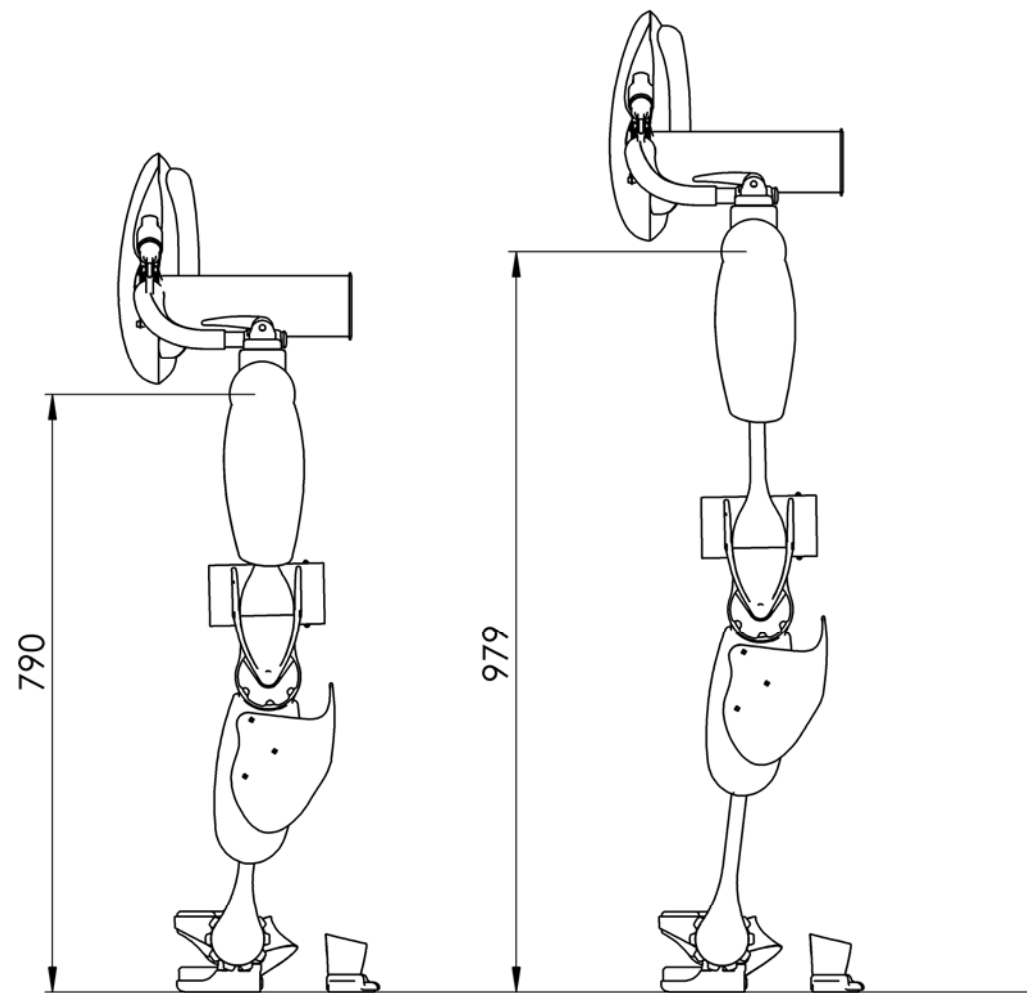
William D., Callister Jr; *Materials Science and Engineering: An Introduction*. Wiley, 1999  
Wirz M., Zemon D.H., Rupp R., Scheel A., Colombo G., Dietz V., Hornby T.G.; *Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial*. *Arch Phys Med Rehabil*; 86:672-80; 2005

Worrell T., Karst G., D. Adamczyk, R. Moore; *Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contraction of the hamstrings and gluteus maximus muscle*. *Journal of orthopedic sport physical therapy*; 31 (12): 730-740; 2001

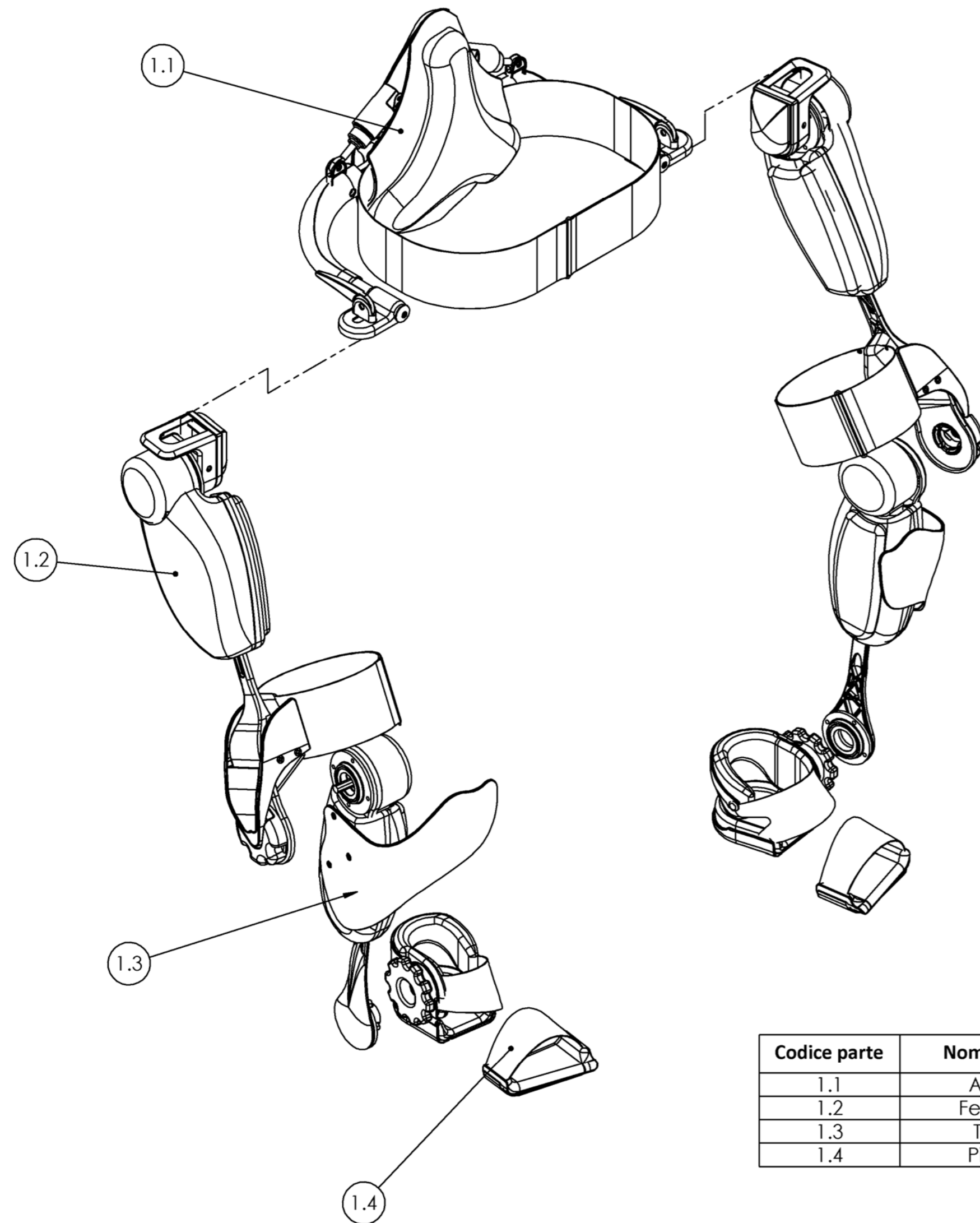
Zinn M, Roth B, Khatib O, Salisbury JK.; *A new actuation approach for human friendly robot design*. *Int J Robot Res*;23(4–5):379–98. 2004



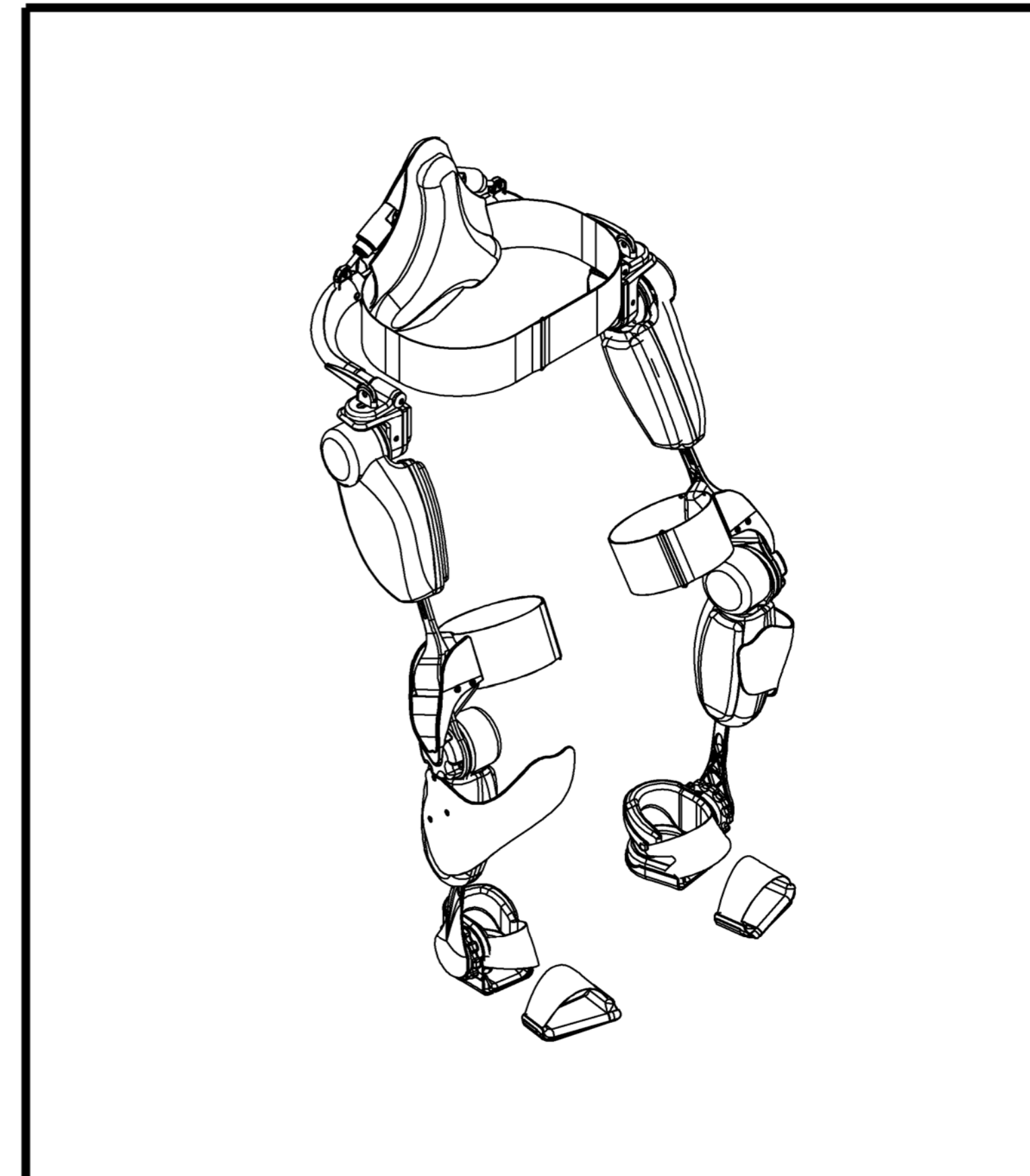
	Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering		
	Studente: Eugenio PINI	TITOLO TESI: <b>Esoscheletro a scopo riabilitativo per arti inferiori</b>	
SE NON SPECIFICATO: - quote in millimetri - finitura superficie: SPE#3 - tolleranze: ±0,35 mm - sforno: 1°	Relatrice: Marita CANINA	TITOLO TAVOLA: <b>Prospetti</b>	N°TAVOLA: <b>1</b>
	DATA: 21/07/2010	A.A. 2009/2010	PESO: 15Kg
		A3	FOGLIO 1 DI 7



	Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering		
	Studente: Eugenio PINI	TITOLO TESI: <b>Esoscheletro a scopo riabilitativo per arti inferiori</b>	
SE NON SPECIFICATO: - quote in millimetri - finitura superficie: SPE#3 - tolleranze: $\pm 0,35$ mm - sforno: 1°	Relatrice: Marita CANINA	TITOLO TAVOLA: <b>Estensioni massime</b>	N°TAVOLA: <b>2</b>
DATA: 21/07/2010	A.A. 2009/2010	PESO: 15Kg	SCALA: 1:10
		A3	FOGLIO 2 DI 7



Codice parte	Nome parte	Tavola di riferimento
1.1	Anca	4
1.2	Femore	5
1.3	Tibia	6
1.4	Piede	7



Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering

Studente:  
Eugenio PINI

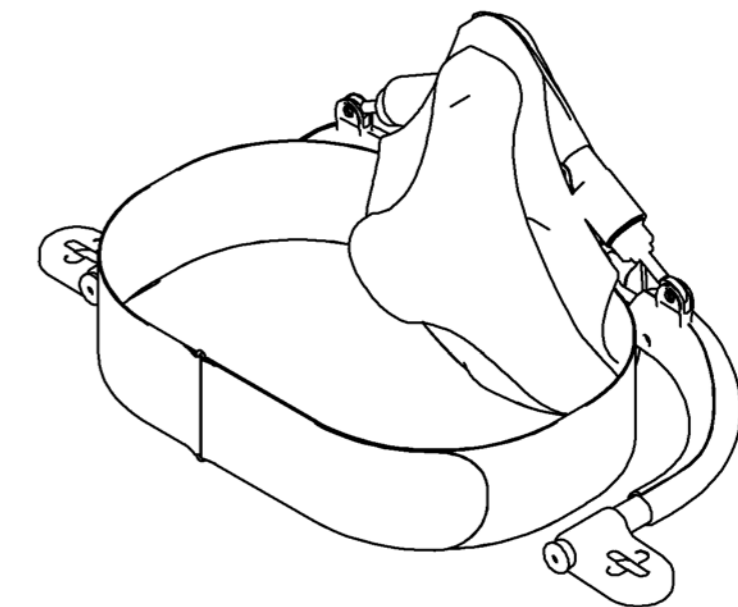
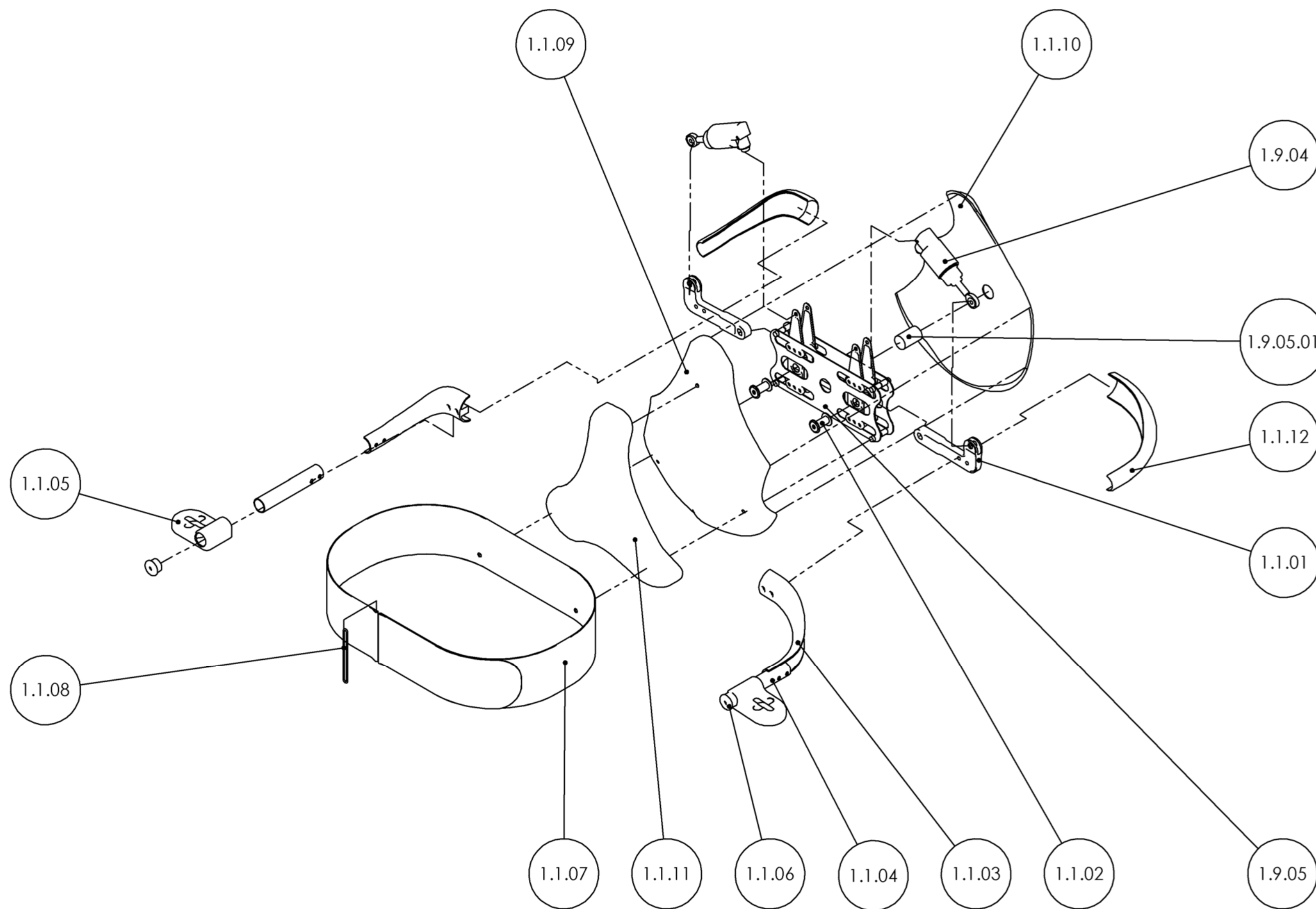
TITOLO TESTI:  
Esoscheletro a scopo riabilitativo  
per arti inferiori

SE NON SPECIFICATO:  
- quote in millimetri  
- finitura superficiale: SFE#3  
- tolleranze: ±0,35 mm  
- sforno: 1°

Relatrice:  
Marita CANINA

TITOLO TAVOLA:  
Esplosivo generale

N°TAVOLA:  
3



Num. articolo	Nome parte	Descrizione	Make/Buy	Quantità	Peso [g]
1.1.01	Abduzione/Adduzione	AISI 304	M	2	159
1.1.02	Perno add/abd	AISI 304	M	2	94
1.1.03	Inclinazione V3 - Interno	Al 6060 - O	M	2	89
1.1.04	Allungo perone	AISI 304	M	2	50
1.1.05	perone V2 - Rotazione	Al 6060 - O	M	2	127
1.1.06	Tappo allungo perone	ABS riciclato	B	2	2
1.1.07	Cinghia vita	Tessuto + Velcro	B	1	31
1.1.08	Fibia	AISI 304	M	1	4
1.1.09	Protezione Schiena Esterna	Zama 13	M	1	150
1.1.10	Protezione Schiena Interna	Zama 13	M	1	168
1.1.11	Cuscino Schienale	PU	M	1	103
1.1.12	Inclinazione V3 - Esterno	ABS riciclato	M	2	46
1.9.04	Attuatore lineare pneumatico		B	2	649
1.9.05	Cremagliera per Anca		B	1	689
1.9.05.01	Regolazione vite - Vite	AISI 304	M	1	10
<b>TOTALE</b>				<b>23</b>	<b>2371</b>



Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering

Studente:  
Eugenio PINI

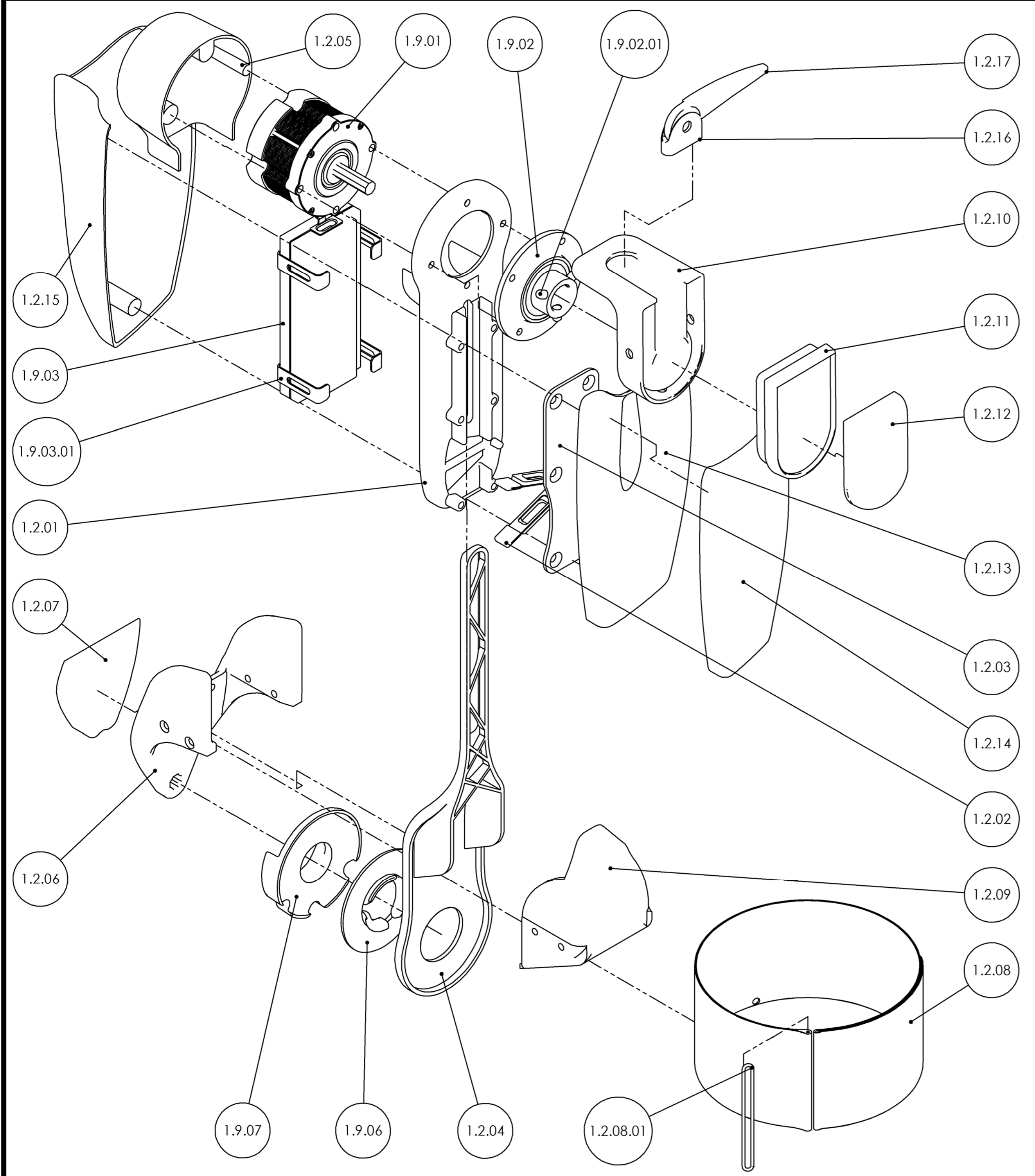
TITOLO TESI:  
Esoscheletro a scopo riabilitativo  
per arti inferiori

SE NON SPECIFICATO:  
- quote in millimetri  
- finitura superficiale: SPE#3  
- tolleranze: ±0,35 mm  
- sforno: 1°

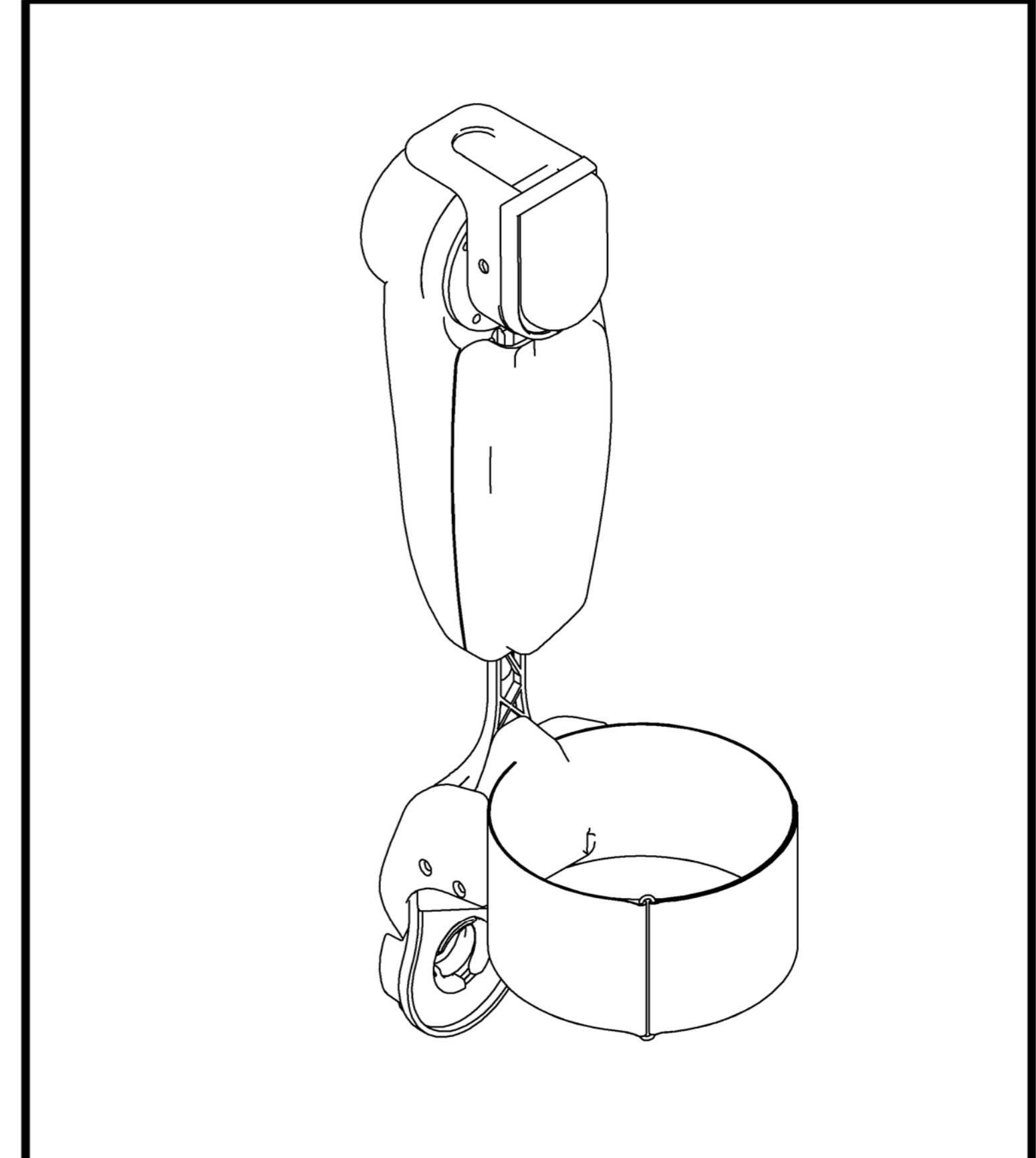
Relatrice:  
Marita CANINA

TITOLO TAVOLA:  
Esploso Anca

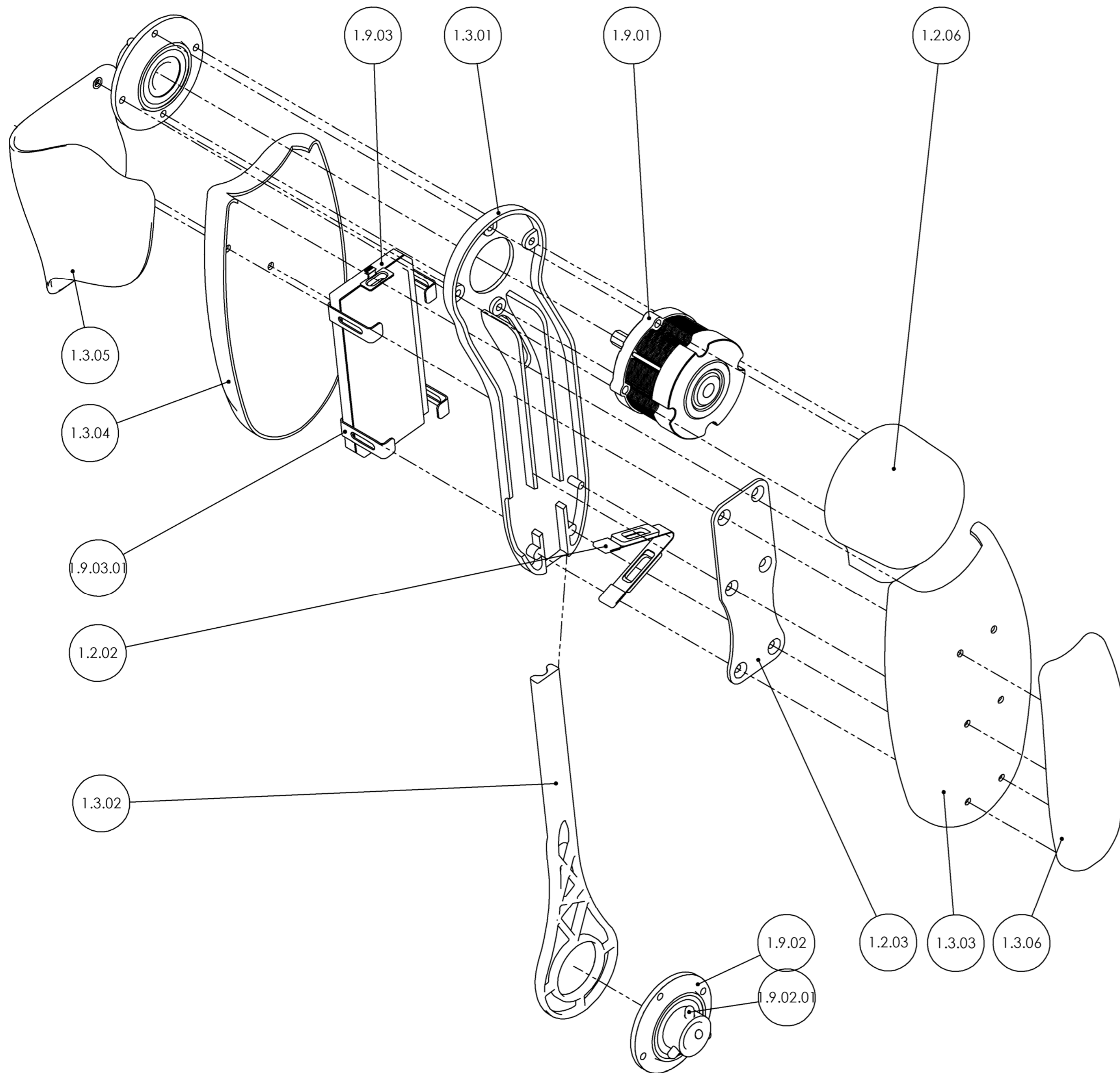
N° TAVOLA:  
4



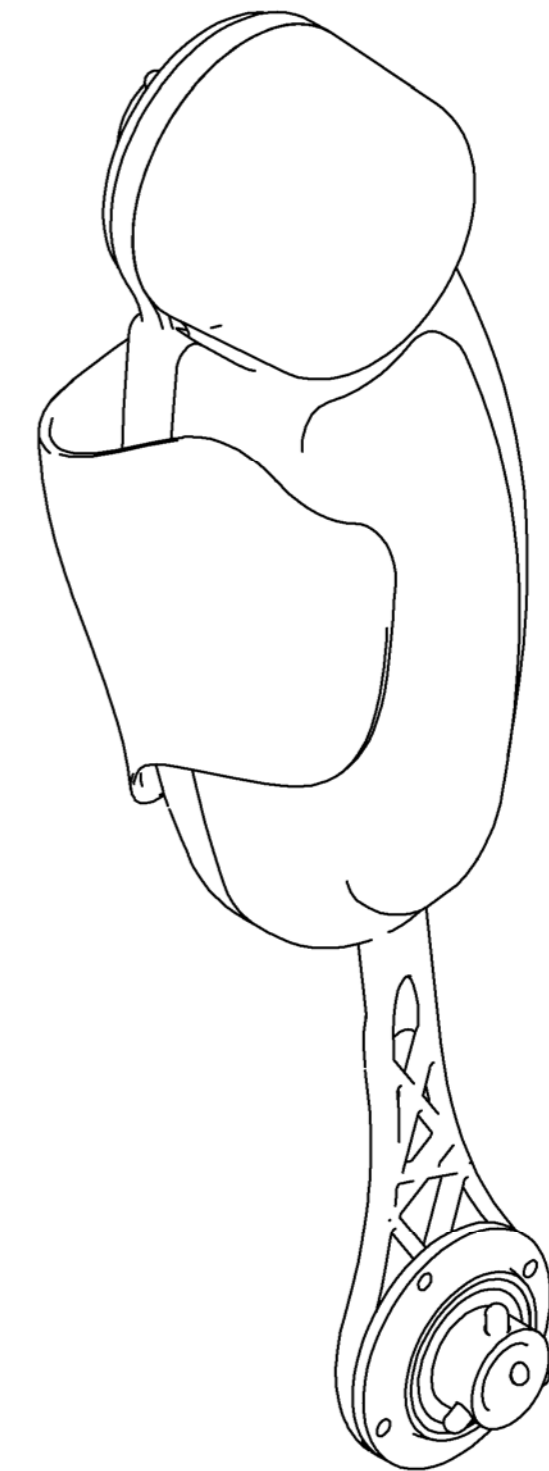
N° articolo	Nome parte	Materiale	Make/Buy	Quantità	Peso
1.2.01	Femore Superiore v7	Al 6060 - O	M	1	241
1.2.02	Molla V	Acciaio armonico	M	1	13
1.2.03	Femore Superiore v7 - piastra	AISI 304	M	1	50
1.2.04	Femore Inferiore v7	Al 6060 - O	M	1	209
1.2.05	Calotta motore	Zama 13	M	1	132
1.2.06	Trasmissione - Ginocchio	Al 6060 - O	M	1	183
1.2.07	Ginocchio - cuscino esterno	PU	M	1	10
1.2.08	Cinghia coscia	Tessuto + velcro	M	1	35
1.2.08.01	Fibia	AISI 304	M	1	2
1.2.09	Ginocchio interno	PU	M	1	73
1.2.10	perone V2	Al 6060 - O	M	1	129
1.2.11	Copertura Perone	ABS riciclato	M	1	10
1.2.12	Cuscino Perone	PU	M	1	40
1.2.13	Coscia Interna	Zama 13	M	1	142
1.2.14	Cuscino Coscia Interna	PU	M	1	124
1.2.15	Coscia Esterna	Zama 13	M	1	158
1.2.16	Blocco Perone	Zama 13	M	1	32
1.2.17	Blocco Perone - Maniglia	ABS riciclato	M	1	30
1.9.01	Hybrid 29SM-K379U		B	1	900
1.9.02	snr_uspft204_1		B	1	30
1.9.02.01	snr_uspft204_1_02		B	3	2
1.9.03	Batteria		B	1	200
1.9.03.01	cavalletto		B	2	30
1.9.06	Baionetta - Fisso		B	1	
1.9.07	Baionetta - Mobile		B	1	
TOTALE				28	2775



	Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering		
	Studente: Eugenio PINI	TITOLO TESI: Esoscheletro a scopo riabilitativo per arti inferiori	
Relatrice: Marita CANINA	TITOLO TAVOLA: Esploso Femore	N°TAVOLA: 5	
SE NON SPECIFICATO: - quote in millimetri - finitura superficiale: SPE#3 - tolleranze: ±0,35 mm - sforno: 1°	DATA: 21/07/2010	A.A.: 2009/2010	PESO: 2,7kg
		SCALA: 1:2	A2
			FOGLIO 5 DI 7



Num. articolo	Nome parte	Materiale	Make/Buy	Quantità	Peso [g]
1.2.02	Molla a V	Acciaio armonico	M	1	13
1.2.03	Piastra Blocco Binda	Al 6060 - O	M	1	50
1.2.06	Calotta motore	Zama 13	M	1	132
1.3.01	Tibia v7 - Alto	Al 6060 - O	M	1	238
1.3.02	Tibia v7 - Basso	Al 6060 - O	M	1	180
1.3.03	Stinco - Interno	Zama 13	M	1	205
1.3.04	Stinco - Esterno	Zama 13	M	1	208
1.3.05	Parastinco	Zama 13	M	1	238
1.3.06	Cuscino Tibia	PU	M	1	92
1.9.01	Hybrid 29SM-K379U		B	1	900
1.9.02	snr_uspft204_1 - 02		B	1	30
1.9.02.01	snr_uspft204_1_02		B	2	2
1.9.03	Batteria		B	1	200
1.9.03.01	cavalletto		B	2	30
				TOTALE	2518



Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering

Studente:  
Eugenio PINI

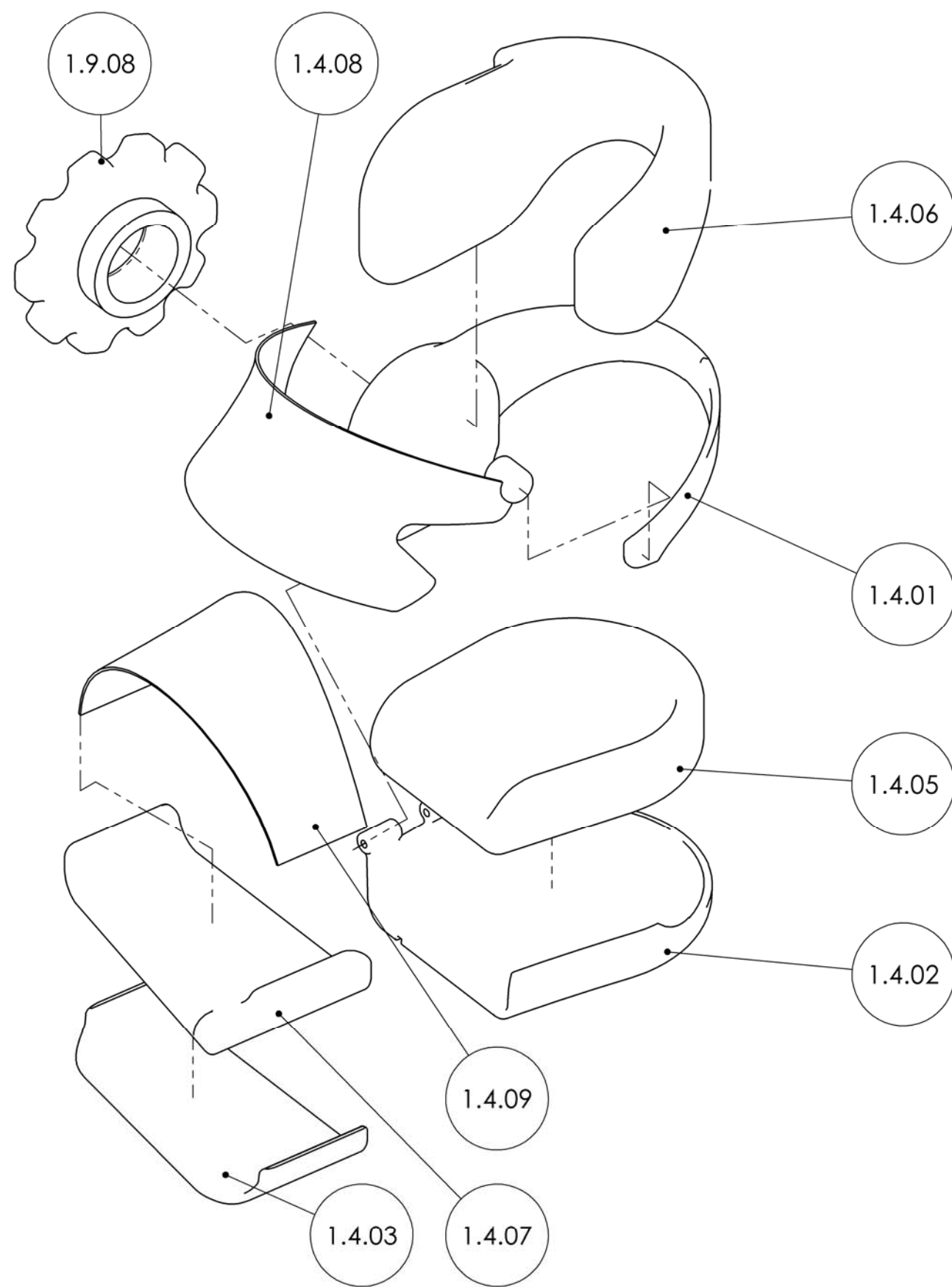
TITOLO TEST:  
Esoscheletro a scopo riabilitativo  
per arti inferiori

SE NON SPECIFICATO:  
- quote in millimetri  
- finitura superficiale: SFE#3  
- tolleranze: ±0,35 mm  
- sforno: 1°

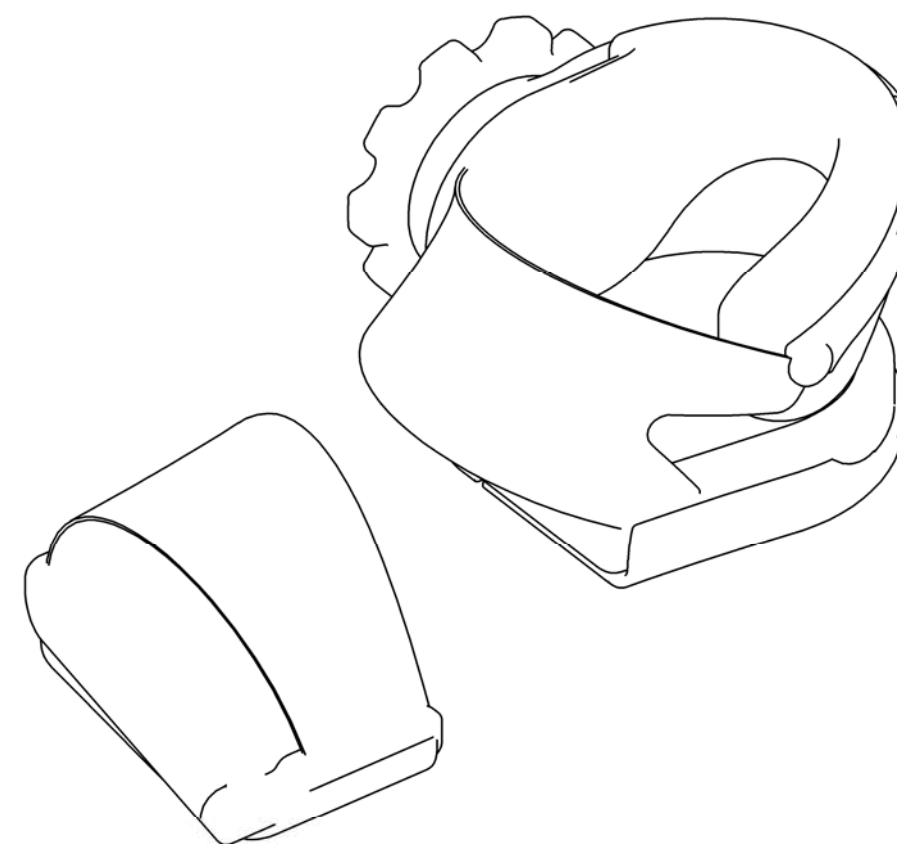
Relatrice:  
Marita CANINA

TITOLO TAVOLA:  
Esplosio Tibia

N° TAVOLA:  
6



Num. articolo	Num. parte	Materiale	Make/Buy	Quantità	Peso [g]
1.9.08	Baionetta caviglia		B	1	82
1.4.01	Caviglia - Superiore	Al 6060 - O	M	1	220
1.4.02	Caviglia - Inferiore	Al 6060 - O	M	1	206
1.4.03	pianta piede	Al 6060 - O	M	1	138
1.4.05	Imbottitura caviglia bassa	PU	M	1	120
1.4.06	Imbottitura caviglia	PU	M	1	237
1.4.07	Imbottitura piede	PU	M	1	80
1.4.08	Fascia tibiotarsica	Tessuto + Velcro	M	1	15
1.4.09	Fascia Puntale	Tessuto + Velcro	M	1	15
			TOTALE	9	1113



	Politecnico di Milano Bovisa ~ Facoltà del Design ~ Corso di Laurea Magistrale in Design & Engineering		
	Studente: Eugenio PINI	TITOLO TESI: <b>Esoscheletro a scopo riabilitativo per arti inferiori</b>	
SE NON SPECIFICATO: - quote in millimetri - finitura superficie: SPE#3 - tolleranze: ±0,35 mm - sforno: 1°	Relatrice: Marita CANINA	TITOLO TAVOLA: <b>Esploso Piede</b>	N°TAVOLA: <b>7</b>
	DATA: 21/07/2010	A.A. 2009/2010	PESO: 1.1Kg
			A3
FOGLIO 7 DI 7			