

CYBERLEGS: un nuovo sistema robotico per gli amputati di arto inferiore

Nicola Vitiello*, **, Francesco Giovacchini*, Mario Cortese*, Andrea Parri*,
Tingfang Yan*, Marko Munih***, Dirk Lefeber****, Raffaele Molino-Lova*

1. INTRODUZIONE: LE MOTIVAZIONI DEL PROGETTO CYBERLEGS

1.1. Cause ed incidenza delle amputazioni di arto inferiore

La perdita totale o parziale di un arto inferiore è una condizione fortemente disabilitante che compromette la salute ed il benessere di molte persone nel mondo. Ci sono differenti ragioni che possono portare ad un'amputazione dell'arto inferiore, quali il diabete, le malattie vascolari, eventi traumatici, tumori, o malformazioni congenite.

Il numero crescente di amputazioni di arto inferiore rappresenta oggi una sfida per il sistema sanitario di molti paesi e nuove strategie si rendono necessarie per ridurre l'incidenza, e per mitigare l'impatto sulla salute e la qualità della vita degli amputati, e la sostenibilità dei costi del sistema di assistenza (Ephraim et al., 2003).

L'incidenza della totalità delle amputazioni di arto inferiore cambia molto tra i vari paesi: ad esempio, mentre in Giappone l'incidenza (molto bassa) è di 0.4 casi all'anno per 10,000 abitanti, nel Regno Unito i casi annui sono 2 per 10,000 abitanti, ed in alcune comunità degli Stati Uniti (es.: la popolazione maschile di nativi americani della regione dei Navajo) si raggiungono valori (molto alti) di 10 casi annui per 10,000 abitanti (Ephraim et al., 2003). Per avere una migliore stima della dimensione del problema, occorre immaginare che solo negli Stati Uniti ogni anno vi sono 150,000 nuove amputazioni di arto inferiore causate da patologie vascolari¹.

* The BioRoboticsInstitute, Scuola Superiore Sant'Anna, viale Rinaldo Piaggio 34, 56025, Pontedera (PI), Italy.

** Don Carlo Gnocchi Foundation, via di Scandicci 256, 50143, Firenze, Italy.

*** Laboratory of Robotics, Faculty of Electrical Engineering, University of Ljubljana, Tržaška 25, SI-1000 Ljubljana, Slovenia.

**** Department of Mechanical Engineering, Faculty of Applied Sciences, VrijeUniversiteitBrussel, Pleinlaan 2, B-1050 Brussels, Belgium.

¹ <http://www.amputee-coalition.org>.

Sebbene gli studi epidemiologici evidenzino differenze nell'incidenza tra i vari paesi industrializzati, vi sono due fattori che possono essere definiti universali. Il primo fattore riguarda la causa delle amputazioni. In tutti i paesi la principale causa di amputazione di arto inferiore è l'insorgere di patologie vascolari periferiche (quali le arteriosclerosi, le conseguenze del diabete mellito, la malattia di Buerger). Si stima che negli Stati Uniti circa l'80% delle amputazioni sono la conseguenza di patologie vascolari, mentre solo il 15% delle amputazioni è conseguenza di un evento traumatico (il rimanente 5% delle amputazioni è dovuto a tumori o malformazioni congenite). Il secondo fattore riguarda l'aumento dell'incidenza delle amputazioni come conseguenza del processo di invecchiamento della popolazione. Questo è dovuto al fatto che le persone ultrasessantenni sono quelle che hanno il maggiore rischio di subire un'amputazione 'vascolare' (Ephraim et al., 2003; The Global Lower Extremity Amputation Study Group, 2000; Dillingham, Pezzin, and MacKenzie, 2002). Questo aspetto è molto critico se si considera che l'invecchiamento della popolazione è una delle sfide sociali che i paesi industrializzati devono affrontare nell'immediato futuro. Ad esempio, in Europa, si prevede che nei prossimi 40 anni, circa il 35% della popolazione avrà un'età superiore ai 60 anni. Questa prospettiva impone agli ingegneri (ed in particolare ai bio-ingegneri) di considerare strategie e soluzioni che permettano l'evoluzione verso una società dove questa parte della popolazione possa il più possibile rimanere creativa, produttiva, autonoma ed indipendente (United Nations, 2009; Healthy ageing: keystone for a sustainable Europe, 2007).

Le amputazioni di arto inferiore possono essere di differente livello; possono interessare il *piede* (amputazione digitale, transmetatarsale, di Lisfranc, di Chopart, di Pirogof, di Syme, o disarticolazione della caviglia), la *gamba* (transitibiale, disarticolazione del ginocchio), la *coscia* (transfemorale), o il *bacino* (disarticolazione dell'anca, emipelvectomy). Sebbene tutte le amputazioni siano causa di una condizione di disabilità per il paziente, le amputazioni che interessano la coscia ed il bacino hanno sicuramente un maggiore effetto peggiorativo sulla qualità della vita e sullo stato di salute del paziente².

Le amputazioni *transfemorali* rappresentano oggi circa il 20% di tutte le amputazioni di arto inferiore; solo negli Stati Uniti si registrano 30,000 nuove amputazioni transfemorali ogni anno (Dillingham, Pezzin, and MacKenzie, 2002). In Europa le stime sono molto simili; in Italia ogni anno si registrano circa 3,800 nuove amputazioni transfemorali³.

1.2. Le sfide per gli amputati transfemorali

Gli amputati transfemorali affrontano due sfide ben definite nello svolgere attività di vita quotidiana: (i) ogni compito motorio legato alla deambulazione (es.: camminare, salire/scendere le scale, alzarsi e sedersi) richiede un maggiore sforzo

² Sebbene le amputazioni a livello del bacino rappresentino una condizione fortemente disabilitante per il paziente il progetto CYBERLEGS ha inizialmente posto l'attenzione sullo sviluppo di soluzioni per amputati transfemorali.

³ Ministero della Salute, <http://www.salute.gov.it/>

fisico (e quindi un maggior consumo energetico) e mentale (o altrimenti detto sforzo cognitivo); (ii) la deambulazione è meno stabile.

Cammino lento e con maggiore sforzo fisico. Studi biomeccanici hanno evidenziato che maggiore è il livello dell'amputazione e maggiore è la spesa energetica della camminata. In questo ambito, uno studio famoso fu svolto negli anni '70 (Waters et al., 1976): lo studio – intitolato *Energy Cost of Walking of Amputees: The Influence of Level of Amputation* – analizzò il consumo energetico della camminata in 70 amputati di arto inferiore di vario livello (sia amputati traumatici che vascolari). In questo studio, Waters ed i suoi colleghi dimostrarono anche che gli amputati transfemorali – rispetto ad un soggetto non amputato – optano per una camminata molto lenta: rispetto ad un soggetto non amputato la velocità si riduce di un fattore 0.6 mentre il consumo energetico aumenta di un fattore 1.3. Questo stesso studio evidenziò anche che questi numeri peggiorano nel caso di amputati transfemorali 'vascolari': in questo caso la velocità si riduce di un fattore 0.4 mentre il consumo energetico aumenta di un fattore 2.5. In altre parole, un amputato transfemorale 'vascolare' cammina in genere molto più lentamente e con uno sforzo fisico (ed un associato consumo energetico) molto più alto rispetto ad un soggetto non amputato.

Scale, gradini e superfici inclinate. Per gli amputati transfemorali salire e scendere gradini o camminare su superfici inclinate è molto più difficile. Ad esempio, nel caso delle scale, gli amputati transfemorali affrontano un gradino per volta, con una strategia *step-by-step* invece che *step-over-step*: in genere con l'articolazione di ginocchio della protesi bloccata in iperestensione essi salgono il gradino con l'arto sano e su questo fanno leva per sollevare la protesi e portarla sul medesimo gradino. È chiaro come in questo caso l'arto sano diventi fondamentale per portare avanti il compito motorio e si faccia carico di tutto lo sforzo. Questo è conseguenza del fatto che il ginocchio protesico è nella maggior parte dei casi passivo e quindi incapace di provvedere la potenza meccanica necessaria a sollevare la persona al gradino successivo.

Maggiore sforzo mentale e minore stabilità. Gli amputati transfemorali hanno bisogno di maggiore concentrazione per camminare, dal momento che percepiscono una minore stabilità ed il continuo rischio di inciampare e cadere. Questo fatto è oggi una motivazione per molte attività di ricerca che – andando oltre gli studi come quello di Waters et al. (1976) – cercano di misurare lo sforzo mentale che gli amputati transfemorali sostengono nei compiti motori di locomozione (Chin et al., 2006; Johansson et al., 2005; Perry J et al., 2004; Heller et al., 2000; Datta et al., 2005). In particolare, questi studi hanno evidenziato che:

- per gli amputati il cammino non è un compito automatico e richiede un coinvolgimento cognitivo consapevole;
- gli amputati hanno spesso la sensazione di inciampare e per questo il naturale ritmo del cammino viene spesso interrotto da 'falsi passi', che non necessariamente causano una caduta;
- gli amputati incorrono con maggiore frequenza in 'cadute controllate', ovvero riconoscono l'incipiente caduta e ne mitigano le conseguenze sostenendosi con l'aiuto di un bastone o di appoggi nell'ambiente circostante.

Ad oggi le sfide poste agli amputati transfemorali dall'eccessivo sforzo energetico e mentale non sono risolte da nessuna protesi passiva, semi-attiva o attiva di-

sponibile nello stato dell'arte. La conseguenza è che la maggior parte degli amputati 'vascolari' (che sono quelli maggiormente colpiti da queste problematiche) non utilizza la protesi. Infatti, si stima che solo il 20% degli amputati 'vascolari' utilizza regolarmente la protesi per camminare mentre la maggior parte ricorre all'utilizzo di altri dispositivi biomedicali – di più 'facile' utilizzo – quali la carrozzina.

In pratica, lo scarso utilizzo sistematico della protesi è in parte dovuto al fatto che la maggior parte delle protesi per amputati transfemorali sono *passive* (non vi sono motori ai giunti) o *semi-attive* (è il caso di protesi il cui ginocchio ha all'interno un meccanismo frenante), ovvero non erogano la potenza meccanica necessaria al cammino e agli altri compiti di locomozione. Questo significa che muoversi con la protesi richiede che l'arto sano debba sostenere uno sforzo fisico aggiuntivo, affinché l'amputato possa garantirsi la spinta necessaria alla deambulazione e/o il sostegno per salire/scendere gradini. In aggiunta il processo che porta all'utilizzo di una protesi transfemorale richiede che l'amputato impari nuovamente a camminare e riadatti il suo schema motorio alle capacità della protesi.

In aggiunta alle protesi passive e semi-attive, nello stato dell'arte c'è una crescente attenzione verso lo sviluppo di protesi transfemorali *attive*, ovvero i cui giunti di ginocchio e/o caviglia sono equipaggiati con motori. In questo caso, sebbene le protesi attive siano in grado di fornire la potenza meccanica necessaria ai compiti motori di locomozione, il loro impiego (per ora limitato ad amputati giovani e traumatici) viene comunque rallentato dai seguenti due principali problemi. In primo luogo, il processo di apprendimento diventa molto più oneroso quando si prova ad utilizzare una protesi attiva, questo è dovuto al fatto che la protesi non si adatta passivamente allo schema motorio dell'amputato ma è necessario che l'amputato apprenda come trasferire le proprie intenzioni motorie al dispositivo (Chin et al., 2006; Johansson et al., 2005). In secondo luogo, le protesi attive hanno problemi di autonomia e richiedono che le batterie vengano ricaricate più volte nell'arco di un giorno.

1.3. *Obiettivi del progetto CYBERLEGS*

Il progetto di ricerca CYBERLEGS⁴ (acronimo di **CYBER**netic **LowEr-Limb CoGnitive Ortho-prosthesis**) si pone l'obiettivo di concepire e sviluppare nuove soluzioni ICT (ed in particolare robotiche) indossabili per migliorare la qualità della vita di amputati transfemorali vascolari. In particolare, l'obiettivo finale del progetto CYBERLEGS è lo sviluppo di un sistema robotico indossabile – denominato *orto-protesi* – costituito da una protesi transfemorale attiva (con giunti robotizzati) ed un'ortesi attiva (meccanicamente accoppiata alla protesi) per provvedere assistenza motoria sia all'arto sano che all'anca dell'arto amputato.

⁴ Il progetto FP7-ICT-CYBERLEGS è stato finanziato dalla Commissione Europea. Il progetto è iniziato il giorno 1 febbraio 2012 e terminerà il giorno 31 gennaio 2015. Gli attuali partner del progetto sono la Scuola Superiore Sant'Anna (Pisa, Italia), l'Université catholique de Louvain (Louvain-la-Neuve, Belgio), la Vrije Universiteit Brussel (Brussel, Belgio), la Univerza v Ljubljani (Ljubljani, Slovenia), e la Fondazione Don Carlo Gnocchi (Firenze, Italia). Il progetto è coordinato dal Dr. Nicola Vitiello dell'Istituto di BioRobotica della Scuola Superiore Sant'Anna. Maggiori dettagli sul progetto sono disponibili al sito <http://www.cyberlegs.eu>.

L'ortesi attiva è concepita per essere modulare e si compone di due moduli. Il primo modulo (direttamente accoppiato alla protesi) è un'ortesi bilaterale per l'assistenza della flessione-estensione dell'anca; tale modulo è denominato *Active Pelvis Orthosis* (APO). Il secondo modulo è un'ortesi attiva monolaterale per l'assistenza della flessione-estensione delle articolazioni di ginocchio e caviglia dell'arto sano; tale modulo è denominato *Knee-Ankle-Foot Orthosis* (KAFO)⁵.

L'idea base del progetto è che l'orto-protesi (comprendente tutti o una parte dei suoi moduli, es.: protesi e APO) permette all'amputato di svolgere compiti motori quali camminare (anche su superfici inclinate), salire/scendere gradini, alzarsi in piedi e sedersi con un ridotto sforzo fisico. Questo è possibile grazie al fatto che la protesi ha giunti attivi e l'ortesi attiva è in grado di fornire potenza meccanica alle rimanenti articolazioni dell'arto amputato e a quelle dell'arto sano. In aggiunta, l'amputato può interagire con il sistema robotico in modo intuitivo (quindi con un basso sforzo mentale) perché il sistema di controllo di CYBERLEGS permette alla macchina di avere un comportamento semi-autonomo: una volta che la macchina identifica l'intento motorio dell'amputato attraverso una rete di sensori indossabili, i comandi motori agli attuatori della protesi e dell'ortesi sono generati attraverso l'utilizzo di differenti primitive motorie per i differenti compiti motori della locomozione.

1.4. *Contenuti del contributo*

Nelle seguenti sezioni si analizzano i principali risultati conseguiti dal progetto CYBERLEGS nei primi due anni di lavori. In particolare si riportano in primo luogo la progettazione, lo sviluppo e la caratterizzazione sperimentale del primo prototipo di APO. Successivamente, si riporta la progettazione, lo sviluppo e la validazione sperimentale del primo prototipo di protesi attiva⁶.

2. L'ORTESI ATTIVA DI BACINO

2.1. *Presupposti alla progettazione*

La realizzazione degli obiettivi che il progetto CYBERLEGS si è prefissato di raggiungere è stata alla base dell'identificazione e della definizione dei criteri di progettazione del dispositivo ortesico APO. In particolare, le principali problematiche di sviluppo, sfide tuttora aperte nella progettazione di dispositivi robotici

⁵ L'idea dell'orto-protesi – alla base del progetto CYBERLEGS – è protetto dalla seguente domanda di brevetto internazionale: N. Vitiello, T. Lenzi, S.M.M. De Rossi, F. Giovacchini, M. Cempini, M.C. Carrozza, "Technological aid for transfemoral amputees", domanda di brevetto PCT n. PCT/IB2013/055065, data di sommissione: 20 giugno, 2013, data di pubblicazione: 27 dicembre, 2013, WO 2013/190495.

⁶ È bene sottolineare che il sistema APO è stato sviluppato e validato interamente dal team della Scuola Superiore Sant'Anna di Pisa. La protesi attiva è stata disegnata e sviluppata dal team della Vrije Universiteit Brussel (sotto la guida del prof. Dirk Lefeber), mentre il sistema di controllo è stato sviluppato dalla Scuola Superiore Sant'Anna e dalla Univerza v Ljubljani (sotto la guida del Dr. Nicola Vitiello e del prof. Marko Munih).

indossabili per l'assistenza e la riabilitazione motoria, si possono dividere in due principali categorie.

In primo luogo, dall'analisi dello stato dell'arto emerge la necessità di realizzare interfacce fisiche uomo-macchina, definite in ambito robotico *physical human-robot interface* (pHRI), sicure e facilmente accettabili dall'utilizzatore (Dollar et al., 2008). In particolare rientrano in questa categoria le difficoltà legate al corretto posizionamento degli assi attuati del dispositivo robotico rispetto a quelli delle articolazioni umane. Al fine di prevenire interazioni scomode o in alcuni casi addirittura dolorose, è necessario un accurato posizionamento degli assi di attuazione in coincidenza di quelli umani. Il disallineamento è spesso provocato dall'elevata variabilità intra-soggetto delle variabili geometriche dei segmenti scheletrici, ma anche a causa della complessità della catena cinematica degli arti, in particolare alla traslazione istantanea del centro di rotazione dei giunti articolari (Schiele et al., 2006; Stienen et al., 2009). Relativamente alla pHRI, assume notevole importanza la scelta dei materiali e delle caratteristiche geometriche delle superfici di interazione tra il dispositivo e l'utente. Superfici ampie di interazione permettono infatti una più ergonomica distribuzione dei carichi applicati sulle regioni anatomiche del soggetto, carichi derivanti sia dal peso del dispositivo che dalle azioni attive, ad esempio le forze/coppie assistive (Pons, 2010; Dollar et al., 2008; Schiele et al., 2006; Stienen et al., 2009; Rocon et al., 2007). Un altro aspetto di notevole importanza nella progettazione di robot indossabili, in particolare per quanto riguarda il controllo e l'attuazione dei gradi di libertà (GdL) attivi, è la realizzazione di sistemi di attuazione che garantiscano una minima *impedenza meccanica* ai giunti motorizzati. Per impedenza meccanica di giunto si intende la relazione che intercorre tra la/il forza/momento esercitato sull'organo terminale (es.: l'asse di uscita del giunto) o su un segmento della catena cinematica del robot, ed il relativo spostamento lineare/angolare (Zinn et al., 2004). Un sistema rigido (quale potrebbe essere un motore elettrico accoppiato ad un riduttore irreversibile, es.: *harmonic drive*) è caratterizzato da un'elevata impedenza meccanica (il suo moto è di fatti irreversibile) ed è preferibile in applicazioni robotiche industriali dove il manipolatore deve spesso sopportare carichi elevati mantenendo la propria configurazione invariata. Al contrario, una bassa impedenza meccanica è caratteristica di sistemi complianti o cedevoli che quando soggetti a modeste forze/coppie risultano in spostamenti di significativa entità (sono quindi facilmente reversibili). Nel campo della robotica indossabile, nell'interfacciamento tra il giunto attuato e il giunto articolare, è spesso richiesto quest'ultimo tipo di comportamento. Tale necessità nasce principalmente dal fatto che la macchina ortesica deve essere 'cedevole' (o anche 'trasparente') alle capacità motorie del soggetto e provvedere una potenza assistiva senza al contempo essere di ostacolo all'utente. Inoltre, l'interazione con un sistema cedevole o trasparente permette un'interazione uomo-macchina più sicura allorché il soggetto esegue movimenti rapidi o – nel caso della camminata – quando si verificano urti, è questo il caso dell'urto del piede sul terreno ad ogni fase di appoggio del cammino.

Un comportamento intrinsecamente cedevole lo si ottiene integrando nel gruppo di attuazione di un elemento complianti (es.: una molla) che – assorbendo i carichi ad alta frequenza – garantisce una bassa impedenza meccanica qualunque sia il contenuto frequenziale del movimento dell'utente. Per questo moti-

vo, una scelta largamente impiegata nella realizzazione dei gruppi di attuazione in dispositivi indossabili, è quella di progettare attuatori che integrano un elemento elastico in serie all'uscita meccanica di un comune motoriduttore elettrico: tale configurazione è nota come *series elastic actuation* (SEA) ed è stata introdotta in robotica da Pratt and Williamson nel 1995. Le proprietà dell'elemento elastico si rilevano di fondamentale importanza nel determinare le prestazioni del gruppo di attuazione in termini di banda passante a ciclo chiuso e per soddisfare i requisiti di sicurezza. La rigidità dell'elemento elastico dovrebbe possedere caratteristiche di forte linearità, in modo da ridurre la complessità dell'architettura di controllo e dovrebbe assumere valori simili a quelli del giunto al quale il gruppo di attuazione è interfacciato (Walsh et al., 2007). Inoltre, essendo nota la rigidità dell'elemento elastico, i SEA riservano al progettista l'opportunità di realizzare sensori di forza/coppia a basso costo e perfettamente integrati nel sistema di attuazione stesso: è infatti possibile misurare la forza/coppia trasmessa dal sistema di attuazione misurando la deformazione dell'elemento elastico attraverso sensori di posizione.

Il secondo punto riguarda la necessità di sviluppare un'interfaccia cognitiva tra l'uomo e il dispositivo, detta *cognitive human-robot interface* (cHRI), affidabile ed intuitiva. In particolare, una cHRI avanzata deve essere in grado di rilevare le intenzioni motorie dell'utilizzatore e adattarsi prontamente alle variazioni negli schemi di movimento dello stesso, in modo sicuro e affidabile, senza perdere la sincronizzazione con le sue intenzioni motorie (Dollar et al., 2008; Pons et al., 2010 Ronsse et al. 2011a; Ronsse et al., 2011b; Ronsse et al., 2011c). Nel campo della robotica indossabile possono essere impiegate diverse tipologie di cHRI che possono essere classificate sulla base del tipo di informazioni registrate. Esistono cHRI basate su segnali prelevati dall'attività cerebrale del soggetto, estratti attraverso impianti corticali invasivi o tramite sistemi di misura non invasivi come l'elettroencefalografia (EEG) ed interfacce che registrano l'attività muscolare degli arti in determinati compiti motori attraverso misure elettromiografiche (EMG). Tuttavia, l'impiego di elettrodi può non essere la scelta più conveniente in termini di affidabilità, data la notevole difficoltà nell'individuazione del posizionamento più idoneo degli elettrodi stessi sulla cute del soggetto, la possibile interferenza causata da altre sorgenti elettromagnetiche o dagli artefatti introdotti dal movimento dell'utente che possono facilmente comprometterne le funzionalità (Dollar et al., 2008; Pons, 2010). Soluzioni più consone al settore della robotica indossabile – soprattutto quando l'utente ha delle evidenti capacità motorie residue, quale è il caso degli amputati di arto inferiore – si basano su sensori minimamente invasivi o totalmente non invasivi, indossabili anch'essi dal soggetto o integrabili nel dispositivo. Nella maggior parte dei casi, questa tipologia di interfacce è costituita da sensori che effettuano misure cinematiche o dinamiche del movimento. L'informazione relativa alle intenzioni motorie può essere estratta attraverso modelli di apprendimento supervisionato o modelli stocastici (Hidden Markov Model) e con l'ausilio di algoritmi di fusione multisensoriale. La capacità di adattamento è un requisito fondamentale della cHRI, che deve essere abile nel percepire e rispondere prontamente alle variazioni istantanee delle azioni motorie eseguite dall'utente così come alla variabilità inter-soggetto nella ripetizione di uno stesso movimento (Dollar et al., 2008; Pons, 2010).

2.2. Cenni sullo stato dell'arte

Per fornire esempi specifici di quali sono le soluzioni adottate nella realizzazione di ortesi attive per l'assistenza motoria, di seguito si riporta una selezione di alcuni dei dispositivi robotici indossabili per la riabilitazione, l'assistenza e/o il potenziamento delle funzionalità degli arti inferiori. Un primo criterio di classificazione riguarda la funzione che il dispositivo ortesico deve svolgere e che determina differenti strategie di progettazione e sviluppo. Alcuni di questi sono stati sviluppati come ortesi unilaterali; ALEX è un esempio di piattaforma unilaterale per l'assistenza dell'anca e del ginocchio (Banala et al. 2009) per pazienti con lesioni al sistema nervoso centrale (es.: post ICTUS); ALEX è vincolato ad un treadmill ed è stata recentemente utilizzata anche per studiare strategie di assistenza motoria basate su oscillatori adattivi (Lenzi et al., 2013). Sawicki ed i suoi colleghi hanno sviluppato un'ortesi attiva per l'assistenza della caviglia che sfrutta muscoli artificiali McKibben (attuati attraverso un sistema pneumatico) per garantire un'alta cedevolezza e trasparenza del dispositivo alle capacità motorie del soggetto (Sawicki et al., 2005). Lo svantaggio principale di questo approccio è la necessità dell'impiego di un gruppo agonista-antagonista per richiamare i componenti meccanici nelle loro configurazioni di lavoro. Alla Vrije Universiteit Brussel (Brussels, Belgio) è stata sviluppata un'ortesi di ginocchio e caviglia con gruppi di attuazione McKibben e un controllo di tipo *proxy-based sliding mode* (Beyl et al., 2009).

Oltre alle ortesi unilaterali è stato sviluppato un grande numero di ortesi bilaterali. Di notevole importanza nel campo della riabilitazione sono le piattaforme *treadmill-based* LOKOMAT e LOPES. LOKOMAT è una piattaforma che da anni è impiegata per la riabilitazione di soggetti post-ICTUS o con lesioni spinali affetti da disabilità motorie agli arti inferiori (Jezernik et al., 2003). Simile al LOKOMAT – ma con giunti complianti basati su architettura SEA – è il sistema LOPES. Questo robot è in grado di aiutare un paziente a recuperare la mobilità degli arti inferiori allenandolo ad una camminata fisiologica e fornendogli assistenza quando necessario attraverso un controllo di interazione adattivo (Veneman et al., 2007).

Di diversa natura sono gli esoscheletri per la riabilitazione di soggetti paraplegici. Fanno parte di questa categoria dispositivi quali l'ortesi attiva della Vanderbilt University (Farris et al., 2011) ed HAL, una tuta robotizzata per l'assistenza motoria commercializzata dalla Cyberdyne (Tsukuba, Giappone) (Kawamoto et al., 2009). Altre piattaforme sono state introdotte per l'assistenza del cammino di soggetti con un certo grado di mobilità residua. Tra queste si possono annoverare il sistema EXPOS (Kong et al., 2006) e il Bodyweight Support Assist (HONDA, Tokio, Giappone).

Numerosi esoscheletri sono stati sviluppati anche per il potenziamento delle funzionalità motorie, ad esempio per il trasporto di carichi in scenari militari: esempi rilevanti sono il sistema BLEEX (Kazerooni et al., 2007), l'esoscheletro *full-body* SARCOS (Sarcos, Stati Uniti), e l'esoscheletro passivo sviluppato al MIT (Walsh et al., 2007), tutti sviluppati all'interno del programma DARPA *Exoskeletons for Human Performance Augmentation* (EHPA).

È necessario infine citare le ortesi attive che attuano un singolo giunto come il SERKA (Sulzer et al., 2009), dispositivo per l'assistenza del ginocchio in soggetti post-ICTUS che impiega un SEA rotazionale, e l'ortesi adattiva di caviglia

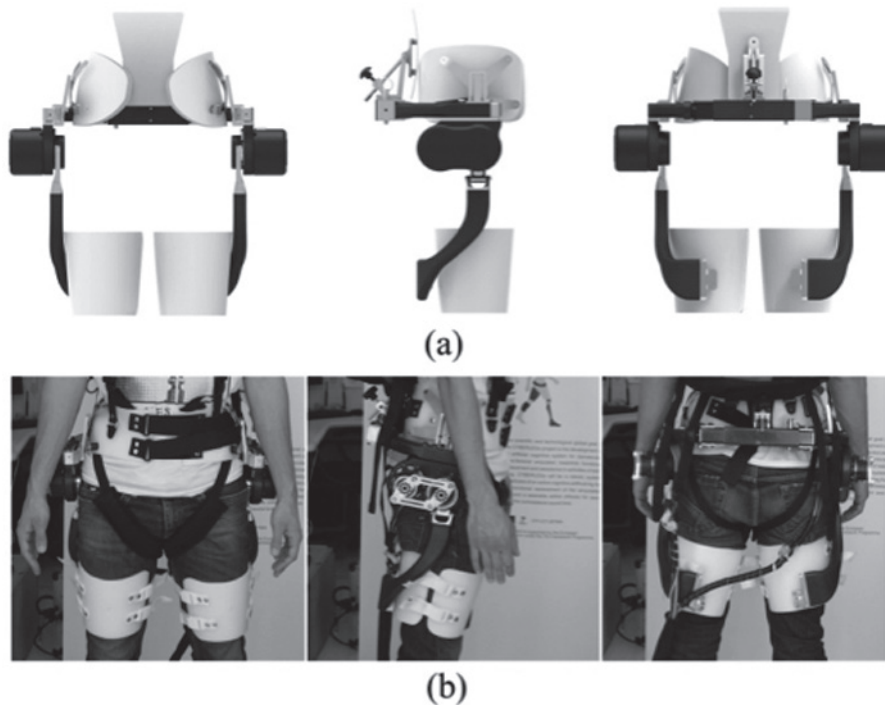


Fig. 1 – Visione d’insieme del sistema APO. a) Vista frontale, laterale e posteriore del modello CAD. b) Vista frontale, laterale e posteriore del sistema APO indossato da un soggetto sano.

sviluppata da Blaya et al. (2004), anch’essa attuata da un SEA per assistere la fase di spinta (*push off*) durante la deambulazione. Nel caso dell’assistenza della flessione-estensione dell’anca, in letteratura troviamo: i) i sistemi sviluppati da Ferris et al. (2011) e do Nascimento et al. (2008), entrambi attuati da muscoli pneumatici artificiali; ii) il dispositivo Stride Management Assist sviluppato dalla HONDA (Tokio, Giappone), che rappresenta attualmente il dispositivo più leggero in grado di assistere la locomozione dell’utente durante le azioni di vita quotidiana (Fig. 1).

2.3. Il sistema mecatronico APO

L’idea dell’ortesi attiva di bacino (APO) del progetto CYBERLEGS è stato sviluppata nel contesto scientifico descritto nelle precedenti sezioni ed è riportato in Figura 1. Il dispositivo è un sistema robotico indossabile, realizzato con materiali leggeri come la lega di alluminio e la fibra di carbonio al fine di ridurre il peso dello stesso e favorirne l’accettabilità; è provvisto di elementi regolabili che permettano la variazione delle sue dimensioni geometriche in modo da permetterne facilmente l’utilizzo anche da parte di utenti con differenti misure antropometriche (Giovacchini et al., 2013; Giovacchini et al., 2014).

Un GdL attivo assiste la flessione-estensione dell'anca durante le fasi del cammino nello svolgimento di compiti di locomozione, mentre un GdL passivo di abduzione-adduzione dell'anca, rende più confortevole il dispositivo. Il sistema di attuazione sfrutta l'architettura SEA, e sfrutta l'esperienza maturata nello sviluppo di NEUROExos, un dispositivo esoscheletrico con attuazione compliant per la riabilitazione del gomito (Vitiello et al., 2013). L'attuazione SEA impiega molle torsionali opportunamente realizzate per ottenere rigidità lineari e compatibili con quelle dell'articolazione di flessione-estensione dell'anca.

Di seguito si riporta una dettagliata descrizione delle componenti meccatroniche del sistema APO. Nell'ordine si descrivono i componenti meccanici strutturali, il gruppo di attuazione e il sistema di controllo. Successivamente si riportano i risultati di prove sperimentali che dimostrano l'utilizzabilità del dispositivo e ne valutano l'efficacia nel provvedere assistenza in un compito di camminata (Giovacchini et al., 2014).

2.3.1. *Meccanica*

Le soluzioni tecniche adottate per la progettazione della struttura meccanica del sistema APO si basano sulla necessità di soddisfare i requisiti principali di una pHRI ergonomica, sicura e leggera. Il telaio è costituito da due bracci curvi in fibra di carbonio connessi attraverso una guida posteriore che ne permette una facile separazione al fine di rendere più veloce la fase di indossaggio e di ricomporli una volta posizionati intorno al busto dell'utente (Figura 2-a). Quando le due porzioni sono unite, un perno (*pin*) rimovibile permette il fissaggio nella configurazione desiderata. Una regolazione più fine per adattarsi alla dimensione medio-laterale del tronco del soggetto è possibile attraverso un meccanismo a vite.

Al telaio sono connesse due cuffie ortopediche che si interfacciano con il tronco del soggetto appoggiandosi sulle creste iliache e scaricando il peso del dispositivo su una larga superficie di interazione. Fissato sulla barra esterna della guida posteriore, si trova un supporto per la schiena regolabile attraverso un sistema a vite; questo supporto preme un'altra cuffia ortopedica sulla regione lombare del soggetto (Figura 2-a); il supporto evita scivolamenti del dispositivo (che inficerebbero l'efficacia dell'azione assistiva) durante la trasmissione dell'azione meccanica dai gruppi di attuazione alle cosce dell'utente (Giovacchini et al., 2014).

I bracci laterali del telaio presentano dei GdL passivi traslazionali nel piano sagittale e nel piano frontale per il corretto posizionamento dei gruppi di attuazione in modo da allineare l'asse di rotazione del giunto con quello dell'articolazione dell'anca. Due collegamenti meccanici (detti *link*) in fibra di carbonio sono connessi agli assi attuati; la loro sagomatura permette di connetterli alla coscia (tramite cuffie ortopediche) nella parte posteriore di quest'ultima (Figura 2-b). Le cuffie sono connessi ai link in fibra di carbonio attraverso delle guide che permettono, tramite un ulteriore GdL traslazionale nella direzione verticale, la regolazione della posizione della cuffia. Di notevole importanza è la presenza del GdL passivo di abduzione-adduzione il cui asse di rotazione è posto a 60 mm di distanza da quello di flessione-estensione; questa scelta è stata adottata per evitare che l'asse di

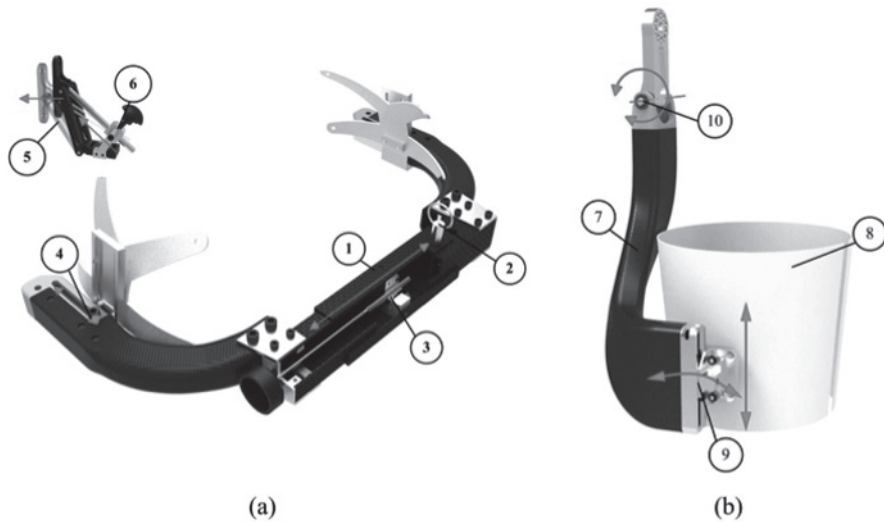


Fig. 2 – Visione d’insieme dei sottosistemi meccanici. a) Telaio curvo connesso al tronco dell’utilizzatore. (1) Barra posteriore per la connessione dei bracci laterali. (2) Pin rimovibile per la regolazione. (3) Meccanismo a vite per regolazione fine. (4) Guide per l’allineamento dell’asse di flessione-estensione. (5) Supporto posteriore per l’interfacciamento con la schiena dell’utilizzatore sulla regione lombare. (6) Meccanismo a vite per la regolazione. b) Link meccanico in fibra di carbonio. (7) Struttura in fibra di carbonio. (8) Cuffia ortopedica interfacciata con la coscia. (9) Guida per la regolazione della cuffia ortopedica. (10) Asse di rotazione del GdL passivo di abduzione-adduzione.

abduzione-adduzione venga caricato dal momento generato dal peso del gruppo di attuazione. Nonostante questa soluzione non garantisca un perfetto allineamento con l’asse anatomico, il GdL di abduzione-adduzione permette un’interazione comunque confortevole e un ampio intervallo di movimento (*range of motion*, RoM) dell’articolazione (Giovacchini et al., 2014).

Il dispositivo si interfaccia quindi al corpo dell’utente attraverso cinque zone anatomiche. Tre cuffie stabilizzano il telaio sul tronco, e due cuffie (uno per ogni lato) avvolgono la coscia. La scelta di un materiale ortopedico termoformabile permette di sagomare le cuffie su stampi in gesso che replicano le superfici anatomiche di ciascun utente; questo permette di distribuire il carico su un’ampia superficie così riducendo la pressione esercitata dal sistema APO: tutto ciò favorisce un’interazione confortevole. Le cuffie ortopediche hanno una struttura a doppio strato: uno strato interno di 3 mm di spessore in polietilene espanso (Plastazote® 617S7, Otto Bock Duderstadt, Germania) permette la traspirazione della pelle ed un rivestimento esterno di 3 mm di spessore in polipropilene (PP) (ThermoLyn® Polypropylene 616T20, Otto Bock, Duderstadt, Germania), quest’ultimo responsabile del trasferimento del carico meccanico. Le cuffie possono essere realizzate in taglie diverse per adattarli ad utenti con differenti misure antropometriche (Giovacchini et al., 2014).



Fig. 3 – Vista esplosa del gruppo di attuazione SEA. (1) Motore DC con encoder incrementale integrato. (2) Harmonic Drive. (3) Meccanismo di trasmissione a quadrilatero articolato. (4) Molla torsionale. (5) Encoder assoluto.

2.3.1. Sistema di attuazione

Il sistema APO possiede due gruppi di attuazione, uno per ogni giunto di flessione-estensione dell'anca, posizionati sui bracci laterali del telaio; la loro struttura è riportata in dettaglio nella Figura 3. Il gruppo di attuazione si basa sullo schema di un SEA (Pratt and Williamson, 1995). Come già sottolineato nel paragrafo sui presupposti alla progettazione, gli attuatori SEA rappresentano una soluzione largamente impiegata nel settore della robotica indossabile grazie alle loro proprietà intrinseche che garantiscono la sicurezza e abbassano l'impedenza meccanica del giunto. Questo fa in modo che il gruppo di attuazione del sistema APO permette al soggetto di camminare senza percepire resistenza e senza che il sistema ne limiti le funzionalità motorie, e di ricevere un'adeguata assistenza motoria quando necessario.

Nella fase di progettazione delle unità di attuazione si è tenuto conto delle traiettorie angolari e delle coppie esercitate dall'articolazione di anca riportate da Winter (Winter, 2009): in particolare è stata assunta come ipotesi di lavoro quella di un soggetto dal peso corporeo di 80 kg che cammina a una cadenza naturale di 105 passi/minuto. Come valore massimo per la coppia assistiva è stato considerato il 50% della coppia esercitata dall'articolazione di anca di un soggetto sano

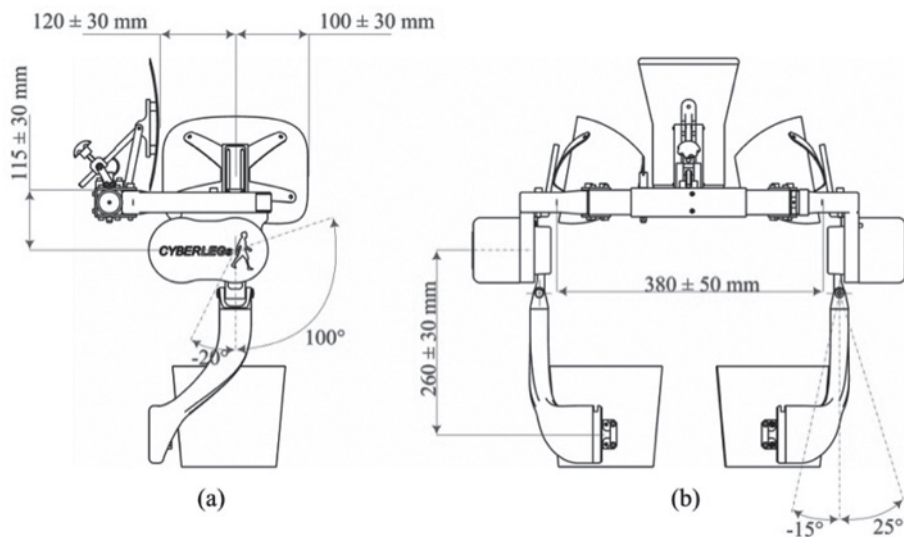


Fig. 4 – GdL passivi e attivi. a) Allineamento sul piano sagittale e frontale degli assi attuati e articolari, regolazione sul piano frontale delle cuffie ortopediche per il tronco e RoM del GdL attivo di flessione-estensione. b) Posizionamento verticale della cuffia ortopedica della coscia, dimensioni del tronco e RoM del GdL passivo di abduzione-adduzione.

in condizioni di cammino in piano alla cadenza naturale. Di conseguenza, nella progettazione del gruppo di attuazione la massima coppia erogabile è stata limitata ad un valore di 35 N·m. La molla torsionale integrata nel gruppo di attuazione è stata progettata per avere una rigidità di 100 N·m/rad, comparabile con la rigidità del giunto dell'anca durante azioni di camminata su piano (Walsh et al., 2007): come spiegato nel paragrafo introduttivo, la scelta è motivata da necessità di comfort e di sicurezza.

L'unità di attuazione è realizzata su due assi paralleli. Il primo asse presenta un motore DC da 100 W (EC60, Maxon Motor®, Sachseln, Svizzera) con integrato un encoder incrementale (1024 ppr, MILE, Maxon Motor®, Sachseln, Svizzera); il motore è accoppiato ad un riduttore Harmonic Drive (HD) (CPL-17A-080-2A, Harmonic Drive®, Limburg, Germania) con rapporto di riduzione 80:1. La coppia viene trasmessa attraverso un meccanismo a quadrilatero articolato parallelo: il RoM di flessione-estensione è di $-30^\circ \div 110^\circ$. Il sistema di trasmissione trasferisce la coppia all'asse di flessione-estensione (parallelo a quello di rotazione del motore) effettivamente allineato con quello del giunto dell'anca. In serie al sistema di trasmissione si trovano la molla torsionale e un encoder assoluto a 32 bit (RESOLUTE™, ring: RESA30USA052B, read head: RA32BAA052B30, Renishaw®, Gloucestershire, Inghilterra) che misura l'angolo di flessione-estensione del giunto. Ogni gruppo di attuazione ha un peso complessivo di 1.2 kg. La loro posizione ha lo svantaggio di introdurre un ingombro laterale il quale, anche se di relativamente ridotta entità (circa 110 mm), può rappresentare un limite al naturale movimento oscillatorio delle braccia durante la camminata.

La fase di progettazione ha condotto quindi allo sviluppo di un dispositivo che può facilmente adattarsi ad una larga popolazione di utenti finali con differenti misure antropometriche. Una visione dettagliata delle misure geometriche del dispositivo e dei RoM dei vari GdL passivi per la regolazione, del GdL passivo di abduzione-adduzione e del GdL attivo di flesso-estensione sono riportati in Figura 4.

L'intero dispositivo raggiunge un peso complessivo di 4.2 kg; dal peso sono esclusi il sistema di alimentazione e di controllo che si trovano esternamente al dispositivo (Giovacchini et al., 2014)⁷. L'aggiunta delle componenti elettroniche e della batteria comporterà l'introduzione di un peso aggiuntivo di circa 1 kg; questo porterà ad un aumento del peso del dispositivo che tuttavia non sarà critico: studi hanno infatti dimostrato che carichi di circa 6 kg applicati sul tronco di un soggetto di circa 80 kg di peso non comportano necessariamente un incremento della spesa energetica richiesta per la camminata (Abe et al., 2004). In futuro, il vantaggio principale di un dispositivo che avrà alimentazione a batterie e componenti elettroniche integrate si identifica nella realizzazione di un sistema totalmente portatile, e quindi fruibile per condurre sperimentazioni in scenari di vita quotidiana.

2.3.3. Sistema di controllo

Il sistema di controllo del dispositivo APO è basato su un'architettura di tipo gerarchico, il cui schema è riportato in Figura 5. Tale architettura comprende un controllore di coppia di basso livello ed un livello più alto all'interno del quale è implementata una strategia assistiva basata su oscillatori adattivi (OA). All'interno di questa sezione sono descritti i dettagli tecnici del sistema di controllo.

Al fine di sviluppare un dispositivo indossabile per assistenza motoria il sistema APO deve essere in grado di generare potenza meccanica da trasferire al soggetto con una minima rigidità parassita esercitata sul giunto; l'architettura di controllo è stata dunque progettata a partire da questa assunzione. La struttura del controllore di coppia di basso livello, il cui schema è riportato in Figura 5-b, è quella classica di un compensatore proporzionale-integrale-derivativo (PID). Il regolatore PID opera sull'errore calcolato tra il riferimento di coppia desiderata τ_{des} in uscita dallo strato di alto livello e la coppia misurata sul giunto τ e fornisce in uscita un valore di corrente saturato nell'intervallo ± 3.2 A. La corrente del motore è controllata da un servoamplificatore commerciale (EPOS2 70/10, Maxon Motor®, Sachseln, Svizzera). I parametri del regolatore PID sono stati scelti al fine di ottenere la più ampia banda passante in anello chiuso (Pratt and Williamson, 1995), per garantire una risposta veloce alle variazioni del riferimento di coppia desiderata e la minima impedenza meccanica di giunto. La coppia misurata è stimata attraverso la deformazione angolare della molla torsionale essendo nota

⁷ Questo dispositivo è considerato un prototipo α all'interno del progetto CYBERLEGS ed è stato sviluppato utilizzando le più recenti metodiche di *fast prototyping* hardware/software. Tale dispositivo è stato principalmente concepito per essere utilizzato in attività sperimentali in laboratorio al fine di verificare l'efficacia delle fondamentali scelte di progettazione riguardanti la meccanica, il sistema di attuazione ed il sistema di controllo: il sistema di controllo e l'alimentazione non sono infatti a bordo dispositivo, piuttosto locati su una struttura esterna mobile.

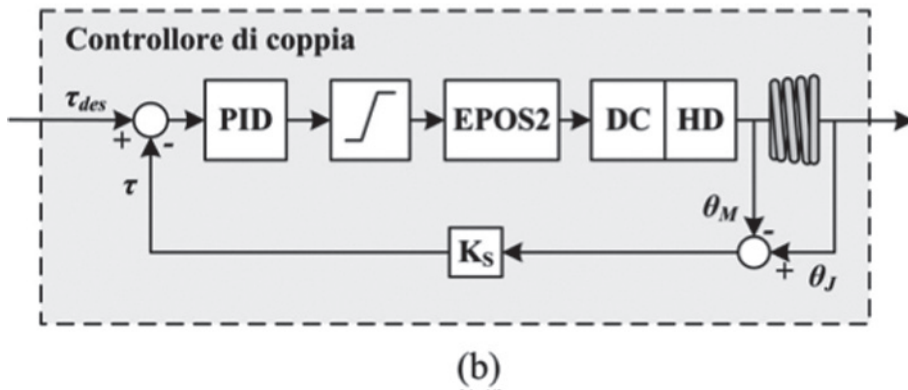
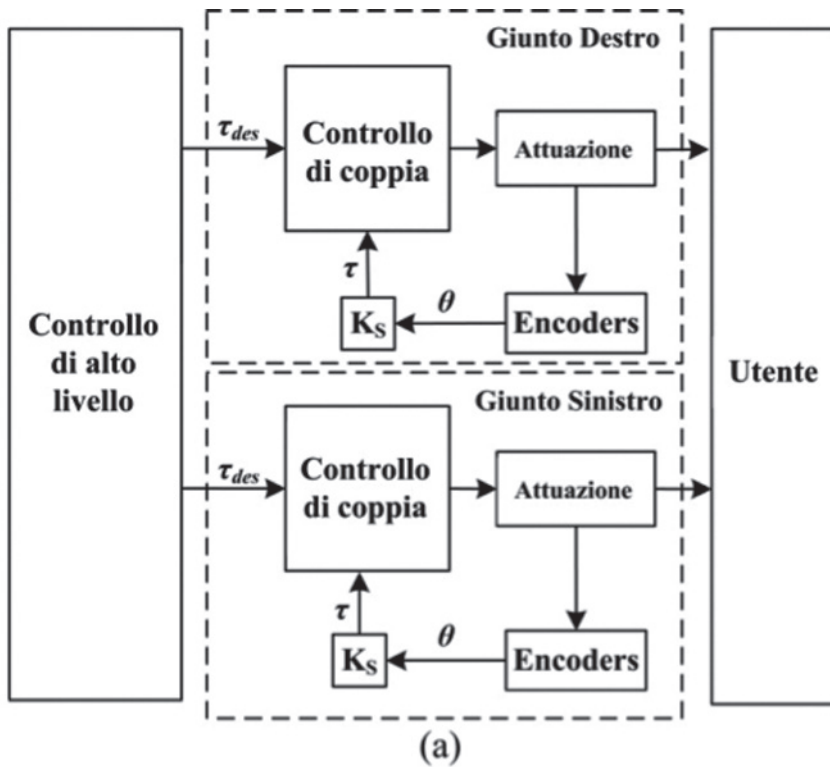


Fig. 5 – Schema dell'architettura di controllo del sistema APO. a) Diagramma a blocchi dell'architettura di controllo gerarchica. b) Controllo di coppia in anello chiuso.

la sua rigidità K_S . La deformazione angolare è calcolata misurando l'angolo del motore θ_M in uscita dal riduttore *Harmonic Drive* (HD) e l'angolo del giunto θ_J . Dal momento che l'encoder del motore è incrementale, è necessario eseguire, alla

prima accensione del dispositivo, una procedura di inizializzazione che associa un riferimento nullo all'encoder stesso. Tale posizione è associata alla condizione di riposo della molla torsionale. La procedura è eseguita per mezzo di un perno che inserito all'interno della trasmissione annulla la deformazione della molla torsionale (Giovacchini et al., 2014).

La strategia di controllo di alto livello è basata su un modello già descritto in letteratura: in particolare, è stato scelto un algoritmo testato sul sistema LOPES e che ha dimostrato la capacità di assistere il cammino in modo adattivo (Ronsse et al., 2011b). Tale strategia si basa sulle capacità di predizione di un filtro non lineare accoppiato con un OA. Gli oscillatori adattivi sono uno strumento matematico introdotto da Righetti et al. (2009) in grado di apprendere le principali caratteristiche matematiche di un segnale periodico. L'implementazione degli OA – accoppiati con un filtro adattivo non lineare opportunamente progettato – permette di generare una stima filtrata del segnale monitorato senza introdurre ritardi (Ronsse et al., 2013). Il lettore interessato a comprendere il funzionamento dettagliato del modello implementato può trovare una sua formulazione matematica nel lavoro (Ronsse et al., 2011b). Per lo scopo di questa trattazione ci limitiamo a descrivere brevemente i principali passaggi dell'algoritmo.

Il modello è basato su una versione modificata dell'oscillatore di Hopf ed un insieme di 60 funzioni gaussiane che rappresentano il *kernel* per il processo di apprendimento supervisionato del filtro non lineare. Le caratteristiche di questa architettura permettono di ottenere, oltre alla sincronizzazione con il segnale di apprendimento (ovvero l'angolo di flessione-estensione del giunto dell'anca), di apprendere le caratteristiche salienti, quali fase, frequenza ed inviluppo del segnale periodico osservato; in questo modo si ottiene quindi una stima dell'angolo di giunto come funzione della fase del passo. Questo significa che per ogni ciclo di passo il modello è in grado di generare una stima dell'angolo dell'anca in funzione della fase $\theta_j(\varphi)$ e la stima della sua posizione futura $\theta_j(\varphi + \Delta\varphi)$, per mezzo di un anticipo sulla fase $\Delta\varphi$ il cui valore può essere deciso dall'operatore. Il valore della coppia assistiva desiderata è calcolato moltiplicando la differenza tra il valore $\theta_j(\varphi + \Delta\varphi)$ ed il valore corrente della traiettoria per una costante K_v , detta rigidità virtuale o *virtual stiffness*, impostata dall'operatore, con lo scopo di generare un campo di forza che attrae l'arto nella sua posizione futura, lasciando la possibilità all'utilizzatore di modificare secondo le proprie intenzioni la cadenza e l'ampiezza della traiettoria dell'angolo di giunto (Ronsse et al., 2011b). Questa architettura permette all'utente di ricevere l'assistenza motoria in modo intuitivo: il dispositivo APO lascia quindi all'utente la possibilità di camminare liberamente, osserva il movimento e fornisce l'assistenza in modo del tutto semi-autonomo ed adattivo. Questo è in linea con gli obiettivi e la visione del progetto CYBERLEGS.

Il controllore del sistema APO è implementato su una macchina di calcolo *real-time* cRIO-9082 (National Instruments, Austin, Texas, US) che integra un processore *dual-core* (1.33 GHz) con sistema operativo *real-time* e un processore *field programmable gate array* (FPGA) Spartan-6 LX150. Tutti i livelli del sistema di controllo lavorano a 1 kHz. Il sistema di controllo gestisce anche una serie di controlli di sicurezza: gli attuatori vengono disabilitati quando la coppia misurata supera i 30 N·m o quando la velocità angolare del giunto supera i 400 %/s. Inoltre, sia l'operatore che l'utilizzatore hanno a disposizione un pulsante rosso di emer-

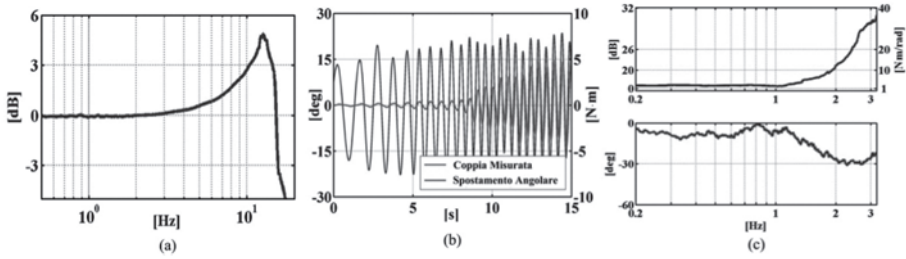


Fig. 6 – Caratterizzazione sperimentale del sistema di attuazione e di controllo. a) Risposta alla chirp: diagramma di Bode dell’ampiezza della funzione di trasferimento dalla coppia di riferimento alla coppia misurata. b) Caratterizzazione dell’impedenza meccanica di giunto: spostamento angolare e coppia misurata nell’intervallo di frequenze 0.3-3 Hz. c) Diagrammi di Bode di ampiezza e fase della funzione di trasferimento dallo spostamento angolare alla coppia misurata (impedenza meccanica sull’asse di uscita del sistema di attuazione).

genza per disabilitare istantaneamente la piattaforma qualora si ravvisassero condizioni di rischio per l’utente (Giovacchini et al., 2014).

2.4. Caratterizzazione sperimentale

In questa sezione è riportata la descrizione delle sessioni sperimentali svolte al fine di valutare le prestazioni del sistema di controllo e di attuazione del sistema APO. Inoltre, per valutare l’utilizzabilità del dispositivo in uno scenario di assistenza della camminata è stata effettuata una prova di deambulazione assistita con volontari i quali hanno testato il dispositivo in modalità trasparente (ovvero quando il riferimento di coppia desiderata è uguale a zero in modo da permettere il movimento naturale senza incontrare resistenza da parte del robot) e modalità assistiva (ovvero quando il robot esercita l’azione del campo di forza attrattivo sugli arti dell’utente).

2.4.1. Caratterizzazione del sistema di attuazione

Al fine di valutare le prestazioni del sistema di controllo e di attuazione, è stata analizzata la risposta del sistema di controllo al gradino e a riferimenti variabili. In aggiunta è stata stimata l’impedenza meccanica del giunto nella condizione di funzionamento $\tau_{des} = 0$.

Dalle prove di risposta al gradino è emerso che il controllore di coppia a ciclo chiuso possiede un comportamento sotto-smorzato ed una banda passante a -3 dB superiore a 10 Hz. Per una valutazione più precisa della banda passante il controllore è stato testato nell’inseguimento di un riferimento a frequenza variabile, ovvero una chirp, con una frequenza variabile tra 0 e 20 Hz ed un’ampiezza di 4 N·m (per una durata temporale di 300 s). I risultati sono rappresentati nel digramma di Bode della funzione di trasferimento $G(s) = \tau(s)/\tau_{des}(s)$ ovvero tra la coppia di riferimento desiderata in ingresso e la coppia misurata in uscita dal sistema (Figura 6-a). La banda passante a ciclo chiuso a -3 dB è risultata pari a 15.5 Hz; tale valo-

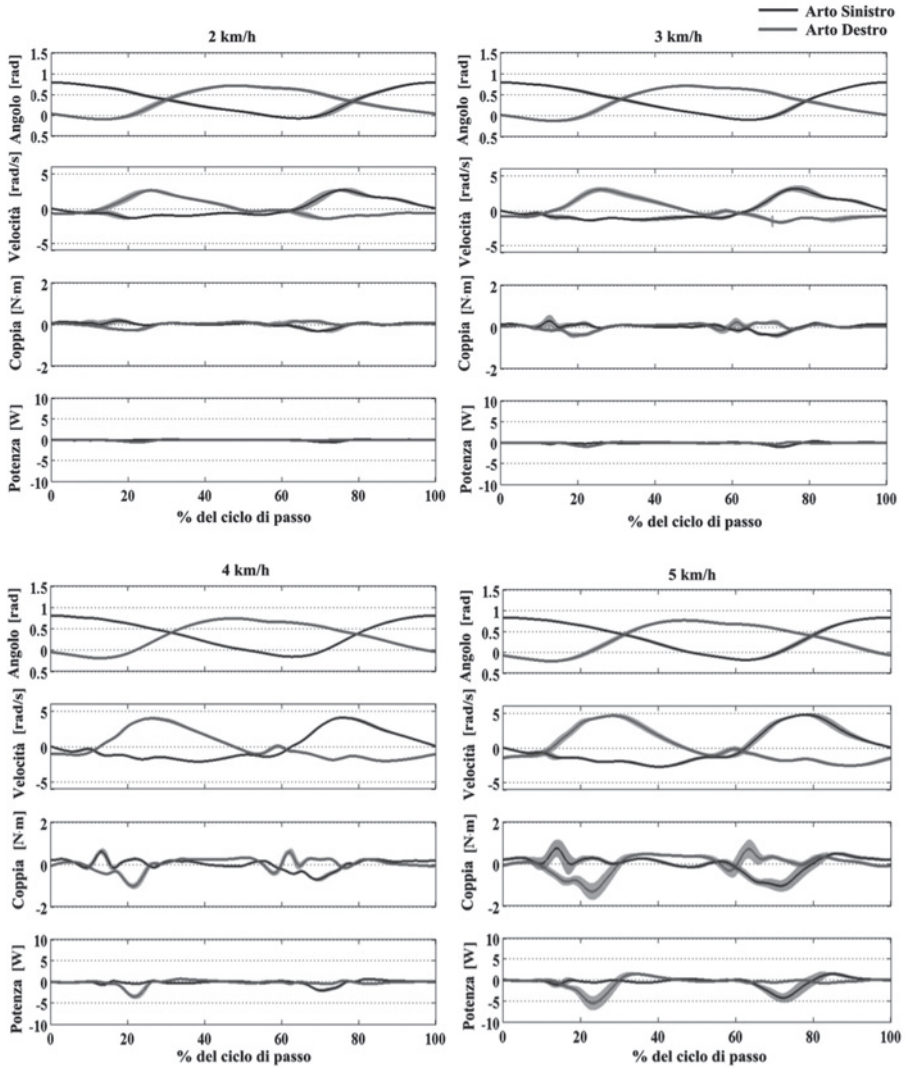


Fig. 7 – Deambulazione con il sistema APO in modalità trasparente. Per ogni velocità di cammino, le seguenti variabili del giunto sinistro e destro per ogni ciclo di passo sono state mediate e riportate in funzione della percentuale del ciclo di passo: angolo del giunto d’anca, velocità angolare del giunto d’anca, coppia e potenza del SEA. In ogni grafico è riportata la media (linea continua; nero per il giunto sinistro, rosso per il giunto destro) contornata dalla deviazione standard.

re si dimostra adatto per un’applicazione di deambulazione assistita e comparabile con quello della piattaforma LOPES, che si può considerare un importante riferimento tra i robot per l’assistenza del cammino (Vallery et al., 2007). Tra le prove di caratterizzazione del sistema di attuazione di notevole rilievo è quella per la valutazione dell’impedenza meccanica del giunto; matematicamente, l’impedenza

meccanica è definita come la funzione di trasferimento che relaziona la trasformata di Laplace dello spostamento angolare e della coppia parassita provocata da tale spostamento, $z(s) = \tau(s)/\theta(s)$. L'impedenza è stata caratterizzata in modalità trasparente al fine di valutare l'entità della coppia parassita che ostacola il movimento volontario dell'utilizzatore. L'impedenza parassita è stata calcolata applicando un movimento sinusoidale di ampiezza di circa 20° e con frequenza variabile tra 0.2 e 3.2 Hz al link del sistema APO (in Figura 6-b è riportato un esempio dell'azione sinusoidale e della coppia relativa allo spostamento). Il risultato riportato in Figura 6 mostra il digramma di Bode di ampiezza e fase delle funzione di trasferimento tra lo spostamento del giunto e la coppia misurata. Questo diagramma mostra come l'impedenza di uscita sia molto bassa e pari a circa 1 N·m/rad fino a frequenze dell'ordine di 1 Hz; se ne deriva che l'utilizzatore non percepisce resistenza da parte del dispositivo durante il movimento: la macchina si può perciò definire 'trasparente' alle intenzioni motorie dell'utente (Giovacchini et al., 2014).

2.4.2. Prove preliminari con soggetto sano

L'utilizzabilità del dispositivo è stata testata in una sessione sperimentale di deambulazione assistita condotta presso la Fondazione Don Carlo Gnocchi, sede di Firenze. Al soggetto volontario (maschio adulto, sano, 30 anni, 70 kg, 1.72 m) è stato richiesto di camminare su un *treadmill* a diverse velocità, da 2 a 5 km/h, per circa due minuti per ciascuna velocità. Il volontario ha indossato il dispositivo sia in modalità trasparente sia in modalità assistita (durante la sessione assistita i parametri del controllore sono stati rispettivamente impostati come segue: $K_v = 15$ N·m/rad a 2 km/h e $K_v = 20$ N·m/rad per le altre velocità, $\Delta\varphi = 0.628$ rad).

Per ogni sessione sono state registrate la traiettorie angolari dei giunti e la coppia applicata dal SEA; dalle variabili registrate sono state derivate la velocità angolare e la potenza erogata dal SEA (calcolata come prodotto tra la velocità angolare e la coppia misurata). Le variabili cinematiche e cinetiche sono state segmentate e ricampionate nell'intervallo 0-100 % del ciclo del passo, con 0% coincidente con il massimo dell'angolo di flessione-estensione dell'anca sinistra. Per chiarezza, angolo, velocità e coppia sono definiti come positivi durante i movimenti di flessione. In Figura 7 ed in Figura 8 sono riportate, rispettivamente per la modalità trasparente e la modalità assistita, la media delle traiettorie per ogni ciclo di passo delle variabili cinematiche e cinetiche contornate dalla loro deviazione standard per ciascuna velocità di cammino.

2.5. Discussione delle prestazioni

La prima evidenza delle attività sperimentali è il fatto che il controllore di coppia è in grado di seguire il corretto riferimento di coppia come è dimostrato dai valori ridotti del RMSE calcolato tra la coppia misurata e la coppia desiderata nelle diverse condizioni di utilizzo riportati nella Tabella 1.

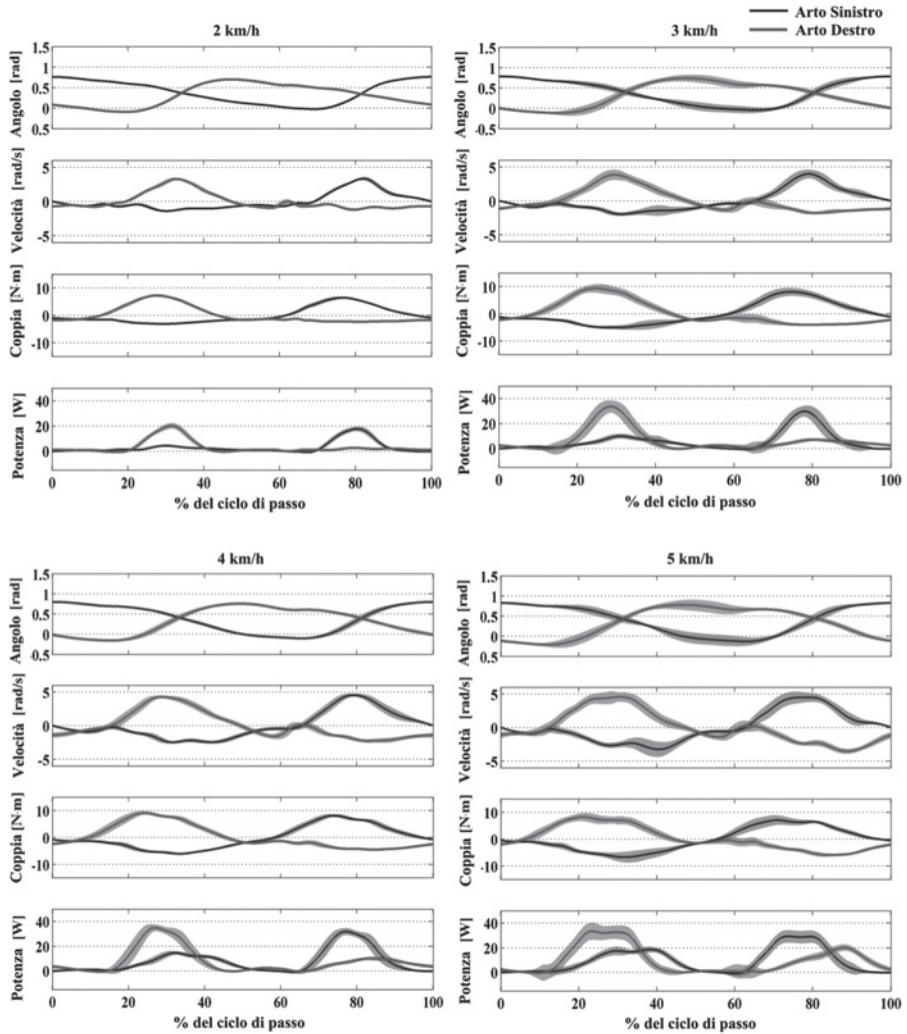


Fig. 8 – Deambulazione con il sistema APO in modalità assistiva. Per ogni velocità di cammino, le seguenti variabili del giunto sinistro e destro per ogni ciclo di passo sono state mediate e riportate in funzione della percentuale del ciclo di passo: angolo del giunto d'anca, velocità angolare del giunto d'anca, coppia potenza del SEA. In ogni grafico è riportata la media (linea continua; nero per il giunto sinistro, rosso per il giunto destro) contornata dalla deviazione standard.

Tab. 1 – Media e deviazione standard del RMSE tra la coppia desiderata e misurata durante il cammino in modalità trasparente (TM) ed in modalità assistita (AM).

		Velocità	2 km/h	3 km/h	4 km/h	5 km/h
Anca destra	TM RMSE [N·m]		0.160 ± 0.098	0.171 ± 0.044	0.286 ± 0.022	0.478 ± 0.073
	AM RMSE [N·m]		0.245 ± 0.011	0.516 ± 0.031	0.703 ± 0.114	1.152 ± 0.231
Anca sinistra	TM RMSE [N·m]		0.148 ± 0.066	0.164 ± 0.027	0.235 ± 0.017	0.426 ± 0.064
	AM RMSE [N·m]		0.223 ± 0.010	0.474 ± 0.032	0.638 ± 0.057	0.902 ± 0.170

Oltre a possedere una larga banda passante il controllore è in grado di rigettare prontamente i disturbi applicati; si tratta di un punto fondamentale durante il cammino in modalità trasparente. L'azione dell'utente sul dispositivo non si traduce in una resistenza da parte dello stesso. La minima impedenza meccanica permette quindi al soggetto di camminare liberamente indossando il robot senza che il dispositivo stesso rappresenti un ostacolo alla propria capacità motoria.

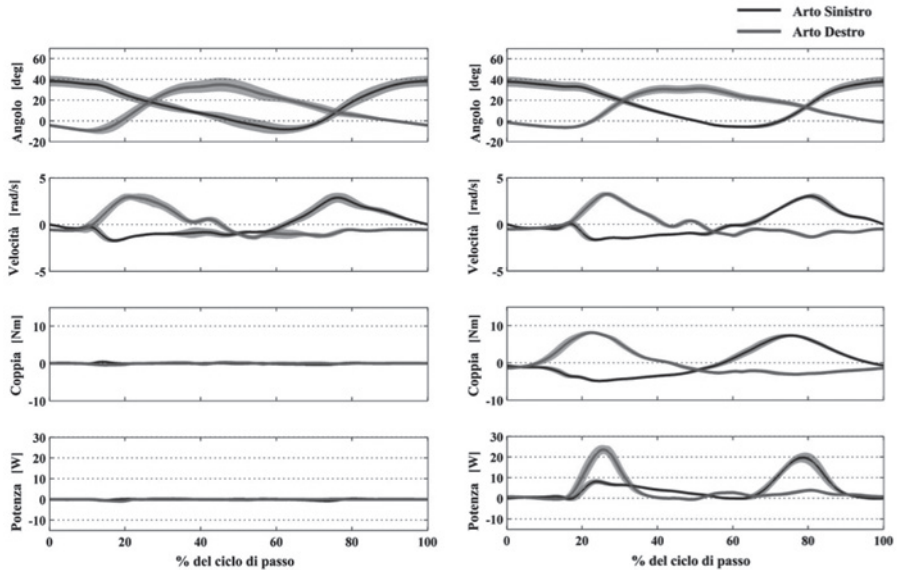
In modalità trasparente il massimo RMSE registrato (per la velocità di 5 km/h, caso limite dello studio effettuato) è pari a 0.22 ± 0.01 N·m ed il massimo valore istantaneo di coppia parassita durante la deambulazione è pari a 1.5 N·m durante la fase di volo. Tale valore corrisponde a circa l'1% della coppia massima esercitata dall'anca di un soggetto di 75 kg di peso durante la deambulazione in piano. La massima asimmetria nel comportamento delle due unità di attuazione è dell'11%. La potenza media durante la sessione in modalità trasparente all'interno del ciclo di passo assume valori negativi di -0.45 W ed un valore di picco massimo in corrispondenza della fase di volo di -5 W; questa è la massima potenza istantanea che il dispositivo sottrae all'utente nella modalità trasparente.

Un'analisi simile può essere effettuata per la modalità assistita. In questo caso il massimo RMSE registrato è di 1.15 ± 0.23 N·m che, tradotto in termini di coppia erogata, corrisponde a circa il 10% della massima coppia richiesta; i massimi livelli di intensità di assistenza raggiunti corrispondono a picchi di 10 N·m durante la fase di volo e di -8 N·m durante la fase di appoggio. La massima asimmetria nel comportamento del controllore di coppia è responsabile di uno scostamento massimo del 21 % sulla coppia erogata da parte dei due attuatori SEA. Contrariamente a quanto si verifica in modalità trasparente, durante l'utilizzo in modalità assistiva, il sistema APO sviluppa per lo più potenza positiva. In particolare il valor medio della potenza nel ciclo di passo è di 4.9 ± 0.29 W mentre i picchi istantanei durante la fase di volo raggiungono valori di 40 W.

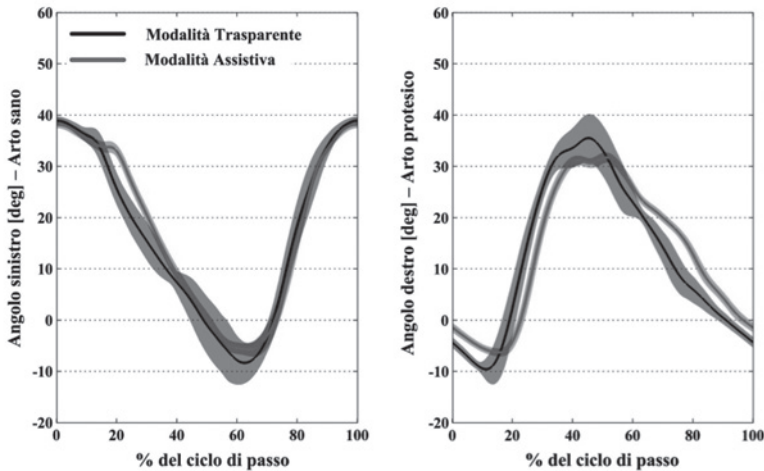
Una considerazione di rilievo è che l'azione assistiva del dispositivo non altera in modo significativo lo schema di cammino dell'utente. In ultima istanza, il dispositivo è effettivamente in grado di trasmettere consistenti quantità di potenza meccanica all'utilizzatore senza alterarne la dinamica naturale del cammino (Giovacchini et al., 2014).

2.6. *Prospettive future*

L'obiettivo finale del progetto CYBERLEGS è il recupero funzionale degli arti inferiori di soggetti amputati transfemorali fornendo loro un'adeguata assistenza motoria nelle attività di vita quotidiana. Per questo motivo, nelle fasi finali del progetto, l'attenzione verrà posta non tanto sullo sviluppo di nuovi moduli meccatronici bensì sulla valutazione dell'effettiva capacità dei vari moduli robotici – ed in particolare di quelli ortesici – di assistere il movimento di un amputato favorendone la riduzione dello sforzo fisico. In questo quadro, al fine di avere una prima verifica della capacità del dispositivo APO di assistere la camminata di un utente con una disabilità motoria agli arti inferiori, di verificare quindi che il sistema APO sia facilmente indossabile e confortevole, è stata condotta una prova sperimentale con un amputato transfemorale.



(a)



(b)

Fig. 9 – (a) Compito di cammino su treadmill di un amputato transfemorale che indossa il sistema APO in modalità trasparente (a sinistra) e modalità assistita (a destra). Per ogni velocità di cammino, le seguenti variabili del giunto sinistro e destro per ogni ciclo di passo sono state mediate e riportate in funzione della percentuale del ciclo di passo: angolo del giunto d'anca, velocità angolare del giunto d'anca, coppia potenza del SEA. In ogni grafico è riportata la media (linea continua; nero per il giunto sinistro, rosso per il giunto destro) contornata dalla deviazione standard. (b) Confronto tra la modalità trasparente ed assistita per l'angolo del giunto d'anca riportato in funzione della percentuale del ciclo di passo per l'arto sano (arto sano) e destro (arto protesico). In ogni grafico è riportata la media (linea continua; nero per la modalità trasparente, rosso per la modalità assistiva) contornata dalla deviazione standard.

La prova sperimentale è stata condotta presso la sede di Firenze della Fondazione Don Carlo Gnocchi. Un amputato transfemorale traumatico (maschio, amputato destro, 66 anni, 1.8 m, 64 kg) ha preso parte all'esperimento volontariamente dopo aver firmato un modulo di consenso informato.

Durante l'esperimento l'amputato ha indossato il sistema APO e ha camminato su un treadmill ad una velocità di 2.4 km/h (identificata dall'amputato come velocità di cammino preferita). Inizialmente l'amputato ha avuto la possibilità di camminare con la macchina in modalità trasparente per familiarizzare con il robot, ed in particolare con la cinematica del sistema.

Successivamente l'amputato ha familiarizzato con il sistema robotico in modalità assistita: in questa fase lo sperimentatore ha identificato i valori di $K_v = 20 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ e $\Delta\varphi = 0.628 \text{ rad}$ come quei valori che garantivano all'amputato un'assistenza motoria adeguata e confortevole.

Dopo questa fase di familiarizzazione, all'amputato è stato chiesto di camminare alla velocità scelta di 2.4 km/h – indossando il dispositivo APO – sia in modalità trasparente che assistita. In entrambe le prove sono stati registrati gli angoli di giunto e le coppie misurate. Dalle seguenti variabili sono state derivate la velocità angolare dei giunti e la potenza generata dall'attuatore SEA. Le variabili sono state segmentate e ricampionate in modo da essere rappresentate rispetto alla fase del cammino (0÷100% del ciclo di passo, con 0% coincidente al massimo angolo di flessione-estensione dell'anca sinistra). I dati sono stati riportati in Figura 9.

Come nel caso dei test svolti con il soggetto sano, questi test confermano il fatto che in modalità trasparente la coppia esercitata dal dispositivo sul soggetto è minima. Durante la sessione assistita la coppia misurata raggiunge picchi di coppia flessoria di 8.5 N·m nella fase di volo e di -5.2 N·m nella stabilizzazione della fase di appoggio. I picchi di potenza flessoria istantanei raggiungono valori di 23.5 W. Un'evidenza degna di nota è che l'assistenza al movimento sembra essere responsabile della riduzione della variabilità della camminata del soggetto; un simile risultato può essere indice di un'azione stabilizzante della strategia assistita che tende ad imporre all'arto protesico un comportamento quanto più simile possibile a quello dell'arto sano. Questo – anche alla luce di quanto l'amputato ha spiegato al termine del test – sembra avere un effetto anche sullo sforzo mentale della camminata: l'assistenza sembra fornire un'azione stabilizzante che permette all'amputato di percepire uno sforzo fisico e mentale inferiore.

Nelle prossime fasi del progetto CYBERLEGS, a partire dalla verifica preliminare dell'effettiva capacità del sistema APO di fornire assistenza motoria alla camminata di un amputato transfemorale, verranno condotte attività sperimentali con più amputati volte a quantificare l'effettiva riduzione dello sforzo fisico e mentale che l'assistenza fornita dal sistema APO può favorire.

3. LA PROTESI TRANSFEMORALE ROBOTIZZATA

3.1. *Presupposti alla progettazione*

L'evoluzione nel corso degli anni delle protesi degli arti inferiori ha attraversato diverse fasi che hanno visto la transizione da dispositivi completamente passivi,

all'introduzione di elementi smorzanti attivi o semi-attivi tra le loro componenti meccaniche e solo recentemente allo sviluppo di sistemi robotici attuati. Le protesi robotizzate in grado di fornire potenza meccanica attiva durante la deambulazione sono nate al fine di promuovere il recupero funzionale degli arti inferiori in soggetti amputati durante il cammino e azioni ad esso legate, quali salire/scendere le scale o camminare su piani inclinati, altrimenti ostici da eseguire tramite l'ausilio di un sistema passivo o semi-attivo a causa di dispendi energetici spesso proibitivi. La maggior parte dei dispositivi presenti oggi sul mercato sono protesi passive che immagazzinano energia durante la fase iniziale di *stance* e la rilasciano opportunamente nella sua fase finale per assistere la fase di propulsione, anche detta fase di *push-off* (PO) (Hitt et al., 2007; Au et al., 2008a). L'impiego di protesi attive offre l'opportunità di assistere ogni passo dell'amputato nella sua fase più critica, ovvero la re-direzione del centro di massa durante la propulsione, al fine di ristabilire un pattern di cammino più naturale e efficiente (Kuo et al., 2002).

Nelle fasi di progettazione di una protesi attiva è necessario comprendere le diverse azioni biomeccaniche svolte dai giunti articolari dell'arto inferiore; ad esempio, nella camminata su una superficie piana, mentre il ginocchio è responsabile della dissipazione di notevoli quantità di energia, la caviglia sviluppa potenza meccanica attiva per compiere il PO. I principali problemi legati allo sviluppo e alla progettazione di protesi attive sono rappresentati dalla necessità di un sistema di alimentazione che garantisca l'autonomia del dispositivo almeno nell'arco della giornata e la necessità di rilevare le intenzioni motorie dell'utilizzatore e adattare i comandi di attuazione coerentemente con lo schema di cammino che l'amputato intende adottare (Kuo et al., 2002). Per queste ragioni, molti gruppi di ricerca focalizzano l'attenzione nella progettazione di sistemi meccanici efficienti – in grado di immagazzinare l'energia dissipata durante alcune fasi del ciclo di passo per poi rilasciarla nelle fasi in cui i gruppi di attuazione sviluppano le potenze maggiori – e nello sviluppo di algoritmi che siano in grado di classificare correttamente le volontà motorie dell'utente.

I sistemi di controllo sono basati su macchine a stati che segmentano il ciclo di passo in sottofasi durante le quali i giunti attuati ricevono i comandi motori. La variabilità di questo tipo di algoritmi è legata alla modalità attraverso la quale si eseguono le transizioni tra le sottofasi (Flowers and Mann, 1977). I primi *concept* di controllo sono nati per emulare il comportamento dell'arto sano generando un insieme di comandi per ottenere un comportamento simile sull'arto protesico; tuttavia questo tipo di approccio richiede che l'arto sano sia strumentato con appositi sensori e che l'amputato partecipi a lunghe sessioni di *training* prima di poter utilizzare il dispositivo correttamente (Jimenez-Fabian and Verlinden, 2012). Una strategia largamente utilizzata si basa sul rilevamento dello schema di cammino desiderato tramite EMG o, in modo molto più invasivo, attraverso il reinnervamento dei muscoli ridondanti dopo l'amputazione (Kuiken et al., 2009). Strategie più avanzate prevedono la classificazione delle fasi del cammino attraverso tecniche di fusione multisensoriale di segnali acquisiti da sensori di posizione, accelerometri e sensori di pressione plantare; tale scelta rappresenta la soluzione meno invasiva ma richiede uno studio preliminare su numerosi soggetti per generare un classificatore affidabile (Kilmartin et al., 2009; Wang et al., 2008; Sup et al., 2008; Varol and Goldfarb, 2007).

3.2. Cenni sullo stato dell'arte

Il recupero funzionale degli arti in soggetti amputati transfemorali, in particolare nel caso in cui la motivazione dell'amputazione è da ricondurre a condizioni patologiche, è una sfida resa molto difficile a causa del notevole incremento dello sforzo fisico e cognitivo che l'amputato deve sostenere per eseguire di nuovo la deambulazione.

Negli ultimi anni sono stati presentati diversi prototipi e sistemi finali di protesi attive che ripristinano la funzionalità dei giunti articolari di ginocchio (Villalpando et al., 2008) e caviglia (Cherelle et al., 2013; Bellman et al., 2008; Zhu et al., 2013; Shultz et al., 2013) durante la deambulazione, alzata/seduta, salita/discesa di scale, la maggior parte delle quali si propone di ridurre lo sforzo fisico e cognitivo dell'amputato con sistemi ad alta efficienza che garantiscono un'autonomia sufficiente durante la giornata. Le protesi attive nascono dalla combinazione di materiali, sistemi elettronici, gruppi di attuazione e di alimentazione progettati tenendo in forte considerazione i principi fondamentali della biomeccanica del cammino (Hollander et al., 2006; Au et al., 2008b; Vanderborgh et al., 2013). Una soluzione molto comune nella progettazione di protesi attive è l'integrazione nel giunto di caviglia di sistemi elastici: ne sono un esempio la protesi sviluppata alla Vanderbilt University che impiega molle in parallelo all'attuatore per ridurre i picchi di coppia istantanei all'interno del ciclo di passo (Sup et al., 2009); la Spring Active Odissey (SpringActive Inc., Tempe, AZ, USA) utilizza una molla in serie al gruppo di attuazione che si carica durante la fase di appoggio, immagazzinando energia potenziale che viene liberata nel momento del PO per favorire la propulsione⁸. La protesi BiOM T2 (BiOM, Bedford, MA, USA) implementa una combinazione delle due soluzioni⁹. Il prototipo Amp Foot 2.0 - sviluppato alla Vrije Universiteit Brussel (Bruxelles, Belgio) presenta due molle (in parallelo e in serie al gruppo di attuazione) che vengono caricate in modo alternato tramite un meccanismo a quattro bracci ed un sistema di bloccaggio (Cherelle et al., 2013). Le performance delle protesi descritte sinora sono migliori di quelle passive: nello studio (Herr et al., 2012) è stato ad esempio dimostrata la possibilità di ridurre la spesa energetica di un amputato trans-tibiale fino a ripristinare livelli confrontabili con quelli di un soggetto non amputato.

Esiste un numero crescente di protesi con ginocchio attivo, delle quali soltanto il sistema Össur Power Knee è attualmente in commercio (Össur, Reykjavik, Islanda)¹⁰. Altre tecnologie in fase di sviluppo sono la protesi con ginocchio agonista-antagonista sviluppata al Massachusetts Institute of Technology (Cambridge, MA, USA) (Villalpando et al. 2008), la CSEA (Rouse et al., 2013), e le protesi con ginocchio *screw-driven* sviluppate dall'Università di Sakarya (Kapti et al., 2006) e dalla University of Technology di Hebei (Geng et al., 2010).

Alcuni nuovi dispositivi in fase di sviluppo integrano sistemi meccanici progettati al fine di immagazzinare l'energia dissipata dal ginocchio durante la deambu-

⁸ SpringActive website: <http://www.springactive.com/>

⁹ BiOM website: <http://www.biom.com/>

¹⁰ Össur website: <http://www.ossur.it/>

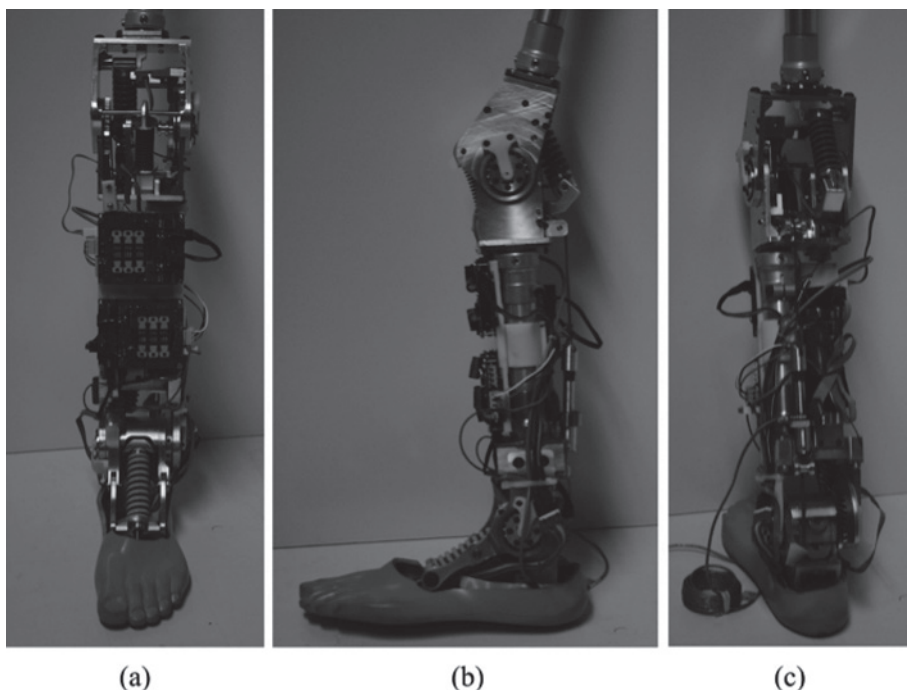


Fig. 10 – Vista frontale (a), laterale (b) e posteriore (c) dell'arto protesico robotizzato.

lazione, altrimenti dissipata in condizioni normali, per trasferirla alla caviglia e sostenere parte della coppia applicata dal gruppo di attuazione durante la fase di propulsione. È bene sottolineare che questa filosofia di progettazione, se da un lato è interessante per raggiungere più elevati livelli di efficienza energetica, ha lo svantaggio di evitare la modularità dei giunti di ginocchio e caviglia, che sono anzi meccanicamente accoppiati: questo rende più complesso il processo di progettazione ed il sistema finale. Un esempio è la Hydra Cadence (Staros et al., 1964) che utilizza un sistema idraulico passivo che sfrutta la flessione del ginocchio durante la fase di volo per supportare la dorsi-flessione della caviglia. Altri dispositivi sono la protesi HEXTA (Vrije Universiteit Brussel, Bruxelles, Belgio; Matthys et al., 2012) e la protesi sviluppata da (Unal et al., 2010) presso l'Università di Twente (Enschede, Olanda): entrambe queste protesi implementano meccanismi passivi in grado di trasferire circa 13 J di energia (per una persona di 80 kg) dal ginocchio alla caviglia ad ogni ciclo di passo, in un compito di camminata.

3.3. Descrizione del dispositivo

Il prototipo- α della protesi transfemorale del sistema CYBERLEGS è stato sviluppato nel quadro di lavoro descritto nel paragrafo precedente. La protesi sviluppata – riportata in Figura 10 – è un sistema a due GdL: la caviglia è attiva; il

ginocchio è equipaggiato con un sistema blocco/sblocco connesso ad elementi elastici passivi. La protesi è corredata di un sistema sensoriale wireless indossabile che permette la realizzazione di una cHMI che monitorando il movimento residuo dell'amputato ne rileva le intenzioni motorie.

Nelle sezioni seguenti è riportata una descrizione dettagliata della progettazione meccatronica del dispositivo, ed in particolare dei componenti meccanici, del sistema di attuazione e controllo dei due GdL, e dell'algoritmo alla base della cHMI.

3.3.1. Giunto di ginocchio

La struttura meccanica del ginocchio è stata progettata al fine di ottenere due diversi comportamenti, in particolare due diversi livelli di rigidità torsionale e di posizione di equilibrio, per le due seguenti fasi:

- fase di accettazione del peso, detta anche *weight acceptance* (WA), ovvero la fase iniziale di appoggio;
- la fase di flessione del ginocchio – fase finale di appoggio fino al distacco del piede, ovvero fino al *toe-off* (TO) – e fase di volo.

Per entrambe le fasi il comportamento meccanico desiderato è garantito da una molla. La prima, detta molla di WA, è caratterizzata da un'elevata rigidità ($160 \cdot 10^3$ N/m) e ha come posizione di equilibrio quella in cui il giunto di ginocchio è completamente esteso. Questa molla sosterrà il carico durante la fase iniziale di appoggio. La seconda molla, detta di *baseline*, ha una rigidità inferiore ($20 \cdot 10^3$ N/m) e ha come configurazione di equilibrio quella in cui il ginocchio è flesso di un angolo circa uguale a 60° (Ambrozic et al., 2014).

Mentre la molla di *baseline* è sempre attiva, la molla di WA può essere ingaggiata/sganciata attraverso un meccanismo basato su un cricchetto ed un dente di arresto. All'inizio della fase di appoggio la molla di WA viene ingaggiata bloccando il cricchetto con un dente di arresto. Dopo la fase di WA e prima che si verifichi il TO il dente di arresto viene rimosso attraverso un servomeccanismo e la molla di WA viene sganciata: in questa fase la molla di *baseline* permette al ginocchio di flettere. Contemporaneamente allo sgancio della molla di WA, con un secondo servomeccanismo, si attiva una connessione cinematica attraverso un meccanismo a cavi e pulegge tra il ginocchio e la caviglia. Questo meccanismo, detto di *energy transfer* (ET), permette di trasferire l'energia immagazzinata nella molla di *baseline* durante la fase di volo del ciclo di passo precedente (durante la fase di volo la molla di *baseline* viene deformata per effetto dell'estensione del ginocchio; la molla agisce come un freno rispetto al movimento di estensione) al giunto di caviglia, favorendo il PO. Il quantitativo di energia immagazzinata e trasferita al giunto di caviglia è tale da ridurre la coppia che l'attuatore di caviglia deve effettivamente erogare per garantire un adeguato PO. In particolare il meccanismo di ET permette di trasferire circa 7 J di energia ad ogni passo.

Durante la fase di volo – ed in ogni caso prima che il tallone tocchi nuovamente terra – la molla di WA deve essere nuovamente ingaggiata in modo da rendere il ginocchio rigido per sostenere la nuova fase di appoggio. Durante la fase di volo anche il meccanismo di ET viene disinserito per permettere l'immagazzinamento di energia nella molla di *baseline* (Flynn et al., 2014; Ambrozic et al., 2014).

3.3.2. Giunto di caviglia

Il giunto di caviglia si basa su un'architettura definita MACCEPA (*Mechanically Adjustable Compliance and Controllable Equilibrium Position Actuator*), ovvero un sistema di attuazione ad impedenza meccanica variabile, soluzione impiegata largamente nel campo delle protesi e ortesi attive grazie al suo design bioispirato; il lettore interessato a trovare maggiori informazioni e dettagli sul suo funzionamento può fare riferimento al lavoro di (Van Ham et al., 2007).

Il MACCEPA si comporta funzionalmente come un SEA: la dinamica dell'angolo di caviglia è determinata dalla regolazione della posizione di equilibrio di una molla, funzionalmente interposta tra la tibia ed il piede protesico. Questo gruppo di attuazione ha una struttura compatta e permette di ottenere rigidzze relativamente alte, grazie all'integrazione di una molla che lavora a compressione (di rigidzza pari a $130 \cdot 10^3$ N/m in questo prototipo). Il punto di equilibrio della molla è regolato da un motore che controlla l'angolo tra il braccio del MACCEPA (detto *lever arm*) e l'asse della tibia. La coppia generata sul giunto di caviglia dipende dallo spostamento angolare tra il piede ed il *lever arm*, e dal precarico della molla; il precarico è regolato da un secondo attuatore. Al variare della deformazione la molla assume una diversa rigidzza in modo da simulare il comportamento a impedenza variabile dell'articolazione della caviglia umana (Ambrozic et al., 2014).

Nella fase di progettazione dell'attuatore si è scelto come riferimento, la coppia e la potenza sviluppate – in accordo con il database di Winter (2009) – da un individuo di 80 kg che cammina a una cadenza naturale di 120 passi al minuto; la coppia massima può raggiungere i 130 N·m. Il pretensionamento del MACCEPA è stato scelto in modo da ottimizzare la potenza erogata dal motore in modo da utilizzare un motoriduttore più leggero e compatto, questo ha permesso di utilizzare un motore da 120 W invece che 300 W. È bene comunque sottolineare che nonostante l'architettura del MACCEPA contribuisca a ridurre il picco di potenza del motore, la coppia richiesta per la compressione della molla è indipendente dal processo di ottimizzazione.

Il piede è realizzato con una piastra di policarbonato accoppiata ad un piede di gomma cosmetica che copre il meccanismo e permette di calzare una normale scarpa. Il piede cosmetico permette inoltre un'adeguata interfaccia con le solette sensorizzate per la misura della pressione plantare impiegate nel sistema sensoriale.

Il gruppo di attuazione è costituito da un motore Maxon EC 4-Pole 30 (200W) con due stadi di riduzione; il primo è di tipo ipoide con rapporto 10:1, il secondo è un sistema planetario con rapporto 83:1. Il sistema di pretensionamento situato sotto la molla è composto da un motore Maxon EC Max (16,8W) con riduttore planetario con rapporto 1621:1 e uno stadio finale 1.2:1. Entrambi i motori sono comandati in velocità per mezzo di azionamenti commerciali, rispettivamente EPOS2 70/10 ed EPOS2 24/2 (Maxon Motor AG, Sachseln, Svizzera); maggiori dettagli sono riportati nel lavoro (Flynn et al., 2014).

3.3.4. Elettronica e controllo

Analogamente al sistema APO, l'elettronica di controllo ed il sistema di alimentazione del sistema ginocchio-caviglia non sono a bordo. Senza il sistema di

controllo ed azionamento, la protesi ha complessivamente un'inerzia ed una massa (4.5 kg) simili a quelle dell'arto umano (Flynn et al., 2014).

Il sistema di controllo è implementato sul controllore real-time NI-cRIO 9082 (National Instruments, Austin, Texas, US), che integra un processore dual-core (1.33 GHz), un sistema operativo real-time ed un processore FPGA Spartan-6 LX150.

L'architettura di controllo del MACCEPA è quella classica di un controllo di posizione ad anello chiuso, all'interno del quale un regolatore PID opera sull'errore tra la posizione misurata e desiderata del *lever arm* del MACCEPA; l'uscita del PID è un comando di velocità desiderato per l'azionamento commerciale. Una simile architettura è stata implementata per il motore che pretensiona la molla del MACCEPA.

3.4. Algoritmo di controllo per il rilevamento delle intenzioni motorie

La cHMI che identifica le intenzioni motorie dell'amputato è stata sviluppata utilizzando un approccio non invasivo, basato su una rete di sensori indossabili che monitorano il movimento dell'amputato. I dati provenienti dal sistema sensoristico indossabile sono poi gestiti da un algoritmo decisionale, ovvero una macchina a stati finiti che segmenta il cammino in fasi e definisce i comandi motori per gli attuatori ed i servosistemi dei giunti di caviglia e ginocchio della protesi.

3.4.1. Sistema sensoriale

Il sistema sensoriale *wireless* è costituito di:

- due solette sensorizzate per misurare la pressione plantare (Crea et al., 2014);
- una rete di sette *Inertial and Magnetic Measurement Units* (IMMS).

Le solette sensorizzate sono basate su una tecnologia optoelettronica per la misura della pressione normale sviluppata presso la Scuola Superiore Sant'Anna. Ogni soletta è composta di 64 celle indipendenti, ciascuna delle quali contiene un emettitore ed un ricevitore di luce, incorporati all'interno di un guscio piramidale in silicone. Sotto l'azione del carico il silicone si deforma e modula la quantità di luce misurata dal ricevitore. Le solette inviano i dati ad un'unità di calcolo remota mediante connessione Bluetooth (Ambrozic et al., 2014). Come spiegato in (Crea et al., 2014) i dati provenienti dalle 64 celle possono essere analizzati per calcolare in tempo reale la componente verticale della forza di interazione con il terreno (ovvero la *vertical ground reaction force*, vGRF) e le coordinate del centro di pressione (ovvero *center of pressure*, CoP).

Le sette IMMS registrano accelerazioni (intervallo di misura: ± 2 g), velocità angolari (intervallo di misura: ± 500 deg/s) ed intensità di campo magnetico (intervallo di misura: ± 1.3 g) del segmento anatomico al quale sono ancorate. Le sette IMMS sono ancorate attraverso delle fasce elastiche in tessuto ai seguenti segmenti: tronco e coscia, gamba, piede sia di entrambi gli arti (sano e protesico). Ogni IMMS possiede un microprocessore ad 8 bit che pre-analizza i dati e li invia alla stazione remota di calcolo mediante protocollo wireless 802.15.4. L'ingombro di ogni IMMS è di $30 \times 20 \times 5$ mm³. Tutte le IMMS sono alimentate da batterie LiPo.

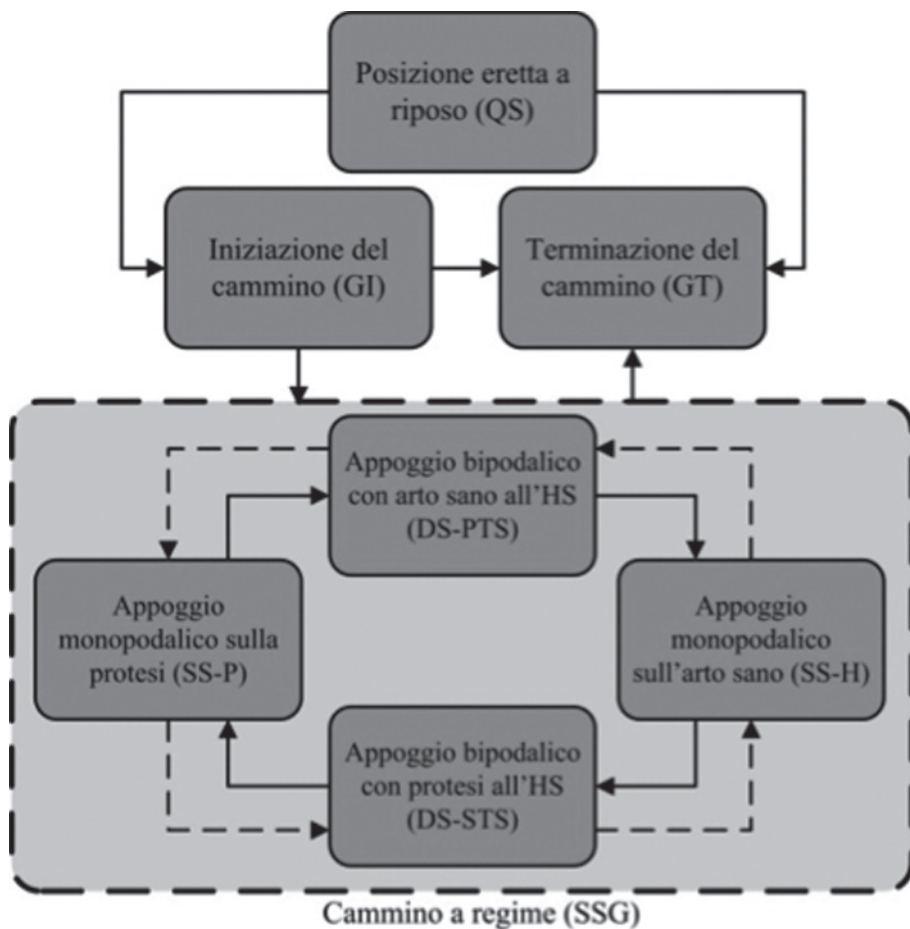


Fig. 11 –Strato decisionale di alto livello dell'arto protesico di CYBERLEGS. I blocchi rappresentano le fasi rilevabili dalla macchina a stati, le frecce indicano le transizioni possibili e il flusso di lavoro durante la deambulazione.

I dati provenienti dalle IMMS sono fusi insieme da un filtro di Kalman, che stima in questo modo l'orientamento e la velocità angolare dei segmenti anatomici monitorati. Questi dati sono poi utilizzati insieme alla vGRF e al CoP come ingresso della macchina a stati che registra le intenzioni motorie dell'amputato.

3.4.2. *Macchina a stati finiti*

La macchina a stati finiti è stata sviluppata utilizzando lo strumento di progettazione *Labview Statechart Toolbox*. Un diagramma a blocchi della macchina a stati è riportato in Figura 11. Le transizioni tra i vari stati della macchina a stati finiti sono ottenute attraverso un algoritmo basato su un insieme di regole ottenute com-

binando con operatori logici booleani operazioni di “sogliatura” delle variabili in ingresso; un’analisi dettagliata delle regole utilizzate è riportata nel lavoro (Gorši et al., 2014). La macchina a stati può riconoscere i seguenti stati, indicativi delle intenzioni motorie dell’amputato:

- posizione eretta a riposto (ovvero *quite standing*, QS),
- iniziazione del cammino (ovvero *gait initiation*, GI),
- camminata stazionaria (ovvero *steady-state gait*, SSG),
- terminazione del cammino (ovvero *gait termination*, GT).

Lo stato SSG è poi suddiviso nelle seguenti fasi:

- appoggio monopodalico sulla protesi (ovvero *single-support prosthesis*, SS-P),
- appoggio monopodalico sull’arto sano (ovvero *single-support sound limb*, SS-H),
- appoggio bipodalico dall’HS dell’arto protesico (ovvero *double-support from the heel-strike of the prosthesis*, DS-STs),
- appoggio bipodalico dall’HS dell’arto sano (ovvero *double-support from the heel-strike of the sound limb*, DS-PTS).

Per ciascuno degli stati sopra descritti la macchina a stati prevede un insieme di comandi per gli azionamenti del giunto di caviglia e ginocchio (Ambrozic et al., 2014). All’accensione del dispositivo, l’amputato si trova nella condizione di QS, ovvero gli arti sono estesi e la pressione plantare è omogeneamente ripartita sui due plantari sensorizzati. In questa condizione l’angolo di caviglia è nullo (ovvero il piede non viene né dorsi-flesso né planta-flesso) ed il ginocchio è bloccato, ovvero la molla di WA è ingaggiata.

Dopo che l’inizio del cammino è stato identificato, la macchina entra nel macro stato SSG. Al momento dell’iniziazione del cammino, il sistema rileva l’arto con il quale il soggetto muove il primo passo; la macchina a stati sblocca il ginocchio (sganciando la molla di WA) solo se la progressione inizia con l’arto protesico, mantiene il blocco del meccanismo altrimenti. Il ginocchio viene nuovamente bloccato prima della fase di SS-P, durante la quale al giunto di caviglia viene comandato di provvedere un graduale supporto alla fase di PO. Quando viene identificata la fase di DS-PTS, il ginocchio viene sbloccato per favorire la flessione ed il sistema di ET viene attivato per trasferire l’energia immagazzinata nella molla di baseline alla caviglia. Durante la fase di volo della protesi (ovvero SS-H) il ginocchio viene nuovamente bloccato ed il meccanismo di ET sbloccato. Quando viene identificata l’intenzione dell’amputato di terminare il passo, il giunto di ginocchio viene bloccato e la macchina a stati entra nuovamente nella fase di QS. La terminazione del cammino è individuata quando avviene una redistribuzione omogenea delle pressioni plantari e una riduzione della velocità dei segmenti distali (Flynn et al., 2014).

3.4.3. Validazione sperimentale

Per valutare le prestazioni della macchina a stati, e quindi dell’algoritmo di fusione multi-sensoriale che monitora le variabili cinematiche/cinetiche dell’individuo, sono state condotte delle prove sperimentali presso la Fondazione Don Carlo Gnocchi (Firenze) su tre soggetti amputati transfemorali, dopo che questi hanno firmato un modulo di consenso informato.

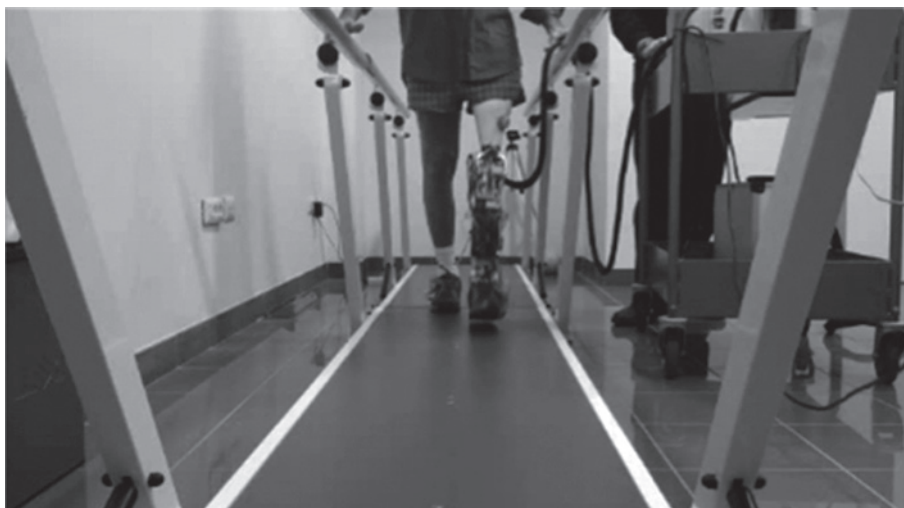


Fig. 12 –Soggetto durante la sessione sperimentale. Le ripetizioni del cammino sono svolte sulla passerella fornita di corrimano. Il carrello sulla destra contiene il sistema di controllo e di alimentazione della protesi CYBERLEGS.

A ciascun soggetto amputato è stato richiesto di percorrere, alla cadenza desiderata, per 20 volte una distanza di 6 metri su una passerella dotata di corrimano, questo al fine di mitigare il rischio di caduta qualora si verificasse un malfunzionamento. Il protocollo prevede una sessione di familiarizzazione con l'arto protesico precedente alle ripetizioni utilizzate per il calcolo delle prestazioni; la sessione di familiarizzazione è anche utilizzata per effettuare un'ultima verifica e regolazione di alcuni parametri dell'algoritmo a soglia alla base della macchina a stati. Un'immagine dello scenario di prova è riportato in Figura 12.

Ogni sessione è stata registrata con una videocamera e i dati, acquisiti ad una frequenza di 100 Hz, sono stati segmentati e ricampionati off-line nelle diverse fasi del cammino. L'accuratezza del rilevamento delle diverse fasi è stata valutata come il rapporto tra il numero di rilevamenti di una specifica fase e il numero effettivo delle volte in cui questa si è verificata nel ciclo di passo. È stata effettuata un'analisi sulle variabili pressorie al fine di distinguere diverse entità di carico sull'arto protesico e sull'arto sano durante la deambulazione osservando il profilo della reazione vincolare per ogni ciclo di passo e integrando il segnale di pressione nell'intervallo di tempo della fase di appoggio.

Un pulsante rosso di emergenza permette di interrompere la procedura disabilitando il dispositivo in qualsiasi momento (Ambrozic et al., 2014).

3.5. Risultati e discussione delle prestazioni

Dall'analisi dei risultati emergono dei punti fondamentali che permettono di validare l'efficacia dell'algoritmo e al contempo di valutare gli effetti che l'ausilio della

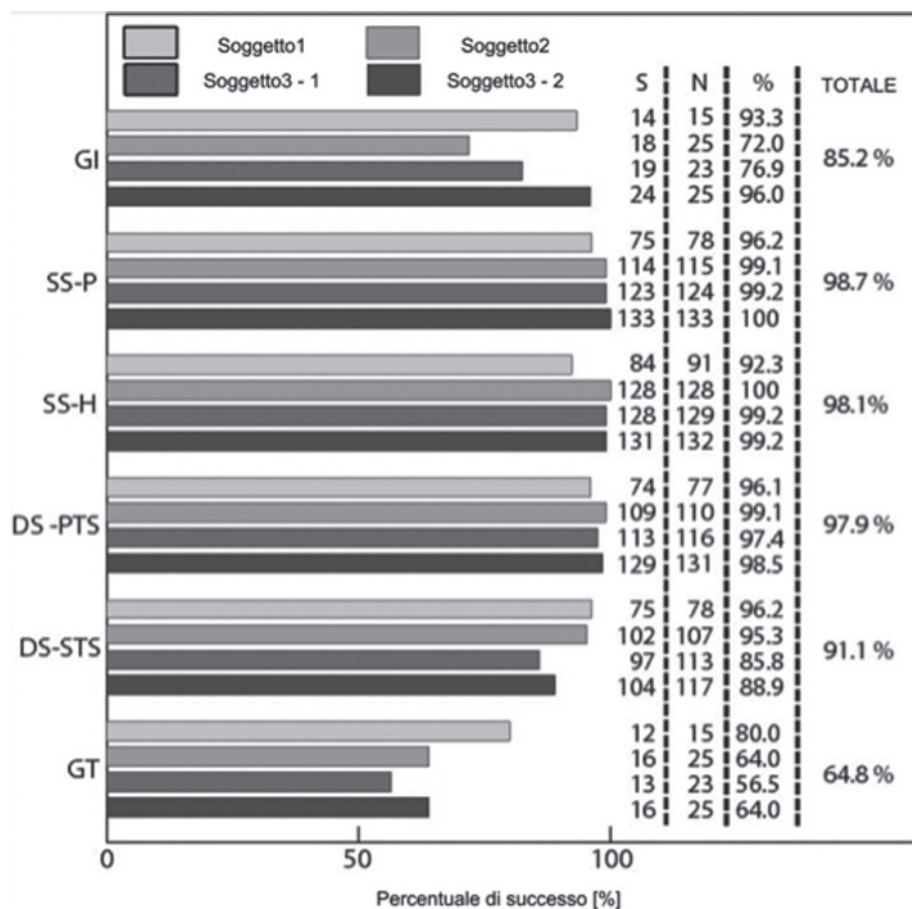


Fig. 13 –Percentuale di successo nel rilevamento delle fasi del cammino. Ogni barra riporta i rilevamenti di ogni fase per ciascun soggetto. S è il numero di rilevamenti effettuati con successo di una specifica fase, N il numero effettivo del verificarsi della stessa fase, % la percentuale di successo nell'identificarla. L'ultima barra riporta i valori mediati sui soggetti.

protesi introduce in termini di naturalezza, simmetria della deambulazione. I risultati hanno dimostrato la capacità di interazione tra il dispositivo e il soggetto anche in sessioni di funzionamento prolungate. Le prestazioni dell'algoritmo sono state analizzate sotto diversi aspetti: la capacità di rilevare le intenzioni motorie e conseguentemente le fasi e sottofasi del cammino e la sua efficacia nell'influenzare la cinematica della camminata. Sono inoltre discussi gli effetti legati al rilevamento erroneo delle intenzioni motorie per evidenziare gli svantaggi e i punti deboli del sistema.

In Figura 13 sono riportate le statistiche relative al riconoscimento dell'iniziazione, delle quattro sottofasi del cammino a regime, e della terminazione dello stesso. Ogni colonna riporta la percentuale di successo: il numero di rilevamenti di una specifica fase, il numero effettivo delle volte in cui la stessa si è verificata e

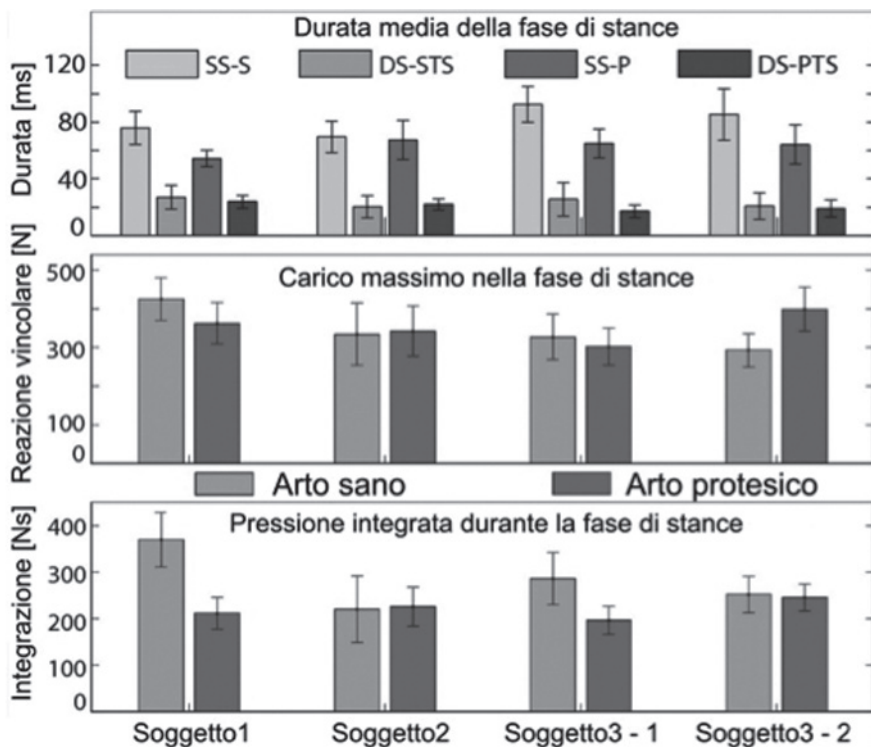


Fig. 14 –Proprietà del cammino e simmetria nella fase di stance. Per ogni soggetto sono riportate per l'arto sano e l'arto protesico la durata media della ripetizione del cammino a regime (in alto), il carico massimo registrato dai sensori di pressione plantare (al centro) e la distribuzione delle pressioni integrata nella fase di stance (in basso).

la percentuale di successo sono riportate per ogni evento e per ogni soggetto. In generale, la percentuale di successo del rilevamento dell'iniziazione è dell'82.5%, della camminata a regime del 96.9 %. La percentuale maggiore è associata alla fase di appoggio monopodalico dell'arto sano (99.7 %); questo permette di asserire che durante la deambulazione assistita dall'ausilio protesico, il comportamento assunto dall'arto sano è simile a quello che si manifesta in un individuo normodotato.

La percentuale minore di successo è associata al rilevamento della fase di BS-STs; tale risultato sottolinea la difficoltà che l'amputato ha nel considerare come affidabile l'arto protesico, cercando di impiegarlo in modo limitato durante il cammino. Per il terzo soggetto, che ha ripetuto l'intero esperimento due volte, si è notato un netto miglioramento delle prestazioni dell'algorithm, dovuto ad un effetto di adattamento e di apprendimento della strategia migliore per trarre beneficio dall'ausilio protesico, risultando in una maggiore fiducia nello sfruttamento del dispositivo.

La terminazione del cammino si è rilevata un punto debole dell'algorithm a causa di assunzioni che non sono state considerate nella fase di sviluppo; la terminazione può avvenire infatti asimmetricamente nel soggetto, comportamento che

al contrario non si verifica nel monitoraggio delle variabili cinematiche di un individuo normodotato. La possibilità del verificarsi di una terminazione asimmetrica comporta l'insuccesso del sistema nel rilevamento della stessa condizione; la percentuale di successo è comunque del 64.8 % e può essere incrementata valutando la condizione di terminazione asimmetrica.

In Figura 14 è riportata la durata temporale media delle fasi del cammino, per i casi riconosciuti con successo. Da questa analisi emerge che il soggetto, molto più sicuro del comportamento dell'arto sano, si mantiene in una fase di appoggio maggiore su di esso. L'appoggio bipodalico mostra comunque una durata comparabile a quella dell'individuo sano, evidenziando quindi che il pattern di cammino adottato a regime è naturale e con un grado di simmetria adeguato. Dalla valutazione delle reazioni vincolate del terreno sono confermate le considerazioni già espresse; in particolare la distribuzione della pressione è maggiore per l'arto sano, che l'amputato ritiene più stabile e affidabile; tuttavia, nella seconda sessione del terzo soggetto, si nota una distribuzione più omogenea dovuta a una maggiore fiducia instaurata da un prolungato utilizzo del dispositivo e dall'apprendimento a parte dell'amputato dello sfruttamento dello stesso per trarne maggiore beneficio.

In caso di falsi rilevamenti della terminazione, la transizione non viene effettuata dal controllore della protesi che necessita di ricevere un nuovo insieme di ingressi validi al fine di effettuare una nuova transizione. Per quanto riguarda il cammino a regime, non sono imposte restrizioni sul controllo, permettendo lo scorrimento delle fasi se queste sono rilevate correttamente; in caso di insuccesso il dispositivo diventa rigido come un ausilio passivo per la deambulazione richiedendo un cammino innaturale che altera lo schema di cammino e che richiede un maggiore dispendio di energia da parte del soggetto, ma senza comunque rappresentare un pericolo per la stabilità dell'amputato (Ambrozic et al., 2014).

3.6. *Prospettive future*

Il prototipo- α dell'arto protesico di CYBERLEGS ha dimostrato la capacità di poter essere impiegato al fine di favorire il recupero della deambulazione e di compiti motori propri degli arti inferiori. In particolare, la struttura meccanica del dispositivo, che integra sistemi di recupero dell'energia dissipata durante il ciclo di passo, permette di incrementare i tempi di autonomia del dispositivo riducendo la potenza necessaria all'attuazione del giunto di caviglia. Il sistema sensoriale e l'algoritmo di fusione delle informazioni cinematiche/cinetiche del corpo è in grado di percepire prontamente le intenzioni motorie dell'amputato e di generare i corretti comandi per l'attuazione al variare delle fasi della deambulazione in modo sicuro per il soggetto e con un elevato livello di accuratezza. La prosecuzione del progetto CYBERLEGS prevede di ottimizzare la struttura meccanica al fine di ridurre gli ingombri, risolvere problemi di cablaggio e di integrazione a bordo di un sistema di controllo e di alimentazione. Un maggiore livello di ottimizzazione sarà richiesto per aumentare l'entità dell'energia recuperata dalle fasi dissipative del cammino. Infine, l'algoritmo di rilevamento delle intenzioni motorie sarà reso più performante cercando di sopperire ai limiti messi in evidenza dalle prove sperimentali.

Ringraziamenti

Il lavoro descritto in questo capitolo è stato in parte supportato dalla Commissione Europea nell'ambito del progetto CYBERLEGS (FP7-ICT-2011-2.1 Grant Agreement #287894) e dalla Fondazione Pisa nell'ambito del progetto IUVO (prog. 154/11).

Bibliografia

- “Healthy ageing: keystone for a sustainable Europe”, http://ec.europa.eu/health7ph_information/indicators/docs, 2007.
- ABE D., ET AL., Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Applied Ergonomics*. 2004; 35(4): 329-335.
- AMBROZIC L., ET AL., CYBERLEGS – A user-oriented robotic transfemoral prosthesis with whole body awareness control. *IEEE Robotics and Automation Magazine*. 2014: under review.
- AU S., ET AL., Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural networks: the official journal of the International Neural Network Society*. 2008a; 21(4): 654-666.
- AU, S., ET AL., Powered ankle-foot prosthesis. *IEEE Robotics & Automation Magazine*. 2008b; 15(3): 52-59.
- BANALA S.K., ET AL., Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009; 17(1): 2-8.
- BELLMAN R.D., ET AL., SPARKy 3: Design of an active robotic ankle prosthesis with two actuated degrees of freedom using regenerative. 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics. 2008: 511-516.
- BEYL, P., ET AL., Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait training. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2009; 6(2): 29-243.
- BLAYA J.A., HERR H., Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2004; 12(1): 24-31.
- CHERELLE P., ET AL., Design and validation of the Ankle Mimicking Prosthetic (AMP-) Foot 2.0. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2013; 22(1): 128-148.
- CHIN T., ET AL., Comparison of different microprocessor controlled knee joints on the energy consumption during walking in trans-femoral amputees: Intelligent Knee Prosthesis (IP) versus C-Leg. *Prosthetics and Orthotics International*. 2006; 30(1): 73-80.
- CREA S., ET AL., A wireless flexible sensorized insole for gait analysis. *Sensors*. 2014; 14(1): 1073-1093.
- DATTA D., A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control. *Clinical Rehabilitation*. 2005; 19(4): 398-403.

- DILLINGHAM T.R., Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *Southern Medical Journal*. 2002; 95(8): 875-883.
- DO NASCIMENTO B.G., ET AL., Hip orthosis powered by pneumatic artificial muscle: voluntary activation in absence of myoelectrical signal. *Artificial organs*. 2008; 32(4): 317-322.
- DOLLAR A.M., ET AL., Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*. 2008; 24(1): 144-158.
- EPHRAIM P.L., ET AL., Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003; 84(5): 747-761.
- FARRIS R.J., ET AL., Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2011; 19(6): 652-659.
- FLOWERS W., AND MANN R., An electrohydraulic knee-torque controller for a prosthesis simulator. *Journal of Biomechanical Engineering*. 1977; 99(1): 3-8.
- FLYNN L., ET AL., Ankle-knee prosthesis with active ankle and energy transfer: Development of the CYBERLEGS alpha-prosthesis. *Journal of Robotics and Autonomous Systems*. 2014: under review.
- GENG Y., ET AL., Design and analysis of active transfemoral prosthesis. *IECON 2010 – 36th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society*. 2010: 1495-1499.
- GIOVACCHINI F., ET AL., A light-weight exoskeleton for hip flexion extension assistance. *International Congress on Neurotechnology, Electronics and Informatics*. 2013: 194-198
- GIOVACCHINI F., ET AL., A light-weight active orthosis for hip movement assistance. *Journal Robotics and Autonomous System*. 2014: under review.
- GORŠIČ M., ET AL., Online phase detection using wearable sensors for walking with a robotic prosthesis. *Sensors*. 2014; 14(2): 2776-2794.
- HELLER B.W., ET AL., A pilot study comparing the cognitive demand of walking for transfemoral amputees using the Intelligent Prosthesis with that using conventionally damped knees. *Clinical Rehabilitation*. 2000; 14(7): 518-522.
- HERR H.M., ET AL., Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *Proceedings of Royal Society, Biological Sciences*. 2012; 279(1728): 457-464.
- HITT J.K., ET AL., The SPARKy (Spring Ankle with Regenerative Kinetics) project: design and analysis of a robotic transtibial prosthesis with regenerative kinetics. *ASME 2007 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*. 2007: 1587-1596.
- HOLLANDER K.W., ET AL., An efficient robotic tendon for gait assistance. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2006; 128(5): 788-791.
- JEZERNIK S., ET AL., Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool. *Neuromodulation*. 2003; 6(2): 108-115
- JIMENEZ-FABIAN R., Verlinden O., Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons. *Medical Engineering & Physics*. 2003; 34(4): 397-408.
- JOHANSSON J.L., ET AL., A clinical comparison of variable-damping and mechani-

- cally passive prosthetic knee devices. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005; 84(8): 563-575.
- KAPTI A.O., ET AL., Design and control of an active artificial knee joint. *Mechanism and Machine Theory*. 2006; 41(12): 1477-1485.
- KAWAMOTO H., ET AL., Development of single leg version of HAL for hemiplegia. *Conference proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009: 5038-5043.
- KAZEROONI H., ET AL., That which does not stabilize, will only make us stronger. *The International Journal of Robotics Research*. 2007; 26(1): 75-89.
- KILMARTIN L., ET AL., Optimising recognition rates for subject independent gait pattern classification. *Signals and Systems Conference, IET Irish*. 2009: 1-6.
- KONG K., DOYOUNG J., Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients. *IEEE Transactions on Mechatronics*. 2006; 11(4): 428-432.
- KUIKEN T.A., ET AL., Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *Journal of the American Medical Association*. 2009; 301(6): 619-628.
- KUO A.D., ET AL., Energetics of actively powered locomotion using the simplest walking model. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2002; 124(1): 113-120.
- LENZI T., ET AL., Powered hip exoskeletons can reduce the user's hip and ankle muscle activations during walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2013; 21(6): 938-948.
- MATTHYS A., ET AL., Concept and design of the HEKTA (Harvest Energy from the Knee and Transfer it to the Ankle) transfemoral prosthesis. *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. 2012: 550-555.
- PERRY J., ET AL., Energy expenditure and gait characteristics of a bilateral amputee walking with C-leg prostheses compared with stubby and conventional articulating prostheses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004; 85(10): 1711-1717.
- PONS, J.L., Rehabilitation exoskeletal robotics. The promise of an emerging field. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2010; 29(3): 57-63.
- PRATT G.A., ET AL., Series elastic actuators. In *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*. 1995; 1: 399-406.
- RIGHETTI L., ET AL., Adaptive frequency oscillators and applications. *The Open Cybernetics & Systemics Journal*. 2009; 3(2): 64-69.
- ROCON E., ET AL., Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007; 15(3): 367-378.
- RONSSSE R., ET AL., Human-robot synchrony: flexible assistance using adaptive oscillators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2011a; 58(4): 1001-1012.
- RONSSSE R., ET AL., Oscillator-based assistance of cyclical movements: model-based and model-free approaches. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2011b; 49(10): 1173-1185.
- RONSSSE R., ET AL., Oscillator-based walking assistance: a model-free approach. *IEEE International Conference in Rehabilitation Robotics*. 2011c: 1-6.
- RONSSSE, R., ET AL., Real-Time estimate of velocity and acceleration of quasi-peri-

- odic signals using adaptive oscillators. *IEEE Transactions on Robotics*. 2013; 29(3): 783-791.
- ROUSE E.J., ET AL., Clutchable series-elastic actuator: Design of a robotic knee prosthesis for minimum energy consumption. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2013: 1-6.
- SAWICKI G.S., ET AL., Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2005: 206-211.
- SCHIELE A., ET AL., Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2006; 14(4): 456-469.
- SHULTZ A.H., ET AL., Preliminary evaluation of a walking controller for a powered ankle prosthesis. *Proceedings of the 2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2013; 4823-4828.
- STAROS A., ET AL., Properties of fluid flow applied to above-knee prostheses. *Bulletin of Prosthetics Research Spring*. 1964; 40-65.
- STIENEN A.H.A., ET AL., Self-aligning exoskeleton axes through decoupling of joint rotations and translations. *IEEE Transaction on Robotics*. 2009; 25(3): 628-633.
- SULZER J.S., ET AL., A highly backdrivable, lightweight knee actuator for investigating gait in stroke. *IEEE Transactions on Robotics*. 2009; 25(3): 539-548.
- SUP F., ET AL., Design and control of a powered transfemoral prosthesis. *International Journal of Robotics Research*. 2008; 27(2): 263-273.
- SUP F., ET AL., Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics: a joint publication of the IEEE Industrial Electronics Society and the ASME Dynamic Systems and Control Division*. 2009; 14(6): 667-676.
- THE GLOBAL LOWER EXTREMITY AMPUTATION STUDY GROUP, Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. *British Journal of Surgery*. 2000; 87(3): 328-337.
- UNAL R., ET AL., Prototype design and realization of an innovative energy efficient transfemoral prosthesis. *Proceedings of the 2010 3rd IEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. 2010; 191-196.
- UNITED NATIONS, "World Population Ageing 2009", <http://www.un.org/esa/population/publications/WPA2009/>, 2009.
- VALLERY H., ET AL., Passive and accurate torque control of series elastic actuators. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2007: 3534-3538.
- VAN HAM R., ET AL., MACCEPA, the Mechanically Adjustable Compliance and Controllable Equilibrium Position Actuator: Design and implementation in a biped robot. *Journal of Robotics and Autonomous Systems*. 2007; 55(10): 761-768.
- VANDERBORGH B., ET AL., Variable impedance actuators: a review. *Journal of Robotics and Autonomous Systems*. 2013; 61(12): 1-39.
- VAROL H., GOLDFARB M., Real-time intent recognition for a powered knee and ankle transfemoral prosthesis. *ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007; 16-23.

- VENEMAN J.F., ET AL., Design of a series elastic and bowdencable-based actuation system for use as torque-actuator in exoskeleton-type training robots. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. 2005; 496-499.
- VENEMAN J.F., ET AL., A series elastic- and bowden-cable-based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton-type robots. The International Journal of Robotics Research. 2006; 25(3): 261-281.
- VILLALPANDO E.C.M., ET AL., Design of an agonist-antagonist active knee prosthesis. Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. 2008; 529-534.
- VITIELLO N., ET AL., NEUROExos: a powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation. IEEE Transactions on Robotics. 2013; 29(1): 220-235.
- WALSH C.J., ET AL., A quasi-passive Legacy Exoskeleton for load-carrying augmentation. International Journal of Humanoid Robotics. 2007; 4(3): 487-506.
- WANG N., ET AL., Accelerometry based classification of gait patterns using empirical mode decomposition. ICASSP 2008. IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing. 2008; 617-620.
- WATERS R.L., ET AL., Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. The Journal of Bone and Joint Surgery. 1976; 58(1): 42-46.
- WINTER D.A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons, **luogo???**, 2009: 370).
- ZHU J., ET AL., On the design of a powered transtibial prosthesis with stiffness adaptable ankle and toe joints. IEEE Transactions on Industrial Electronics. 2013: 4797-4807.
- ZINN M., ET AL., A new actuation approach for human friendly robot design. The International Journal of Robotics Research. 2004; 23(4): 379-398.