



UNIVERSITÀ DI PISA

FACOLTA' DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

TESI DI LAUREA:

RIABILITAZIONE MOTORIA ATTRAVERSO L'USO DI UN
ESOSCHELETRO ROBOTICO, PER PAZIENTI CON MONOPLÉGIA AD
UNA GAMBA

Relatori:

Prof. Paolo Dario

Prof. Silvestro Micera

Candidato:

Simone Massai

*Tesi svolta presso il Department of Mechanical Engineering, College of Engineering
della San Diego State University*



SAN DIEGO STATE
UNIVERSITY

Anno Accademico 2014/2015

Indice

Capitolo 1: Panoramica	<i>pag. 5</i>
1.1 Introduzione	<i>pag. 5</i>
1.2 Ictus Cerebrale	<i>pag. 5</i>
1.3 Riabilitazione Motoria	<i>pag. 12</i>
1.4 Esoscheletri per la Riabilitazione	<i>pag. 14</i>
1.5 Osservazioni ed Obiettivi	<i>pag. 18</i>
Capitolo 2: Modelli Meccanici	<i>pag. 20</i>
2.1 Dinamica Classica	<i>pag. 20</i>
2.2 Modello Cinematico Differenziale	<i>pag. 24</i>
2.3 Modello Dinamico del Moto	<i>pag. 27</i>
Capitolo 3: Riabilitazione Muscolare	<i>pag. 33</i>
3.1 Esoscheletro	<i>pag. 34</i>
3.2 Accelerometri	<i>pag. 38</i>
3.3 Angoli di giunto	<i>pag. 41</i>
3.4 Ritardo nella copia del passo	<i>pag. 45</i>
3.5 Matlab	<i>pag. 46</i>
3.6 Risultati	<i>pag. 51</i>
3.7 Problematiche relative all'uso degli accelerometri	<i>pag. 55</i>
Capitolo 4: Riabilitazione Neuro Cognitiva	<i>pag. 60</i>
4.1 Sensore EEG	<i>pag. 60</i>
4.2 Misura concentrazione	<i>pag. 62</i>
4.3 C# e Visual Studio	<i>pag. 64</i>

4.4 Risultati	<i>pag. 76</i>
3.7 Problematiche relative al segnale EEG	<i>pag. 78</i>
Capitolo 5: Conclusioni e Sviluppi Futuri	<i>pag. 80</i>
Bibliografia	<i>pag. 83</i>

Capitolo 1

Panoramica

1.1 Introduzione

L' Ictus Cerebrale (o Infarto Cerebrale) è una patologia molto grave ed improvvisa, causata dalla formazione di un embolo o di un coagulo che può restringere o chiudere totalmente uno dei vasi arteriosi che irrorano di sangue il cervello. Ciò porta alla riduzione di nutrimento e di ossigeno al tessuto cerebrale colpito, e quindi alla morte di esso. L'Ictus può provocare invalidità reversibili o irreversibili, tra cui la paralisi dei muscoli motori, la cui gravità dipende da quanto tempo il cervello è rimasto senza sangue e dalla zona colpita. Alcuni fattori di rischio che aumentano l'incidenza di Ictus sono l'abuso di alcool e droghe, l'obesità e il sovrappeso, l'inattività fisica, il diabete, il fumo attivo e passivo, il colesterolo alto e l'avanzare dell'età. Tali fattori sono nettamente aumentati nel mondo di oggi in cui generalmente si vive più a lungo, ma in maniera meno salutare, e ciò ha portato di conseguenza anche ad un più alto rischio di contrarre un Ictus Cerebrale.

Per una persona colpita da Ictus Cerebrale è fondamentale eseguire un ottimo percorso riabilitativo, per riuscire a recuperare in parte o totalmente la propria autonomia vitale; osservando le varie conseguenze legate a tale patologia, si capisce come a seconda della zona cerebrale colpita, ogni paziente abbia un proprio percorso riabilitativo diverso dagli altri. L'obiettivo di questa tesi è favorire la riabilitazione in pazienti colpiti da Ictus ed affetti da paralisi ad una gamba; attraverso l'uso di un esoscheletro robotico applicato alla gamba paralizzata, è possibile indurre nel paziente in maniera automatizzata una mobilitazione passiva dell'arto in modo da favorirne gradualmente il recupero, in maniera simile a quanto fanno i fisioterapisti manualmente. Alcuni esoscheletri, già esistenti, prevedono la mobilitazione del paziente attraverso movimenti prestabiliti; tale studio, invece, raccogliendo dati sul moto della gamba sana, vuole far sì che l'esoscheletro possa riprodurre tali movimenti replicando la camminata propria dell'utilizzatore, in modo tale che la gamba paralizzata su cui è applicato possa muoversi in maniera naturale.

Inizialmente ho realizzato due modelli meccanici, uno cinematico e l'altro dinamico, per descrivere il movimento di una gamba; l'idea di base è stata poi copiare istante per istante, attraverso l'elaborazione di dati forniti da tre accelerometri, gli angoli relativi di ginocchio e caviglia della gamba buona direttamente sull'esoscheletro ed utilizzare un segnale EEG associato allo stato mentale del paziente, come una sorta di interruttore On/Off per l'esoscheletro.

1.2 Ictus Cerebrale

L' Ictus [01] [02] [03], anche detto colpo apoplettico o infarto cerebrale, è una patologia cerebrale che in generale si riferisce ad una perdita di funzionalità del cervello, a seguito di un'interruzione o di una riduzione di apporto di sangue in una o più aree di esso; infatti in assenza di sangue vengono

a mancare ossigeno e nutrienti vari, come il glucosio, ed il tessuto cerebrale colpito da tale deficit comincia così a morire.

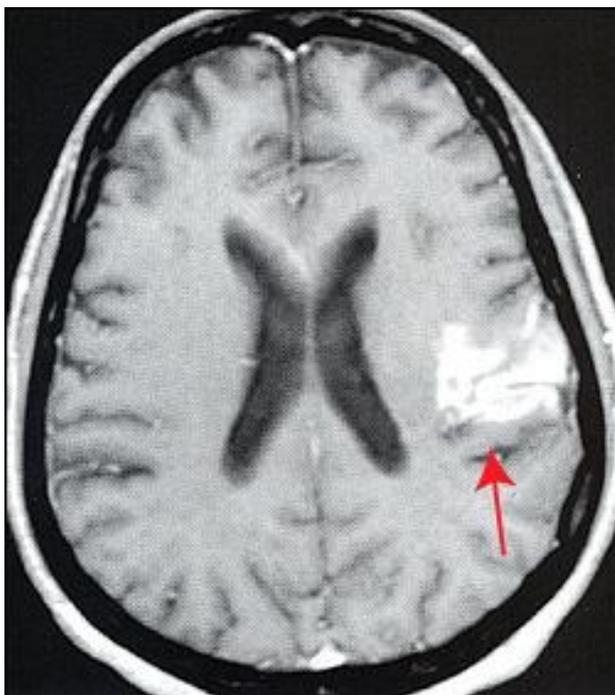


Fig. 1.01 MRI di un paziente che ha avuto un Ictus nell' emisfero sinistro del cervello. Si può vedere facilmente l'area danneggiata, indicata dalla freccia [04].

La peculiarità dell'Ictus è che è rapido e può insorgere improvvisamente; inoltre, richiede un intervento immediato da parte del personale medico, in quanto tanto maggiore è il tempo che il cervello resta senza apporto sanguigno, tanto più gravi ed irreversibili saranno i danni in esso.

Sembra strano a dirsi, ma il più delle volte tale patologia cerebrale non si origina dal cervello, ma dal cuore e dai vasi arteriosi: infatti la diminuzione del sangue può essere dovuta alla formazione di un ostacolo o di un'emorragia nelle arterie, che riduce così il flusso ematico destinato al cervello.

Esistono due tipi di Ictus, che, a loro volta, si possono suddividere in due sottogruppi ciascuno e che differiscono tra di loro a seconda della causa che li ha prodotti:

- **ICTUS ISCHEMICO**

Tale tipologia di Ictus è causata dalla formazione di un ostacolo in uno dei vasi arteriosi diretti verso il cervello, che lo restringe o chiude completamente, bloccando così il flusso sanguigno. È la forma più frequente di Ictus e si suddivide in due sottotipi:

1. **ICTUS ISCHEMICO TROMBOTICO**

Si ha quando il blocco del flusso è dovuto alla formazione di un *Trombo*, che è un coagulo di sangue che rimane attaccato alle pareti arteriose in cui si è originato.

Tale Trombo è solitamente provocato dall'accumulo di piastrine e colesterolo (placca aterosclerotica) e può, quindi, essere causato anche da una cattiva alimentazione.

2. **ICTUS ISCHEMICO EMBOLICO**

In questo caso, l'Ictus è causato da un *Embolo*: questo è sempre un coagulo di sangue che, a differenza del Trombo, non rimane attaccato alla parete dove si è formato, ma viaggia nelle arterie e, se non si scioglie per tempo, rischia di rimanere incastrato in vasi di dimensioni inferiori a lui, fungendo così da tappo.

L'Embolo di solito nasce nel cuore ed arriva nel cervello solo in un secondo momento, dopo aver viaggiato attraverso il sistema arterioso.

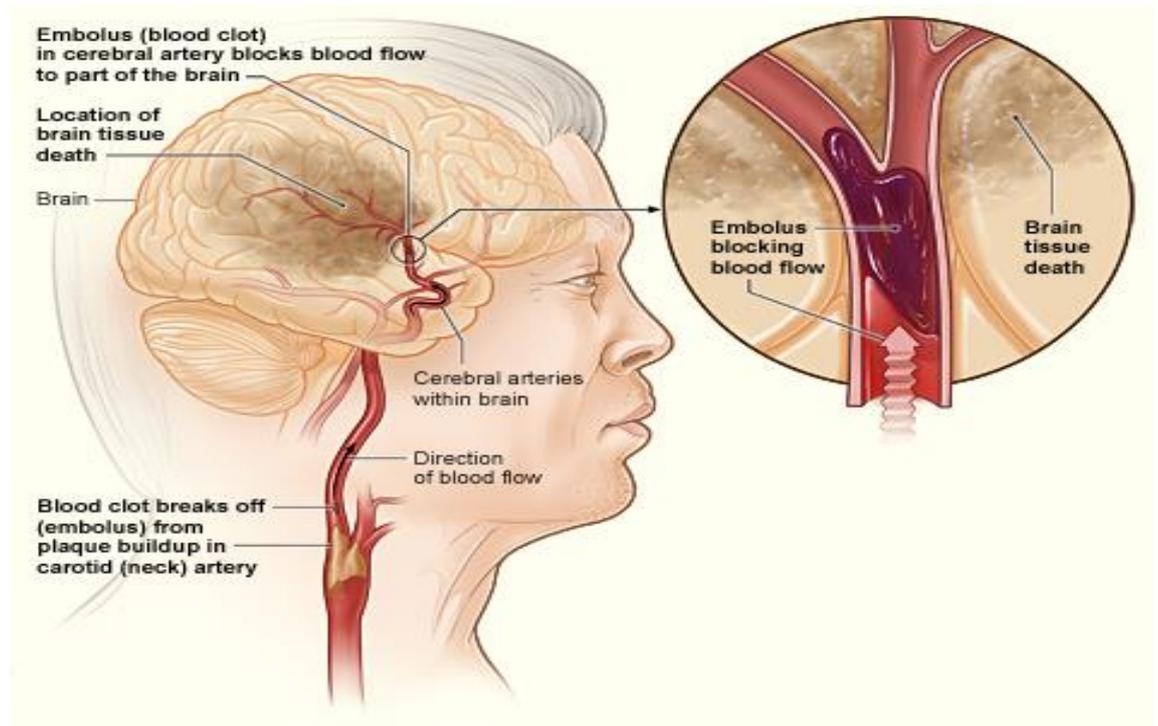


Fig. 1.02 Ictus Ischemico causato da un Embolo in un'arteria affluente al cervello [02].

- **ICTUS EMORRAGICO**

Tale forma di Ictus è la meno frequente, ma la più letale; è causato da una *Emorragia Cerebrale*, ovvero da una perdita di sangue dovuta alla rottura di un vaso sanguigno che irroro il cervello. L'Emorragia Cerebrale può essere prodotta da cause esterne, come un trauma cerebrale e da patologie interne come un aneurisma, che in pratica è la dilatazione patologica di un vaso sanguigno, con conseguente riduzione dello spessore delle pareti e quindi maggior fragilità e predisposizione a rottura.

Esistono due sottotipi di Ictus Emorragico, che differiscono a seconda del luogo in cui si è sviluppata l'Emorragia:

1. **ICTUS EMORRAGICO INTRACEREBRALE**

L'Emorragia avviene proprio all'interno dell'encefalo; in questo caso il danno è doppio perché dovuto sia alla mancanza di sangue all'area del cervello a cui era destinato, sia alla pressione di tale sangue fuoriuscito dal vaso sui tessuti circostanti, che in questo modo vengono danneggiati.

2. **ICTUS EMORRAGICO SUBARACNOIDEO**

L'Emorragia si ha nello spazio tra la superficie del cervello ed il cranio; di solito tale patologia è dovuta alla rottura di un Aneurisma.

I fattori di rischio connessi alla formazione di un Ictus sono molteplici, ma possono essere classificati in due gruppi: quelli potenzialmente trattabili, che possono essere ridotti ad esempio con l'aiuto farmacologico o cambiando alimentazione e stile di vita, e quelli non trattabili, che dipendono da caratteristiche intrinseche della persona e non possono essere quindi rimossi.

Tra i *Fattori di rischio potenzialmente trattabili*, possiamo indicare:

- Ipertensione, ovvero alta pressione sanguigna
- Fumo attivo e passivo
- Alto livello di Colesterolo
- Diabete
- Cattiva alimentazione
- Obesità e sovrappeso
- Inattività fisica
- Malattie cardiovascolari, come l'Aterosclerosi
- Eccesso di alcool
- Uso di droghe
- Pillola anticoncezionale ed ormonoterapia
- Stress e Depressione

I *Fattori di rischio non trattabili* sono invece:

- Età superiore ai 60 anni
- Etnia (gli africani, gli asiatici ed i caraibici sono più predisposti)
- Genetica (storia familiare di ictus ed attacchi cardiaci)
- Sesso (gli uomini sono più predisposti)
- Gestosi

Le conseguenze, in cui può incorrere una persona colpita da Ictus, sono di varia entità e dipendono dalla durata dell'Ictus stesso e dalla posizione e dall'estensione della zona cerebrale colpita: ad esempio, può variare tra una momentanea atrofia di un arto, ad una paralisi totale, al coma e, per ultimo, alla morte. Questo perché ciascuna zona dell'encefalo controlla una particolare funzione e zona del corpo: ad esempio, un infarto ischemico nella corteccia cerebrale destra, che gestisce il moto muscolare della parte sinistra del corpo, può causare paralisi ad un arto sinistro o a tutta la stessa zona corpo, se l'ischemia è piuttosto diffusa. L'estensione dell'Ictus è perciò un elemento fondamentale: infatti, più è diffuso, più zone del cervello sono colpite e più funzionalità vengono compromesse, portando, come ultima conseguenza, al decesso. Altro punto critico è la durata, in quanto, se una zona rimane a lungo senza sangue, le cellule in essa non ce la faranno a riprendersi e cominceranno gradualmente a morire, causando un'invalidità permanente. Si capisce bene perciò quanto sia fondamentale riconoscere per tempo i sintomi, affinché siano curati appena possibile,

per evitare conseguenze anche letali. Da tutto questo si evince come non ci siano sintomi standard, perché dipendono dalla zona del cervello colpita e quindi ogni persona, colpita da ictus, rappresenta un caso a sé.

In generale è possibile osservare uno o più dei seguenti sintomi:

- Intorpidimento e paralisi di faccia o arti
- Improvvisa debolezza
- Confusione
- Difficoltà a parlare e a capire
- Difficoltà a camminare, vertigini, perdita di equilibrio o di coordinazione
- Difficoltà visive
- Difficoltà respiratorie
- Perdita di conoscenza
- Mal di testa forti ed improvvisi

Come per i sintomi, anche le conseguenze di un ictus dipendono da zona, estensione e durata; in particolare quest'ultima è particolarmente importante: più tempo passa dall'insorgere dell'ictus alla cura da parte di uno staff medico, minori saranno le probabilità di avere un recupero totale e quindi maggiori saranno le probabilità di avere un'infermità permanente, anziché temporanea.

Le possibili conseguenze di un ictus sono:

- Paralisi semi-totale o totale dei muscoli motori
- Difficoltà a parlare e deglutire
- Perdita di memoria ed incapacità di ragionamento
- Dolore e formicolio
- Problemi emotivi e cambiamenti del comportamento
- Incapacità a curare se stessi

A seguito di un ictus, risulta quindi fondamentale la rapidità da parte del personale medico nell'individuare la zona del cervello colpita, nel capire il tipo di ictus (Ischemico o Emorragico) e nell'applicare il giusto trattamento, che può essere farmacologico e/o chirurgico (e che in entrambi i casi ovviamente varia a seconda del tipo di ictus).

Dopo il trattamento, e quindi dopo la cura, il paziente potrà presentare uno o più delle conseguenze da ictus sopra elencate, e dovrà quindi iniziare un percorso riabilitativo più o meno lungo, a seconda della durata dell'ictus, per ripristinare in parte o totalmente le funzioni corporee compromesse (ovviamente ciò non è valido se l'infermità risulta essere permanente).

Da tutto ciò si evincono due aspetti: il primo è che la riabilitazione è un passo assolutamente fondamentale per il paziente, per riuscire a riottenere una vita autonoma; il secondo punto è che, poiché le funzioni corporee compromesse possono essere di vario tipo, anche le riabilitazioni

potranno essere molteplici e riguarderanno diversi campi, come la neurologia, la fisioterapia, la psichiatria, la logopedia e la dietetica, solo per citarne alcuni.

Tra percorsi riabilitativi più comuni dei soggetti colpiti da Ictus troviamo:

- La rieducazione al linguaggio: la capacità discorsiva, formulazione di concetti ed elaborazione del pensiero.
- Il ripristino della memoria.
- L'esercizio motorio, finalizzato all'esecuzione in maniera autonoma delle tipiche attività giornaliere, come vestirsi, camminare e mangiare.
- La gestione delle funzioni relative ad intestino e vescica.
- La riacquisizione del deglutire in maniera corretta.

Da notare che esistono altre conseguenze non direttamente collegate alla patologia in sé, ma comunque ad essa correlate: infatti, il paziente passa in maniera piuttosto improvvisa da una vita normale e libera ad uno stato di dipendenza da altre persone, e ciò può portarlo a depressione ed a stati d'animo negativi che possono rallentare, se non addirittura vanificare, il lavoro svolto tramite la riabilitazione. Dunque, oltre alla riabilitazione in sé, è sempre bene considerare anche un recupero psicologico del paziente.

Per completare questo quadro generale su tale patologia, è bene ricordare quali sono le misure preventive per evitarla:

- Controllare periodicamente che la pressione sanguigna sia entro certi limiti
- Mantenere bassi i livelli di colesterolo nel sangue
- Non fumare
- Stare attenti alla cura del diabete
- Perdere peso (solamente in caso di sovrappeso od obesità ovviamente)
- Fare una dieta ricca di frutta e verdura
- Praticare esercizio fisico
- Non eccedere nell'uso di alcolici
- Non fare uso di droghe

Per concludere, comprendendo meglio la gravità del problema, è bene riportare alcuni dati epidemiologici: l'Ictus è causa del 9% di tutti i decessi nel mondo ed è la seconda più comune causa di morte, dopo la Cardiopatia Ischemica; inoltre le disabilità associate all'Ictus sono la sesta causa più comune di riduzione degli anni di vita e del *DALYs (Disability-Adjusted Life Years)* [3], ovvero la somma tra gli anni di vita persi a seguito di una morte prematura e gli anni vissuti con la disabilità. Il vero problema è che a causa della maggiore longevità delle persone e della minore tendenza a fare figli, soprattutto in occidente, la popolazione anziana sta crescendo, e di pari passo aumenta anche l'incidenza di Ictus (che è più probabile insorga dopo i 60 anni) e da ciò è stato stimato che entro il 2030 le disabilità associate all'Ictus diventeranno la quarta causa più importante di diminuzione del *DALYs* in occidente.

In *Figura 1.03* sono riportati alcuni dati riguardanti i tassi di mortalità standardizzati per 100000 persone all'anno riferiti a diversi paesi e considerando un'età compresa tra 30 e 69 anni:

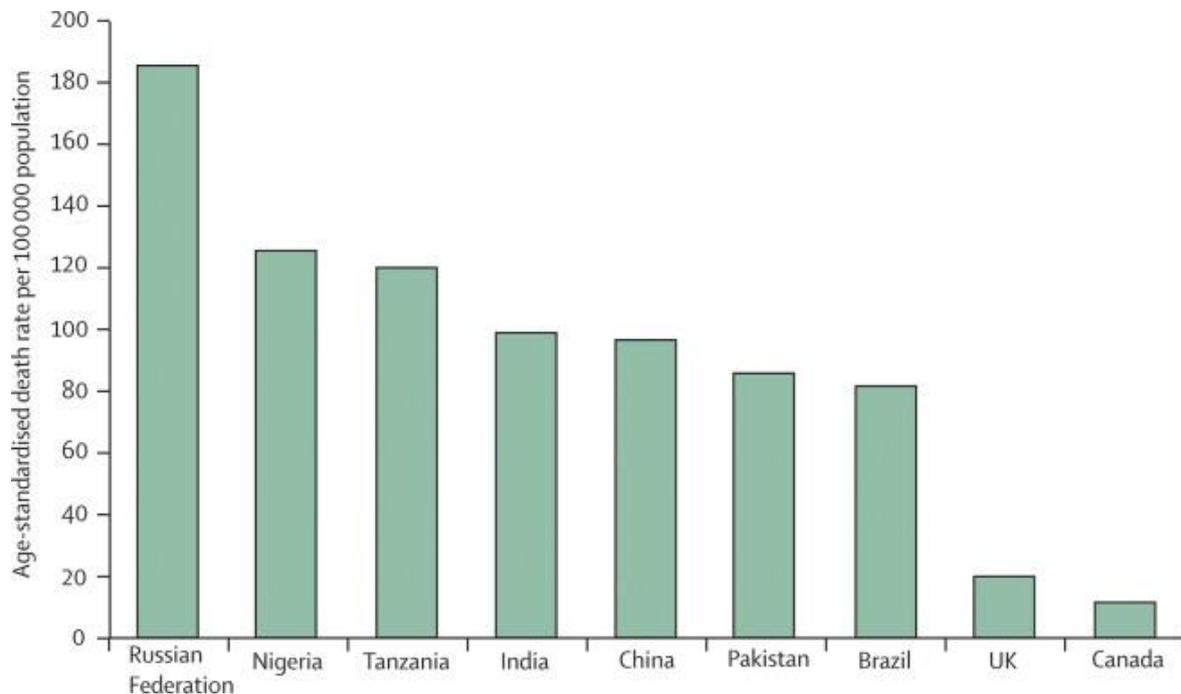


Fig. 1.03 Tassi di mortalità standardizzati per 100000 abitanti, in differenti stati, per anno, considerando un'età compresa tra 30 e 69 anni [3].

Per i paesi industrializzati, la mortalità media dovuta ad Ictus è di circa 50-100 per 100000 persone l'anno; però osservando la tabella di *Figura 1.03* si può notare come ci siano sostanziali differenze anche tra paesi sviluppati: abbiamo, infatti, in Russia un tasso di 180 ogni 100000 soggetti, mentre in Canada un tasso di 15 per 100000, il che fa supporre che tali variazioni geografiche potrebbero avere un qualche ruolo sulla differente prevalenza di fattori di rischio e di fattori genetici.

In *Figura 1.04* si può vedere l'incidenza nel mondo di malattie vascolari relative al cervello, tra cui la principale è ovviamente l'Ictus, che hanno portato ad una qualche disabilità, riducendo gli anni di vita dei soggetti colpiti:

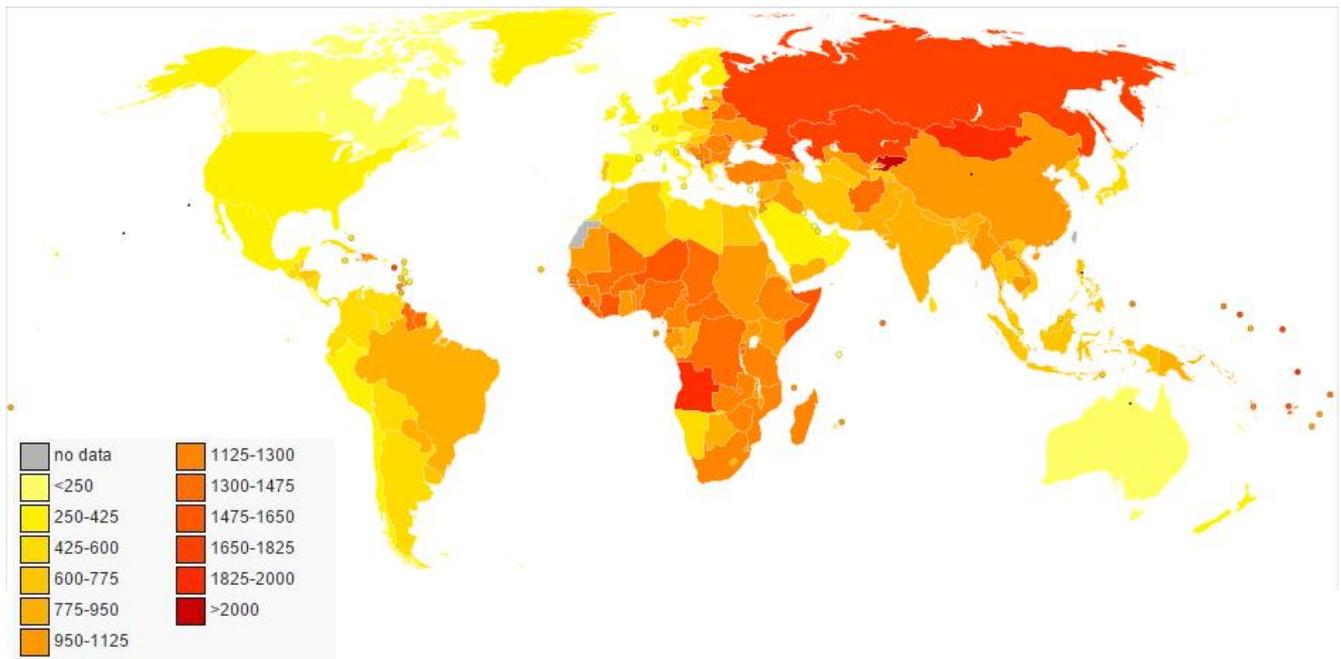


Fig. 1.04 DALYs per le malattie vascolari cerebrali, ogni 100000 abitanti [5].

Stime recenti hanno comunque evidenziato come il tasso di mortalità stia sempre più diminuendo, grazie alle recenti innovazioni mediche; ciò però ha paradossalmente portato ad un ulteriore problema: infatti, mediamente nel mondo, 500 persone, su 100000 abitanti colpiti da Ictus, sopravvivono ma con disabilità.

Tutto ciò ha portato ad un massiccio aumento della domanda di assistenza sanitaria per le cure e per i vari percorsi riabilitativi ed ha aumentato di conseguenza anche i costi della sanità, che in alcune situazioni possono diventare difficilmente sostenibili.

1.3 Riabilitazione Motoria

Tra tutte le disabilità di cui una persona può essere soggetta a seguito di un Ictus, a mio avviso, quella peggiore è la paralisi motoria, che è anche una delle prime cause di invalidità nel mondo.

La paralisi motoria [6] può essere di due tipi:

- **Plegia**
In questo caso la paralisi non è dovuta ad un problema muscolare, ma ad un'alterazione di tutti quei processi cognitivi che avvengono nel cervello, consciamente ed inconsciamente, e che permettono di effettuare qualsiasi movimento. Esistono differenti tipi di Plegie, tra cui: Monoplegia (paralisi di un unico arto), Diplegia (paralisi di due arti spesso simmetrici), Emiplegia (paralisi di un emi lato, come ad esempio braccio e gamba).
- **Spasticità**
La Spasticità è un problema prettamente muscolare e spesso è una diretta conseguenza di una Plegia. In pratica, a seguito del deficit dei processi cognitivi, che quindi non permettono

a chi ne è affetto di muoversi come dovrebbe, anche i muscoli dopo un po' iniziano a risentirne e si altera il loro tono ed essi divengono così più rigidi del normale e creano così un ulteriore impedimento al paziente.

Per quanto riguarda la riabilitazione in pazienti con arti paralizzati, esistono differenti teorie ognuna delle quali si basa su vari metodi scientifici studiati in diversi anni; ciò è dovuto al fatto che nei secoli gli studi sul cervello sono diventati sempre più precisi, e di pari passo anche le tecniche riabilitative si sono via via aggiornate, sfruttando tali nuove conoscenze. Vediamo quindi tali percorsi:

- *Riabilitazione Motivazionale*

Anticamente si credeva che il movimento di una persona si basasse solamente sulla volontà del paziente di muoversi; tale tecnica riabilitativa si basa proprio su tale principio, e quindi usa la motivazione stessa come strumento di recupero.

- *Riabilitazione Muscolare*

Tale metodo prende spunto da studi risalenti all' ottocento, e si basa sulla concezione che per recuperare il movimento è sufficiente il rinforzo dei muscoli paralizzati.

- *Riabilitazione Neuromotoria*

Si basa su studi ancora successivi rispetto ai precedenti, che coinvolgono anche l'uso dei riflessi per la costruzione del movimento: secondo queste teorie infatti il recupero del movimento avviene tramite evocazione ed inibizione di alcuni riflessi.

- *Riabilitazione Neuro Cognitiva*

Si basa sul recupero di processi cognitivi; studi molti recenti, svolti negli ultimi decenni, affermano infatti che il movimento va studiato di pari passo con tutta una serie di processi cognitivi, quali:

1. Attenzione: durante la camminata, ovviamente una persona normale presta attenzione al terreno per evitare cadute.
2. Progettazione: pianificazione del tragitto, della distanza, della velocità e di tutti gli altri parametri necessari per camminare.
3. Memoria: mentre si cammina, si sfrutta la propria esperienza passata per camminare al meglio ed evitare errori commessi in precedenza.
4. Apprendimento: commettendo errori durante la camminata, si impara da essi, evitando così di commetterne in futuro.
5. Percezione: mentre si cammina, inconsciamente il cervello percepisce tutti quei parametri che servono per la camminata, quali posizione delle gambe, spostamento del peso rispetto ai piedi, lunghezza del passo.
6. Capacità di risolvere i problemi

In realtà i recenti percorsi riabilitativi non si basano solo su uno dei percorsi precedentemente descritti, ma su un insieme di essi: gli esercizi svolti mirano infatti sia al recupero dei processi cognitivi alterati dalla lesione cerebrale, che agli altri aspetti, cioè il discorso motivazionale, il rinforzo muscolare e lo studio dei riflessi.

La figura chiave per recuperare la mobilità è il fisioterapista: questo, oltre a curarsi dell'aspetto motivazionale, si occuperà di aiutare a rinforzare la muscolatura, migliorare l'andatura e sciogliere i muscoli e le articolazioni di braccia e/o gambe, che come detto potrebbero essere irrigidite a causa della spasticità. La riabilitazione prevede inizialmente un movimento passivo dell'arto del paziente, che sarà mosso manualmente da 3-5 fisioterapisti riproducendo, ad esempio per la gamba, tutte le posizioni che normalmente avrebbe durante una normale camminata. Successivamente la riabilitazione diventerà attiva, col paziente che appoggiandosi a delle parallele proverà a camminare per conto proprio. Infine, raggiunta una certa sicurezza di andatura, si passerà all'uso di una stampella o di un bastone come supporto alla camminata, prima del definitivo recupero dalla paralisi.

1.4 Esoscheletri per la Riabilitazione

Come visto nel precedente paragrafo, il problema di disabilità ed in particolare di paralisi, è un fenomeno molto grave che non accenna a diminuire; per tale ragione, in tutto il mondo, team di ricercatori stanno studiando e proponendo nuovi metodi per risolvere tale problema. Ciò può riguardare diversi campi: dalla cura e prevenzione dell'ictus in sé, a supporti per la camminata, ad aiuti per la riabilitazione; riguardo questi ultimi due elementi è entrata prepotentemente in gioco la robotica che, soprattutto grazie alla progettazione di esoscheletri, ha contribuito largamente ad un miglioramento della situazione. Vediamo quindi alcune soluzioni già presenti in commercio, o comunque in via di sviluppo:

1. *The Walkbot*

Il Walkbot [7] [8] è un esoscheletro robotico che viene applicato alle gambe di persone rimaste paralizzate dalla vita in giù, a seguito di ictus o lesione del midollo spinale, e che consente così di muovere le gambe del paziente in accordo con un tapis roulant, tramite l'appoggio di due parallele.



Fig. 1.05 Walkbot [7].

In questo modo gli esercizi riabilitativi, che avrebbero avuto bisogno della presenza di un numero fino a 5 fisioterapisti, sono effettuati unicamente dal robot e dalla persona che lo controlla.

Oltre che per i casi sopracitati, il Walkbot si presta anche per la riabilitazione di persone soggette a una gran varietà di differenti condizioni, quali l'amputazione di una gamba, l'osteoartrite, la distrofia muscolare, la paralisi cerebrale, il morbo di Parkinson, la Sclerosi Multipla e le lesioni sportive. Il fine ultimo di tale dispositivo è quindi quello di rafforzare i muscoli delle gambe e migliorare il range di movimento delle articolazioni, inducendo un movimento passivo negli arti.

Unità di Walkbot sono già presenti e funzionali presso la Seoul National University Hospital and Rehabilitation Center, presso il Pusan National University Hospital e presso il Wonju Christian Hospital, in South Korea.

Il Walkbot non è l'unico esoscheletro robotico ad essere stato progettato per la riabilitazione alla camminata, ma è uno dei primi ad essere stato anche commercializzato.

2. Lokomat

Altro esoscheletro dedicato soprattutto a pazienti con una lesione midollare incompleta è il Lokomat [10] [11].



Fig. 1.06 Lokomat [10].

Anch'esso si pone come obiettivi riabilitativi principali la riacquisizione di una postura eretta e la camminata.

Si tratta di un esoscheletro robotico, applicato alle gambe del paziente, e fornito di un sistema per alleggerirne il peso mentre l'utente cammina su un tapis roulant. In tale sistema, parametri come velocità, frequenza e lunghezza del passo sono via via modificati dall'operatore con il procedere della riabilitazione.

Inoltre, per rendere più interattiva e stimolante la riabilitazione, è presente un monitor in cui il paziente vede camminare un suo avatar attraverso una distesa verde con la sua stessa velocità di andatura; muovendo le anche, il paziente farà inoltre girare il suo alter ego virtuale a destra o a sinistra.

3. LOPES

A differenza dei due esoscheletri precedentemente esposti che sono già in commercio, LOPES [12] (Lower-extremity Powered ExoSkeleton) è un progetto svolto dal Dipartimento di Ingegneria Biomeccanica dell'Università di Twente (Olanda). L'obiettivo di tale progetto è comunque il medesimo dei due precedenti, ovvero realizzare un robot che consenta una riabilitazione alla camminata tramite il supporto di un tapis roulant.



Fig. 1.07 LOPES [12].

Anche in questo caso, tale dispositivo è dedicato a persone che hanno subito una disabilità motoria a seguito di un ictus o di lesioni alla colonna vertebrale, e gli obiettivi principali a cui mira sono la riduzione del carico fisico su terapeuta e paziente, il miglioramento dell'andatura ed il supporto alla camminata, fermo restando che rimane presente la figura del terapeuta per le decisioni di alto livello. Una differenza rispetto ai precedenti due esoscheletri è che gli altri utilizzano traiettorie di movimento standard, offrendo un controllo rigido ed uniforme per la traiettoria, e ciò comporta che il paziente riceverà un supporto anche in quelle fasi in cui non è necessario; in tale progetto, invece, si sta cercando di elaborare un metodo di controllo adattivo, che minimizzi le forze di interazione con il

paziente rispetto ad un modello di riferimento adattabile, ma che comunque controlli l'intero ciclo di camminata. Altra differenza rispetto ai due precedenti è l'assenza di un'imbracatura per il paziente; la presenza di tale componente, infatti, aiuterà il paziente a tenere una postura più eretta, ma alleggerirà anche il lavoro del paziente rispetto ad una normale camminata a piedi e ne rallenta il percorso riabilitativo. L'obiettivo di LOPES è sì sostenere la camminata del paziente, ma anche non assumersi quei compiti che il paziente può svolgere da solo senza aiuto di macchinari, quali appunto il mantenere una postura ben eretta. Ciò comporterà un maggior dispendio di energie da parte del paziente, quindi distanze percorse minori, ma anche una sua partecipazione più attiva e dunque una riabilitazione di durata più breve.

Come detto, LOPES è un progetto ancora in via di sviluppo, quindi non ancora in commercio.

4. ALEX

ALEX [13] (Active Leg EXoskeleton) è un progetto relativo ad un esoscheletro robotico applicabile ad un'unica gamba.

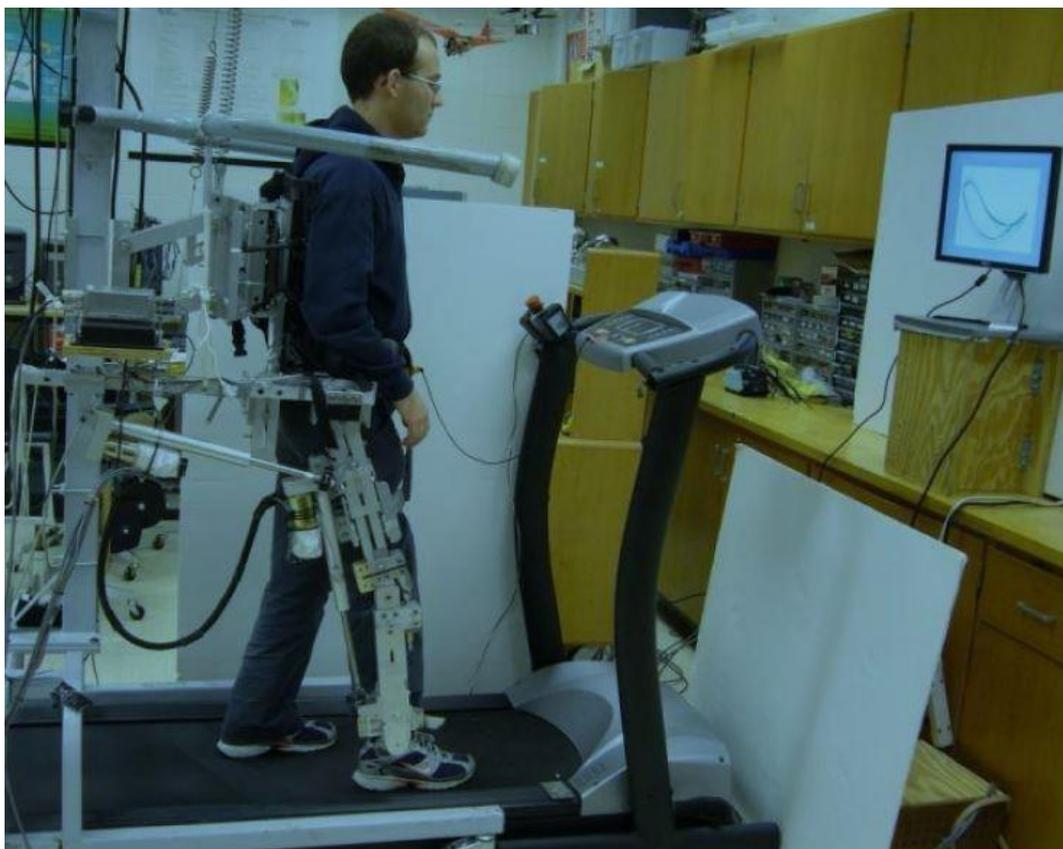


Fig. 1.08 ALEX [13].

Tale robot è anch'esso dedicato alla riacquisizione del passo per pazienti che presentano disabilità nella camminata a seguito di patologie, quali Ictus Cerebrale, o danni alla colonna vertebrale. I pazienti a cui è applicato ALEX, sostenuti da un'imbracatura, camminano su un tapis roulant e possono osservare in un monitor quanto la loro andatura corrisponde ad un

modello desiderato: i motori nei giunti applicano infatti delle rotazioni prestabilite, consentendo alla gamba di muoversi in un certo range stabilito dall'operatore.

1.5 Osservazioni ed Obiettivi

Facendo il punto della situazione, è chiaro come le persone diventate invalide a causa di un Ictus Cerebrale nel mondo siano in costante aumento, a causa di una maggiore longevità e di un aumento delle cattive abitudini (fumo, droga, alcool, obesità, cattiva alimentazione, ridotta attività fisica). A ciò, come detto, consegue un netto aumento di costi, a causa di acquisto di farmaci e soprattutto di sedute riabilitative, che possono essere più o meno numerose a seconda della gravità dell'Ictus.

La riabilitazione può interessare campi anche totalmente differenti tra loro; è quindi impossibile trattare contemporaneamente tutte le problematiche presenti. Il mio lavoro di tesi è focalizzato solo sugli aspetti motori, ed in particolare è indirizzata a persone che, a seguito di un Ictus, hanno conseguito una paralisi ad una delle due gambe.

Considerando la riabilitazione svolta dai fisioterapisti, l'obiettivo di questa tesi è quindi realizzare un supporto motorio, un esoscheletro, che, una volta applicato alla gamba paralizzata, aiuti il paziente nella deambulazione, fornendo contemporaneamente un aiuto, sia passivo, in quanto la gamba verrà mossa non più dai fisioterapisti ma dal robot, sia attivo, contando sull'impegno del paziente che cercherà di muoversi già nel suo ambiente, ad esempio nella sua casa, senza bisogno delle parallele. Altro obiettivo è di natura economica: con tale tesi punto a realizzare un dispositivo di per sé non troppo oneroso, e tramite il cui utilizzo sia possibile ridurre drasticamente le sedute con fisioterapisti, portando il percorso riabilitativo direttamente a casa del soggetto (contando in questo caso anche sul supporto di amici e familiari per l'aspetto motivazionale della riabilitazione). Tanto per rendere l'idea, gli esoscheletri già in commercio di cui ho parlato in precedenza hanno un costo che supera i 300 mila euro, e sono quindi acquistabili quasi unicamente da ospedali e strutture di ricerca apposite.

Inoltre, considerando la Riabilitazione Neuro Cognitiva, ho sviluppato anche un software che basandosi su un semplice sensore EEG, consenta di valutare lo stato mentale concentrazione/rilassamento del paziente per associarlo al movimento, come una specie di interruttore on/off: quindi l'esoscheletro si muoverà solo se il paziente è concentrato, intenzionato a muoversi.

L'innovazione rispetto ad altri esoscheletri già esistenti riguarderà principalmente la ricerca di un movimento dell'esoscheletro più naturale per il paziente, in quanto tale movimento non sarà prefissato, ma copierà direttamente il movimento della gamba non paralizzata, consentendogli quindi di riprodurre la sua stessa camminata. Dunque, a differenza degli altri esoscheletri, non sarà più necessario avere un operatore che regoli di volta in volta parametri, quali velocità, lunghezza del passo, range di rotazione di ginocchio e caviglia, perché questi saranno modificati e adattati dal paziente stesso mentre cammina. Altra considerazione: gli altri esoscheletri offrono un supporto

rigido ed uniforme per tutta la camminata, il che significa che il paziente riceve un supporto anche in quelle fasi in cui non è necessario; con il mio studio cercherò invece di avere un controllo adattivo in cui sarà il paziente stesso a stabilire il suo passo, e gli consentirà di imparare nuovamente a camminare in maniera più naturale.

Inoltre, ho puntato a creare un qualcosa di maggiormente economico e maneggevole, in modo da averlo ed usarlo tranquillamente anche nella propria casa. Altra differenza riguarda il tipo di soggetti a cui è indicato: infatti, tale lavoro di tesi è rivolto a persone che presentano una paralisi ad una sola gamba, a differenza degli altri esoscheletri che sono stati concepiti per persone con una paralisi ad entrambi gli arti inferiori. Infine, la grande differenza è che con tale progetto non mi limiterò a dare un'alternativa solamente agli esercizi per il movimento, ma cercherò di seguire anche un percorso riabilitativo che includa in parte anche una riabilitazione Neuro Cognitiva, e quindi un recupero di processi cognitivi associati alla camminata.

Capitolo 2

Modelli Meccanici

Prima di cominciare a parlare dell'esoscheletro vero e proprio, è bene esporre alcuni concetti più teorici riguardo alla gamba ed alla camminata.

Per capire meglio il problema, è utile modellare il sistema reale arrivando ad uno schema meccanico semplificato. Ho così realizzato due modelli meccanici per rappresentare una gamba: il primo è un Modello Cinematico Differenziale, tramite il quale è possibile stabilire velocità lineare ed angolare dell'End Effector (EE), ovvero il piede, note le variabili di giunto, cioè velocità angolare ed inclinazione dei 3 link che costituiscono la gamba. Il secondo è un Modello Dinamico, che descrive il moto del sistema attraverso le Equazioni di Lagrange.

Prima di procedere con la descrizione di tali modelli, è opportuno riportare alcune considerazioni e semplificazioni che ho ritenuto giusto prendere: innanzitutto la gamba è rappresentata come un robot manipolatore planare a 3 braccia, costituito da 3 link (coscia, stinco, piede) e 3 giunti rotoidali (anca, ginocchio e caviglia). Il movimento è lungo il piano sagittale x-y, in quanto è osservata solamente la camminata in avanti, pertanto i 3 giunti compiono solo un movimento di flessione-estensione, ruotando attorno all'asse z. Infine, considero un caso semplificato in Due Dimensioni, con i giunti che hanno quindi 1 Grado Di Libertà (GDL) ciascuno.

2.1 Dinamica Classica

Prima di illustrare il modello cinematico e dinamico, per completezza ho analizzato anche il problema da un punto di vista della dinamica classica, cioè attraverso lo studio delle relazioni tra il movimento di un corpo e le forze che lo hanno provocato.

Per prima cosa rappresento la gamba come un modello meccanico robotico, e per far ciò devo trovarne analogie con corpi rigidi (o link) e giunti (o joint):

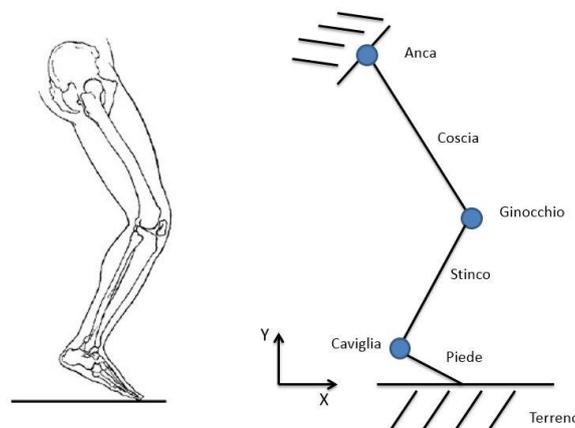


Fig. 2.01 Rappresentazione della gamba con un modello meccanico robotico.

Come si vede in *Figura 2.01*, è possibile rappresentare la gamba come una catena composta da tre corpi rigidi, ovvero la coscia, lo stinco e il piede, collegati tra loro e con il resto del corpo da tre giunti rotoidali, ovvero anca, ginocchio e caviglia.

Adesso voglio conoscere i gradi di libertà (o GdL) del sistema, ovvero il numero di variabili indipendenti necessarie per determinare univocamente la sua posizione nello spazio, che in questo caso saranno dati dalla somma dei GdL dei tre giunti rotoidali presi singolarmente; abbiamo quindi:

- L'anca con 3 GdL, in quanto consente i seguenti 3 movimenti: flessione/estensione, adduzione/abduzione, rotazione laterale/mediale.
- Il ginocchio con 1 GdL, in quanto permette solo la flessione/estensione.
- La caviglia con 2 GdL, che fornisce plantarflessione/dorsiflessione (che in pratica equivale a flessione/estensione) ed eversione/inversione.

Per cui, sommando i tre contributi, in totale la gamba avrà 7 Gradi di Libertà in uno spazio tridimensionale.

Con tale lavoro di tesi però considererò la camminata in avanti, e quindi lo spostamento unicamente attraverso un piano x-y (come si vede in *Figura 2.01*); per tale motivo posso semplificare il problema, considerando così uno spazio bidimensionale, non più tridimensionale, e quindi anche il numero dei GdL sarà ridotto in totale a 3, dato che i tre giunti potranno effettuare solo flessione/estensione, ovvero solo una rotazione attorno al proprio asse z (uscente dal piano x-y), contribuendo così con 1 solo GdL ciascuno.

In conseguenza a ciò, anche le equazioni dinamiche saranno semplificate, in quanto le forze applicate saranno solo sul piano x-y. Per risolvere il problema da un punto di vista dinamico, devo analizzare separatamente ogni corpo rigido, con applicate le corrispondenti forze, e quindi trovare per ognuno le 2 Equazioni Cardinali per la Dinamica, cioè quella di equilibrio alla forza e quella di equilibrio al momento.

Cominciamo quindi dall'End Effector (EE), come si vede in *Figura 2.02*, cioè dall'ultimo elemento del sistema, ovvero il piede:

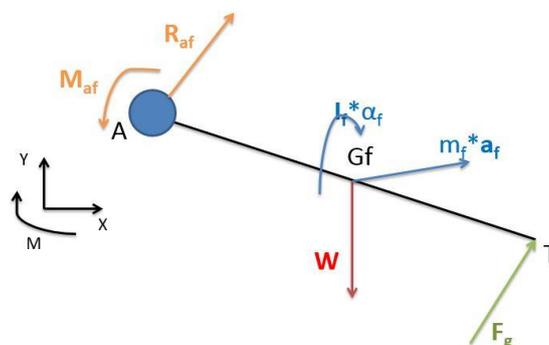


Fig. 2.02 Rappresentazione del piede secondo la dinamica classica.

In *Figura 2.02* si può osservare:

- T = Punta del piede
- A = Caviglia
- Gf = Centro di massa del piede
- Fg = Forza di reazione del terreno
- m_f = massa del piede
- g = costante di accelerazione gravitazionale = 9.8 m/s²
- W = Forza peso del piede = m_f * g
- R_{af}, M_{af} = Forze reattive interne della caviglia
- I_f*α_f = Momento d' Inerzia Centrale per il piede
- m_f*a_f = Forza d' Inerzia piede

Per tale link, considerando le direzioni delle forze in gioco, le Equazioni Cardinali della Dinamica Classica saranno:

$$\begin{cases} m_f * a_{fx} = R_{afx} + F_{gx} \\ m_f * a_{fy} = R_{afy} + F_{gy} - W \\ I_f * \alpha_f = -M_{af} - \underline{Gf T} \times F_g + \underline{Gf A} \times R_{af} \end{cases}$$

Notare che le equazioni sono tre anziché due in quanto ho scomposto la prima equazione relativa all'equilibrio alla forza nelle sue due componenti direzionali x e y.

Come conseguenza alle forze reattive nella caviglia, abbiamo le seguenti forze che agiscono nel link relativo allo stinco (*Figura 2.03*):

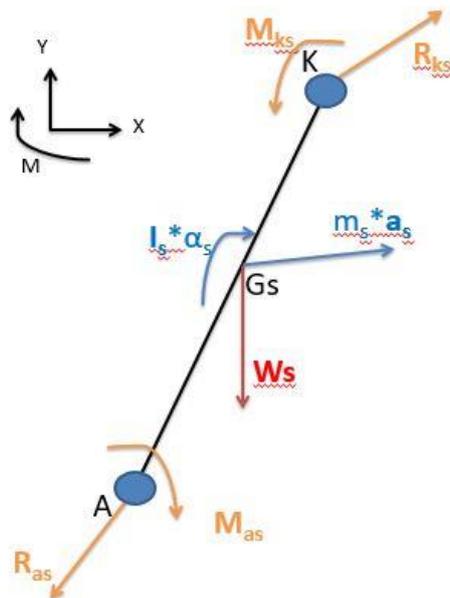


Fig. 2.03 Rappresentazione dello stinco secondo la dinamica classica.

In *Figura 2.03* abbiamo:

- K = Ginocchio
- G_s = Centro di massa dello stinco
- m_s = massa dello stinco
- W_s = Forza peso stinco = m_s * g
- R_{as}, M_{as} = Forze reattive interne della caviglia, uguali ma contrarie rispetto alle corrispondenti forze reattive della caviglia “viste” nel piede
- R_{ks}, M_{ks} = Forze reattive interne del ginocchio
- I_s*α_s = Momento d’ Inerzia Centrale per lo stinco
- m_s*a_s = Forza d’ Inerzia stinco

Analogamente al precedente link, si possono osservare le seguenti Equazioni Cardinali della Dinamica Classica per lo stinco:

$$\begin{cases} m_s * a_{sx} = -R_{asx} + R_{ksx} \\ m_s * a_{sy} = -R_{asy} + R_{ksy} - W_s \\ I_s * \alpha_s = M_{as} - M_{ks} - \underline{GS A} \times R_{as} + \underline{GS K} \times R_{ks} \end{cases}$$

Infine in *Figura 2.04* abbiamo il link relativo alla coscia:

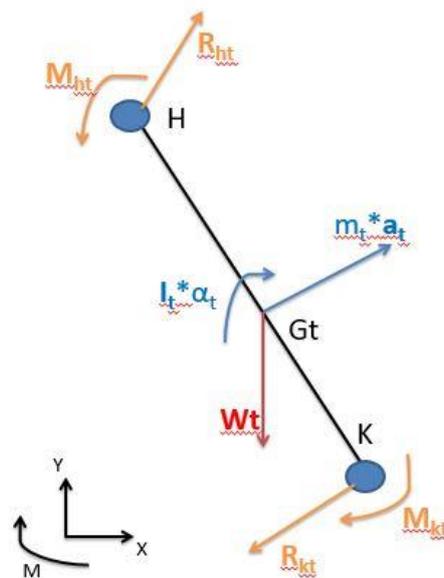


Fig. 2.04 Rappresentazione della coscia secondo la dinamica classica.

Con:

- H = Anca
- Gt = Centro di massa della coscia
- m_t = massa della coscia
- W_t = Forza peso coscia = m_t * g
- R_{kt}, M_{kt} = Forze reattive interne del ginocchio, uguali ma contrarie rispetto alle corrispondenti forze reattive del ginocchio “viste” nello stinco

- R_{ht}, M_{ht} = Forze reattive interne dell'anca
- $I_t * \alpha_t$ = Momento d' Inerzia Centrale per la coscia
- $m_t * a_t$ = Forza d' Inerzia coscia

In questo caso, le Equazioni Cardinali della Dinamica Classica sono:

$$\begin{cases} m_t * a_{tx} = -R_{ktx} + R_{htx} \\ m_t * a_{ty} = -R_{kty} + R_{hty} - W_t \\ I_t * \alpha_t = M_{kt} - M_{ht} - \underline{Gt K} \times R_{kt} + \underline{Gt H} \times R_{ht} \end{cases}$$

2.2 Modello Cinematico Differenziale

Obiettivo della Cinematica Differenziale per i robot è cercare di esprimere velocità lineare e velocità angolare dell'End Effector in funzione delle velocità delle variabili di giunto che compongono tutto il sistema, tramite l'utilizzo dello Jacobiano Geometrico. A differenza della dinamica però, la cinematica descrive quantitativamente il moto dei corpi indipendentemente dalle cause del moto stesso (forze e momenti).

Il Modello Cinematico Differenziale sviluppato fa riferimento al sistema rappresentato in *Figura 2.05*:

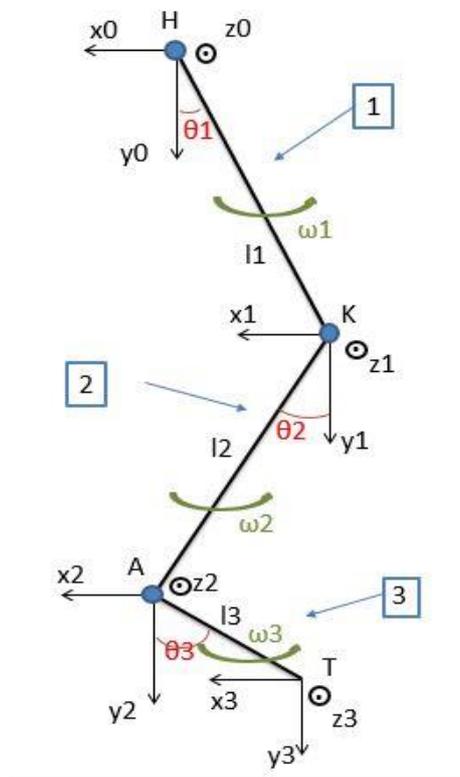


Fig. 2.05 Rappresentazione della gamba come un manipolatore planare a 3 braccia.

In Fig. 1, i giunti rotoidali H, K e A sono rispettivamente Hip (anca), Knee (ginocchio) e Ankle (caviglia); il punto T invece è il Top of the foot (piede), e quindi il Top dell'EE. I 3 link 1,2,3 corrispondono rispettivamente a Thigh (coscia), Shin (stinco), Foot (o EE) (piede) e sono caratterizzati da:

- l_i = Lunghezza del link i-esimo
- θ_i = Inclinazione del link i-esimo rispetto all' asse y_{i-1}
- ω_i = Velocità angolare del link i-esimo

con $i = 1,2,3$.

I Sistemi Di Riferimento (SOR) locali, relativi ad ogni link, sono posti sui loro punti distali e sono indicati come $SOR1\{x_1, y_1, z_1\}$, $SOR2\{x_2, y_2, z_2\}$, $SOR3\{x_3, y_3, z_3\}$ rispettivamente per coscia, stinco e piede; $SOR0$ invece è il Sistema Di Riferimento Globale che rappresenta l'attaccatura del sistema al telaio attraverso l'anca e vale $SOR0\{x_0, y_0, z_0\} = \{0, 0, 0\}$. Sono stati utilizzati tali SOR arbitrari, invece che applicare la Convenzione di Denavit-Hartenberg, perché risulta più semplice trovare l'inclinazione dei link rispetto ad essi tramite i dati forniti da accelerometri o giroscopi, come spiegato successivamente.

Per calcolare lo Jacobiano Geometrico, innanzitutto è stata calcolata la posizione dei 3 punti K, A, T rispetto al punto centrale del riferimento globale H, tramite l'utilizzo delle Matrici Di Trasformazione Omogenee:

$$Tr_{01} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & l_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (1)$$

$$Tr_{12} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & -l_2 \sin(\theta_2) \\ 0 & 1 & 0 & l_2 \cos(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (2)$$

$$Tr_{23} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & l_3 \sin(\theta_3) \\ 0 & 1 & 0 & l_3 \cos(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (3)$$

$$Tr_{02} = Tr_{01} * Tr_{12} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & -l_2 \sin(\theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 1 & 0 & l_2 \cos(\theta_2) + l_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (4)$$

$$Tr_{03} = Tr_{01} * Tr_{12} * Tr_{23} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & l_3 \sin(\theta_3) - l_2 \sin(\theta_2) + l_1 \sin(\theta_1) \\ 0 & 1 & 0 & l_3 \cos(\theta_3) + l_2 \cos(\theta_2) + l_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (5)$$

Tr_{ij} rappresentano le Matrici Di Trasformazione Omogenea da i a j , con $i=1,2,3$ e $j=1,2,3$; tramite (1), (4), (5) è così possibile conoscere rispettivamente il vettore posizione dei punti H, K e A rispetto a T, ed i versori \underline{k}_i dei SOR:

$$H = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6) \quad K = \begin{bmatrix} l1 \sin(\theta1) \\ l1 \cos(\theta1) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (7) \quad A = \begin{bmatrix} -l2 \sin(\theta2) + l1 \sin(\theta1) \\ l2 \cos(\theta2) + l1 \cos(\theta1) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$T = \begin{bmatrix} l3 \sin(\theta3) - l2 \sin(\theta2) + l1 \sin(\theta1) \\ l3 \cos(\theta3) + l2 \cos(\theta2) + l1 \cos(\theta1) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$\overrightarrow{HT} = T - H = \begin{bmatrix} l3 \sin(\theta3) - l2 \sin(\theta2) + l1 \sin(\theta1) \\ l3 \cos(\theta3) + l2 \cos(\theta2) + l1 \cos(\theta1) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\overrightarrow{KT} = T - K = \begin{bmatrix} l3 \sin(\theta3) - l2 \sin(\theta2) \\ l3 \cos(\theta3) + l2 \cos(\theta2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$\overrightarrow{AT} = T - A = \begin{bmatrix} l3 \sin(\theta3) \\ l3 \cos(\theta3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$\underline{k}_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \underline{k}_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \underline{k}_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad \underline{k}_3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

Con tali dati è possibile infine calcolare lo Jacobiano Geometrico $J(\theta)$:

$$J(\theta) = \begin{bmatrix} \underline{k}_0 \times (T - H) & \underline{k}_1 \times (T - K) & \underline{k}_2 \times (T - A) \\ \underline{k}_0 & \underline{k}_1 & \underline{k}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l3 \cos(\theta3) - l2 \cos(\theta2) - l1 \cos(\theta1) & -l3 \cos(\theta3) - l2 \cos(\theta2) & -l3 \cos(\theta3) \\ l3 \sin(\theta3) - l2 \sin(\theta2) + l1 \sin(\theta1) & l3 \sin(\theta3) - l2 \sin(\theta2) & l3 \sin(\theta3) \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

A questo punto sono disponibili tutte le informazioni per poter realizzare il Modello Cinematico (14) che rappresenti il sistema gamba:

$$v = J(\theta)\dot{\theta} \quad (14)$$

Con:

$$v = \text{Velocità End Effector} = \begin{bmatrix} \dot{T} \\ \omega3 \end{bmatrix} \quad (15) \quad \dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}1 \\ \dot{\theta}2 \\ \dot{\theta}3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Quindi, note le inclinazioni di coscia (θ_1), stinco (θ_2) e piede (θ_3), è possibile conoscere la velocità dell'EE (v).

Per completezza, c'è da aggiungere che nel caso in cui i dati disponibili fossero la velocità lineare ed angolare dell'EE, sfruttando il problema della Cinematica Differenziale Inversa, è possibile calcolare la posa della gamba:

$$\dot{\theta} = J^{-1}(\theta) v \quad (17)$$

2.3 Modello Dinamico del Moto

L'obiettivo della dinamica è lo studio quantitativo del moto dei corpi e di ciò che lo causa; in pratica note le forze ed i momenti agenti su un corpo, è possibile ricavare le leggi che ne descrivono il moto (e viceversa).

Per prima cosa, ho rappresentato la gamba attraverso il modello dinamico di *Figura 2.06*:

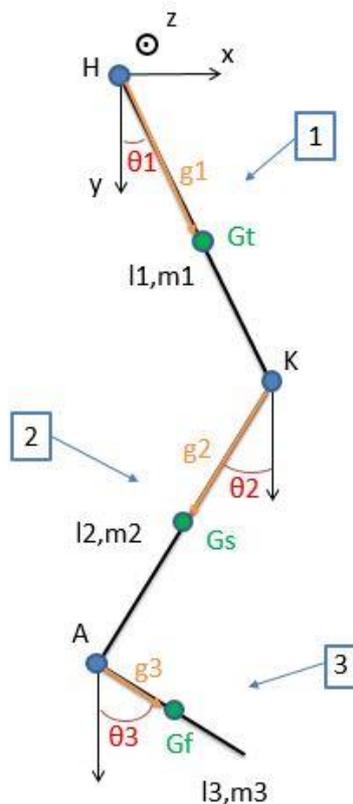


Fig. 2.06 Modello dinamico della gamba.

Come per il Modello Cinematico, i giunti rotoidali H, K e A in Fig. 2 sono rispettivamente Hip, Knee e Ankle. I 3 link 1,2,3 corrispondono rispettivamente a Thigh, Shin, Foot (o EE) e sono caratterizzati da:

- l_i = Lunghezza del link i-esimo
- m_i = Massa del link i-esimo
- G_j = Centro di Massa del link i-esimo
- g_i = Distanza giunto-centro di massa del link i-esimo
- θ_i = Inclinazione del link i-esimo rispetto all' asse y_{i-1}

con $i = 1,2,3$ e $j = t,s,f$.

Per tale modello meccanico, ho poi ricavato le Equazioni Dinamiche di Lagrange che, nota solamente l'Energia Cinetica e quella Potenziale, forniscono un sistema di equazione dinamiche che descrive il moto in qualunque istante.

Cominciamo quindi col vedere quanto vale per ogni link l'Energia Cinetica. Per raggiungere tale scopo prima di tutto devo conoscere la velocità al quadrato di ogni centro di massa G_j :

$$Gt = \begin{vmatrix} g1 \sin(\theta1) \\ g1 \cos(\theta1) \\ 0 \end{vmatrix} \quad (18)$$

$$vGt^2 = \text{Velocita al Quadrato di } Gt = |G\dot{t}x^2 + G\dot{t}y^2| = g1^2 \dot{\theta}1^2 \quad (19)$$

$$Gs = \begin{vmatrix} l1 \sin(\theta1) - g2 \sin(\theta2) \\ l1 \cos(\theta1) + g2 \cos(\theta2) \\ 0 \end{vmatrix} \quad (20)$$

$$vGs^2 = \text{Velocita al Quadrato di } Gs = l1^2 \dot{\theta}1^2 + g2^2 \dot{\theta}2^2 - 2 l1 g2 \dot{\theta}1 \dot{\theta}2 \cos(\theta1 + \theta2) \quad (21)$$

$$Gf = \begin{vmatrix} l1 \sin(\theta1) - l2 \sin(\theta2) + g3 \sin(\theta3) \\ l1 \cos(\theta1) + l2 \cos(\theta2) + g3 \cos(\theta3) \\ 0 \end{vmatrix} \quad (22)$$

$$vGf^2 = \text{Velocita al Quadrato di } Gf = l1^2 \dot{\theta}1^2 + l2^2 \dot{\theta}2^2 + l3^2 \dot{\theta}3^2 - 2 l1 l2 \dot{\theta}1 \dot{\theta}2 \cos(\theta1 + \theta2) + 2 l1 g3 \dot{\theta}1 \dot{\theta}3 \cos(\theta1 - \theta3) - 2 l2 g3 \dot{\theta}2 \dot{\theta}3 \cos(\theta2 + \theta3) \quad (23)$$

Note le velocità dei Centri di Massa, è possibile calcolare l'Energia Cinetica (T_i) per ogni link:

$$T1 = \text{Energia Cinetica per il link 1} = \frac{1}{2} m1 vGt^2 + \frac{1}{2} I1 \dot{\theta}1^2 \quad (24)$$

$$T2 = \text{Energia Cinetica per il link 2} = \frac{1}{2} m2 vGs^2 + \frac{1}{2} I2 \dot{\theta}2^2 \quad (25)$$

$$T3 = \text{Energia Cinetica per il link 3} = \frac{1}{2} m3 vGf^2 + \frac{1}{2} I3 \dot{\theta}3^2 \quad (26)$$

con:

$$I1 = \text{Momento Centrale d'Inerzia per il link 1} = \frac{m1 l1}{12} \quad (27)$$

$$I2 = \text{Momento Centrale d'Inerzia per il link 2} = \frac{m2 l2}{12} \quad (28)$$

$$I_3 = \text{Momento Centrale d'Inerzia per il link 3} = \frac{m_3 l_3^2}{12} \quad (29)$$

Il passo successivo è calcolare l'Energia Potenziale (U_i) di ogni link:

$$U_1 = \text{Energia Potenziale per il link 1} = m_1 g G_{ty} = m_1 g g_1 \cos(\theta_1) \quad (30)$$

$$U_2 = \text{Energia Potenziale per il link 2} = m_2 g G_{sy} = m_2 g (l_1 \cos(\theta_1) + g_2 \cos(\theta_2)) \quad (31)$$

$$U_3 = \text{Energia Potenziale per il link 3} = m_3 g G_{fy} = m_3 g (l_1 \cos(\theta_1) + l_2 \cos(\theta_2) + g_3 \cos(\theta_3)) \quad (32)$$

A questo punto si calcola l'Energia Cinetica e Potenziale Totale del sistema, semplicemente sommando i singoli contributi dati da ogni link:

$$T = \text{Energia Cinetica Totale} = T_1 + T_2 + T_3 \quad (33)$$

$$U = \text{Energia Potenziale Totale} = U_1 + U_2 + U_3 \quad (34)$$

Le Equazioni di Lagrange si basano sul calcolare la cosiddetta Funzione Lagrangiana (L), la quale si trova tramite la differenza tra Energia Cinetica Totale (33) ed Energia Potenziale Totale (34) del sistema:

$$L = \text{Lagrangian} = T - U \quad (35)$$

Nota la Lagrangiana, è così possibile osservare le Equazioni Dinamiche che descrivono il moto di una gamba (36):

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = \tau_1 - v_1 \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = \tau_2 - v_2 \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_3} = \tau_3 - v_3 \end{cases} \quad (36)$$

con:

- τ_j = Coppie/Forze nel giunto j-esimo.
- v_j = Coppie/Forze dissipative nel giunto j-esimo.
- $j = H, K, A$

v_j può essere la Forza di Attrito Viscoso ai giunti: $v_j = F_v \dot{\theta}_j$.

Tuttavia l'attrito viscoso nelle articolazioni della gamba è quasi nullo, grazie al liquido sinoviale presente in esse che lo riduce; pertanto si può considerare in questo caso $v_j = 0$.

τ_j rappresentano le coppie che, se applicate ai giunti, farebbero lo stesso effetto di una coppia e di una forza applicata sull'End Effector; esse possono essere calcolate tramite il Principio Dei Lavori Virtuali:

$$\tau = -J(\theta)^T \gamma$$

dove:

- $J(\theta)$ = Jacobiano, visto nel precedente capitolo.
- γ = Forza esterna e coppia applicata all' EE = $\begin{bmatrix} F_{ee} \\ M_{ee} \end{bmatrix}$

Risolvendo il sistema di equazioni differenziali, è possibile raccogliere termini simili per portare una forma più compatta e più comprensibile da leggere:

$$B(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + g(\theta) = \tau \quad (37)$$

con:

- $B(\theta)$ = Matrice d' Inerzia.
- $C(\theta, \dot{\theta})$ = Effetti dinamici dei moti relative: tiene conto della Forza Centrifuga e della Forza di Coriolis.
- $g(\theta)$ = Effetto gravitazionale.

Analizzando esplicitamente tali termini:

$$B(\theta) = \begin{bmatrix} b_{11} & -b_{12} & b_{13} \\ -b_{21} & b_{22} & -b_{23} \\ b_{31} & -b_{32} & b_{33} \end{bmatrix} \quad (38)$$

Con:

$$\begin{cases} b_{11} = m_1 g_1^2 + m_2 l_1^2 + m_3 l_1^2 + I_1 \\ b_{12} = b_{21} = m_2 l_1 g_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ b_{13} = b_{31} = m_3 l_1 g_3 \cos(\theta_1 - \theta_3) \\ b_{22} = m_2 g_2^2 + m_3 l_2^2 + I_2 \\ b_{23} = b_{32} = m_3 l_2 g_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) \\ b_{33} = m_3 g_3^2 + I_3 \end{cases}$$

$$C(\theta, \dot{\theta}) =$$

$$\begin{bmatrix} -\dot{\theta}_2(m_2 l_1 g_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) + \dot{\theta}_3 m_3 l_1 g_3 \sin(\theta_1 - \theta_3) \\ -\dot{\theta}_1(m_2 l_1 g_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) - \dot{\theta}_3 m_3 l_2 g_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ \dot{\theta}_1 m_3 l_1 g_3 \sin(\theta_1 - \theta_3) - \dot{\theta}_2 m_3 l_2 g_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix} \quad (39)$$

$$g(\theta) = \begin{bmatrix} m_1 g g_1 \sin(\theta_1) + m_2 g l_1 \sin(\theta_1) + m_3 g l_1 \sin(\theta_1) \\ m_2 g g_2 \sin(\theta_2) + m_3 g l_2 \sin(\theta_2) \\ m_3 g g_3 \sin(\theta_3) \end{bmatrix} \quad (40)$$

$$\theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix} \quad \dot{\theta} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad \ddot{\theta} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix}$$

Questo modello è una formulazione energetica, che fornisce le equazioni del moto in forma analitica compatta, separando i contributi di inerzia, quelli del moto relativo e quelli gravitazionali.

Attraverso il sistema di equazioni (37), è possibile descrivere quantitativamente il moto di una gamba; l'esoscheletro realizzato, come si vedrà in seguito, sarà però composto da due soli giunti attuatori, posti in corrispondenza di ginocchio e caviglia, come si può osservare in *Figura 2.07*:

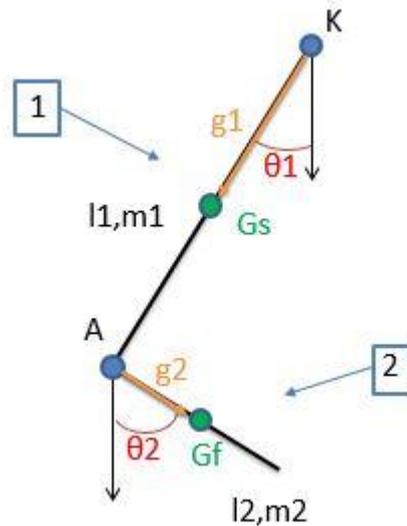


Fig. 2.07 Modello dinamico dell'esoscheletro realizzato.

Quindi tale modello può essere ulteriormente semplificato, se riferito appunto all' esoscheletro, rimuovendo la variabile di giunto associata all'anca e modificando così le matrici B, C e g che compongono l'equazione del moto (37); si ottiene così il modello di *Figura 2.08*, realizzato tramite Simulink di Matlab, che rappresenta il sistema di Equazioni Dinamiche di Lagrange e che quindi descrive e comanda il moto dell'esoscheletro:

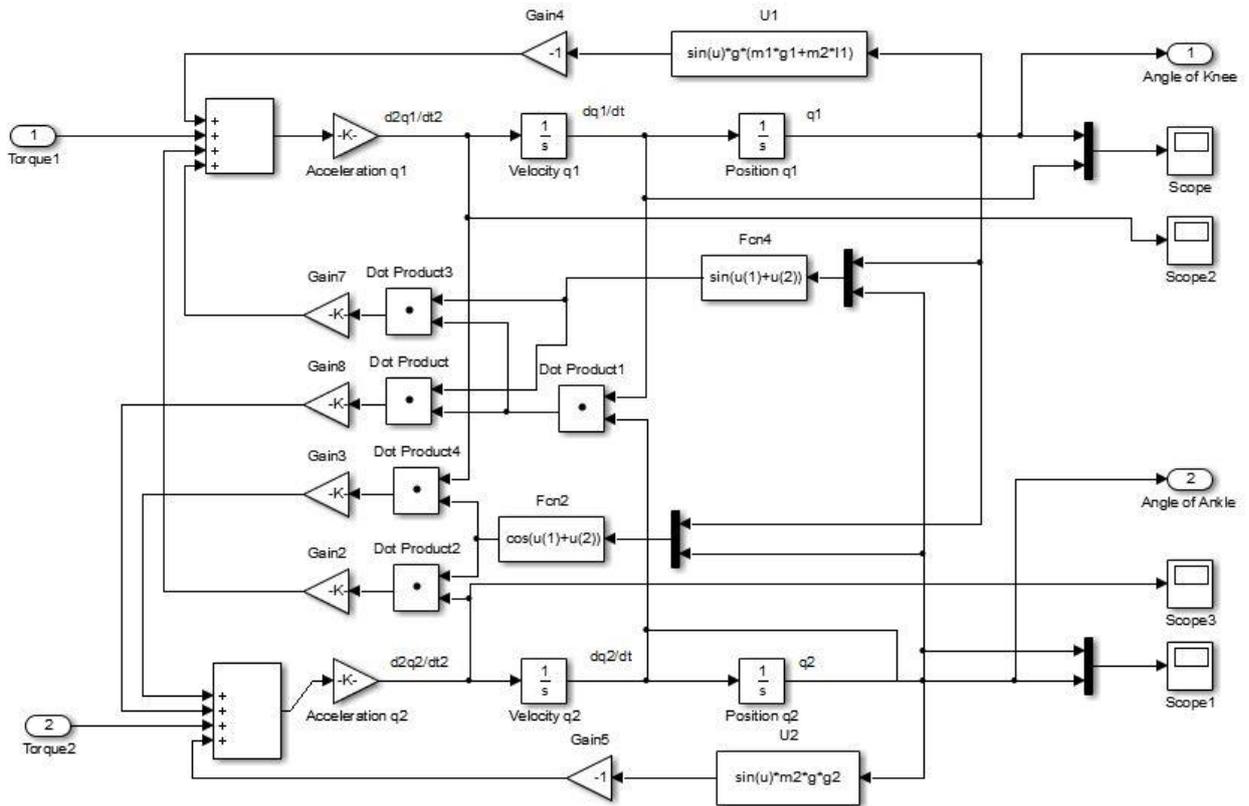


Fig. 2.07 Modello dinamico del movimento dell'esoscheletro, realizzato in Simulink.

Capitolo 3

Riabilitazione Muscolare

Tramite le tecniche di riabilitazione muscolare, un paziente con un arto paralizzato può recuperare la piena funzionalità attraverso specifici esercizi, che mirano a rinforzare e sviluppare il tono muscolare dell'arto.

La figura chiave per recuperare la mobilità è il fisioterapista: questo, oltre ad occuparsi dell'aspetto motivazionale, si occuperà, attraverso specifici esercizi, di rinforzare la muscolatura, migliorare l'andatura e sciogliere i muscoli e le articolazioni di braccia e/o gambe del paziente, che come detto potrebbero essere irrigidite a causa della spasticità. La riabilitazione muscolare prevede inizialmente il recupero guidato del movimento attraverso la mobilizzazione passiva dell'arto del paziente, che quindi sarà mosso manualmente dai fisioterapisti riproducendo, ad esempio per la gamba, tutte le posizioni che normalmente farebbe durante una normale camminata, come in *Figura 3.01*:



Fig. 3.02 Mobilizzazione passiva, eseguita da un fisioterapista [14].

Man mano che il recupero procede, saranno eseguiti anche esercizi attivi, ossia sarà il paziente stesso a tentare di eseguire il movimento, aiutato da attrezzature di sostegno, come le parallele. Infine, raggiunta una certa sicurezza di andatura, si passerà all'uso di una stampella o di un bastone come supporto alla camminata, prima del definitivo recupero dalla paralisi.

Obiettivo di questa tesi è sviluppare un sistema che consenta di eseguire una riabilitazione passiva e che sia anche di supporto alla camminata in persone che presentano una paralisi ad una gamba, a seguito di Ictus o lesioni spinali. È stato così realizzato un esoscheletro robotico che, applicato alla gamba paralizzata, consente di muoverla in maniera automatica. Per muovere l'esoscheletro, e di conseguenza anche la gamba, l'idea iniziale era di applicare su di esso le equazioni di moto ottenute con il modello dinamico di Lagrange, precedentemente descritto; tale idea è stata poi messa da parte in quanto è stato ideato un metodo più rapido e che richiede solo la conoscenza degli angoli

relativi di ginocchio e caviglia, alleggerendo enormemente il carico computazionale sul computer, attraverso un processo cosiddetto di “*mirroring*”: cioè copiare sull'esoscheletro il movimento della gamba buona, in modo che esso riesca a muoversi nello stesso modo in cui si muoverebbe l'utilizzatore e quindi in maniera più naturale.

L'esoscheletro utilizzato ha giunti attuatori solo nel ginocchio e nella caviglia; ciò è dovuto al fatto che è collegato ad un deambulatore, o Walker, che supporta il paziente mentre cammina, e quindi questo non sarà influenzato dal problema dello squilibrio a causa del cambiamento del punto di equilibrio durante la camminata. L'esoscheletro in questo modo dovrà muovere solo i giunti relativi a ginocchia e caviglia per fare il passo con successo.

3.1 Esoscheletro

L'esoscheletro realizzato è mostrato in *Figura 3.03*:



Fig. 3.03 Esoscheletro Robotico.

Tale esoscheletro è in pratica un tutore robotico composto, che si attacca alla gamba di un utente e utilizza i suoi due giunti attuatori per generare il movimento del ginocchio e della caviglia durante una camminata.

Esso è costituito da tre braccia in fibra di carbonio, che si applicano a coscia, tibia e piede dell'utente, le quali sono collegate tra loro da due giunti in alluminio, in corrispondenza di ginocchio e caviglia, formando così un sistema a catena aperta.

Il giunto attuatore del ginocchio è un semplice pistone pneumatico (*Figura 3.04*):



Fig. 3.04 Giunto attuatore pneumatico, posto in corrispondenza del ginocchio.

Mandando aria in tale pistone attraverso la valvola più in basso, si ottiene una riduzione della sua lunghezza che corrisponderà ad una flessione del ginocchio; viceversa utilizzando la valvola più in alto si ha un allungamento del pistone, equivalente ad una estensione del ginocchio. Tale sistema è controllato dal microcontrollore Arduino Uno, il quale permette di prendere aria da una bombola subacquea ad aria compressa, posto di fronte al Walker, ed inviarla fino alle valvole del pistone per muoverlo, attraverso l'apertura o chiusura di due elettrovalvole (*Figura 3.05*):

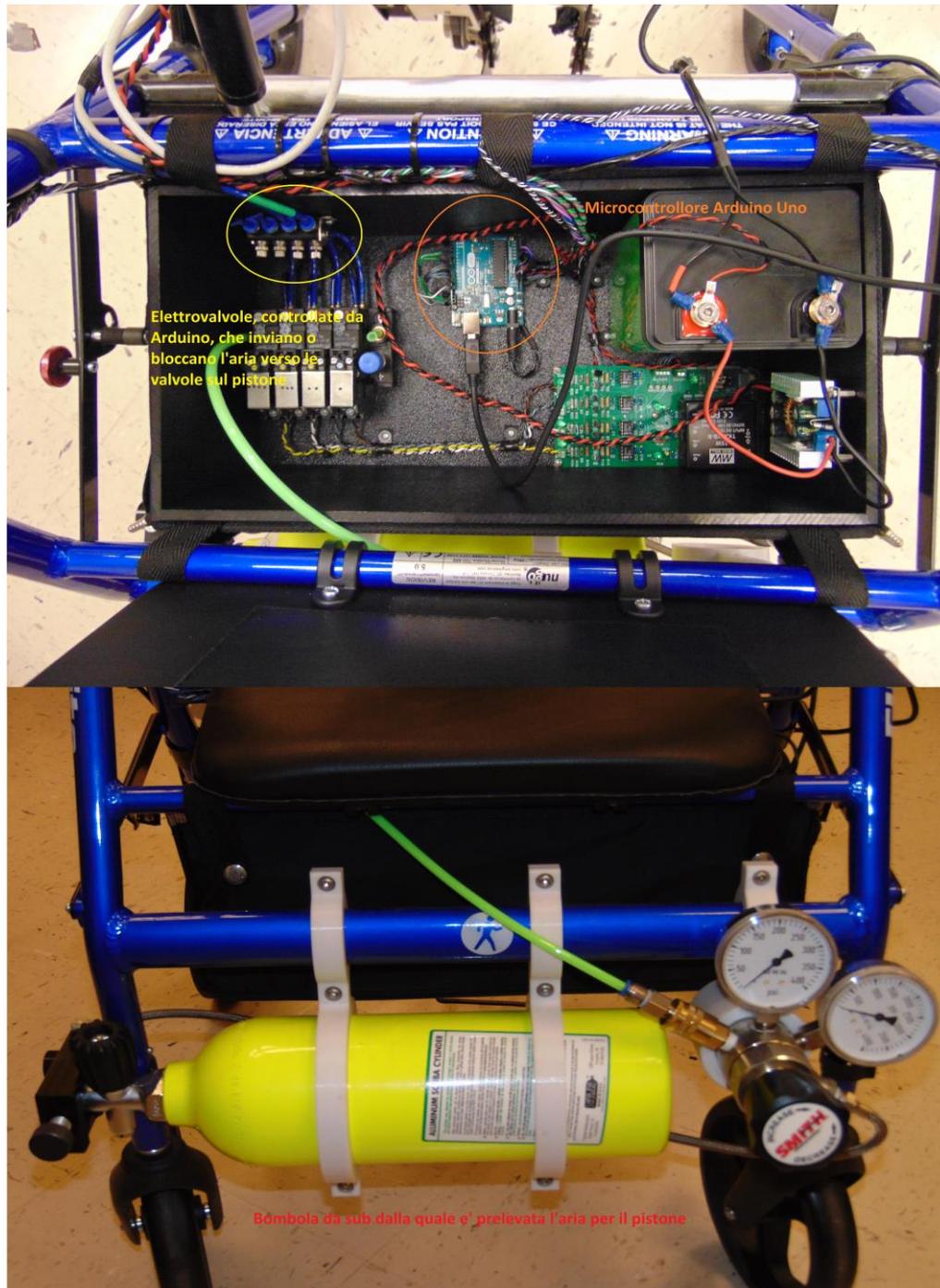


Fig. 3.05 Bombola da sub posta di fronte al Walker dal quale è prelevata aria (figura in basso); Arduino Uno e circuiteria che controlla e regola il flusso d'aria fino al pistone (figura in alto).

Un software, realizzato in Matlab e che gira su di un computer durante l'uso dell'esoscheletro, calcola quando aprire e chiudere le elettrovalvole che regolano tale flusso d'aria. Una volta che tale software determina che una valvola deve essere chiusa o aperta, invia un segnale ad Arduino, che a sua volta invierà un impulso di 5 volt fino al circuito di pilotaggio del solenoide, il quale chiuderà o aprirà la valvola per l'immissione di aria nel pistone.

Il giunto attuatore nella caviglia invece è costituito dal motore a corrente continua MX-106 di Robotis, collegato al computer tramite il connettore USB2Dynamixel, anch'esso di Robotis, per controllarlo (Figura 3.06):



Fig. 3.06 Motore DC MX-106 utilizzato come giunto attuatore per la caviglia.

Tale motore MX-106 [25], composto da ingranaggi interni in metallo ed un rivestimento in plastica, è piccolo e leggero, con dimensioni 40.2 mm x 65.1 mm x 46 mm e peso 153g; presenta un microcontrollore ST Cortex-M3 (a 72 MHz e 32 bit), che garantisce un baud rate per l'invio e ricezione di dati a 8000 bps, e come sensore di posizione un encoder assoluto a 12 bit che riconosce tutti i 360°. In tale tesi, ho usato come input la posizione desiderata, ovvero l'angolo che voglio che il motore raggiunga, inviandogli volta per volta un valore da 0 a 4095(0xFFFF) corrispondente al range 0° - 360°, considerando che presenta una risoluzione di 0.088°; sarebbe però stato possibile anche utilizzare come input il momento torcente. Funziona con una corrente di standby di 100 mA e con tensioni da 10 V a 14.8 V, però quella raccomandata, che è anche quella usata in tale tesi, è di 12 V;

con 12 V può fornire una coppia di stallo di 8.4 Nm ed una velocità senza carico di 45 rpm. Come feedback, può restituire informazioni su posizione, temperatura, carico e tensione di ingresso; in questa tesi però, il sistema di controllo utilizzerà solo il feedback sulla posizione finale in gradi.

L'Esoscheletro è collegato in maniera dinamica ad un deambulatore (o Walker) tramite due aste di smorzamento bidirezionali, che sosterranno il peso e la posizione dell'esoscheletro; tale collegamento avviene tramite due giunti rotazionali posti alle estremità delle aste smorzanti, i quali garantiscono movimenti rotazionali alla struttura stessa dell'esoscheletro e consentiranno così alla gamba dell'utilizzatore di muoversi liberamente. Inoltre, il Walker, come visto in *Figura 3.05*, trasporta tutti i circuiti, l'alimentatore e la bombola ad aria compressa, necessari per il funzionamento di tutto il sistema.

Il Walker permette inoltre di scaricare tutto il peso del paziente non direttamente sull'esoscheletro, ed aiuta l'utente a bilanciarsi mentre cammina, evitando così il problema di utilizzare un giunto attuatore anche per l'anca.

Unica nota da fare: l'utilizzo di due differenti tipi di giunti attuatori non è stata una soluzione molto efficiente, in quanto presentano velocità e tempi di risposta differenti, che per velocità elevate potrebbero scombinare l'equilibrio della camminata. Per migliorare la situazione, la cosa migliore è sostituire il pistone attuatore con un motore, simile a quello usato per la caviglia, che mi garantirà così performance migliori.

3.2 Accelerometri

Per effettuare il controllo dell'esoscheletro attraverso il processo di mirroring, bisogna prima di tutto estrarre dati dalla gamba sana che verranno poi elaborati e copiati sul dispositivo robotico; per tale scopo, è necessario conoscere l'inclinazione di coscia (θ_1), stinco (θ_2) e piede (θ_3) rispetto alla linea di orizzonte. Con tre giroscopi, uno per arto, la risoluzione di tale problema sarebbe immediata, dato che tali dispositivi restituiscono esattamente il valore di inclinazione desiderato in maniera diretta. Per tale tesi però erano disponibili solo tre accelerometri, dunque tramite questi sono risalito al valore delle inclinazioni in maniera indiretta.

In tale studio è stato usato il Trigno Wireless EMG di Delsys (*Figura 3.07*):



Fig. 3.07 Trigno Wireless EMG

Questo comprende 16 device con un sensore EMG e un accelerometro a 3 assi per ognuno, per un totale quindi di 16 canali EMG e 48 canali accelerometrici (anche se per tale tesi utilizzo solo tre device); volendone riportare alcune caratteristiche:

- Dimensioni ridotte: 37mm x 26mm x 15mm
- Presenta tecnologia brevettata Parallel-Bar che garantisce alta fedeltà dei segnali
- Sistema di soppressione degli artefatti da movimento
- Range selezionabile tra $\pm 1.5g$, $\pm 4g$, $\pm 6g$ e $\pm 9g$
- 64 canali di output analogico in tempo reale, con la possibilità di integrarlo in altri sistemi
- Performance garantita fino a 40m
- Risoluzione a 16 bit, con invio dei campioni EMG a 1926Hz

Tornando alla tesi, l'idea di base è che applicando i 3 accelerometri su coscia, stinco e piede, l'asse locale x di ogni accelerometro sarà sempre parallelo al corrispondente arto a cui è applicato, quindi conoscere l'inclinazione θ dei 3 assi x degli accelerometri rispetto alla linea d'orizzonte, equivale a conoscere anche l'inclinazione di coscia stinco e piede rispetto al medesimo riferimento, come si può osservare in *Figura 3.08*:

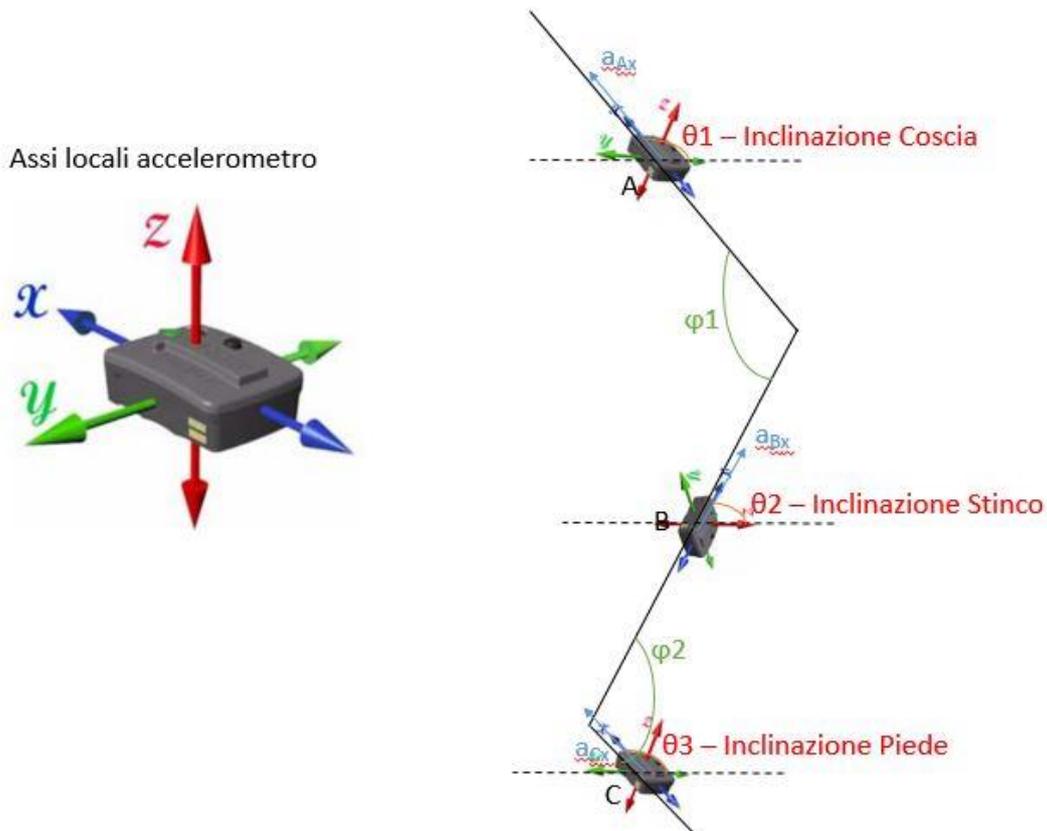


Fig. 3.08 Determinazione delle inclinazioni della gamba attraverso l'inclinazione degli assi locali di 3 accelerometri.

Per capire come conoscere quantitativamente l'inclinazione dei tre arti tramite gli accelerometri, è bene introdurre il principio di funzionamento questi (Figura 3.09):

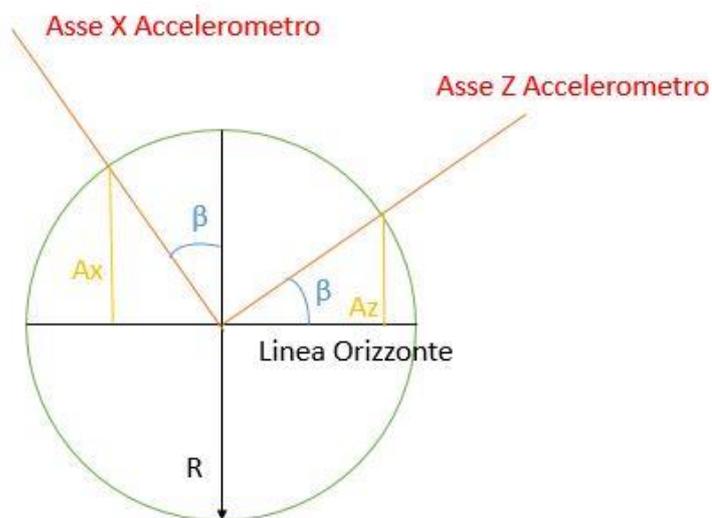


Fig. 3.09 Schema di funzionamento accelerometro.

Facendo riferimento a *Figura 3.09*, il valore del dispositivo letto, ad esempio, per la componente z dell'accelerazione corrisponde ad A_z , ovvero alla proiezione dell'asse locale z dell'accelerometro su una circonferenza di raggio R , rispetto alla linea dell'orizzonte. R varia da accelerometro ad accelerometro ma di solito è misurato in g, ovvero rispetto alla costante di accelerazione gravitazionale; con gli accelerometri utilizzati in tale studio è possibile impostare $R = 1.5g$ oppure $R = 6g$.

È possibile conoscere β , cioè l'inclinazione dell'asse z rispetto alla linea d'orizzonte (o l'inclinazione dell'asse x rispetto alla verticale), applicando semplicemente la trigonometria:

$$R = \frac{A_z}{\sin(\beta)} \quad (41) \qquad R = \frac{A_x}{\cos(\beta)} \quad (42)$$

Uguagliando il raggio R di (41) e (42):

$$\frac{A_z}{A_x} = \frac{\sin(\beta)}{\cos(\beta)} = \tan(\beta) \quad (43)$$

Quindi:

$$\beta = \tan^{-1}\left(\frac{A_z}{A_x}\right) \quad (44)$$

Per determinare β , sarebbe stato possibile anche usare direttamente l'arcoseno in (41) oppure l'arcocoseno in (42), però ho preferito utilizzare l'arcotangente perché è un metodo più sensibile.

Trovata β , che è l'inclinazione dell'asse z rispetto all'asse orizzontale, si può poi facilmente trovare θ , che rappresenta l'inclinazione dell'asse x rispetto sempre all'asse orizzontale, per stinco, coscia e caviglia, che è proprio quello che volevo ottenere:

$$\theta = 90^\circ + \beta \quad (45)$$

3.3 Angoli di giunto

Noti le inclinazioni dei link di interesse (θ_1 , θ_2 , θ_3), adesso voglio trovare gli angoli relativi del ginocchio (φ_1), tra coscia e stinco, e della caviglia (φ_2), tra stinco e piede. Tali angoli verranno poi applicati in tempo reale sull'esoscheletro per controllarlo.

Ho pensato a tre diversi modi per riuscire a calcolare φ_1 e φ_2 . Il primo metodo non necessita del calcolo delle inclinazioni degli arti, ma direttamente dei valori delle accelerazioni ottenuti tramite gli accelerometri.

Osservare *Figura 3.10*:

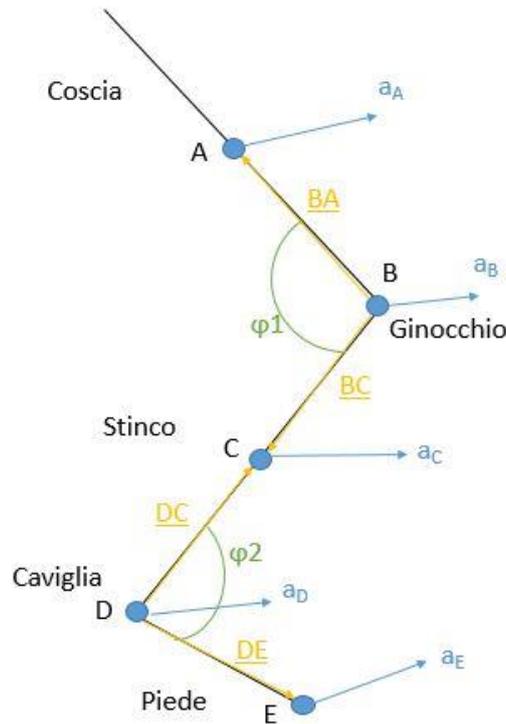


Fig. 3.10 Calcolo degli angoli di ginocchia e caviglia col metodo dell'integrazione.

In questo caso si applicano 5 accelerometri: su coscia (A), ginocchio (B), stinco (C), caviglia (D) e piede (E); si ottengono così 5 valori di accelerazione, rispettivamente a_A , a_B , a_C , a_D , a_E .

A questo punto, facendo una doppia integrazione per ogni accelerazione, si ottiene la posizione dei 5 punti in cui sono applicati gli accelerometri, cioè A, B, C, D, E; noti questi, si trovano i 4 vettori posizione:

$$\underline{BA} = A - B \quad \underline{BC} = C - B \quad \underline{DC} = C - D \quad \underline{DE} = E - D$$

Infine, per trovare gli φ_1 e φ_2 compresi tra tali vettori, corrispondenti rispettivamente agli angoli di ginocchio e caviglia, basta applicare la proprietà del prodotto scalare tra vettori:

$$\underline{BA} \times \underline{BC} = |\underline{BA}| * |\underline{BC}| * \cos(\varphi_1) \quad (46)$$

$$\underline{DC} \times \underline{DE} = |\underline{DC}| * |\underline{DE}| * \cos(\varphi_2) \quad (47)$$

Da cui si ricava:

$$\varphi_1 = \cos^{-1} \left(\frac{\underline{BA} \times \underline{BC}}{|\underline{BA}| * |\underline{BC}|} \right) \quad (48)$$

$$\varphi_2 = \cos^{-1} \left(\frac{\underline{DC} \times \underline{DE}}{|\underline{DC}| * |\underline{DE}|} \right) \quad (49)$$

Il secondo metodo fa riferimento alla Figura 3.11:

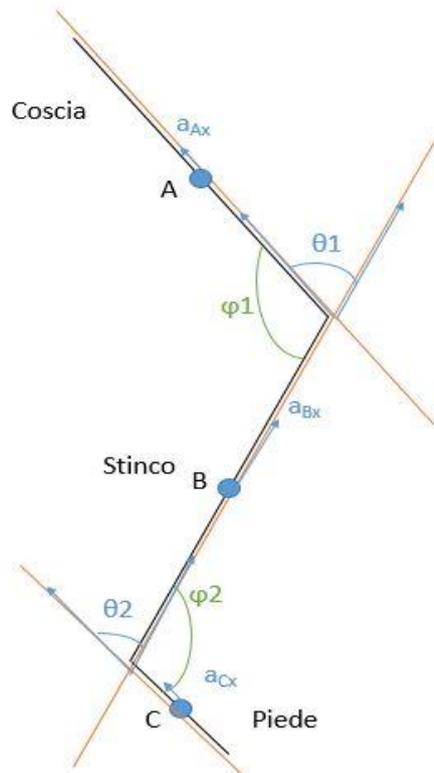


Fig. 3.11 Calcolo degli angoli di ginocchia e caviglia col metodo dell'intersezione degli assi paralleli agli arti.

In questo caso si applicano solo 3 accelerometri, in A (coscia), B (stinco) e C (piede). Da tali accelerometri prendiamo per ognuno il valore dell'accelerazione lungo il proprio asse locale x, che, come detto, sarà sempre parallelo al corrispondente arto.

A questo punto, si trasla il punto di applicazione delle accelerazioni a_{Ax} e a_{Bx} nel ginocchio, e di a_{Bx} e a_{Cx} nella caviglia, considerandone l'intersezione. Si ottengono così due angoli, θ_1 e θ_2 , che possono essere calcolati sfruttando le proprietà del prodotto scalare, in maniera simile a quanto visto nel primo metodo:

$$\theta_1 = \cos^{-1} \left(\frac{a_{Ax} \times a_{Bx}}{|a_{Ax}| * |a_{Bx}|} \right) \quad (50)$$

$$\theta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{a_{Bx} \times a_{Cx}}{|a_{Bx}| * |a_{Cx}|} \right) \quad (51)$$

Gli angoli relativi di ginocchio e caviglia φ_1 e φ_2 si ottengono rispettivamente come semplice differenza tra θ_1 e θ_2 con l'angolo piano:

$$\varphi_1 = 180^\circ - \theta_1 \quad (52)$$

$$\varphi_2 = 180^\circ - \theta_2 \quad (53)$$

Il terzo metodo infine utilizza sempre regole geometriche e trigonometriche, come il secondo, ma fa riferimento allo schema di *Figura 3.12*:

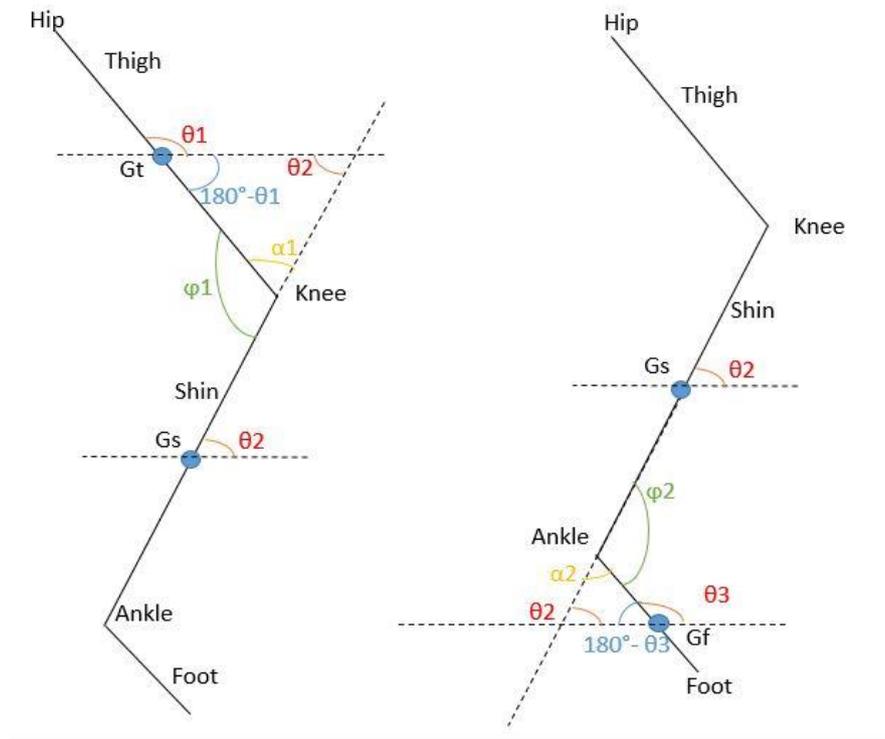


Fig. 3.12 Calcolo degli angoli di ginocchia e caviglia col metodo della costruzione virtuale di triangoli.

In questo caso gli accelerometri sono posti in Gt, Gs e Gf, e da questi si calcola l'inclinazione di coscia (θ_1), stinco (θ_2) e caviglia (θ_3) rispetto alla linea di orizzonte, come visto nel capitolo precedente.

In pratica si costruiscono virtualmente due triangoli, come è possibile vedere in *Figura 3.12*, prolungando la retta dello stinco ed intersecandola con le linee di orizzonte in Gt e Gf. Per ognuno di questi 2 triangoli due angoli sono noti: uno è dato dalla differenza dell'inclinazione di coscia (θ_1) e piede (θ_3) rispetto all'angolo piatto (180°), mentre l'altro è pari a θ_2 per entrambi i triangoli, considerando l'uguaglianza degli angoli dati da una retta che interseca 2 rette parallele. È quindi possibile trovare α_1 e α_2 considerando che la somma degli angoli interni ad un triangolo è 180° :

$$\alpha_1 = \theta_1 - \theta_2 \quad (54) \quad \alpha_2 = \theta_3 - \theta_2 \quad (55)$$

Infine considerando l'angolo piatto formato da φ_1 e α_1 e da φ_2 e α_2 , si ottengono gli angoli che stavo cercando:

$$\varphi_1 = 180^\circ - \theta_1 + \theta_2 \quad (56) \quad \varphi_2 = 180^\circ - \theta_3 + \theta_2 \quad (57)$$

Tutti e tre i metodi sono corretti, però per il proseguimento della tesi, ho scelto di usare il terzo metodo, perché mi ha fornito i risultati migliori.

3.4 Ritardo nella copia del passo

Gli angoli relativi di ginocchio e caviglia, presi in tempo reale dal movimento della gamba buona grazie agli accelerometri, sono inviati all' esoscheletro che li riprodurrà quindi allo stesso modo. La gamba paralizzata, in cui viene applicato l'esoscheletro, farà dunque lo stesso movimento naturale della gamba sana, garantendo una riabilitazione passiva ed un supporto per il movimento in autonomia dell'utente.

C'è però da applicare anche certo ritardo nella copia dei movimenti, perché ovviamente mentre una gamba è in una fase iniziale di sostegno, l'altro sarà nella sua fase finale, e viceversa; generalmente in una persona normale che cammina tale ritardo varia tra 1 e 1.5 secondi.

Altra cosa da considerare è anche il ritardo introdotto dall'esoscheletro: infatti, il segnale è prelevato, elaborato e infine inviato all'esoscheletro, e tale processo non è istantaneo, ma richiede un certo tempo che è circa 0,5 secondi per l'attivazione del motore alla caviglia, e circa 1.5 secondi per l'attivazione del pistone al ginocchio.

Per la camminata ho considerato un ritardo standard di 1.5 secondi tra i movimenti speculari delle due gambe di una persona, lasciando quindi inalterato il segnale inviato al ginocchio, e ritardando di 1 secondo quello inviato alla caviglia.

Tale sistema però non è molto soddisfacente, dato che ogni persona ha la sua propria camminata, e dunque i tempi variano da soggetto a soggetto, quindi non per tutti sarà esattamente 1.5 secondi il ritardo tra le due gambe.

Come sviluppo futuro, è possibile pensare di adattare tale ritardo per ogni persona, in modo che l'esoscheletro segua esattamente i tempi naturali della camminata dell'utente. Per far ciò ho considerato che una persona, mentre sta cercando di fare un passo, produrrà un picco nel segnale EMG del suo muscolo quadricipite. È possibile quindi usare la presenza/assenza di tale picco proveniente dalla gamba paralizzata, come segnale di inizio copia del movimento sull'esoscheletro: infatti osservando il cambiamento di potenziale EMG, è possibile sapere se un paziente sta cercando di eseguire un passo ed anche quale gamba sta cercando di muovere, a seconda di quale accelerometro rileva tale picco. In pratica, se il paziente tenta di fare un passo con la gamba paralizzata, appare un certo picco del segnale EMG del quadricipite corrispondente, e questo sarà considerato come segnale di avvio per la copia del moto; solo allora l'esoscheletro copierà dunque il movimento fatto dalla gamba sana, il quale sarà stato precedentemente riconosciuto da un simile segnale EMG, però ovviamente originato dal quadricipite della gamba buona.

3.5 Matlab

In *Figura 3.13* è possibile osservare globalmente il sistema sviluppato in tale lavoro di tesi:

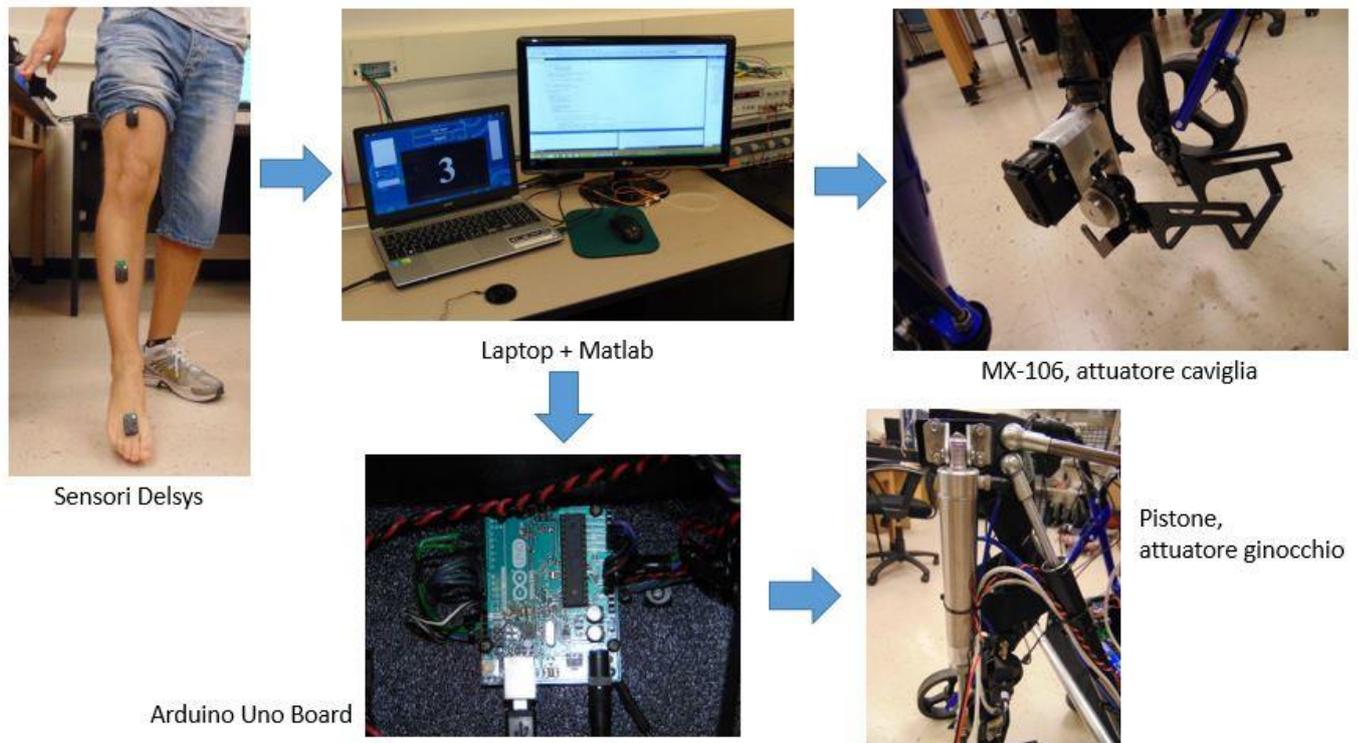


Fig. 3.13 Schema di funzionamento globale dell'esoscheletro.

Come si può notare, al centro di tutto il sistema vi è un Computer, che preleva il segnale dai sensori Delsys, lo elabora e lo invia ai due attuatori. Per controllare tale sistema, ho sviluppato un programma tramite il software Matlab; di seguito ne riporterò le parti principali per capirne il funzionamento.

Per prima cosa si connette ai sensori Delsys aprendo una connessione TCP/IP tra il laptop e la base dei sensori:

```
HOST_IP = '146.244.85.94';           %Indirizzo Ip del pc

%Connessione TCP/IP per lo streaming dei dati EMG
interfaceObjectEMG = tcpip(HOST_IP,50041);
interfaceObjectEMG.InputBufferSize = 6400;

% Connessione TCP/IP per lo streaming dei dati ACC
interfaceObjectACC = tcpip(HOST_IP,50042);
interfaceObjectACC.InputBufferSize = 6400;

% Connessione TCP/IP per comunicare con la base SDK, e inviare/ricevere comandi
commObject = tcpip(HOST_IP,50040);
```

Il programma crea quindi dei plot in cui saranno inseriti i dati relativi ai segnali EMG ed alle accelerazioni, lasciandoli inizialmente vuoti; di questi non riporterò il codice in quanto è una procedura piuttosto standard.

In seguito, legge i dati relativi ai segnali EMG e li inserisce nell' array "data_arrayEMG":

```
global data_arrayEMG
data = cast(fread(interfaceObjectEMG,bytesReady), 'uint8');
data = typecast(data, 'single');

if(size(data_arrayEMG, 1) < rateAdjustedEmgBytesToRead*19)
    data_arrayEMG = [data_arrayEMG; data];
else
    data_arrayEMG = [data_arrayEMG(size(data,1) + 1:size(data_arrayEMG,
1));data];
```

Esegue la stessa cosa per i dati relativi alle accelerazioni, mettendoli però in "data_arrayACC":

```
global data_arrayACC
data = cast(fread(interfaceObjectACC, bytesReady), 'uint8');
data = typecast(data, 'single');

if(size(data_arrayACC, 1) < 7296)
    data_arrayACC = [data_arrayACC; data];
else
    data_arrayACC = [data_arrayACC(size(data, 1) + 1:size(data_arrayACC, 1));
data];
```

A questo punto inserisce tali dati all'interno dei plot, prima per l'EMG:

```
global data_arrayEMG
global plotHandlesEMG
for i = 1:size(plotHandlesEMG, 1)
    data_ch = data_arrayEMG(i:16:end);
    set(plotHandlesEMG(i), 'Ydata', data_ch)
end
```

Poi per le accelerazioni:

```
global data_arrayACC
global plotHandlesACC
for i = 1:size(plotHandlesACC, 1)
    data_ch = data_arrayACC(i:48:end);
    set(plotHandlesACC(i), 'Ydata', data_ch)
end
```

In questo modo si possono osservare i dati in streaming, come si vede in *Figura 3.14*:

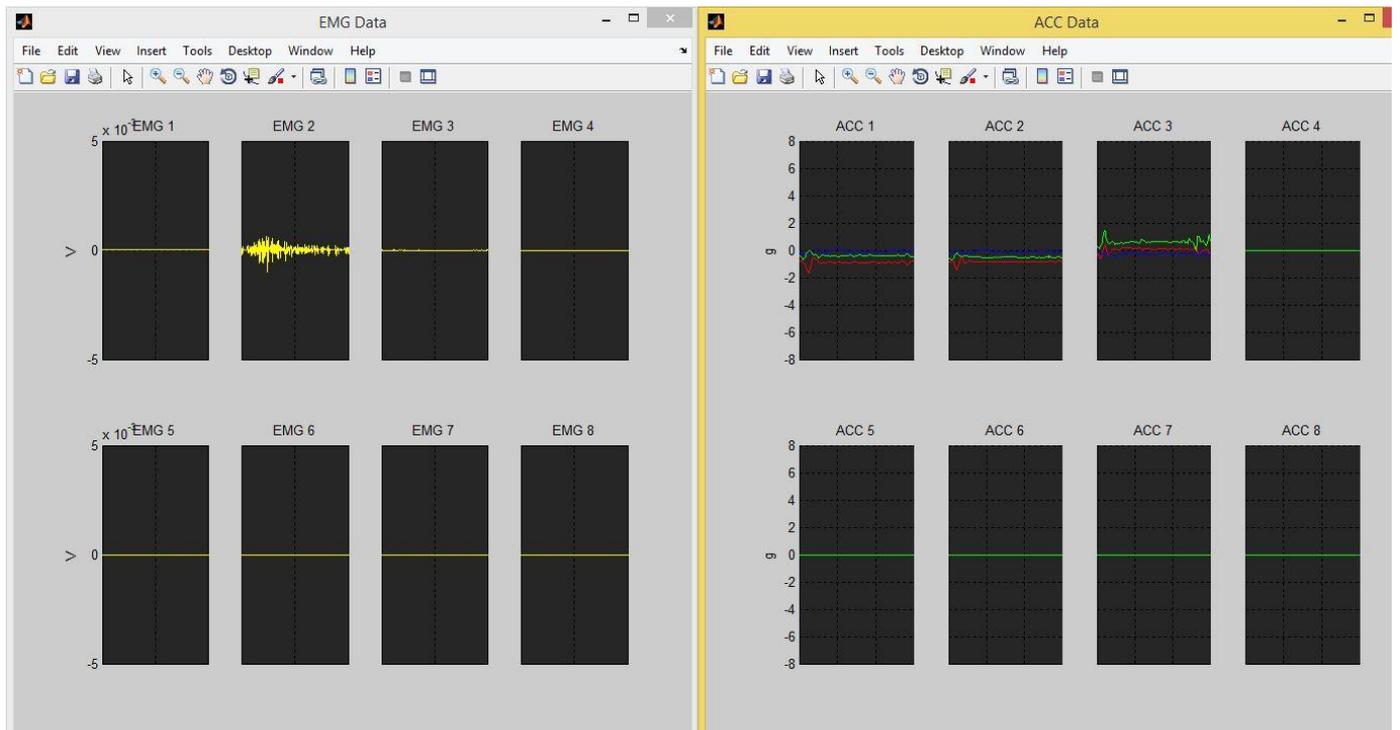


Fig. 3.14 Dati relativi ad EMG ed accelerazione, provenienti dai sensori Delsys in tempo reale.

Notare che abbiamo 8 valori diversi per EMG ed accelerazione perché in realtà ho a disposizione 8 sensori, anche se poi io ne uso solamente 3 in questo caso.

Una volta finito di usare l'esoscheletro, per disconnettersi dai sensori basta chiudere i due plot:

```

if isvalid(interfaceObject1)
    fclose(interfaceObject1);
    delete(interfaceObject1);
    clear interfaceObject1;
end
if isvalid(interfaceObject2)
    fclose(interfaceObject2);
    delete(interfaceObject2);
    clear interfaceObject2;
end
if isvalid(commObject)
    fclose(commObject);
    delete(commObject);
    clear commObject;
end

```

Adesso passiamo al controllo degli attuatori, cominciando con quello relativo alla caviglia; per far comunicare il PC con il motore MX-106 ho utilizzato il dispositivo USB2Dynamixel, prodotto come i motori dalla stessa Robotis, che fa da tramite tra i due, collegandosi al pc tramite porta USB ed al motore tramite appositi connettori 3P che comunicano attraverso il protocollo TTL. Per controllare il motore tramite Matlab ho poi dovuto aggiungere a quest'ultimo le librerie DXL_SDK, prese direttamente dall'indirizzo internet della ditta Robotis [15]; in questo modo ho potuto utilizzare nuovi comandi che mi hanno agevolato nel controllo del motore tramite Matlab.

Ritornando al codice, per prima cosa questo connette il laptop al dispositivo USB2Dynamixel, e quindi al motore MX-106 attraverso la porta COM 6, inizializzandolo:

```
loadlibrary('dynamixel','dynamixel.h');
DEFAULT_PORTNUM = 6; % Porta Com selezionata
DEFAULT_BAUDNUM = 34; % Con tale valore imposto il Baud per secondo a 57142 bps

res_in = calllib('dynamixel', 'dxl_initialize', DEFAULT_PORTNUM , DEFAULT_BAUDNUM
); %Inizializzazione
```

Esegue poi un controllo che mi avverte se il dispositivo è riuscito o meno a connettersi al Pc:

```
%Semplice controllo per vedere se USB2Dynamixel e' inizializzato(1) o non
%lo e' (0)
if res_in == 1
    disp('USB2Dynamixel open')
else
    disp('USB2Dynamixel not open!')
end
```

Quindi imposta la velocità con cui voglio che il mio motore raggiunga la sua posizione, e in questo caso al suo massimo valore:

```
calllib('dynamixel', 'dxl_write_word', 1, 32, 0); %Imposto la velocità del motore
al massimo
```

Presi i dati relativi alle accelerazioni dall'array "data_arrayACC" precedentemente creato, li elabora calcolandosi l'angolo relativo della caviglia tra stinco e piede, come visto nei precedenti capitoli, e lo visualizza in tempo reale in un plot precedentemente creato:

```
global plotPhi2
global phi2

aBx=data_arrayACC(4:48:end); %Prendo i dati relativi alle acc. dello stinco
aBz=data_arrayACC(6:48:end);
theta2=atan2(aBx,aBz); %Stinco, inclinazione Theta2
theta2grad=(theta2*180)/pi; %Conversione da radianti a gradi
theta2grad=90-theta2grad;

aCx=data_arrayACC(7:48:end); %Prendo i dati relativi alle acc. del piede
aCz=data_arrayACC(9:48:end);
theta3=atan2(aCx,aCz); %Piede, inclinazione Theta3
theta3grad=(theta3*180)/pi; %Conversione da radianti a gradi
theta3grad=90-theta3grad;

phi2=180-theta2grad+theta3grad; %Angolo alla caviglia Phi 2

set(plotPhi2, 'Ydata', phi2)
drawnow
```

Infine tali angoli ϕ_2 sono via via inviati al motore che li prenderà come Goal Position, cioè posizione bersaglio che cercherà di raggiungere muovendosi di conseguenza:

```
phi2Conv = ((phi2-50)*7)/0.088; %Conversione dell'angolo da gradi agli step
usati da Dynamixel
phi2Conv(isnan(phi2Conv))=0; %pongo a 0 i NaN
calllib('dynamixel', 'dxl_write_word', 1, 30, phi2Conv)
```

Per chiudere la connessione con il dispositivo USB2Dynamixel, è sufficiente chiudere il plot relativo all'angolo φ_2 che si è creato.

```
% Chiude Dynamixel, terminando la comunicazione con il dispositivo
calllib('dynamixel','dxi_terminate');
unloadlibrary('dynamixel');
```

Passiamo adesso al ginocchio; in questo caso il controllo è un po' più complicato in quanto Matlab non si connette direttamente al pistone, ma deve comunicare prima con la board di Arduino, sempre attraverso una porta USB. Anche in questo caso però viene in aiuto un particolare package, chiamato "Arduino IO Package" [16], che, una volta caricata una certa sketch in Arduino, dà la possibilità di controllare quest'ultimo, e quindi il pistone, unicamente attraverso Matlab, senza dover dunque creare appositi programmi in C da caricare su Arduino. Anche in questo caso, ho utilizzato nuove istruzioni Matlab apposite per Arduino, che mi hanno permesso di controllare quest'ultimo in maniera agevole.

Torniamo quindi al codice; la prima cosa da fare è inizializzare Arduino per collegarlo al Laptop, e per far ciò basta semplicemente esplicitare la porta COM a cui è collegato, inserendola in una variabile:

```
global a;
a=arduino('COM4');
```

In seguito il programma prende i dati relativi alle accelerazioni dall'array "data_arrayACC", analogamente a quanto visto in precedenza per la caviglia, e li elabora calcolandosi l'angolo relativo del ginocchio tra coscia e stinco, visualizzandolo anche in questo caso in un plot precedentemente creato:

```
global plotPhil
global phil

aAx=data_arrayACC(1:48:end);           %Prendo i dati relativi alle acc. della coscia
aAz=data_arrayACC(3:48:end);
theta1=atan2(aAx,aAz);                 % coscia, inclinazione Theta1
theta1grad=(theta1*180)/pi;           % Conversione da radianti a gradi
theta1grad=90-theta1grad;

aBx=data_arrayACC(4:48:end);           %Prendo i dati relativi alle acc. dello stinco
aBz=data_arrayACC(6:48:end);
theta2=atan2(aBx,aBz);                 %Stinco, inclinazione Theta2
theta2grad=(theta2*180)/pi;           %Conversione da radianti a gradi
theta2grad=90-theta2grad;

phil=180+theta1grad-theta2grad;        %Angolo del ginocchio Phi 1

set(plotPhil, 'Ydata', phil)
```

Il problema nell'usare un pistone come attuatore per il ginocchio è che non si può impostare un angolo bersaglio da raggiungere in quanto funziona in maniera analoga ad uno switch on/off: Arduino infatti può solo aprire e chiudere le valvole che immettono aria nel pistone, e quindi può solo comandargli di allungarsi o accorciarsi. Il controllo sul pistone è quindi molto semplice e meno preciso rispetto alla caviglia: considerando che gli angoli assunti dal ginocchio durante una camminata oscillano tra i 180° e i 120° , ho preso come riferimento il valore intermedio di 150° e

ho imposto al pistone di restringersi, e quindi al ginocchio di piegarsi, quando legge valori inferiori ai 150°, e di allungarsi per valori superiori ai 150°. Tradotto in Matlab, significa inviare ai pin 8 e 9 di Arduino collegati alle valvole, degli impulsi digitali alti o bassi, rispettivamente per aprire o chiudere la corrispondente valvola, e quindi ridurre o allungare il pistone:

```
global a;
if phil<=150
    digitalWrite(a,8,0);    %Riduzione angolo
    digitalWrite(a,9,1);
end
if phil>150
    digitalWrite(a,8,1);    %Aumento angolo
    digitalWrite(a,9,0);
end
```

Tale controllo come si vede non è ottimale; tuttavia utilizzando un encoder per la trasduzione della posizione angolare, sarebbe possibile determinare l'angolo assunto dall'attuatore del ginocchio e, tramite tale informazione, migliorare il codice per rendere molto più preciso l'angolo che dovrà assumere. Comunque, anche in questo modo si ottengono risultati accettabili, considerando che il range di angoli in gioco non è molto ampio e che i movimenti fatti da un soggetto durante la riabilitazione sono piuttosto lenti.

Infine, una volta finito di usare l'esoscheletro, per disconnettersi da Arduino è sufficiente chiudere il plot relativo a ϕ_1 che si è creato.

```
if isvalid(a)    %Chiude Arduino
    fclose(a);
    delete(a);
    clear a;
end
```

3.6 Risultati

Ricapitolando, sono stati usati gli accelerometri presenti in 3 sensori Trigno Wireless EMG di Delsys, posizionati su coscia, stinco e piede; tra tutti i dati forniti, sono state considerate solo le accelerazioni attraverso il piano sagittale, quindi rispetto agli assi locali x, sempre paralleli alla corrispondente parte di gamba, ed agli assi z, sempre perpendicolari alla corrispondente parte di gamba.

Tali dati inviati al Pc, sono presi e visualizzati in tempo reale tramite il software Matlab, il quale consente di filtrarli ed elaborarli, in modo da osservare in tempo reale la variazione degli angoli relativi di ginocchio(ϕ_1) e caviglia(ϕ_2).

Per verificare la correttezza degli angoli calcolati tramite gli accelerometri, sono stati effettuati vari test, facendo uno o più passi a diverse velocità, collezionando dati e, successivamente, elaborando tali dati attraverso il metodo spiegato precedentemente. A titolo esemplificativo, in *Figura 3.15* sono riportati i grafici relativi agli angoli assunti da ginocchio (grafico in alto) e caviglia (grafico in basso) durante tre passi:

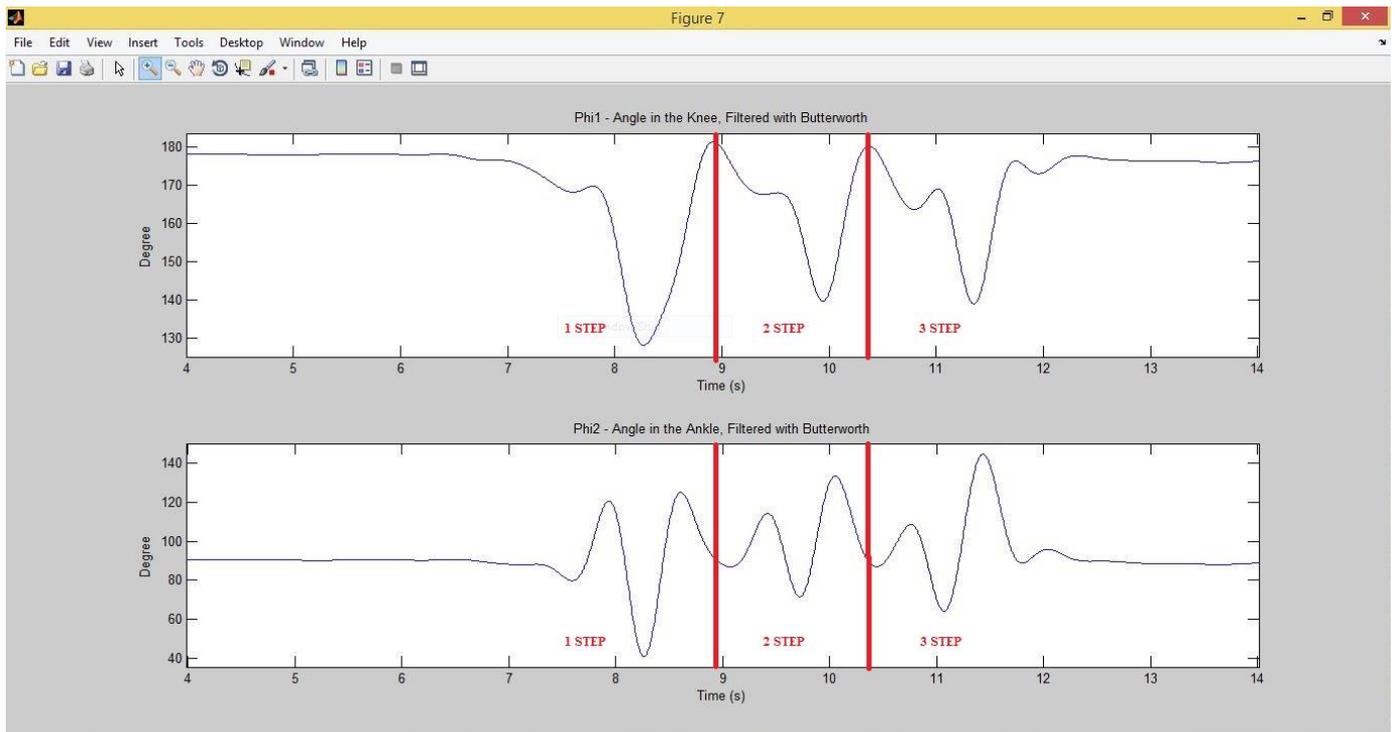


Fig. 3.15 *Variazione di φ_1 , grafico in alto, e di φ_2 , grafico in basso, durante l'esecuzione di 3 passi.*

I grafici di *Figura 3.15* sono stati realizzati applicando in Matlab un filtro digitale, in modo da renderli maggiormente comprensibili; il filtro utilizzato è un Filtro di Butterworth Passa- Basso, di ordine 4 e frequenza di taglio di 9Hz.

Osservando i risultati relativi al ginocchio (φ_1), si nota come la posizione iniziale e finale, quando il soggetto è fermo in piedi, è di 180° ; poi ci sono due flessioni seguite da due estensioni, durante il ciclo di gate, raggiungendo come picco minimo i 130° circa.

Per quanto riguarda la caviglia invece, la posizione iniziale e finale (di standing) è di 90° ; poi ci sono due estensioni seguite da due flessioni, durante il ciclo di gate, che oscillano tra i 40° di minimo ai 140° di massimo.

Entrambi tali risultati sono consoni agli angoli assunti da una persona mentre è ferma in piedi (standing) e mentre cammina (gait), in quanto mediamente il range di angoli assunti normalmente varia tra i 120° e 180° per il ginocchio, e tra 70° e 110° per la caviglia [17]; quindi i risultati ottenuti con tali metodi possono dirsi soddisfacenti.

Ciò si vede anche confrontandoli con dati teorici di *Figura 3.16* presi dalla letteratura a riguardo:

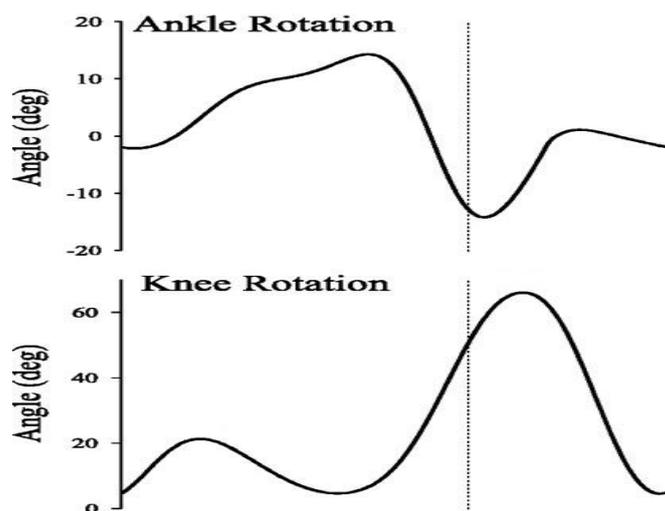


Fig. 3.16 Variazione di ϕ_1 , grafico in alto [17]

Si può facilmente notare la somiglianza nella forma e nei valori tra i risultati ottenuti in questa tesi e quelli di *Figura 3.16*; ovviamente non possono essere identici, in quanto ci sono differenze dovute alla lunghezza ed alla velocità del passo, che sono ovviamente soggettive da persona a persona.

I risultati visti finora sono elaborazioni su dati collezionati; per quanto riguarda i dati in tempo reale invece, ricordo che il codice Matlab sviluppato, oltre che controllare l'esoscheletro, crea anche due plot relativi agli angoli di ginocchio e caviglia in streaming; per capirne la bontà, a titolo esemplificativo, è possibile osservarne due in *Figura 3.17* e in *Figura 3.18* salvati con il soggetto in particolari condizioni, cioè fermo in piedi e con la gamba piegata:

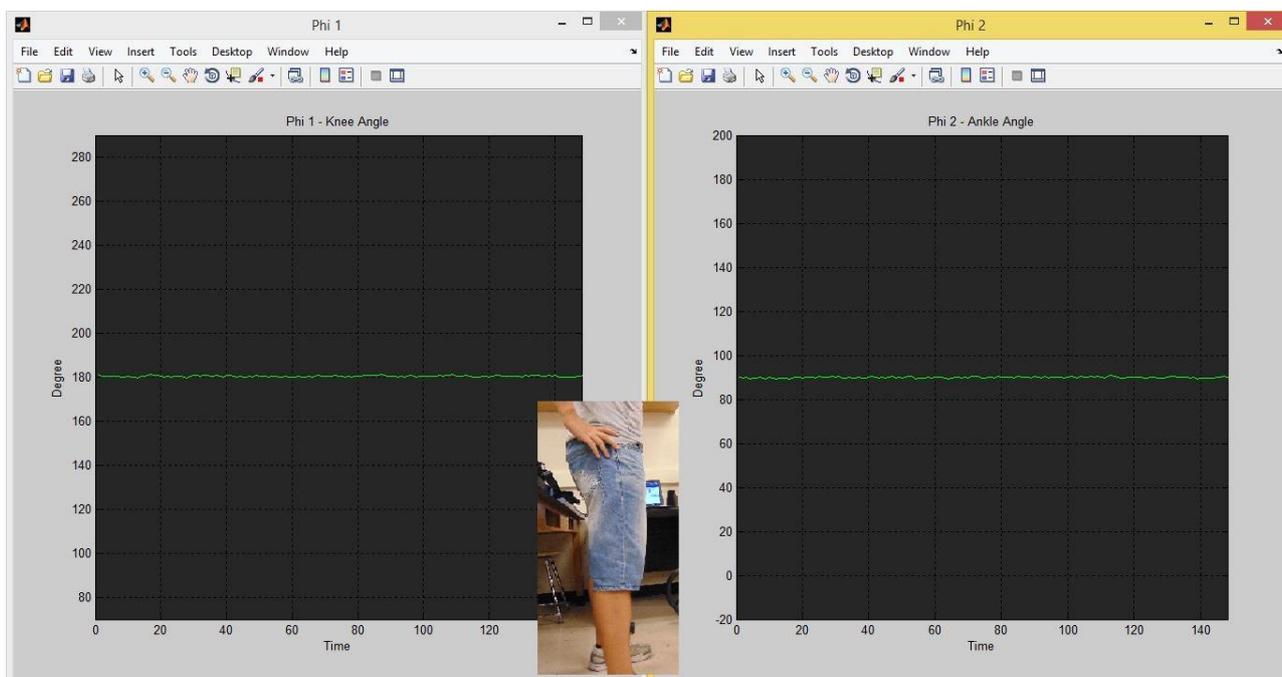


Fig. 3.17 Dati presi in tempo reale, relativi all'angolo assunto dal ginocchio (grafico a sinistra) e dalla caviglia (grafico a destra), mentre il soggetto è fermo in piedi, nella classica posizione di "standing".

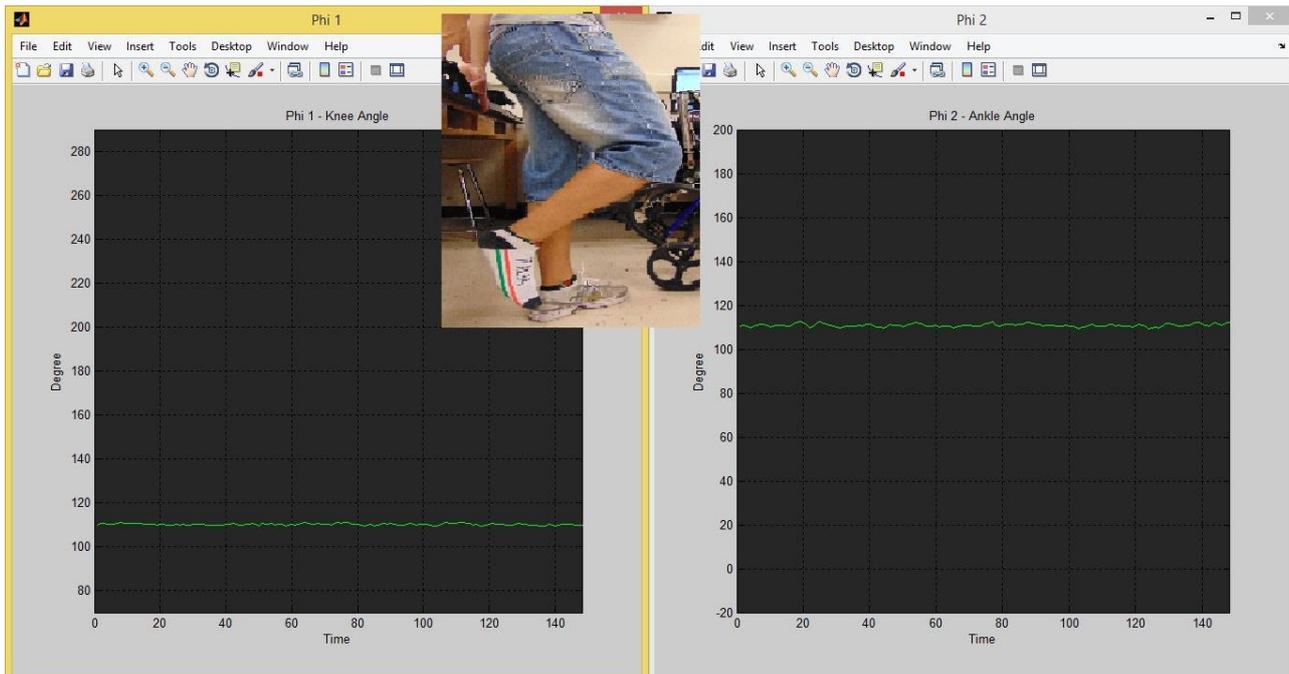


Fig. 3.18 Dati presi in tempo reale, relativi all'angolo assunto dal ginocchio (grafico a sinistra) e dalla caviglia (grafico a destra), mentre il soggetto è fermo in piedi, ma con la gamba piegata.

Anche in questo caso si vede come i risultati siano soddisfacenti, in quanto si nota in *Figura 3.16* che il ginocchio mantiene circa 180° , con piccole oscillazioni dovute dal rumore di fondo, e la caviglia circa 90° , cosa riscontrabile in qualunque persona che stia ferma in piedi; la bontà della misura si vede anche in *Figura 3.17* in cui il ginocchio è piegato a circa 110° e caviglia sempre a circa 110° , analogamente alla posa assunta dal soggetto nella stessa immagine.

I dati ottenuti sono poi inviati in tempo reale ai giunti attuatori dell'esoscheletro, che si muoveranno di conseguenza, come si può vedere dalla *Figura 3.19*:

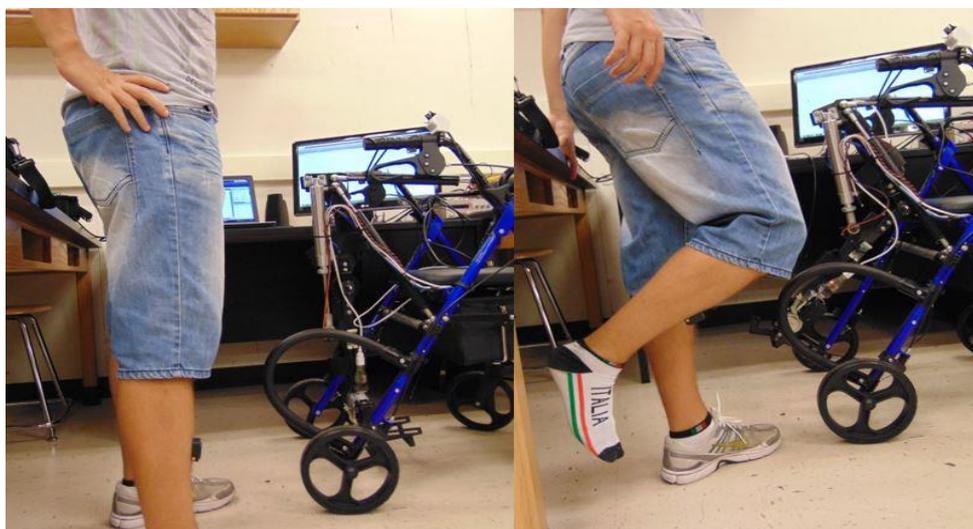


Fig. 3.19 Movimento dell'esoscheletro.

Per quanto concerne il ritardo della copia del movimento dalla gamba sana all'esoscheletro, come detto, l'idea da sviluppare in futuro prevede l'utilizzo dei segnali EMG dei quadricipiti come segnali di attivazione della copia; a tal proposito si osservino i grafici di *Figura 3.20*:

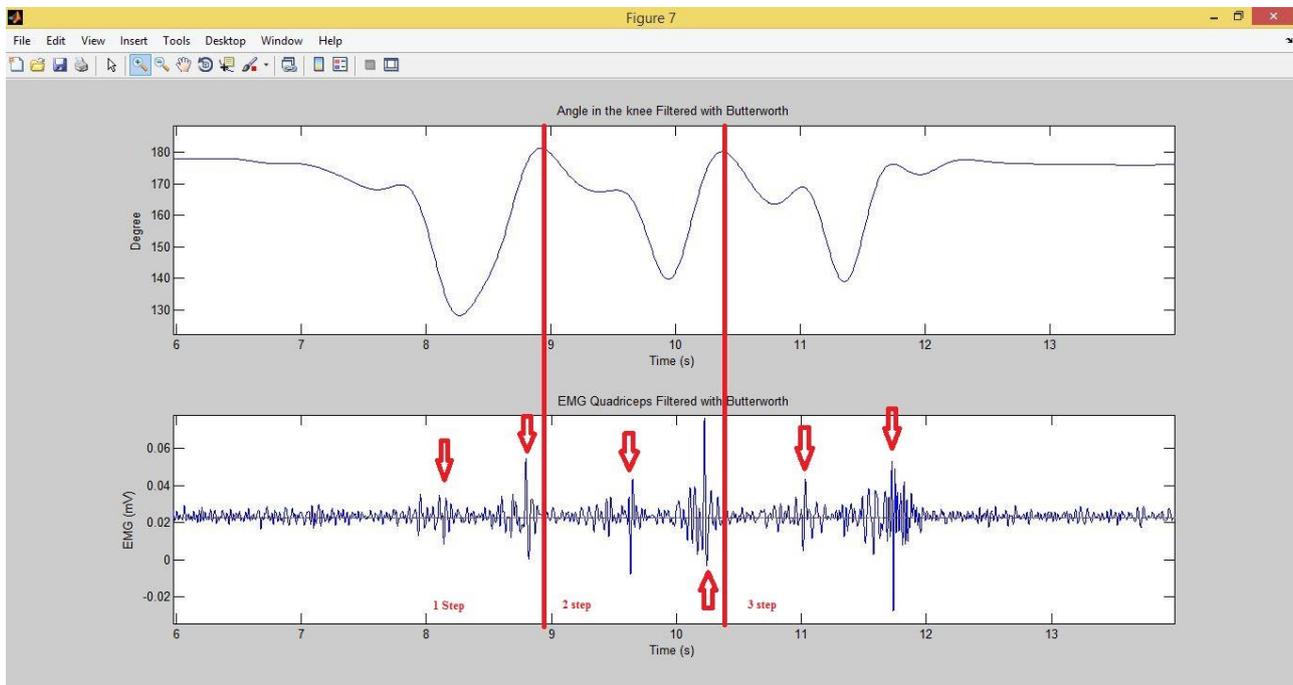


Fig. 3.20 Variazione dell'angolo assunto dal ginocchio durante tre passi (grafico in alto) a confronto con il relativo segnale EMG (grafico in basso) sviluppato dal quadricipite.

Il primo grafico di *Figura 3.20*, rappresenta la variazione dell'angolo relativo del ginocchio durante tre passi, lo stesso di *Figura 3.15*. Il secondo grafico invece è il valore in mV dell'EMG preso dal quadricipite, sempre durante gli stessi tre passi. Come si può notare, sebbene il segnale EMG risulti piuttosto rumoroso nonostante l'applicazione del filtro di Butterworth, presenta dei picchi superiori agli altri durante le varie fasi della camminata, indicati in figura dalle frecce rosse; tali picchi corrispondono alle contrazioni sviluppate dal muscolo quadricipite per effettuare il passo. Si può così dire che se il valore dell'EMG rilevato risulta essere superiore ad una certa soglia, in questo caso 0,035mV, il soggetto in esame sta' tentando di contrarre il quadricipite per camminare; l'idea è quindi sfruttare tale segnale come input di inizio copia del movimento sull'esoscheletro, e quindi sulla gamba paralizzata.

3.7 Problematiche relative all'uso degli accelerometri

L'uso degli accelerometri per trovare le inclinazioni attraverso il calcolo delle arcotangenti non è un sistema preciso al 100%, e può portare a problematiche; consideriamo infatti l'andamento della funzione della tangente inversa (*Figura 3.20*):

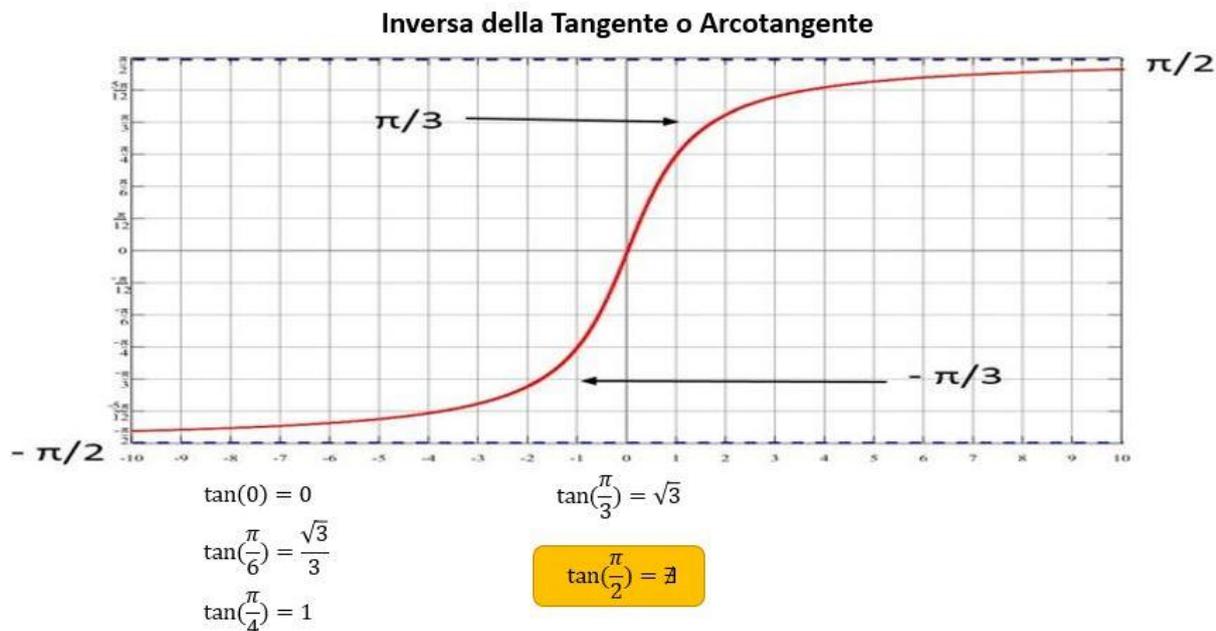


Fig. 3.20 Andamento e valori della funzione arcotangente

Come si può vedere, per valori tendenti al $\pi/2$ l'arcotangente perderà in precisione, andando all'infinito proprio per i 90° ; per tale motivo, se l'accelerometro si troverà in una situazione come in *Figura 3.21*, porterà ad un errore nel calcolo dell'inclinazione:

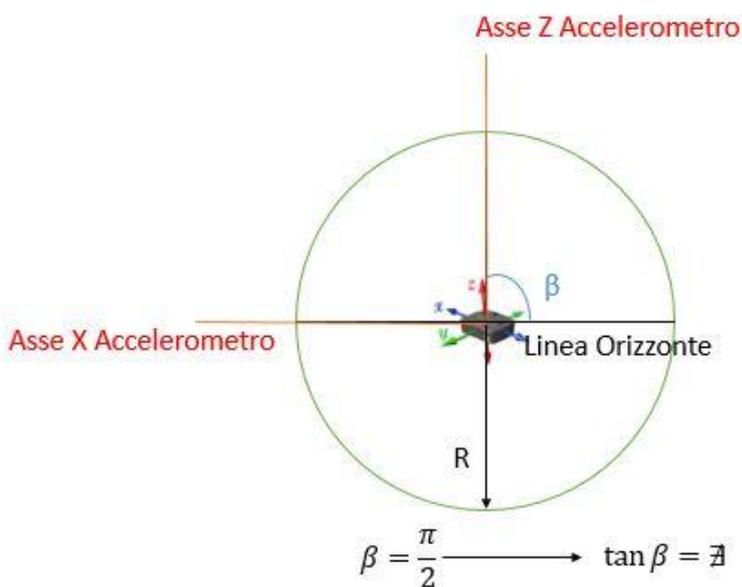


Fig. 3.21 Andamento e valori della funzione arcotangente.

Per quanto riguarda i movimenti di una gamba, tale situazione può verificarsi in tre casi (*Figura 3.22*):

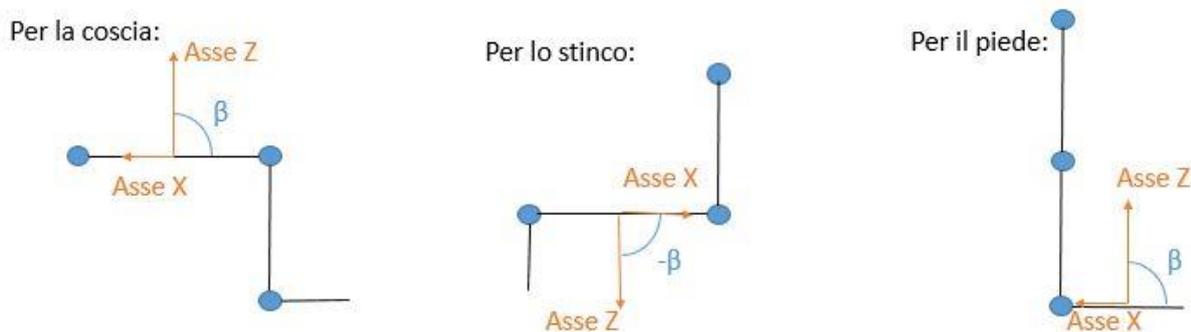


Fig. 3.22 Casi critici per il calcolo delle inclinazioni degli arti attraverso accelerometri.

Per quanto concerne i primi due casi, ovvero per la coscia e per lo stinco, è difficile che tali situazioni si verifichino in una persona normale che cammina o che è ferma in piedi, ed è ancor più difficile dunque in una persona con un deficit motorio; per cui tali situazioni non rappresentano un problema nel calcolo delle inclinazioni dei relativi arti.

Una persona può assumere la posizione della coscia di *Figura 3.22* ad esempio da seduta, mentre la posizione per lo stinco potrebbe essere raggiunta durante una corsa, ma entrambi i casi non interessano comunque questa tesi, quindi posso non considerarli.

Più complicata invece è la situazione riguardante la posizione del piede, dato che tutte le persone mentre stanno ferme in piedi assumono tale configurazione, e quindi in teoria sarebbe impossibile conoscerne l'inclinazione β . In realtà però così non è dato che va considerata la superficie superiore del piede, dove è posto l'accelerometro, che ovviamente non sarà esattamente parallela alla linea di orizzonte: infatti tale superficie non è perfettamente dritta, ma presenterà una curvatura che consentirà di avere β circa a 90° , ma non esattamente 90° . Per tale ragione, ho ottenuto per il calcolo dell'inclinazione del piede e, di conseguenza, dell'angolo della caviglia, valori non accurati al 100%, ma che però esistono proprio grazie al fatto che β è circa 90° .

Passando ad osservazioni più pratiche, è possibile osservare in *Figura 3.23* i valori delle inclinazioni assunti dagli arti durante una normale camminata:

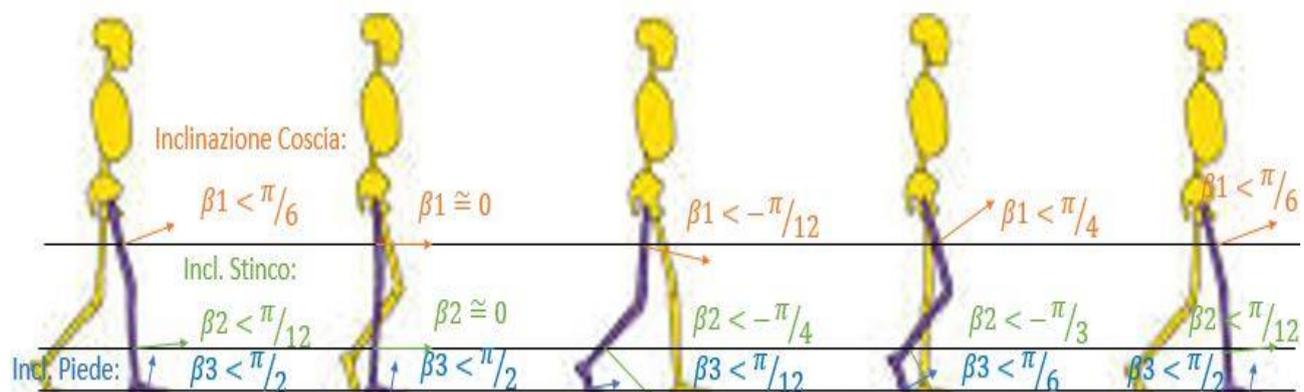


Fig. 3.23 Inclinazioni arti durante le varie fasi della camminata.

Osservando le posizioni assunte dalla gamba durante la camminata, si vede come il problema di calcolare l'inclinazione attraverso l'arcotangente riguardi solo il piede; infatti il range degli angoli assunto dai tre arti è pari a:

- Range della coscia: $-\frac{\pi}{12} < \beta_1 < \frac{\pi}{4}$
- Range dello stinco: $-\frac{\pi}{3} < \beta_2 < \frac{\pi}{12}$
- Range del piede: $\frac{\pi}{12} < \beta_3 < \frac{\pi}{2}$

È possibile osservare come il range di angoli per coscia e stinco sia molto distante dall'angolo critico di 90° , a differenza del piede che invece è vicino; dunque, anche per quanto riguarda la camminata, la misura dell'inclinazione del piede con gli accelerometri non sarà precisa al 100%.

In *Figura 3.24* ho riportato i grafici, ottenuti tramite Matlab, con le variazioni delle inclinazioni dei tre arti, calcolati attraverso il metodo delle arcotangenti mentre eseguo tre passi:

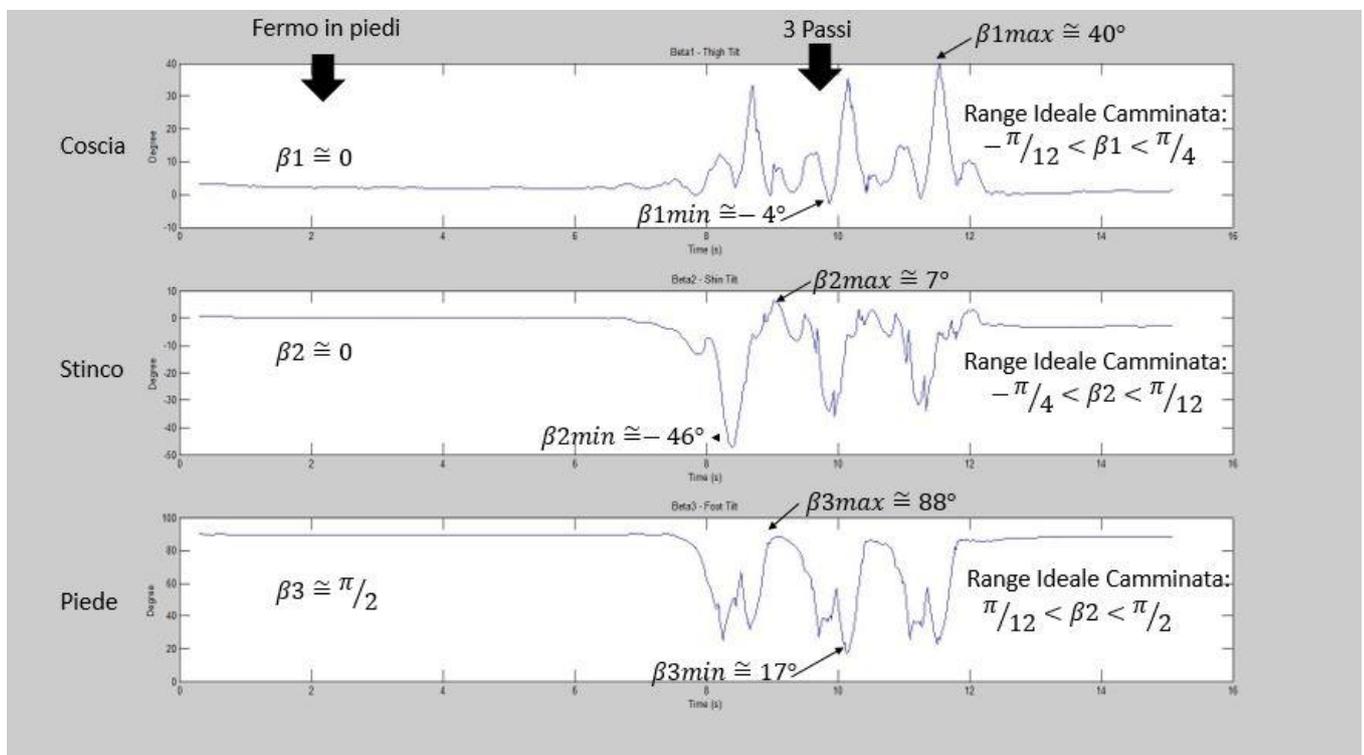


Fig. 3.24 Dati reali circa la variazione delle inclinazioni di coscia (grafico più in alto), stinco e piede (grafico più in basso).

Come si può vedere, tale casistica reale, prelevata su me stesso, è coerente con quella ideale vista in *Figura 3.23*, il che mi fa dire che tale metodo dell'utilizzo dell'arcotangente per il calcolo delle inclinazioni funziona, anche se non sarà accurato al 100% per quanto concerne il piede: si può osservare infatti un'inclinazione di circa 90° durante la fase "Fermo in piedi", quando invece, considerando la posizione dell'accelerometro sulla curvatura del piede, tale inclinazione sarebbe dovuta essere tra 85° e 75° circa (ovviamente è una misura soggettiva che varia da persona a persona), come si può vedere in *Figura 3.25*:

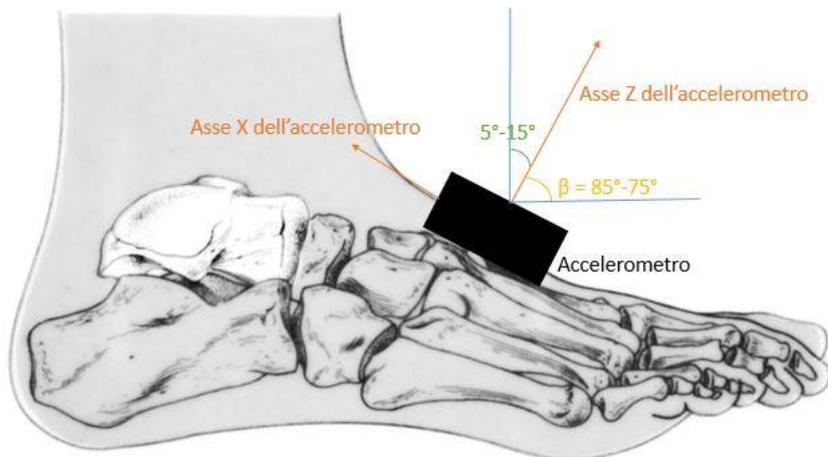


Fig. 3.25 Posizione reale dell'accelerometro sul piede.

Tale metodo così com'è funziona comunque bene per tale lavoro di tesi, ma per avere una precisione al 100% l'unica cosa da fare è utilizzare tre giroscopi al posto dei tre accelerometri, in quanto tali dispositivi mi restituiscono direttamente proprio il valore dell'inclinazione.

Altro problema nell'uso degli accelerometri è che io li sto usando in maniera quasi statica, non considerando la componente dinamica dell'accelerazione che potrebbe modificare A_x e A_z , e quindi anche il valore β delle inclinazioni degli arti; l'obiettivo di tale tesi però è la riabilitazione motoria: durante la mobilitazione degli arti i movimenti del paziente sono molto lenti e costanti e di conseguenza anche la velocità degli arti sarà circa costante e soprattutto molto lenta, il che porta ad avere un movimento quasi statico, un'accelerazione dinamica quasi nulla e dunque una variazione di β non voluta trascurabile. Anche se trascurabile, volendo evitare totalmente il problema relativo all'accelerazione dinamica, anche in questo caso è sufficiente utilizzare tre giroscopi al posto degli accelerometri.

Notare che anche utilizzando i tre giroscopi, il metodo per calcolare gli angoli relativi di ginocchio e caviglia è lo stesso descritto nei precedenti paragrafi.

Capitolo 4

Riabilitazione Neuro Cognitiva

Ogni regione cerebrale svolge funzioni diverse per l'organismo; tra queste la corteccia Prefrontale, che corrisponde alla parte anteriore del cervello, è una delle più importanti in quanto svolge numerose funzioni, tra cui lo sviluppo della concentrazione e la gestione di comportamenti cognitivi quali, ad esempio, la pianificazione dei movimenti volontari.

La riabilitazione neuro cognitiva si basa proprio su questo presupposto: la paralisi di una gamba non è dovuta unicamente ad un problema muscolare, ma piuttosto ad un danno della corteccia cerebrale a seguito dell'ictus. Il paziente infatti perde le sue funzionalità cognitive e quindi in pratica si "dimentica" come fare a camminare.

La riabilitazione neuro cognitiva o neuropsicologica è stata così definita [24] da Anna Mazzucchi (1999): *"...è lo studio delle opportunità riorganizzative assunte dal cervello che è stato leso; parte dal presupposto che le capacità del nostro cervello, presenti dopo la lesione, siano guidabili per ottimizzare il trattamento riabilitativo orientato al raggiungimento del massimo grado possibile di autonomia e di indipendenza attraverso il recupero e/o la compensazione delle abilità cognitive e comportamentali compromesse; tale provvedimento risulta essere finalizzato pertanto al miglioramento della qualità della vita del paziente ed al reinserimento dell'individuo nel proprio ambiente familiare e sociale"*.

Lo scopo della riabilitazione neuro cognitiva si basa su ipotesi di riorganizzazione funzionale e di apprendimento, ed in questo caso quindi ad insegnare nuovamente al paziente come camminare; da ciò si capisce che per tale tipo di riabilitazione il paziente dovrà applicarsi fortemente con la propria mente per ripristinare quei suoi processi cognitivi che portano alla camminata.

In tale studio si associa la concentrazione del paziente alla pianificazione dei comportamenti cognitivi; tramite un segnale EEG infatti si valuta se un soggetto è concentrato, la qual cosa si può tradurre in: "sta pensando di camminare". Se il paziente risulta concentrato, allora l'esoscheletro potrà muoversi; invece se non concentrato l'esoscheletro resterà fermo, a prescindere dal movimento della gamba sana. In questo modo si forza il paziente a pensare alla camminata della gamba paralizzata, e quindi a riattivare in maniera autonoma tutti i processi cognitivi ad essa correlati.

4.1 Sensore EEG

Per raggiungere l'obiettivo di questa tesi, viene utilizzato un dispositivo ElettroEncefaloGrafico (EEG) che rileva il segnale elettrico dalla corteccia prefrontale del cervello, tramite due elettrodi posti nei punti FP1 e FPZ, presi secondo il sistema internazionale 10-20 standard, ed un terzo elettrodo posto sull'orecchio, come riferimento comune. Ho scelto FP1 in quanto è stato comunemente associato alla concentrazione, mentre FPZ sarà il segnale di riferimento [18]. Tale dispositivo EEG è stato realizzato dal dipartimento di elettronica della San Diego State University. Osservando questo segnale EEG, si può valutare lo stato mentale di una persona, in modo non invasivo, e quindi se i suoi processi cognitivi sono attivi o meno.

In *Figura 4.01* è possibile osservare il dispositivo utilizzato:

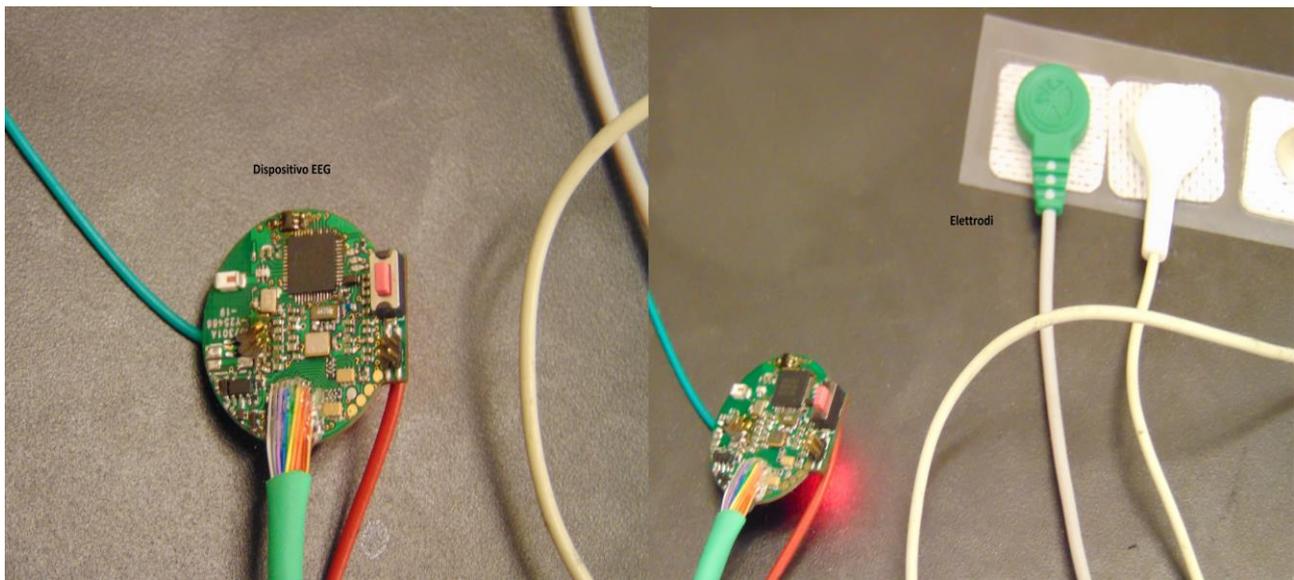


Fig. 4.01 Dispositivo EEG, con gli elettrodi utilizzati.

Questo dispositivo prende il segnale elettrico fisiologico dagli elettrodi e lo converte in un segnale analogico. Tale segnale viene poi amplificato, filtrato e convertito in un segnale digitale, che viene inviato al computer, grazie ad una connessione Bluetooth a Bassa Energia (Bluetooth Low Energy, BLE).

Il sistema sviluppato utilizza elettrodi di cloruro argento-argento per prelevare il segnale, il quale arriva direttamente ad un op-amp LMC6442 ad alta impedenza di ingresso (nell'ordine del $G\Omega$), ed essendo la resistenza fornita dalla pelle a contatto con gli elettrodi relativamente più bassa (circa 100 k Ω) di questo, aumenta così il SNR; l'amplificatore inoltre, con i suoi 15 V/V di guadagno, garantisce un incremento del segnale, amplificando però solamente la differenza tra i segnali provenienti da FP1 ed FPZ, la quale giungerà in seguito al Convertitore Analogico Digitale (ADC) TI ADS1299.

Una volta ottenuto il segnale EEG digitale, il dispositivo utilizzerà la tecnologia Bluetooth Smart (alias Bluetooth 4.0 LE) per trasmetterlo via wireless al Computer; è stato utilizzato il Nordic nRF51822 Bluetooth 4.0, multi-protocollo SOC altamente flessibile, per la comunicazione di campo vicino in quanto permette l'utilizzo di molteplici protocolli di comunicazione sulla stessa SOC. Il profilo utilizzato come collegamento di comunicazione è il cosiddetto GATT (Generic Attribute Profile): questo stabilisce un collegamento master/slave tra due macchine, condividendo le stesse caratteristiche del service. In pratica il dispositivo EEG, che è il "master", trasmette il suo service UUID (Universally Unique Identifier), che definisce unicamente il suo aspetto, fino alla macchina "slave" (il computer in cui gira la mia applicazione), aspettando fino a che tale service sia trovato e quindi riconosciuto; a questo punto le due macchine, master e slave, saranno accoppiate, e il sensore EEG trasmetterà continuamente i dati digitali all'applicazione, fino all'interruzione del collegamento.

Tale sensore infine funziona con una potenza molto bassa, sfruttando una corrente di circa 1 μA ; ciò gli garantisce quindi una vita molto lunga, oltre alla possibilità di usare una batteria grande quanto una moneta, per la sua alimentazione.

4.2 Misura Concentrazione

Il segnale digitale, relativo all'attività cerebrale, viene catturato dal computer ed elaborato.

Per eseguire tale elaborazione, ho realizzato un software per Windows tramite il linguaggio di programmazione C#, attraverso il programma Visual Studio 2013. Questa applicazione ospite rimane su Windows Metro Framework (o Windows RT) e utilizza la libreria nativa GATT Bluetooth Runtime, al fine di stabilire un flusso di comunicazione continuo tra il dispositivo EEG e l'applicazione ospite. La scelta di utilizzare Windows RT è legata proprio a tale fatto, cioè l'aver pienamente integrato in esso l'API Bluetooth 4.0, a differenza delle applicazioni sviluppate con Windows Presentation Foundation (WPF).

Per determinare il livello di concentrazione di una persona [18,19,20], utilizzando solo il segnale EEG, ho sfruttato l'apprendimento della macchina; l'applicazione segue dunque le seguenti tre fasi: estrazione di caratteristiche, apprendimento automatico e generazione di un livello di concentrazione utilizzando un modello matematico.

Prima di continuare con tale argomento, è importante riportare che il segnale EEG è composto da cinque tipologie di onde [21], ognuna delle quali è caratterizzata da frequenza e ampiezza diversa:

- α : con range di frequenza 8-13 Hz e di ampiezza 30-50 μV , sono associate con uno stato di rilassamento.
- β : con range di frequenza 14-30 Hz e di ampiezza 2-20 μV , sono associate con uno stato di profonda riflessione, messa a fuoco e l'ansia.
- θ : con range di frequenza 4-7 Hz e di ampiezza minore di 30 μV , sono associate con uno stato di sonnolenza.
- δ : con range di frequenza 0.5-3 Hz e di ampiezza 100-200 μV , sono associate al sonno non R.E.M. (sonno ad onde lente) nell'adulto.
- γ : con range di frequenza 31-50 Hz e di ampiezza 5-10 μV , sono associate con uno stato di particolare tensione.

Le due onde principali, che sfrutterò in tale tesi, sono le α e le β perché contengono le informazioni a cui sono interessato, cioè concentrazione per le β e rilassamento per le α .

Torniamo ora all'applicazione; facendola partire, la prima cosa che fa è quella di addestrare il computer a riconoscere il livello di concentrazione degli utenti; a questo scopo, l'applicazione deve prendere il segnale EEG dall'utente sia quando è concentrato, che quando è rilassato. Per forzare l'utente in uno stato di concentrazione, esso dovrà risolvere una serie di equazioni matematiche che appariranno su schermo; invece, per il rilassamento, dovrà ascoltare musica rilassante. Mentre l'utente sta facendo queste cose, l'applicazione legge il segnale e, in primo luogo, estrae le caratteristiche del segnale in frequenza $X(f)$, che corrispondono all'energia nella banda delle onde α (58) e delle onde β (59).

$$E_{\alpha} = \int_8^{13} |X(f)|^2 df \quad (58) \quad E_{\beta} = \int_{14}^{30} |X(f)|^2 df \quad (59)$$

Dunque, ricapitolando, l'applicazione per prima cosa calcola la frequenza del segnale prelevato dall'utente, tramite la Fast Fourier Transformation (FFT) ($X(f)$) (ho utilizzato una libreria apposita per C# che fornisce strumenti per l'analisi di segnali, come FFT ed IFFT); quindi calcola l'energia del segnale per le frequenze delle onde α e β con (58) e (59), sia durante la fase di concentrazione che di rilassamento dell'utente. L'energia del segnale viene prelevato ogni 250 campioni, a una frequenza di campionamento di 250Hz.

Successivamente ho utilizzato il metodo, presente in C#, chiamato "support vector classification"; questo per prima cosa crea due raccolte di dati composte dalle caratteristiche del segnale scelte, ovvero dalle energie nelle bande α e β precedentemente trovate sia in fase di concentrazione che di relax dell'utente, e le etichetta a seconda della fase di allenamento in cui vengono prelevate. I dati di tali raccolte sono poi utilizzati come campioni di addestramento, cioè come input per la Support Vector Machine (SVM), per addestrare quindi l'applicazione a prevedere lo stato mentale dell'utente (concentrato o rilassato). La SVM lavora risolvendo un problema di ottimizzazione in cui viene trovato un iperpiano, che separa l'insieme dei dati di addestramento etichettati (fase di concentrazione e di rilassamento), con il margine più ampio possibile. Per poter far tutto ciò, quindi gestire la SVM, ho utilizzato una libreria apposita per C# chiamata LibSVM, che consente appunto di aggiungere campioni di addestramento, allenare la SVM e fare predizioni con nuovi campioni.

Così com'è però l'applicazione non è molto corretta, in quanto in uscita darà solo due valori: 1 se è predetta la concentrazione, 0 se è predetto il relax; ciò non va molto bene in quanto sarà molto facile avere dati vicini, il cui valore li porta in prossimità del confine relax/concentrazione, e che, ad esempio, vengono classificati con la stessa etichetta quando invece dovrebbero appartenere a due gruppi diversi (o viceversa), creando disambiguità.

Quindi ho utilizzato tale previsione della SVM insieme ad un modello matematico [21], per trovare così un numero variabile tra 0 ed 1, per rappresentare il livello istantaneo di concentrazione dell'utente. Per questo modello, che si basa su una funzione sigmoideale, viene utilizzato come riferimento la frequenza delle onde β in entrambe le fasi di addestramento, perché la loro energia, quando l'utente è concentrato, è nettamente maggiore rispetto a quando è rilassato, e quindi il segnale è migliore, si vede più chiaramente rispetto alle α , in cui la differenza non è molto marcata. Ho scelto come base una funzione sigmoideale (60):

$$C(t) = \frac{1}{1+e^{-t}} \quad (60)$$

Questa vale da 0, per tempi tendenti a meno infinito, ad 1, per tempi tendenti all'infinito, la qual cosa può quindi essere utile anche nel mio caso in cui vorrei un range di valori da 0 per il relax ad 1 per la concentrazione.

Questo è il modello realizzato (61):

$$C_i = \frac{1}{1+e^{-\frac{\beta_i}{\beta_{pi}}}} - 0.5 * p_i \quad (61)$$

Dove:

- C_i = Livello di Concentrazione attuale, dove 0 significa totalmente rilassato, mentre 1 indica totalmente concentrato.
- β_i = Energia dell'onda β attuale
- β_{pi} = Energia media dell'onda β , calcolate durante le fasi concentrazione/riassamento dell'addestramento dell'utente.
- p_i = Etichetta predetta dalla SVM, che può essere 0 per la concentrazione ed 1 per il rilassamento. È moltiplicata per un fattore di scala 0.5.

Dunque, riassumendo, tale modello è costruito su una funzione sigmoidea che legge in ingresso il valore istantaneo di energia delle onde β (β_i) del segnale ed il valore predetto dalla SVM (p_i) e fornisce in uscita il valore istantaneo della concentrazione (C_i) per l'utente, che sarà tra 0 e 0.5 quando è predetta il rilassamento, e tra 0.6 ed 1 quando è predetta la concentrazione.

4.3 C# e Visual Studio

Come si può immaginare, il centro di tutto è ancora una volta il PC, che prende il segnale, lo elabora e restituisce come output il valore di concentrazione dell'utente. Tale elaborazione è svolta attraverso un'applicazione per Windows, create in C# attraverso il software Visual Studio; vediamone dunque le parti principali.

Innanzitutto, per far maggiore chiarezza, è riportato il diagramma di flusso relativo al funzionamento dell'applicazione in *Figura 4.02*:

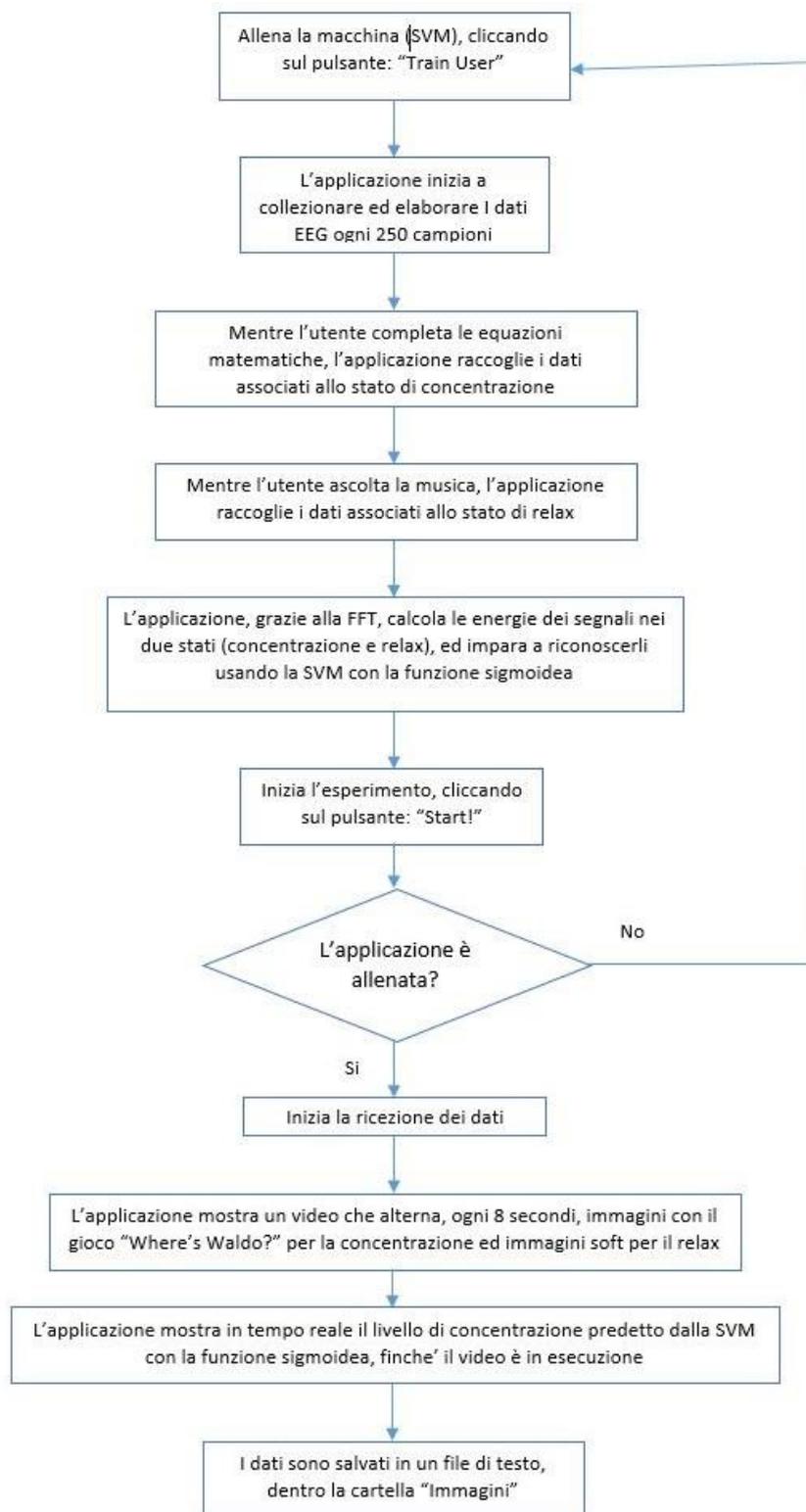


Fig. 4.02 Diagramma di flusso relativo al funzionamento dell'applicazione.

Questa applicazione si basa principalmente su 3 attività o pagine: "MainPage", "Relax" e "Concentration"; cominciamo col parlare della "MainPage" osservandone il layout ("MainPage.xaml") in Figura 4.03:

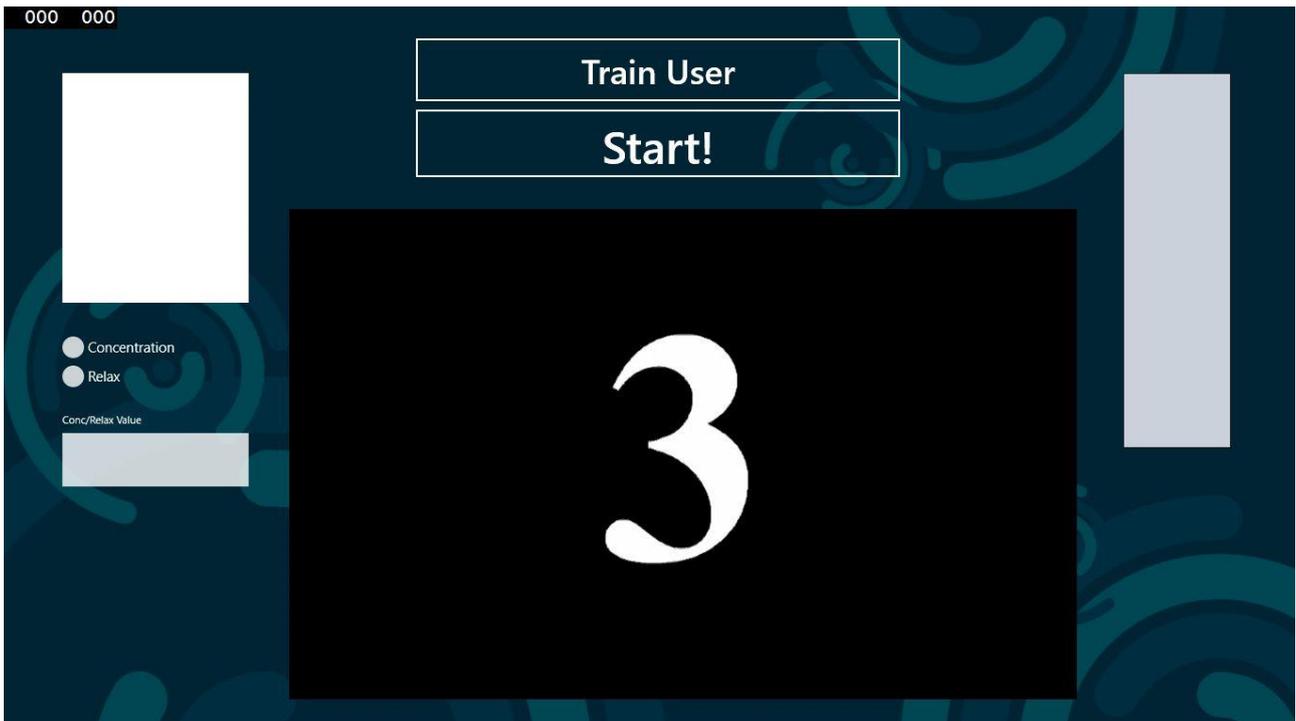


Fig. 4.03 Layout della MainPage dell'applicazione.

Si nota la presenza di 2 pulsanti: "Train User", che apre la pagina per addestrare la macchina a riconoscere il livello di concentrazione dell'utente, e "Start!", che fa partire un video sottostante al pulsante. Tale video, che può cominciare solo dopo aver effettuato l'addestramento, è stato inserito per verificare il funzionamento dell'applicazione in quanto serve per valutare il livello di concentrazione: infatti in questo video si alternano, ogni otto secondi, immagini per aumentare la concentrazione con immagini che servono a rilassarsi; sulla concentrazione, le immagini utilizzate sono quelle del gioco "Where's Waldo", come nella foto a sinistra della Figura 4.04. Invece per il relax, le immagini utilizzate sono tramonti e gatti, come nella foto a destra sempre di Figura 4.04.

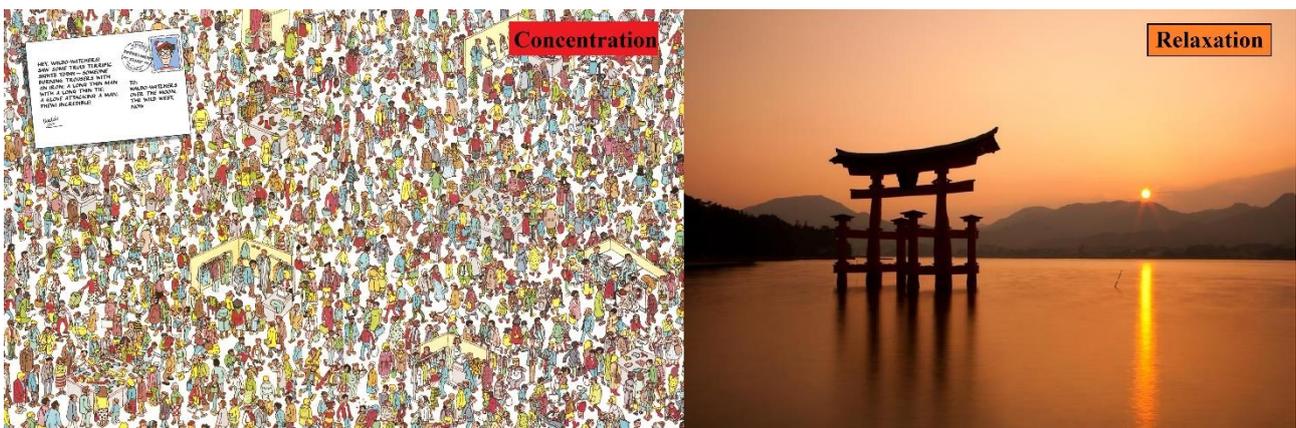


Fig. 4.04 Esempio di immagini usate durante l'esperimento per valutare il livello di concentrazione

Durante la visualizzazione del video, l'applicazione rileva il livello di concentrazione del soggetto e lo mostra quantitativamente a sinistra nel TextBox più in basso e qualitativamente a destra del video tramite la sovrapposizione dinamica di due rettangoli, come si può vedere in *Figura 4.05*:

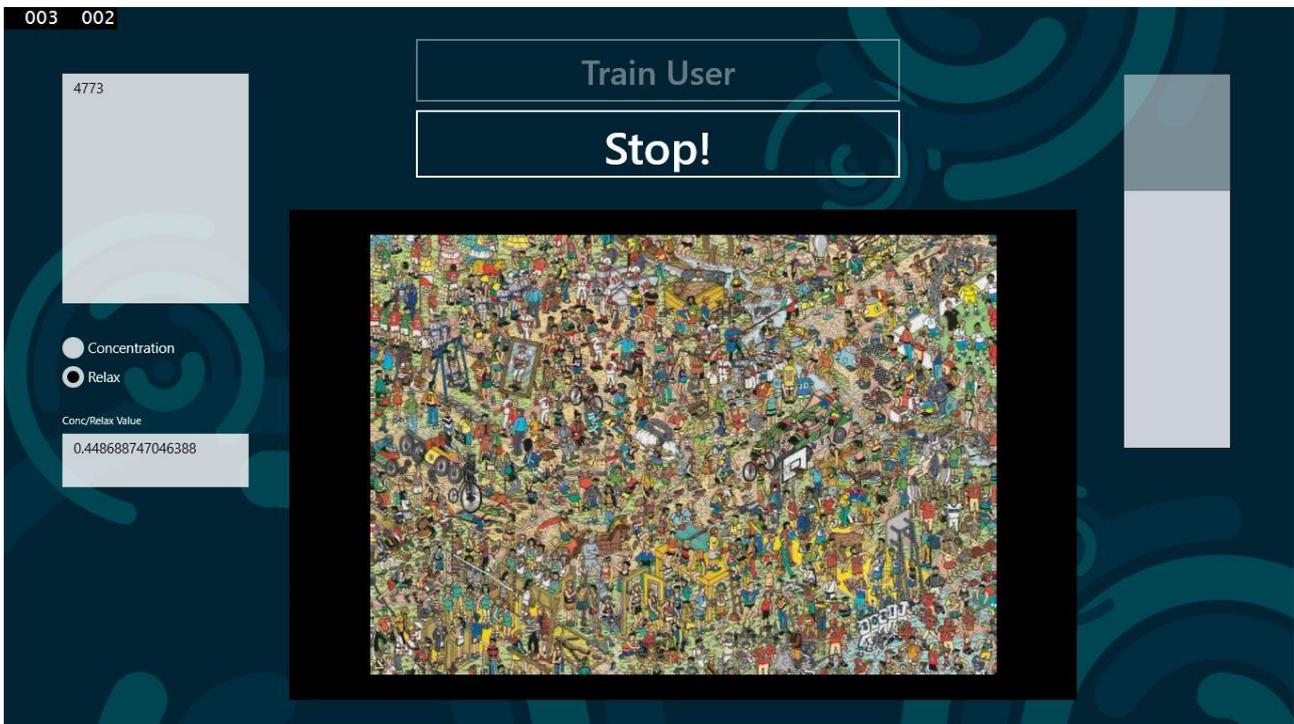


Fig. 4.05 MainPage dell'applicazione durante la riproduzione del video.

C'è poi il TextBox più in alto a sinistra che mostra il conteggio dei dati rilevati, e i due RadioButton che sono switchati dall'uno all'altro in tempo reale, a seconda se il livello di concentrazione è maggiore o inferiore ad una soglia di 0.5.

I dati, oltre che essere visualizzati in tempo reale, sono anche salvati in un file di testo dentro il folder di Windows: "Immagini"; ho così realizzato il seguente m-file di Matlab che consente di rappresentarli in tre plot, uno al naturale e gli altri due con diversi tipi di filtri digitali applicati (a media mobile e di Butterworth):

```
fid=fopen('DatiConc.txt','r');           %Apro il file DatiConc.txt in cui sono
contenuti i dati relativi al liv. di concentrazione
[sig,count]=fscanf(fid,'%f');          %Legge i dati contenuti nel file di testo e li
trasforma in un array "sig"
t=linspace(0,54,count);                %Creo l'asse delle ascisse, in base al numero di
campioni ottenuti
m=mean(sig);
s=0:0.001:0.7;
t1=6; t2=14; t3=22; t4=30; t5=38; t6=46;          %tempi corrispondenti al cambio
conc./relax nel video

%Applico due diversi tipi di filtro al segnale
b1=ones(1,3)/3;
a1=1;
sigAM=filter(b1,a1,sig);              %Filtro a media mobile su 40 campioni

ft=6;          %Hz Frequenza di taglio
```

```

omega=(ft*2*pi)/length(t); %rad/sample      Pulsazione corrispondente
order=4; %Ordine filtro
[b2,a2] = butter(order,omega); %Filtro di Butterworth
sigB = filtfilt(b2,a2,sig);

%Plot dei dati
figure
subplot(3,1,1),plot(t,sig),xlabel('Time (s)'),ylabel('Signal Energy'),title('EEG
Raw Data 1'),hold on
plot(t1,s);plot(t2,s);plot(t3,s);plot(t4,s);plot(t5,s);plot(t6,s);plot(t,m);
subplot(3,1,2),plot(t,sigAM),xlabel('Time (s)'),ylabel('Signal
Energy'),title('EEG Data 1 with Average Mobile Filter'),hold on
plot(t1,s);plot(t2,s);plot(t3,s);plot(t4,s);plot(t5,s);plot(t6,s);plot(t,m);
subplot(3,1,3),plot(t,sigB),xlabel('Time (s)'),ylabel('Signal
Energy'),title('EEG Data 1 with Butterworth Filter'),hold on
plot(t1,s);plot(t2,s);plot(t3,s);plot(t4,s);plot(t5,s);plot(t6,s);plot(t,m);

```

Vediamo adesso parti del codice C# che compone la MainPage della mia applicazione; dopo aver inizializzato la pagina, creando variabili e costruttori, e la connessione Bluetooth con il dispositivo EEG attraverso il profilo GATT corrispondente al device (che sono istruzioni piuttosto standard e che quindi non riporterò), l'applicazione, dopo essere stata addestrata a valutare il livello di concentrazione ed in seguito alla pressione del pulsante "Start!" che farà partire il video, leggerà il valore dell'energia del segnale EEG e lo convertirà nel relativo livello di concentrazione. Quindi creerà il file di testo "DatiConc.txt" (che sarà poi usato in Matlab per visualizzare i relativi plot) in cui inserirà i dati ottenuti, oltre a renderli subito visibili in tempo reale sulla MainPage stessa:

```

//Metodo che viene richiamato durante la creazione della pagina e che crea il file .txt
public async void CreatePrincipalDataFolder()
{
//Creo il File di testo DatConc.txt in cui saranno inseriti I dati sulla concentrazione
StorageFile stFileCreate = await KnownFolders.PicturesLibrary.CreateFileAsync("DatiConc.txt",
CreationCollisionOption.ReplaceExisting);
}

//Metodo che gestisce I dati sulla concentrazione
private async void OnDataChangePlayer1(GattCharacteristic sender, GattValueChangedEventArgs
args)
{
//Apre il file di testo DatiConc.txt
StorageFile stFile = await KnownFolders.PicturesLibrary.GetFileAsync("DatiConc.txt");

//Crea la variabile data che di volta in volta corrispondera' ai valori ricevuti dal device
EEG
var data = new byte[args.CharacteristicValue.Length];
DataReader.FromBuffer(args.CharacteristicValue).ReadBytes(data);
intval = data[1] << 8 | data[2]; //Inserisce determinati valori di data in intval
//Sono messi solo i valori di data contenenti l'EEG, in quanto data contiene anche i
//dati relativi al riconoscimento del service del GATT
//Converte I valori di intval in un valore di tensione
val = (float)(intval * 0.53644 * Signal.GAIN);

//Esegue i seguenti programmi se il tasto "Start!" e' stato pigiato, quindi mentre il video
e' in esecuzione
if (gameInProgress)
{
p1DataCount++;
//Aggiunge i campioni di val al buffer dell'utente
playerOneBuffer.Add(val);
}
}

```

```

p1CurrentPrediction = PlayerOne.predict(playerOneBuffer); //livello di concentrazione
del segnale, ottenuto utilizzando il metodo predict dell'oggetto PlayerOne che fa parte della
classe Player
//Mi aspetto un valore di concentrazione tra 0 ed 1.
rec1.Height = p1CurrentPrediction * 400; //Controlla l'altezza del rettangolo a destra
nella MainPage
p1CurrentPrediction *= SCALING_FACTOR;

TB1.Text = p1DataCount.ToString(); //Invia il conteggio dei campioni al TextBox in alto a
sinistra della MainPage

ConcTB.Text = Convert.ToString(p1CurrentPrediction); //Invia il livello di concentrazione al
TextBox in basso a sinistra della MainPage

//Switch dei RadioButton a seconda se il livello di conc è maggiore o inferiore a 0.25
if (p1CurrentPrediction < 0.25)
{
    ConcRB.IsChecked = true;
    RelaxRB.IsChecked = false;
}
else
{
    ConcRB.IsChecked = false;
    RelaxRB.IsChecked = true;
}
//Salva i dati in DatiConc.txt
await FileIO.AppendTextAsync(stFile, p1CurrentPrediction.ToString() + "\r\n");
}
}

```

Vediamo quindi il codice relativo ai due pulsanti:

```

//Metodo che gestisce il pulsante "Train User"
private void bRunTraining_Click(object sender, RoutedEventArgs e)
{
    if (PlayerOneBt != null) //Esegue le successive istruzioni solo se c'è il collegamento
    bluetooth con l'utente (PlayerOneBt)
    PlayerOneBt.Characteristic.ValueChanged -= OnDataChangePlayer1;
    //Naviga alla pagina "Concentration"
    this.Frame.Navigate(typeof(Concentration), new object[] {PlayerOne, PlayerOneBt});
}

//Metodo che gestisce il pulsante "Start!"
private async void bStartGame_Click(object sender, RoutedEventArgs e)
{
    if (gameInProgress) //Esegue le seguenti istruzioni se il video è già in esecuzione, per
    metterlo in pausa
    {
        videoME.Pause(); //Metto il video in pausa
        //Blocco momentaneamente l'acquisizione e conversione dei dati
        gameInProgress = false;
        bStartGame.Content = "Start!"; //Cambio ciò che è visualizzato sul pulsante
        timer.Stop();
        bRunTraining.IsEnabled = true; //Abilito il pulsante "Train User"
    }
    else
    {
        if (PlayerOne.IsTrained()) //Esegue le seguenti istruzioni se l'app è già stata allenata,
        per far partire l'acquisizione ed elaborazione dei dati
        {
            videoME.Play(); //Inizia riproduzione del video
        }
    }
}

```

```

//Inizio con acquisizione ed elaborazione dati
gameInProgress = true;
bStartGame.Content = "Stop!"; //Cambio cio' che e' visualizzato sul pulsante
bRunTraining.IsEnabled = false; //Rendo l'altro pulsante non cliccabile

StartTimer(); //Avvio il timer
}
Else //Le seguenti istruzioni sono eseguite cliccando sul bottone senza aver fatto il "Train
User"
{
//Faccio apparire un messaggio a video in cui si richiede di fare l'allenamento prima di far
partire il video
MessageBox md = new MessageBox("You Need To Train Before To Start ");
bool? result = true;
md.Commands.Add(
new UICommand("OK", new UICommandInvokedHandler((cmd) => result = true)));
await md.ShowAsync();
}
}

```

Come si può vedere sopra, i dati sono elaborati attraverso il metodo “predict” della classe “Player”:

```

public double predict(List<float> signal)
{
//Create un oggetto segnale “sig” dalla classe Signal
Signal sig = new Signal();
sig.setEEGDataReals(signal.ToArray(), Signal.DEFAULT_FS);

//Faccio la Fast Fourier Trasformation sul segnale
sig.getFFT();
//Trovo le energie d'interesse (onde alpha e beta)
float alpha_e = sig.calculateEnergy(alphaLim[0], alphaLim[1]);
float beta_e = sig.calculateEnergy(betaLim[0], betaLim[1]);

//inserisco tale dati in “sample” come double
List<Double> sample = new List<double>();
sample.Add(alpha_e);
sample.Add(beta_e);

//Restituisco il valore predetto
return mSVM.predict(sample);
}

```

Cliccando sul pulsante “Train User”, si allena la macchina a riconoscere il livello di concentrazione, giungendo alla pagina “Concentration”, *Figura 4.06*:

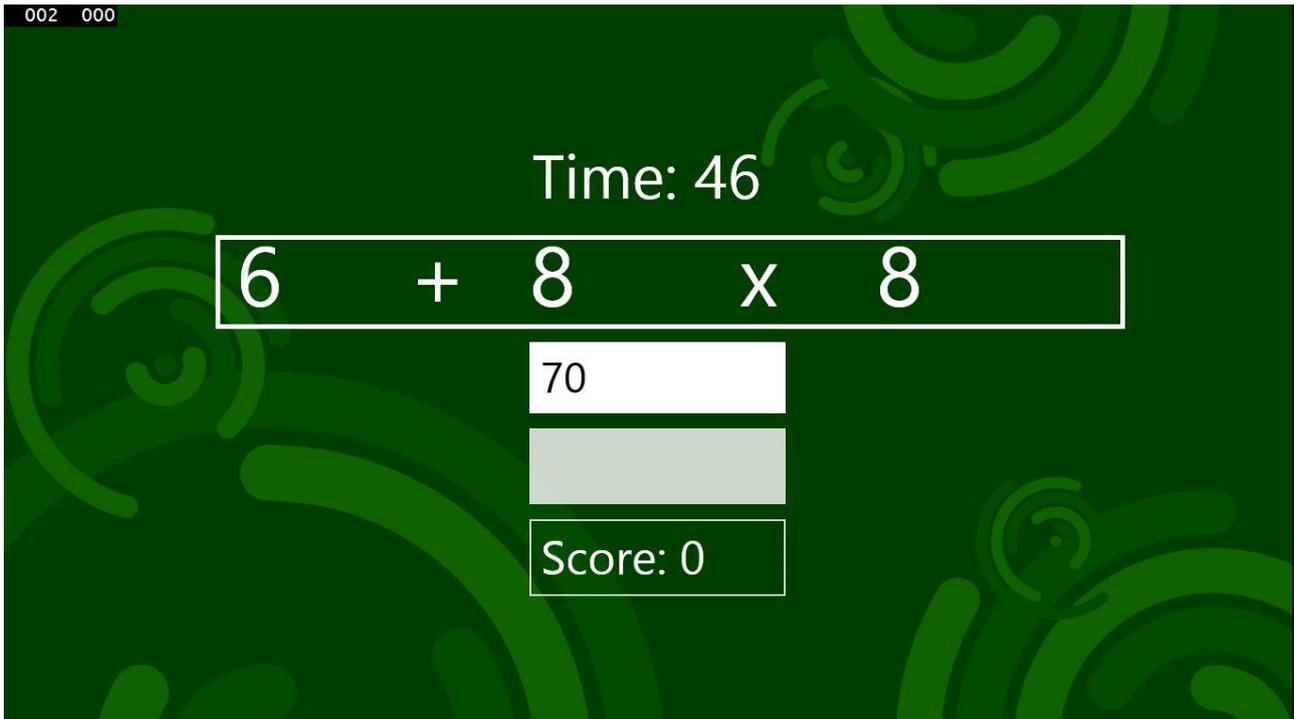


Fig. 4.06 Layout della pagina "Concentration".

Per sviluppare la concentrazione in un soggetto, l'applicazione gli farà svolgere semplici equazioni matematiche per 1 minuto, acquisendo contemporaneamente anche il segnale EEG dal dispositivo.

Per quanto riguarda il codice relativo a tale pagina, la parte iniziale comprende la creazione di tali equazioni in maniera casuale, ed il controllo se la risposta dell'utente è corretta o meno:

```

rand = new Random();
//Creo tre numeri con valore tra 1 e 13 casualmente
first_Num.Text = rand.Next(1, 13).ToString();
second_Num.Text = rand.Next(1, 13).ToString();
third_Num.Text = rand.Next(1, 13).ToString();

//Creo gli operatori casualmente (+,- oppure *)
int op1 = rand.Next(1, 4);
int op2 = rand.Next(1, 4);

if (op1 == 1)
first_Op.Text = "+";
else if (op1 == 2)
first_Op.Text = "-";
else if (op1 == 3)
first_Op.Text = "x";

if (op2 == 1)
second_Op.Text = "+";
else if (op2 == 2)
second_Op.Text = "-";
else if (op2 == 3)
second_Op.Text = "x";

//Converto da stringhe ad interi i tre numeri
n1 = int.Parse(first_Num.Text);
n2 = int.Parse(second_Num.Text);
n3 = int.Parse(third_Num.Text);

```

```

//Calcolo il risultato dell'equazione, considerando ogni possibile accoppiamento, nella
variabile total, che sara' inserita nel TextBlock ("test2_box") dopo che l'utente avra'
risolto l'equazione
if (first_Op.Text == "+" && second_Op.Text == "+")
{
total = n1 + n2 + n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "+" && second_Op.Text == "-")
{
total = n1 + n2 - n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "+" && second_Op.Text == "x")
{
total = n1 + (n2 * n3);
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "-" && second_Op.Text == "-")
{
total = n1 - n2 - n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "-" && second_Op.Text == "+")
{
total = n1 - n2 + n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "-" && second_Op.Text == "x")
{
total = n1 - (n2 * n3);
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "x" && second_Op.Text == "x")
{
total = n1 * n2 * n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "x" && second_Op.Text == "+")
{
total = (n1 * n2) + n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else if (first_Op.Text == "x" && second_Op.Text == "-")
{
total = (n1 * n2) - n3;
test2_box.Text = total.ToString();
}
else
{
total = 0;
}

//la variabile answer e' l'input inserito dall'utente, quindi la risposta
bool res = int.TryParse(answer_Box.Text, out answer);

if (res == false)
{
//Semplice controllo per verificare che l'utente abbia inserito una risposta prima di
continuare
answer_Box.Text = "";
}

```

```

//Caso di risposta corretta
if (total == answer)
{
answer = 1;
test_box.Text = "Correct";
//Coloro di verde il TextBlock
test_box.Background = new SolidColorBrush(Windows.UI.Colors.LightGreen);
}
// Caso di risposta sbagliata
else
{
answer = 0;
test_box.Text = "Wrong";
//Coloro di rosso il TextBlock
test_box.Background = new SolidColorBrush(Windows.UI.Colors.MediumVioletRed);
}

```

Durante la risoluzione delle equazioni, sono raccolti i dati, in maniera analoga a quanto visto nella MainPage:

```

var data = new byte[args.CharacteristicValue.Length];
DataReader.FromBuffer(args.CharacteristicValue).ReadBytes(data);
intval = data[1] << 8 | data[2];
val = (float)(intval * 0.53644 * Signal.GAIN);

//Controllo se sto effettivamente collezionando i dati primi di procedere
if (collectData)
{
//Metto i valori prelevati in un contenitore di 250 campioni max
dataBuffer[dataCounter] = val;
//Controllo se ho raggiunto I 250 campioni nel buffer, in tal caso lo azzero
if (dataCounter == 249)
{
dataCounter = 0;

await this.Dispatcher.RunAsync(Windows.UI.Core.CoreDispatcherPriority.Normal, () =>
{
//Aggiungo i 250 campioni contenuti nel buffer, all'addestramento relativo alla conc
trainedPlayer.addTrainingSample(LearningSVM.CONC_LABEL, dataBuffer, Signal.DEFAULT_FS);
dataBuffer = new float[250];
});
}
Else
//Incremento il contatore del buffer
dataCounter++;
}

```

Finito il minuto di concentrazione, si passa alla parte di raccolta dati relativi alla fase di rilassamento dell'utente (Figura 4.07):

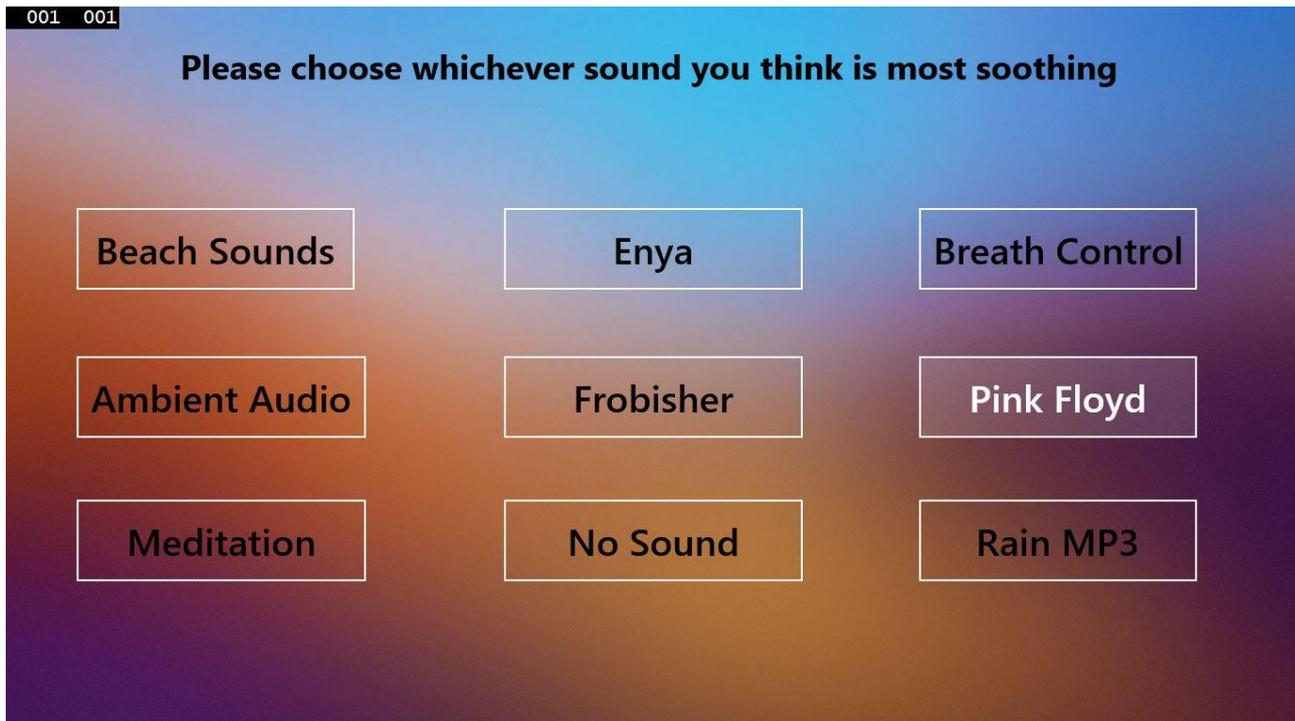


Fig. 4.07 Layout della pagina "Relax".

In questo caso l'utente seleziona una tra le 9 differenti musiche presente nella pagina "Relax" e l'ascolta per un minuto cercando di rilassarsi il più possibile; ovviamente nel frattempo l'applicazione continuerà la sua raccolta di dati.

Vediamo quindi, come esempio, il codice dietro al cliccare il pulsante Pink Floyd:

```
private void PinkFloydButton_Click(object sender, RoutedEventArgs e)
{
    collectData = true; //Inizio a collezionare i dati

    DispatcherTimerSetup(); //Avvio un timer, in modo che la canzone duri 1 minuto

    //Modifico il layout in modo da visualizzare solo un'immagine relativa ai Pink Floyd, un
    //TextBlock con visualizzata la scelta fatta ed un bottone che se cliccato mi fa tornare alla
    //MainPage, ed oscurando quindi la visuale di tutti gli altri bottoni
    TEXTBLOCK1.Visibility = Windows.UI.Xaml.Visibility.Collapsed;
    chosenTextbox.Text = "You have chosen: Pink Floyd";
    chosenTextbox.Visibility = Windows.UI.Xaml.Visibility.Visible;
    continue_button.Visibility = Visibility.Visible;

    mygrid1.Background = new ImageBrush
    {
        Stretch = Windows.UI.Xaml.Media.Stretch.UniformToFill,
        ImageSource = new BitmapImage { UriSource = new Uri("ms-appx:///Assets/pinkfloydpic.jpg") }
    };

    BeachButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
    MusicButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
    BreatheButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
    AmbientButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
    PinkFloydButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
    NoSoundButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
    FrobisherButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
}
```

```

RainButton.Visibility = Visibility.Collapsed;
Guided_MeditationButton.Visibility = Visibility.Collapsed;

//Riproduco la musica dei Pink Floyd
var music6 = new MediaElement()
{
    AudioCategory = AudioCategory.ForegroundOnlyMedia, Source = new Uri(this.BaseUri, "Assets/Gig
in the sky.mp3")
};
mygrid1.Children.Add(music6);
music6.Play();
}

```

Per tutti gli altri pulsanti il codice è più o meno uguale, quindi non lo riporterò.

Il bottone “Continua” che verrà visualizzato mentre la musica è riprodotta mi farà tornare alla MainPage:

```

private void continue_button_Click(object sender, RoutedEventArgs e)
{
    if (btService != null)
        btService.Characteristic.ValueChanged -= OnDataChange;
    this.Frame.Navigate(typeof(MainPage), new object[] { trainedPlayer, btService });
}

```

Anche in questo caso, in maniera assolutamente analoga alla concentrazione, i dati saranno acquisiti durante l’ascolto della musica e saranno poi usati per addestrare la macchina:

```

var data = new byte[args.CharacteristicValue.Length];
DataReader.FromBuffer(args.CharacteristicValue).ReadBytes(data);
intval = data[1] << 8 | data[2];
val = (float)(intval * 0.53644 * Signal.GAIN);

//Controllo se sto effettivamente collezionando i dati primi di procedere
if (collectData)
{
    //Metto i valori prelevati in un contenitore di 250 campioni max
    dataBuffer[dataCounter] = val;
    //Controllo se ho raggiunto I 250 campioni nel buffer, in tal caso lo azzero
    if (dataCounter == 249)
    {
        dataCounter = 0;

        await this.Dispatcher.RunAsync(Windows.UI.Core.CoreDispatcherPriority.Normal, () =>
        {
            //Aggiungo i 250 campioni contenuti nel buffer all’addestramento relativo al relax
            trainedPlayer.addTrainingSample(LearningSVM.REL_LABEL, dataBuffer, Signal.DEFAULT_FS);
            dataBuffer = new float[250];
        });
    }
    Else
    //Incremento il contatore del buffer
    dataCounter++;
}

```

Finito il minuto si ritornerà quindi alla MainPage, in modo da raccogliere i dati relativi al livello di concentrazione mentre si visualizza il video, ma prima di ciò i dati relativi sia alla concentrazione che al rilassamento saranno elaborati dall’applicazione attraverso la classe LearningSVM.cs [22, 23], che

addestrerà la macchina a riconoscere il livello di concentrazione dell'utente in base al segnale EEG rilevato, come spiegato nel paragrafo precedente.

4.4 Risultati

Come detto nel paragrafo precedente, i dati ottenuti, relativi al livello di concentrazione, sono salvati in un file di testo; tramite Matlab è possibile visualizzarne l'andamento nel tempo, in un grafico. Per valutare la correttezza di tale sistema, ho eseguito più test su diversi soggetti, raccogliendo set di dati per ciascuno e valutandone così il livello di concentrazione, grazie anche all'ausilio dei grafici.

In *Figura 4.08* è mostrato, a titolo esemplificativo, uno di questi test relativo ad uno dei soggetti:

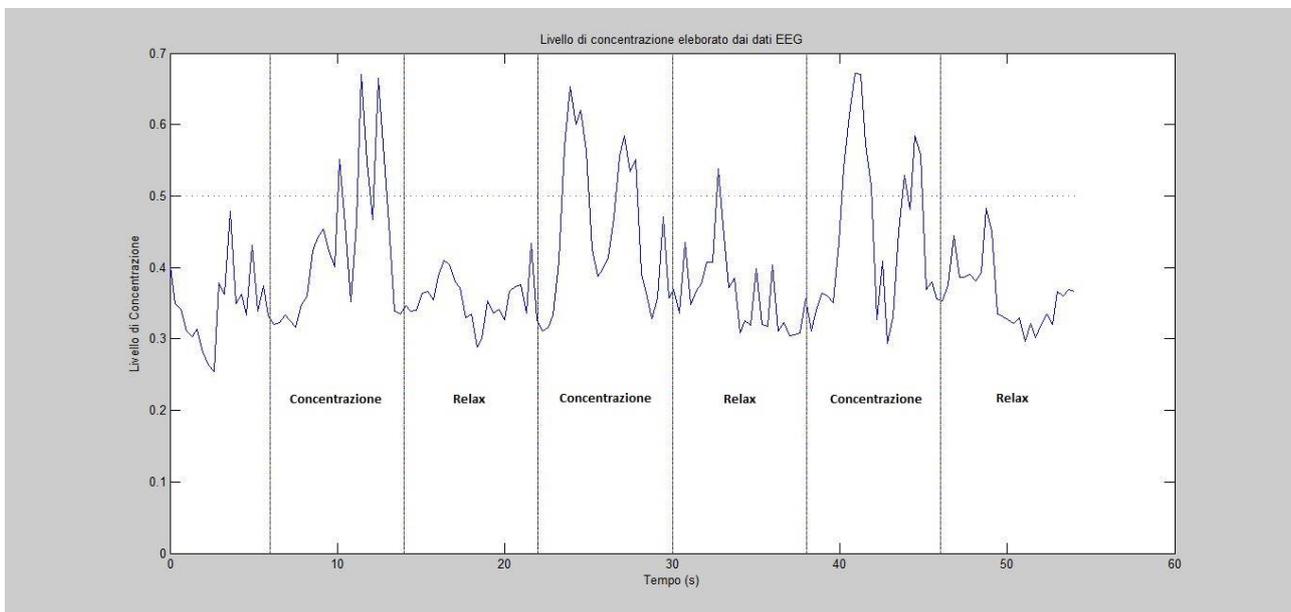


Fig. 4.08 Risultati test sulla concentrazione per un soggetto.

Come si può osservare, nelle ordinate è riportato il livello di concentrazione del soggetto, che in questo caso oscilla tra circa 0.2 (massimo relax) a 0.7 (massima concentrazione), mentre nelle ascisse il tempo in secondi. Sono state inoltre evidenziate, tramite una serie di linee verticali, le zone d'interesse: dopo i primi sei secondi in cui a video compare un conto alla rovescia, comincia il vero e proprio esperimento, con otto secondi di immagini per concentrarsi, seguite da 8 secondi di immagini rilassanti, seguite da altri 8 secondi di immagini per concentrarsi e così via, per un totale di 3 fasi di concentrazione e 3 fasi di rilassamento; è inoltre evidenziata una linea orizzontale al valore di concentrazione di 0.5, corrispondente alla soglia tra concentrazione e relax.

Per rendere il tracciato più chiaro, ho applicato sulla stessa *Figura 4.08* un Filtro Digitale di Butterworth Passa Basso, di ordine 4 e con frequenza di taglio a 15 Hz (*Figura 4.09*):

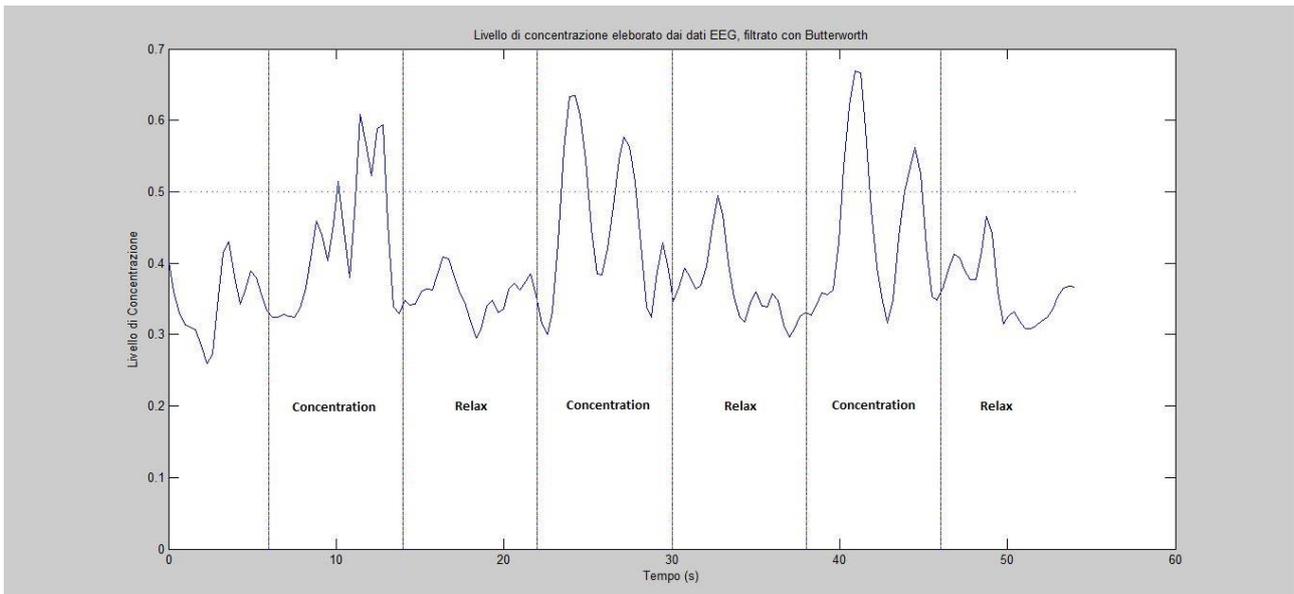


Fig. 4.09 Risultati test sulla concentrazione per un soggetto, con applicato il Filtro Digitale di Butterworth.

In tali dati è possibile osservare la presenza di numerosi picchi superiori al valore di soglia durante la fase di concentrazione, e valori relativamente bassi durante il relax, la qual cosa è in parte ciò che volevo ottenere. In teoria, il risultato perfetto che avrei voluto è un segnale simile ad un'onda quadra, che oscilla tra un'ampiezza massima di 1, relativa al periodo di massima concentrazione, ed un'ampiezza minima di 0, relativa al periodo di massimo rilassamento; quindi, rispetto ai miei dati, avrei voluto un tracciato più stabile ed una maggior marcatura tra le due fasi in esame. Comunque, anche se i risultati ottenuti di fatto non sono precisi al 100%, avendo alcuni valori inferiori alla soglia anche nella fase di concentrazione, è comunque possibile osservare, in tutti i test svolti, picchi elevati durante tale fase e segnale più basso durante il rilassamento; considerando poi tutti i dati, ho ottenuto un valore più alto durante le fasi di concentrazione rispetto alle fasi di rilassamento, in circa il 75% dei test, il che comunque è un buon risultato.

Quindi, risolvendo i problemi relativi alla precisione del segnale EEG, posso dire che tale sistema può essere utilizzato per predire il livello di concentrazione di utente.

Il passo successivo è la "verifica sul campo", cioè osservare la presenza della variazione del livello di concentrazione in soggetti normali ed in soggetti che presentano la disabilità osservata in tale tesi, mentre svolgono una camminata. A seguito di ciò mi aspetterei due importanti risultati:

- Un livello di concentrazione più elevato nelle persone mentre camminano, rispetto a quando sono ferme, il che confermerebbe la mia idea di poter associare direttamente tale livello all'utilizzo delle proprie funzioni cognitive, quali appunto la camminata.
- Un livello di concentrazione più basso nelle persone disabili mentre stanno cercando di muovere la gamba paralizzata, rispetto al movimento della propria gamba sana, il che confermerebbe come la paralisi motoria non dipenda esclusivamente da un problema muscolare, ma anche da una mancanza di quei processi cognitivi associati al movimento e che sono andati persi a seguito di un ictus.

Infine, se tali risultati fossero verificati, il passo finale sarebbe utilizzare tale segnale relativo alla concentrazione come interruttore on/off per l'esoscheletro: se infatti tale segnale risultasse inferiore alla soglia di 0.5, ciò indicherebbe uno stato di relax nel paziente e quindi di scarso utilizzo dei processi cognitivi, ed in questo caso l'esoscheletro rimarrebbe fermo a prescindere dal movimento della gamba sana. In questo modo il paziente dovrà sforzarsi di pensare alla camminata, perché altrimenti l'esoscheletro non si muoverà, e provvederà così esso stesso a ripristinare i propri processi neuro cognitivi danneggiati dall'ictus, in maniera simile a come avverrebbe tramite la riabilitazione neuro cognitiva.

Purtroppo non ho potuto verificare questi ultimi due risultati per:

- Mancanza di un dispositivo EEG migliore.
- Mancanza di pazienti che presentavano una paralisi ad una gamba.
- Perché avevo concluso il mio periodo di ricerca in California.

Però, considerando i risultati ottenuti e la letteratura a riguardo, ritengo siano risultati molto plausibili.

4.5 Problematiche relative al segnale EEG

Come detto nel paragrafo precedente, i risultati ottenuti non sono precisi al 100% in quanto presentano zone in cui il segnale è basso pur essendo in fase di concentrazione, in cui invece ci si aspetterebbe un segnale alto per la maggior parte del tempo.

Il motivo di ciò può essere legato ad una o più di queste ragioni:

- *Il filtro analogico del dispositivo EEG*: bisogna considerare che il segnale EEG ha un'ampiezza molto bassa, nell'ordine di μV , e frequenze nell'ordine dell'Hz; oltre a ciò c'è anche la pelle che ha un'impedenza alta. Quindi se il filtro analogico non è molto buono, il rumore coprirà il segnale e l'SNR sarà dunque piuttosto basso.
- *Il Bluetooth*: la comunicazione Bluetooth è un ottimo mezzo di trasferimento dati in quanto, anche se presenta un'ampiezza di diffusione del segnale un po' limitata, è veloce e consuma poca energia. Il problema di tale mezzo è che potrebbe perdere qualche dato durante lo streaming perché è facile che fattori esterni, come ad esempio il Wi-Fi o addirittura un campo elettromagnetico generato da un filo di rame che conduce corrente, possano interferire con esso.
- *Gli elettrodi*: il segnale non sarà molto buono se l'interfaccia tra fronte ed elettrodo non risulterà essere pulita, oppure se il gel conduttivo posto in tale interfaccia non sarà sufficiente o se presenterà impurità. Inoltre spostando anche involontariamente un po' la fronte, si muoveranno anche gli elettrodi e di conseguenza si creerà il cosiddetto artefatto da movimento, che degenererà il segnale EEG.

- *Il fattore umano*: la concentrazione è un qualcosa di molto soggettivo, quindi, ad esempio, una persona può averne un calo, mentre sta guardando una certa immagine, che altri utenti non hanno, o viceversa. Oppure, considerando questo lavoro di tesi, potrebbe trovare Waldo prima della fine del tempo, avendone così un calo pur essendo ancora in una fase di concentrazione e compromettendo il risultato del test, cosa che è successa.

Considerando questi quattro fattori di errore, è ovvio come il quarto punto sia impossibile da modificare, essendo la componente umana ineliminabile.

Per gli altri tre invece non è così, e sarà possibile migliorarli attraverso elettrodi e gel conduttivo più efficaci, ma soprattutto attraverso l'utilizzo di un miglior dispositivo EEG, considerando che quello usato era un prototipo e presentava alcuni difetti non ancora risolti: ad esempio è successo che mentre l'esperimento era in corso, il dispositivo si disconnetteva senza motivo dal Computer, perdendo così i dati del test in corso.

Capitolo 5

Conclusioni e Sviluppi Futuri

Ricapitolando, in tale lavoro di tesi mi sono dedicato allo sviluppo di un sistema che aiuti la riabilitazione motoria verso pazienti che presentano un arto paralizzato; ho scomposto tale problematica in due aspetti ugualmente importanti, di cui mi sono occupato separatamente data la loro diversità.

Inizialmente quindi mi sono occupato della *Riabilitazione Muscolare Passiva*, che avviene mediante l'utilizzo di un Esoscheletro Robotico il quale, applicato alla gamba paralizzata, muovendosi aiuta i muscoli del paziente a ritrovare il loro tono e quindi consente piano piano all'utente di tornare a camminare in maniera autonoma.

Da principio avevo pensato di controllarlo attraverso un modello dinamico basato sulle equazioni di Lagrange, facendogli eseguire un movimento pre-impostato; lo sviluppo successivo è stato applicare un processo di "mirroring": copiare gli angoli relativi di ginocchia e caviglia dalla gamba sana, tramite l'utilizzo di tre accelerometri, sull'esoscheletro e quindi sulla gamba paralizzata a cui è applicato, in modo da eseguire su di essa una riabilitazione passiva il più naturale possibile, dato che il movimento è appunto prelevato dalla gamba dello stesso utilizzatore.

I risultati ottenuti per il calcolo degli angoli relativi di ginocchio e caviglia risultano essere ottimi, tramite i tre accelerometri; inoltre l'esoscheletro riesce ad eseguire bene movimenti simili a quelli prelevati dalla gamba sana.

Questo sistema potrebbe quindi essere applicabile per la riabilitazione muscolare in persone colpite da ictus, ma anche come supporto alla camminata in tutte quelle persone che, anche per altre cause e patologie come Parkinson o lesioni alla colonna vertebrale, hanno una gamba paralizzata.

Considerando le problematiche riscontrate, tre sono i possibili sviluppi futuri con cui poter migliorare tale sistema:

1. Utilizzo di tre giroscopi, invece dei tre accelerometri, per valutare le inclinazioni degli arti, in quanto questi consentono di avere una precisione maggiore, soprattutto per quanto riguarda il piede.
2. Sostituzione del pistone attuatore per il ginocchio dell'esoscheletro con un motore DC simile a quello utilizzato per la caviglia, che garantisce una miglior risposta ed una maggior precisione e velocità, anche se il costo risulterebbe più elevato, dato che tale dispositivo costa circa 450\$.
3. Utilizzo dei segnali EMG provenienti dai quadricipiti durante la camminata come segnali di inizio copia del passo, in modo da applicare il giusto ritardo nel mirroring, e non più un ritardo standard pre-impostato.

Il secondo problema analizzato è quello relativo alla *Riabilitazione Neuro Cognitiva*, che prevede il ripristino dell'attività motoria di un soggetto attraverso il ripristino di quei processi cognitivi legati

alla camminata e che vengono interrotti a seguito di un Ictus. Ciò potrà sembrare una cosa banale, in quanto una persona normale per camminare è ovvio che sia concentrata, ma non è altrettanto vero per una persona colpita da Ictus: infatti in essa, a causa del danno cerebrale, possono essere compromesse tutte quelle funzioni cognitive che vengono normalmente attivate durante una normale camminata.

Tali processi riabilitativi analizzati, rappresentano due diverse filosofie di pensiero e sono ugualmente importanti; però l'una non esclude l'altra in quanto, a mio avviso, senza il recupero cognitivo è impossibile pensare di riuscire a camminare, pur effettuando il recupero muscolare, e viceversa.

Ho così realizzato un software per Windows in C#, grazie a Visual Studio 2013, che prende un segnale EEG inviato da un sensore, prodotto dalla San Diego State University, attraverso la differenza tra due elettrodi posti in FP1 e FPZ; quindi elabora tale segnale in frequenza, tramite la FFT, e grazie ad un processo di "etichettatura" dei campioni prelevati durante l'addestramento della macchina, tramite la SVM, e all'applicazione di un modello basato su di una sigmoidee, associa all'utente un livello di concentrazione il cui valore varia da 0 a 0.5, corrispondente ad uno stato di relax, e da 0.6 ad 1, corrispondente ad uno stato di concentrazione. Ho verificato quindi il funzionamento di tale applicazione facendo vedere a vari soggetti una successione di diverse immagini che alternano concentrazione a relax ("Where's Waldo?" per valutare la concentrazione, tramonti e gatti per valutare il rilassamento), raccogliendo i dati. I risultati ottenuti sono abbastanza buoni anche se non precisi al 100%, in quanto sono presenti zone in cui il segnale è sotto la soglia di 0.5 pur essendo in una fase di concentrazione, e ciò è dovuto soprattutto al sensore EEG non molto affidabile.

In seguito avrei dovuto valutare la bontà di questa mia teoria attraverso prove pratiche su soggetti sani e su soggetti con una gamba paralizzata, verificando per prima cosa se tale livello di concentrazione così calcolato poteva essere associato all'utilizzo o meno dei processi cognitivi relativi alla camminata, ed in seguito se tale segnale risultasse più basso in quei pazienti con problemi motori, dimostrandomi così che effettivamente il deficit era anche cerebrale e non solo muscolare.

Valutati tali punti, mi rimaneva soltanto da applicare la riabilitazione neuro cognitiva vera e propria, utilizzando il livello di concentrazione come interruttore on/off per l'esoscheletro: in pratica se il segnale rimane sotto la soglia di 0.5, l'utilizzatore risulterà essere rilassato, il che si traduce in assenza di processi cognitivi, ed in questo caso l'esoscheletro rimarrà fermo a prescindere dal movimento della gamba sana; viceversa se concentrato si potrà muovere. In questo modo si "forzerà" l'utilizzatore a cercare di riattivare i processi cognitivi associati alla camminata, in maniera autonoma e naturale, in quanto se non lo facesse l'esoscheletro non si muoverebbe; ciò è in parte quello che fanno con la Riabilitazione Neuro cognitiva.

Purtroppo non ho potuto eseguire tali test sperimentali su soggetti che presentano l'handicap ampiamente descritto in questo mio lavoro, non potendo così confutare tale mia teoria, per mancanza di questi soggetti e soprattutto perché il mio periodo di ricerca alla San Diego State University si era concluso. Però a mio avviso, considerando i risultati ottenuti e la letteratura a

riguardo, tale sistema potrebbe essere usato efficacemente per la riabilitazione da un punto di vista neuro cognitivo; quindi come sviluppo futuro vedo appunto l'esecuzione delle prove pratiche descritte sopra su soggetti adatti, utilizzando però un sensore EEG migliore, ed in seguito, in caso di successo, l'applicazione di tale sistema all'esoscheletro.

Bibliografia

- [1] "Ictus, cause e tipi di Ictus"; [Ictus](#); a cura del Dr. Antonio Griguolo;
- [2] "Stroke"; [Stroke](#); Febbraio 2015; National Heart, Lung and Blood Institute; National Institutes of Health; U. S. Department of Health & Human Services.
- [3] "Stroke"; The Lancet, vol. 371, Issue 9624, 10-16 Maggio 2008; Prof Geoffrey A Donnan, Prof Marc Fisher, Malcolm Macleod, Prof Stephen M Davis.
- [4] "In-Hospital Diagnosis"; [Equipment for diagnosis](#); The New Jersey Comprehensive Stroke Center; University Hospital, Newark, New Jersey.
- [5] [Disease and injury country estimates](#); World Health Organization.
- [6] [L' Emiplegia](#); Centro Fisioterapia Roma.
- [7] "Walkbot exoskeleton rehabilitates stroke survivors"; [Walkbot](#); Jason Falconer; 3 Gennaio 2013.
- [8] "Walkbot Rehabilitation System"; [Walkbot](#).
- [10] "Lokomat" – Functional Robotic Gait Therapy; [Lokomat](#).
- [11] "Lokomat, il robot che insegna a camminare"; [Lokomat](#); Carmen Morrone, Corriere della Sera, 27 Febbraio 2012.
- [12] "LOPES (Lower-extremity Powered ExoSkeleton) project"; [LOPES](#); MIRA, Biomedical Technology and Technical Medicine; Department of Biomechanical Engineering; University of Twente.
- [13] "Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients"; IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007 June 12-15, Noordwijk, Netherlands; Sai K. Banala, Suni K. Agrawal, John P. Scholz.
- [14] Terapia Manuale; Dottor D. Donato; [Fisioterapia Torino](#).
- [15] Robotis e-Manual, Window communication 1.0; [Dynamixel SDK for Windows](#).
- [16] "Arduino IO Package", Matlab class and Simulink blocks for communicating with an Arduino microcontroller board; [Legacy Matlab and Simulink support for Arduino](#).
- [17] C. A. McGibbon, D. E. Krebs, "Discriminating age and disability effects in locomotion: neuromuscular adaptation in musculoskeletal pathology," in Journal of Applied Physiology, 1 January 2014, Vol. 96, no. 1.
- [18] N-H Liu, C-Y Chiang, and H-C Chu. "Recognizing the Degree of Human Attention Using EEG Signals from Mobile Sensors," Sensors, vol.13.8, pp. 10273-10286, 2013.

- [19] N-H Liu, C-Y Chiang, and H-C Chu. "Recognizing the Degree of Human Attention Using EEG Signals from Mobile Sensors," *Sensors*, vol.13.8, pp. 10273-10286, 2013. D.G. Duru, et al. "Assessment of surgeon's stress level and alertness using EEG during laparoscopic simple nephrectomy," *Neural Engineering (NER)*, 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on. IEEE, 2013.
- [20] L. George, et al. "Using scalp electrical bio signals to control an object by concentration and relaxation tasks: design and evaluation," *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2011.
- [21] B. Hamadicharef, et al. "Learning EEG-based spectral-spatial patterns for attention level measurement," *Circuits and Systems, 2009. ISCAS 2009. IEEE International Symposium on*. IEEE, 2009.
- [22] Jason Weston, "Support Vector Machine (and Statistical Learning Theory) Tutorial"; NEC Lab America, Princeton, USA
- [23] "Two-Class Support Vector Machine; creates a binary classification model using the Support Vector Machine algorithm"; [Microsoft Azure SVM](#).
- [24] "La riabilitazione neuropsicologica. Premesse teoriche e applicazioni cliniche"; Anna Mazzucchi, ed. Elsevier, 1999.
- [25] [ROBOTIS e-Manual v1.27.00](#), MX-106T/MX-106R, Robotis.