



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PARMA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA SPECIALISTICA IN INGEGNERIA INFORMATICA

UN SISTEMA DI TRACCIAMENTO E ANALISI DEL
CAMMINO DI PAZIENTI NEUROLOGICI CON
ORTESI DI CAVIGLIA

TRACKING AND MOTION ANALYSIS OF WALKING PATTERNS
FOR NEUROLOGICAL PATIENTS WITH ANKLE-FOOT
ORTHOSIS

Relatore:

Chiar.mo Prof. STEFANO CASELLI

Correlatore:

Dott.ssa LUCIANA FERRARI

Dott. JACOPO ALEOTTI

Tesi di Laurea di:

GIANMICHELE VERDANO

ANNO ACCADEMICO 2009–2010

Ai mie genitori
Mario e Giovanna

Ringraziamenti

Udite, Udite! ce l'ho fatta!...Ebbene sì, sono arrivato alla pagina dei ringraziamenti. Sapete cosa significa?! significa che ormai sono alla fine di questa tesi e che con questa pagina si conclude il mio lavoro. Sì, infatti! con questa pagina si conclude solo il mio lavoro ma non l'affetto che mi lega a tutti coloro che ho conosciuto in questi anni universitari. Se pensi al giorno della tua laurea pensi sicuramente a qualcosa di bello e soddisfacente però, allo stesso tempo, pensi anche a tutte le piccole cose e alle piccole abitudini che hai costruito in questi anni che ti mancheranno. Attenzione! non sto mica dicendo che mi mancherà studiare montagne di libri! sto solo dicendo che mi mancheranno tutti i momenti che hanno caratterizzato in questi anni la mia vita e quella dei miei "colleghe": ridere, scherzare, prendere in giro la Frà (poverina! era l'unica donna..), andare alla macchinetta del caffè... e se proprio necessario...di tanto in tanto, fare qualcosa di serio.

Voglio ringraziare tutti coloro che in questi anni mi hanno accompagnato in questo cammino, dandomi qualcosa di loro e allietando le mie giornate. Voglio innanzitutto ringraziare il Prof. Sefano Caselli e la Dott.ssa Luciana Ferrari che oltre ad avermi dato l'opportunità di svolgere questa tesi mi hanno sostenuto, consigliato, aiutato per tutta la sua durata. Un ringraziamento va anche ai miei correlatori Dott.Ing. Jacolo Aleotti e Dott.Ing. Dario Lodi Rizzini ma soprattutto alla Dott.ssa Ing. Chiara Donetti (sì! perché lei è un po' di tutto...o meglio, come diremmo noi ingegneri, è un ibrido!). Il più grande dei ringraziamenti è rivolto sicuramente ai miei genitori che anche nei momenti più difficili mi hanno motivato e dato tutta la loro fiducia. Voglio ringraziare anche mio cugino Fedele, da sempre mio coinquilino\amico che ha dovuto sopportarmi per tutto questo tempo con i miei mille difetti. Infine, ma non ultimi come importanza, voglio

ringraziare tutti i miei amici che hanno condiviso con me non solo l'università ma anche la vita quotidiana. Insomma, per farla breve, gli amici del dolce cavoleggiare. Sto parlando di Antonio, Stefano, Francesca e dell'ultimo arrivato Michele...senza di voi questi anni non sarebbero stati gli stessi...Grazie a tutti di cuore.

Indice

Ringraziamenti	ii
Introduzione	1
1 Stato dell'arte	4
1.1 Le ortesi passive AFO	4
1.2 Le ortesi attive AFO	5
1.2.1 Active Ankle-Foot Orthoses (AFOs)	6
1.2.2 MIT Ankle-Foot Orthosis	7
1.2.3 University of Michigan Orthoses	7
1.3 Analisi del cammino	8
1.3.1 Outwalk	8
2 Il cammino	11
2.1 Il passo normale	12
2.2 Parametri per la valutazione del cammino	20
2.3 La cinematica del passo	22
2.4 La caviglia e il piede	23
2.4.1 I movimenti di flessione ed estensione	24
2.4.2 I movimenti di abduzione-adduzione	26
2.4.3 I movimenti di rotazione interna-esterna	27
2.5 Problemi nella valutazione delle ortesi in dinamica	27

3	Architettura del sistema	30
3.1	Scelte sensoriali	31
3.1.1	Henesis WiModule 1.0	31
3.1.2	LorAn Engineering L2Sens	32
3.1.3	xSens MTX	34
3.1.4	Confronto tra i sensori analizzati	35
3.2	Modello cinematico	38
3.2.1	Sistema di coordinate del sensore MTx	38
3.2.1.1	Lettura di dati calibrati	38
3.2.1.2	Orientamento del sistema di coordinate	39
3.2.1.3	Output del sensore MTx	40
3.2.2	Modello cinematico dell'AFO	42
3.2.3	Caratterizzazione dell'errore di rotazione	47
3.3	Applicazione software	52
3.4	Validazione del modello	57
3.5	Realizzazione del prototipo	58
3.6	Interfaccia grafica	61
4	Risultati	63
4.1	Raccolta dati e segmentazione	64
4.2	Time warping	66
4.3	Calcolo dei parametri caratteristici del passo	68
4.4	Confronto tra curva media e curva ideale	70
5	Riconoscimento e classificazione del cammino	74
5.1	Support Vector Machine	75
5.2	Impostazione del problema	76
5.3	La libreria LIBSVM	79
5.3.1	Utilizzo della libreria LIBSVM	80
5.4	Risultati	83
	Conclusioni	87

Elenco delle figure

1	Ortesi di caviglia.	3
1.1	AFO articolata e AFO non articolata a confronto	5
1.2	AFO attive.	6
2.1	Ciclo del passo.	12
2.2	Fasi del ciclo del passo.	12
2.3	Divisione ciclo del passo.	13
2.4	Contatto iniziale.	15
2.5	Risposta al carico.	15
2.6	Appoggio terminale.	16
2.7	Pre-oscillazione.	17
2.8	Inizio oscillazione.	17
2.9	Oscillazione media.	18
2.10	Oscillazione terminale.	18
2.11	Ciclo completo del passo.	20
2.12	Gradi di libertà della caviglia.	23
2.13	Posizione di riferimento per la misura dell'angolo di caviglia.	24
2.14	b) e c) rappresentano l'angolo in situazioni di flessione ed estensione.	25
2.15	Variazione dell'angolo di caviglia in un soggetto normale durante la deambulazione (sulle ascisse il passo normalizzato su cento campioni, sulle ordinate l'angolo espresso in gradi).	26
2.16	Ankle foot orthosis.	27

3.1	Henesis WiModule 1.0.	32
3.2	Sistema Free4act.	33
3.3	xSens MTx	34
3.4	Sistema di coordinate S del sensore MTx.	39
3.5	Sensore MTx e sistema di riferimento coordinate mondo.	40
3.6	Posizionamento delle terne sull'AFO mediante la convenzione di Denavit-Hartenberg.	42
3.7	Livelli del CMT.	52
3.8	Funzioni del CMT.	55
3.9	Validazione del modello.	57
3.10	Prima versione del prototipo di ortesi strumentata con sensori MTx.	59
3.11	Seconda versione del prototipo di ortesi strumentata con sensori MTx.	60
3.12	Interfaccia grafica del software realizzato che visualizza in tempo reale l'andamento dell'angolo della caviglia.	62
4.1	Sequenza di passi su un percorso rettilineo.	65
4.2	Tracciamento dell'andamento di caviglia per un singolo passo.	66
4.3	Time warping.	67
4.4	Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per quattro soggetti sani.	70
4.5	Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per quattro soggetti sani.	71
4.6	Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per due soggetti sani.	72
4.7	Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per un soggetto patologico.	72
4.8	Andamento dell'angolo di caviglia in un passo. Confronto tra curva teorica (a) e curva di un soggetto sano con AFO (b).	73
5.1	Iperpiano separatore in \mathbb{R}^2	77
5.2	Pattern non separabili in modo lineare.	78
5.3	Pattern non separabili in modo lineare.	79

5.4	Creazione di un classificatore con overfitting e di un classificatore ottimo (i triangoli e i cerchi pieni rappresentano i dati di training mentre quelli vuoti i dati di test).	82
5.5	Autovalori della matrice di covarianza delle misure degli angoli di caviglia.	85

Elenco delle tabelle

1.1	Statistiche SEM sul protocollo Outwalk.	10
3.1	Tabella riassuntiva delle caratteristiche dei sensori di tracciamento del movimento.	37
3.2	Statistiche relative a 1000 campioni a 50 Hz prima del montaggio sul tutore.	58
3.3	Statistiche relative a 1000 campioni a 100 Hz prima del montaggio sul tutore.	58
3.4	Statistiche fatte su 1000 campioni a 50 Hz dopo il montaggio sul tutore.	61
3.5	Statistiche fatte su 1000 campioni a 100 Hz dopo il montaggio sul tutore.	61
4.1	Caratteristiche fisiologiche dei soggetti coinvolti che hanno partecipato alla sperimentazione.	64
5.1	Cross-validation per il calcolo di C e γ	83
5.2	Cross-validation per il calcolo di C e γ con PCA.	86
5.3	Cross-validation per il calcolo di C e γ con FFT.	86

Introduzione

Le ortesi caviglia-piede, spesso chiamate anche AFO (*Ankle Foot Orthosis*, figura 1), sono prescritte a persone con disabilità per aiutarle nel loro cammino. Nonostante l'uso diffuso di AFO, le loro prestazioni non sono ben valutate. L'analisi della loro efficacia è spesso limitata ad un breve periodo di osservazione clinica che segue la prescrizione dell'ortesi e si basa su una valutazione soggettiva da parte del clinico.

La costruzione di una ortesi di caviglia che meglio si adatta alle alterazioni chinesiologiche del paziente, consente di rendere il cammino più veloce, sicuro ed aumentare l'autonomia del soggetto. L'utilizzo della fibra di carbonio nella costruzione delle ortesi AFO consente la realizzazione di ortesi scheletriche, resistenti e leggere con minimo ingombro. Le ortesi in fibra di carbonio offrono una risposta al terreno con un modulo poco elastico e molto resistente alle forze che lo sollecitano in compressione, torsione e trazione. Tuttavia l'utilizzo della fibra di carbonio presenta dei limiti legati ad un costo elevato, alla difficoltà di lavorazione, all'impossibilità di apportare modifiche ad ortesi ultimata e alla possibilità di rottura nei punti di maggiore sollecitazione.

Una metodologia di valutazione continua e non invasiva applicata al tutore, può consentire il completamento della analisi clinica e può permettere al tecnico ortopedico di ottimizzare la progettazione e la costruzione di una ortesi AFO in fibra di carboni. Le caratteristiche del tutore che possono essere modificate in rapporto alle forze generate dalle alterazioni chinesiologiche del soggetto sono principalmente:

- la possibilità di articolare l'ortesi,
- l'angolo della articolazione tibio-tarsica (angolo della caviglia),
- la rigidità o flessione del materiale,

- l'altezza e la forma della valva posteriore.

L'angolo di caviglia viene identificato come un dato importante per questa valutazione poiché consente di estrarre comportamenti tipici del paziente che indossa l'ortesi. Attraverso l'angolo di caviglia, è possibile osservare come l'andamento di un paziente con alterazioni chinesiolgiche sia confrontabile con quello di un soggetto sano e valutare, se possibile, eventuali interventi nella realizzazione dell'ortesi che possano migliorare la sua efficacia durante il periodo riabilitativo.

Esistono complessi metodi e studi di analisi del cammino che valutano la cinematica del passo ma non esistono sino ad ora strumenti e applicazioni che valutano la cinematica dell'ortesi e del sistema uomo-ortesi.

Obiettivo di questa tesi è quello di creare un sistema di acquisizione che consenta di valutare in maniera continua e non invasiva l'angolo della caviglia di una ortesi AFO articolata e definire come la cinematica dell'ortesi si presenti sia con pazienti sani che patologici.

I sistemi di misura magnetica ed inerziale chiamati anche IMMS (*Inertial and Magnetic Measurement System*), riferiscono le proprie misure di orientazione ad un sistema di coordinate globale basato sulla gravità e il nord magnetico, consentendo di effettuare misure al di fuori dei laboratori in ambienti quotidiani. Inoltre, grazie alla loro portabilità e al costo contenuto, si prestano bene nella realizzazione di questo progetto, in quanto forniscono dati precisi e di lunga durata solitamente ottenuti con sistemi ingombranti e costosi (per esempio il sistema VICON [1]).

La tesi è strutturata nel seguente modo :

1. Nel capitolo 1 verrà discusso lo stato dell'arte delle ortesi AFO attive e passive, ponendo l'attenzione anche sui nuovi protocolli che consentono di eseguire una calibrazione dei dispositivi IMMS per l'analisi del movimento.
2. Nel capitolo 2 verrà descritta la letteratura al riguardo del passo normale e della cinematica del passo. Verranno inoltre introdotti i vantaggi dovuti all'utilizzo delle ortesi AFO nei pazienti con esiti chinesiolgici e descritti i problemi nella realizzazione delle ortesi dinamiche in carbonio, ed i parametri su cui è possibile agire.

3. Nel capitolo 3 si descriverà l'architettura del sistema, discutendo le caratteristiche delle varie unità sensoriali analizzate e motivando la scelta del sensore utilizzato per lo sviluppo del prototipo. Verrà inoltre presentato il modello cinematico calcolato per l'implementazione del prototipo e l'applicazione software sviluppata.
4. Nel capitolo 4 si descriverà come i dati ottenuti dal sistema realizzato sono stati elaborati ed utilizzati per valutare l'efficacia dell'AFO indossata sia da pazienti sani che patologici.
5. Nel capitolo 5 si descriverà un sistema di riconoscimento del passo realizzato utilizzando le *Support Vector Machine* (SVM) e le curve descriventi l'andamento del passo dei vari soggetti ottenute in precedenza.
6. Nel capitolo 6 verranno discussi i risultati ottenuti, traendone le conclusioni e individuando possibili scenari futuri.



Figura 1: Ortesi di caviglia.

Capitolo 1

Stato dell'arte

1.1 Le ortesi passive AFO

Da quarant'anni le ortesi caviglia-piede vengono utilizzate per far fronte alle debolezze e spasticità del giunto di caviglia. Principalmente esistono due tipi di AFO:

- AFO non articolate
- AFO articolate

Le ortesi non articolate (figura 1.1a) vengono utilizzate in condizioni di debolezza o assenza dei flessori plantari e dorsali di caviglia, pesanti spasticità, debolezza degli estensori di ginocchio e mancanza della sensazione propriocettiva.

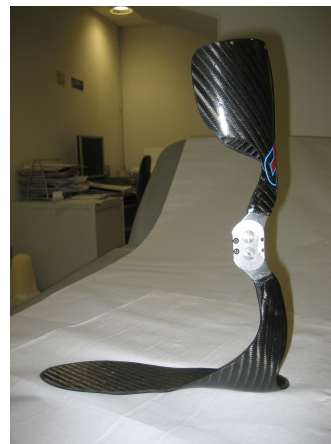
Le ortesi AFO non articolate, come suggerito dal nome, sono dotate di un design rigido che ha l'obiettivo di bloccare tutti i movimenti del complesso caviglia-piede su tutti i piani. Solitamente queste ortesi sono fabbricate in polipropilene o carbonio ed hanno l'effetto di supportare il momento dorsiflessorio prodotto dalla forza di reazione al suolo sulla caviglia fornendo una forza applicata sullo strap del tibiale e diretta posteriormente, che previene o controlla il movimento relativo della tibia sopra il piede. In questa maniera è la rigidità propria dell'AFO a produrre un momento plantiflessorio che si oppone a quello presente sul giunto generato dalla forza di reazione al suolo.

Le ortesi articolate invece permettono il movimento della caviglia in flessione plantare e dorsale, ma blocca l'articolazione nei piani frontale e trasverso impedendone la

prono-supinazione e l'inversione-eversione. Sebbene il movimento sia apparentemente libero nel piano sagittale, in realtà è vincolato da una limitazione del range articolare realizzata per mezzo di alcuni fermi. Questi fine corsa sono fissati in base alle caratteristiche e alle necessità del paziente. Le ortesi AFO non articolate sono di solito realizzate in metallo o in materiali plastici come in figura 1.1b.



(a) AFO non articolata.



(b) AFO articolata.

Figura 1.1: AFO articolata e AFO non articolata a confronto

Oltre alle ortesi sopra elencate definite anche ortesi passive, nel tempo è stata sviluppata un'altra famiglia di ortesi che prende il nome di ortesi attive.

1.2 Le ortesi attive AFO

Le ortesi attive hanno l'obiettivo di rendere la deambulazione più naturale ed efficace di quello che sarebbe possibile ottenere con le tradizionali ortesi passive. In molti decenni da quando i ricercatori hanno iniziato ad esplorare i metodi di realizzazione delle ortesi attive, il loro sviluppo è progredito da dispositivi di complessa ricerca sino a divenire prodotti quasi commercializzati.

La ricerca nel campo delle ortesi attive ha inizio alla fine del 1960, quasi in parallelo tra un certo numero di gruppi di ricerca negli Stati Uniti e nella ex Jugoslavia. Tuttavia, il primo è stato principalmente focalizzato sullo sviluppo di tecnologie per aumenta-



Figura 1.2: AFO attive.

re le capacità delle persone normodotate, spesso per scopi militari, mentre il secondo era intento a sviluppare tecnologie di assistenza per persone disabili. Nonostante le differenze di destinazione d'uso, questi due campi hanno affrontato molte problematiche comuni, in particolare legati alla portabilità e l'interfacciamento a stretto contatto con un operatore umano. A differenza delle ortesi passive, quelle attive controllano attivamente le articolazioni dei dispositivi non limitandosi al semplice accoppiamento meccanico che esiste nei dispositivi commerciali più comuni di assistenza. Le coppie e le forze agenti sulla meccanica, in opportune fasi del ciclo del passo, possono consentire agli utenti di camminare in modo più naturale ed efficiente di quanto si possa ottenere utilizzando dispositivi passivi. Inoltre, i dispositivi portatili forniscono allo stesso tempo sia assistenza che terapia, una proprietà estremamente desiderabile in riabilitazione.

Di seguito verrà fatta una rassegna e verrà discusso lo stato dell'arte di quelli che sono le ortesi attive di caviglia (AFO).

1.2.1 Active Ankle-Foot Orthoses (AFOs)

La prima ortesi di caviglia attiva è stato presentato nel 1981 dalla Jaukovic presso l'Università di Titograd nella ex Jugoslavia [2]. Il dispositivo era costituito da un

motore a corrente continua montato sullo stinco di chi la indossa, per assistere alla flessione/estensione della caviglia attraverso alcuni mezzi di trasmissione non chiari.

1.2.2 MIT Ankle-Foot Orthosis

Il MIT Biomechanics Lab [3] ha sviluppato un'ortesi caviglia-piede attiva (figura 1.2a) per assistere il cammino di pazienti con piede cadente, un deficit che interessa molte persone che hanno manifestato un ictus, o affetti da sclerosi multipla o paralisi cerebrale. Il dispositivo consiste di una versione modificata delle ortesi di caviglia passive con l'aggiunta di un attuatore per consentire la variazione di impedenza di flessione/estensione della caviglia, regolato in base alla forza esercitata con il terreno e dati di posizione dell'angolo. Negli studi clinici, l'AFO MIT attivo ha dimostrato di migliorare la deambulazione dei pazienti con piede cadente aumentando la velocità del cammino e migliorando la simmetria con la gamba sana. Il dispositivo tuttavia, è stato costruito per lo più come uno strumento sperimentale e richiede un ulteriore lavoro per renderlo portatile.

1.2.3 University of Michigan Orthoses

Dan Ferris's Lab presso l'Università del Michigan ha prodotto un certo numero di ortesi attiva, concentrandosi in particolare su apparecchi di riabilitazione per essere utilizzati durante la terapia [4, 5]. Di conseguenza, questi dispositivi non sono destinati ad essere completamente portatili, e sono per lo più a comando pneumatico collegati ad un compressore fermo. Gli attuatori pneumatici usati sono muscoli artificiali e sono montati su gusci in fibra di carbonio e polipropilene. L'ortesi attiva AFO prevede una coppia agonista/antagonista di muscoli creata attraverso un unico attuatore che effettua la flessione plantare (figura 1.2b).

Il dispositivo è stato testato su sei soggetti affetti da lesione cronica incompleta del midollo spinale facendoli camminare a bassa velocità ($0,54 \text{ m/s}$) con un sostegno parziale del peso corporeo (30% o 50% a seconda della capacità dei singoli). I risultati hanno mostrato che attraverso l'utilizzo della ortesi attiva è possibile fornire una mag-

giore flessione plantare al termine della fase di appoggio.

1.3 Analisi del cammino

L'analisi cinematica 3D del cammino è ad oggi limitata ad alcuni centri di riferimento, dove sono disponibili laboratori dedicati per l'analisi del movimento attraverso l'utilizzo di sistemi molto ingombranti e costosi ma che forniscono una elevata precisione nella rivelazione del movimento (vedi VICON [1]). All'interno di un laboratorio, si tenta di misurare la capacità deambulatoria di un soggetto nel migliore modo possibile, ma la camminata del paziente può essere condizionata sia dallo stress causato dagli operatori che dall'ambiente "artificiale" del laboratorio. I Sistemi di Misura Magnetici ed Inerziali (Inertial and Magnetic Measurement Systems – IMMS) possono ovviare a queste limitazioni grazie alla loro portabilità e al loro costo contenuto. Inoltre, poiché i sensori che compongono gli IMMS riferiscono le proprie misure di orientazione ad un sistema di coordinate globale basato sulla gravità ed il nord magnetico, è possibile effettuare misure di lunga durata fuori dal laboratorio, in ambienti quotidiani, come ad esempio la palestra in cui viene eseguita la riabilitazione oppure un giardino. Per potere sfruttare le potenzialità degli IMMS, il Centro Protesi INAIL ha recentemente proposto un protocollo denominato "Outwalk" [6, 7] per misurare la cinematica 3D del cammino attraverso l'IMMS prodotto da Xsens Technologies [8].

1.3.1 Outwalk

Outwalk è un protocollo innovativo che permette di eseguire un'analisi cinematica di tronco, pelvi ed arti inferiori durante il cammino, al di fuori del tradizionale laboratorio di analisi del movimento, ovvero in contenuti tipici della vita quotidiana. Il protocollo è stato sviluppato per essere applicabile sia ad amputati che a soggetti con spasticità. Per la misura della cinematica delle articolazioni tronco-pelvi, anche, ginocchia e caviglie, Outwalk richiede il posizionamento di otto sensori su torace, pelvi, cosce, gambe, e piedi. I sistemi di riferimento anatomici richiesti per la misura della cinematica del-

le articolazioni tronco-pelvi, anche, e caviglie sono definiti ed agganciati ai sensori applicati sui segmenti, attraverso l'acquisizione di una postura statica che può essere sia eretta sia supina. Per le ginocchia, i sistemi di riferimento sono basati sulla stima funzionale dell'asse medio di rotazione del ginocchio, che può essere ottenuta sia attivamente, in postura eretta, sia passivamente, in postura supina.

Prima della sperimentazione clinica di Outwalk, è stata condotta una sperimentazione su 4 soggetti sani (età: 26-31 anni). In questa sperimentazione, la cinematica di 14 distinti cicli del passo di ciascun soggetto è stata misurata in modo sincrono dai due protocolli CAST e Outwalk. CAST rappresenta il protocollo standard di riferimento per l'analisi del movimento attraverso sistemi di motion capture basati su visione. Un confronto tra i due protocolli consente di calcolare l'errore commesso nella misura utilizzando Outwalk in sostituzione ai classici sistemi di visione.

La tabella 1.1 mostra i valori dell'errore standard di misura (SEM) dei 14 parametri più significativi dei 36 esaminati per la validazione del protocollo, sia per il lato sano che quello protesico. I SEM mostrati considerano sia l'errore casuale che quello sistematico, causato dalla riapplicazione di Outwalk da parte di operatori differenti. I nomi utilizzati per i parametri sono quelli elencati in [9], lavoro al quale si rimanda il lettore per una descrizione più dettagliata. E' qui sufficiente dire che:

1. H, K, A fanno riferimento ad anca, ginocchio e caviglia;
2. i parametri che terminano in 6 e 7 si riferiscono a misure nel piano sagittale e frontale;
3. quelli che terminano in 2 si riferiscono alla massima flessione o plantaflessione in fase di risposta al carico; quelli che terminano in 3 fanno riferimento alla massima estensione o dorsiflessione nella fase di appoggio; mentre quelli che terminano in 5 fanno riferimento alla massima flessione o dorsiflessione durante la fase di swing.

Le misure sul piano sagittale (H-K-A6) hanno un SEM $< 1.9^\circ$. Per quanto riguarda l'anca, H7 sembra particolarmente affidabile, con un SEM massimo di 1.3° . Per quanto riguarda il ginocchio, K2 e K3 (SEM $< 2^\circ$) appaiono sufficientemente ripetibili per potere trarre conclusioni su cammini a ginocchio flesso, e K5 sulla mancanza

	H3	H5	H6	H7	K2	K3	K5	K6	K7	A2	A3	A5	A6
Sano	2.8	2.7	0.7	1.3	1.9	2.0	2.0	1.9	2.9	1.7	1.8	2.5	1.4
Patologico	2.1	2.8	1.7	1.0	1.6	0.7	1.9	1.4	3.4	0.9	0.8	0.9	0.5

Tabella 1.1: Statistiche SEM sul protocollo Outwalk.

di clearance dovuta a scarsa flessione del ginocchio in swing. Riguardo la caviglia, i risultati per A2 e A3 ($SEM < 1.8^\circ$) suggeriscono la possibilità di conclusioni precise riguardanti problemi di vaulting, e A5 per problemi di spinta. I SEM per la caviglia protesica ($< 1^\circ$) suggeriscono la possibilità di un'analisi dettagliata dalla performance fra diverse tipologie di piede. Anche se parziali, i risultati suggeriscono l'applicabilità del protocollo Outwalk per l'analisi cinematica del cammino di pazienti al di fuori dal laboratorio, con implicazioni sulla diffusione di questo strumento nella routine clinica anche al di fuori di centri specializzati.

Tutti i dispositivi e i protocolli analizzati sino a questo momento, pongono il loro obiettivo nel migliorare e misurare la cinematica del passo attraverso strumenti di supporto come le ortesi attive o passive. Nella valutazione dell'efficacia dei dispositivi viene valutata la deambulazione assistita dei vari soggetti senza preoccuparsi di valutare l'interazione tra uomo e dispositivo. Esistono complessi metodi di analisi del cammino che valutano la cinematica del passo, ma non esistono studi o sistemi che valutano la cinematica dell'ortesi e del sistema uomo-ortesi. Pertanto, in questa tesi, si cercherà di valutare la cinematica dell'ortesi individuando strumenti e parametri che possano migliorare la realizzazione dei dispositivi e di conseguenza l'andamento del passo nei soggetti patologici.

Capitolo 2

Il cammino

Il cammino è una attività fondamentale dell'uomo che consente di spostarsi da un luogo ad un altro per poter sentire, vedere, svolgere attività manuali e partecipare a tutte le attività della vita quotidiana. Esso è caratterizzato da un pattern di attività motoria ciclica degli arti inferiori e del tronco, che consente di trasferire il peso corporeo sull'arto di supporto e di avanzare l'arto controlaterale in avanti. Lo studio del cammino può fornire informazioni utili sotto diversi aspetti. Difatti, attraverso lo studio del cammino è possibile eseguire diagnosi delle patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti (sistema nervoso, muscoloscheletrico), conoscere il livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia, pianificare specifici trattamenti e fornire importanti elementi di valutazione dell'efficacia di interventi riabilitativi.

Di seguito verranno introdotti gli elementi base che consentono di descrivere il cammino e di effettuare una valutazione. In particolare, si descriveranno le fasi del cammino normale e i parametri che lo caratterizzano, la cinematica del passo e i movimenti che interessano la caviglia al fine di comprendere al meglio il nostro contesto di interesse.

2.1 Il passo normale

Tutti gli esseri umani camminano nello stesso modo, con modeste, anche se importanti, differenze individuali. La struttura dei movimenti locomotori è tipica e stabile, sostanzialmente uguale per tutti gli esseri umani. Possono variare i ritmi, l'ampiezza dei rapporti fra le strutture, ma non le fasi del cammino. Il *ciclo del passo* rappresenta l'unità funzionale di riferimento nella analisi del cammino (vedi fig. 2.1).

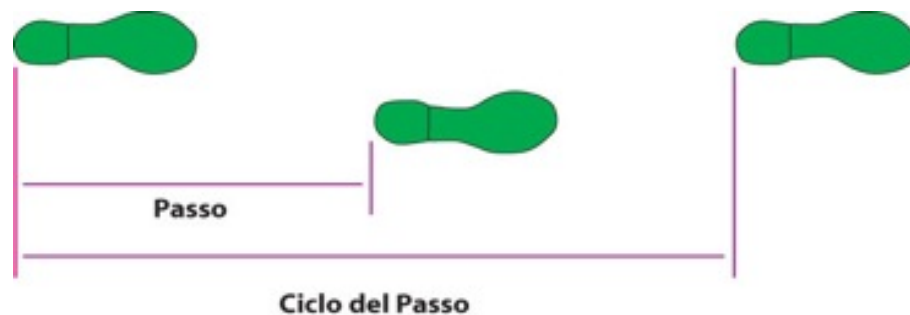


Figura 2.1: Ciclo del passo.

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due periodi: la *fase di appoggio* e la *fase di sospensione o oscillazione*; questi periodi sono chiamati normalmente fasi del passo.

L'appoggio (stance) è il termine utilizzato per identificare l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno, mentre il termine oscillazione (swing) si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto (vedi figura 2.2).



Figura 2.2: Fasi del ciclo del passo.

Le fasi di appoggio e sospensione rappresentano i periodi in cui il ciclo del cammino è suddiviso, ai quali si riferiscono tre compiti basilari degli arti:

- l'accettazione del carico (weight acceptance)
- carico su un solo arto (single limb support)
- l'avanzamento dell'arto (limb advancement)

Durante il periodo d'appoggio (stance) i due compiti richiesti sono: l'accettazione al carico (weight acceptance) e il carico su un solo arto (single limb support), mentre durante il periodo di avanzamento (swing) è appunto richiesto all'arto di avanzare.



Figura 2.3: Divisione ciclo del passo.

Rifacendoci a questi compiti la letteratura medica suddivide il ciclo del cammino in otto fasi:

1. Contatto iniziale (Inizial Contact)
2. Risposta al Carico (Loading Responce)
3. Pieno Appoggio (Mid Stance)
4. Appoggio terminale o distacco (Terminal Stance)
5. Pre-Sospensione (Pre-Swing)
6. Sospensione Iniziale (Initial Swing)
7. Sospensione Intermedia (Mid Swing)
8. Sospensione Finale (Terminal Swing)

Ognuna di queste fasi ha un compito funzionale ben preciso dove, le prime cinque fasi formano il periodo di appoggio (stance), mentre le ultime tre quello di sospensione (swing).

Per quanto riguarda il primo compito, *l'accettazione del carico*, la necessità è di trasferire il peso corporeo su un arto che ha appena finito di muoversi in avanti e che, quindi, presenta un allineamento instabile. Per questo compito sono coinvolte due fasi: quella di contatto iniziale e quella di carico.

La prima fase, *contatto iniziale* (figura 2.4), inizia con il contatto del tallone al suolo, l'anca è flessa, il ginocchio è esteso e la caviglia in posizione di dorsiflessione. L'intervallo di questa fase è istantaneo. L'altro arto è alla fine della quarta fase (Terminal stance).



Figura 2.4: Contatto iniziale.

La seconda fase, *risposta al carico* (figura 2.5), rappresenta la parte iniziale del periodo di doppio appoggio (double stance period). La fase inizia con il contatto del piede al suolo e continua fino a che l'altro piede è avanzato. In questa fase, quindi il peso del corpo è trasferito sull'arto che si trova davanti, utilizzando il tallone come fulcro del movimento, mentre il ginocchio è flesso per assorbire l'urto. L'intervallo rappresenta lo 0-10% del ciclo del cammino. L'arto contro laterale si trova nella quinta fase (Pre-swing).

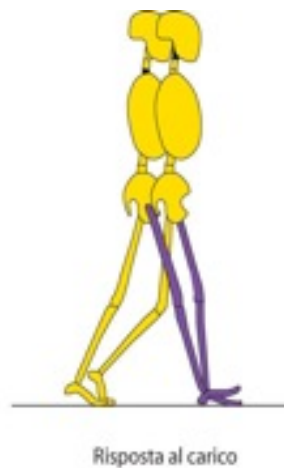


Figura 2.5: Risposta al carico.

Il secondo compito, *il carico su un solo arto*, è caratterizzato dal fatto che un solo arto ha la responsabilità della stabilità dell'intero peso corporeo, sia sul piano sagittale

che su quello frontale, mentre si deve far continuare la progressione del corpo. Sono necessarie altre due fasi: quella di pieno appoggio e la fase terminale di appoggio.

La terza fase, *pieno appoggio* (figura 2.5), è la prima parte del periodo di singolo appoggio in cui l'arto avanza sopra al piede immobile, grazie alla dorsiflessione di caviglia, mentre il ginocchio e l'anca si estendono. L'intervallo corrisponde al 10-30% del ciclo del cammino. L'arto contro laterale si trova nella fase sette (Mid swing).

La quarta fase, *distacco* (figura 2.6), completa il periodo di singolo appoggio; abbiamo la risalita del tallone (heel off) e l'arto avanza sull'avampiede che serve come fulcro del movimento. Il ginocchio, inizialmente, aumenta la sua estensione e immediatamente dopo si flette leggermente. L'intervallo va dal 30-50% dell'intero ciclo. L'altro arto è nella fase otto (Terminal swing).

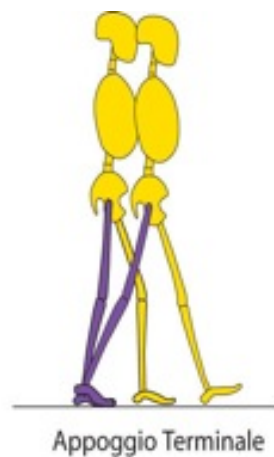


Figura 2.6: Appoggio terminale.

Il terzo compito, *l'avanzamento dell'arto*, richiede quattro fasi, durante le quali l'arto è fatto oscillare anteriormente e viene preparato per il successivo periodo di appoggio (stance).

La quinta fase, *pre-sospensione* (figura 2.7), rappresenta la parte terminale del periodo di doppio appoggio. Essa inizia con il contatto del tallone opposto e finisce con il distacco delle dita del piede dello stesso arto. L'arto considerato risponde con un incremento della flessione plantare di caviglia, un aumento della flessione di ginocchio e una diminuzione dell'estensione d'anca. L'intervallo considerato va dal 50-60%. L'arto contro laterale è nella fase due.

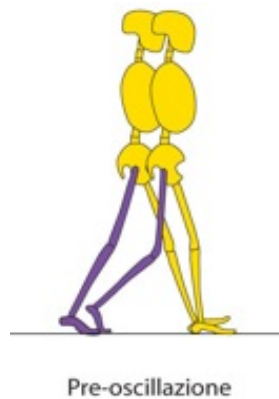


Figura 2.7: Pre-oscillazione.

Nella sesta fase, *sospensione iniziale* (figura 2.8), il piede è staccato dal suolo, l'arto è fatto avanzare grazie ad una flessione d'anca e ad un aumento della flessione di ginocchio. La caviglia è solo parzialmente dorsiflessa. L'intervallo di durata è del 60-70% del ciclo del cammino. L'altro arto si trova in un momento precoce della terza fase.

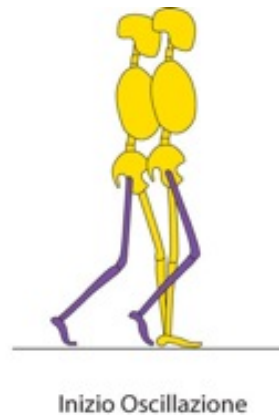


Figura 2.8: Inizio oscillazione.

Nella settima fase, *sospensione intermedia* (figura 2.9), l'arto è fatto oscillare al davanti della linea di gravità del corpo, grazie ad un'ulteriore flessione d'anca. Il ginocchio si estende come risposta alla gravità mentre la caviglia continua la dorsiflessione. L'intervallo rappresenta il 73-87% del ciclo. L'arto opposto si trova nella terza fase (Mid Stance).

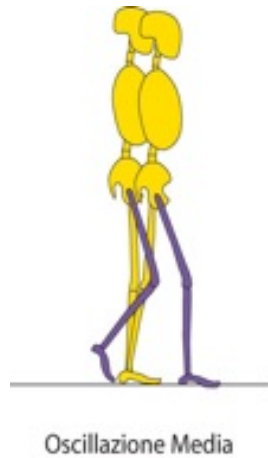


Figura 2.9: Oscillazione media.

Nell'ottava fase, *sospensione finale* (figura 2.10), l'avanzamento dell'arto è completato dall'estensione di ginocchio. L'anca si mantiene in flessione e la caviglia è lievemente dorsi flessa. L'intervallo è 87-100% del ciclo. L'arto contro laterale si trova nella quarta fase.

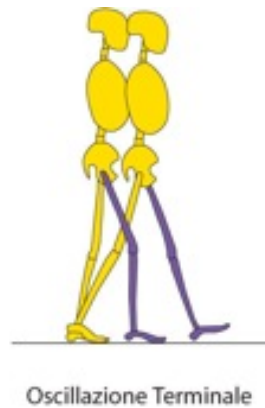


Figura 2.10: Oscillazione terminale.

Il ciclo viene, quindi, fatto convenzionalmente iniziare con l'appoggio di tallone destro al suolo (heel strike) che rappresenta il 10% della durata dell'intero ciclo; continua con il pieno appoggio, procede con il distacco del tallone (heel strike) e termina con il distacco delle dita (toe off), queste due fasi possono essere riunite nella cosiddetta fase di spinta. Segue la fase di sospensione: questa fase può essere divisa in una fase di

oscillazione iniziale, in cui l'arto è ancora retroposto (passo posteriore), una di oscillazione intermedia (l'arto è alla verticale) e una di oscillazione terminale, in cui l'arto è stato avanzato (passo anteriore).

Durante l'appoggio del tallone al suolo, l'arto contro laterale è in contatto con il terreno con le dita del piede, configurando così un periodo di doppio appoggio; esso si stacca da terra subito prima del pieno appoggio dell'altro piede che rimane così l'unico a terra, dando luogo alla fase dell'appoggio singolo.

Il succedersi nel tempo degli appoggi a terra dei due piedi e delle loro parti, definisce le fasi temporali del passo, nelle quali possiamo identificare:

- Il doppio appoggio iniziale
- L'appoggio singolo
- Il doppio appoggio terminale

Il *doppio appoggio iniziale* costituisce l'inizio del ciclo del passo; rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale. Un termine alternativo è appoggio bipodalico.

L'*appoggio singolo* ha inizio quando il piede opposto si distacca per l'oscillazione, definito anche appoggio monopodalico. Durante l'appoggio singolo l'intero peso del corpo grava su quella estremità. La durata di un singolo appoggio costituisce il miglior indice per valutare l'abilità di supporto dell'arto.

Il *doppio appoggio terminale* ha inizio con il contatto al suolo da parte dell'altro piede (contatto iniziale controlaterale) e continua finché l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione. Tutte le fasi temporali del passo sono rappresentate in figura 2.11.

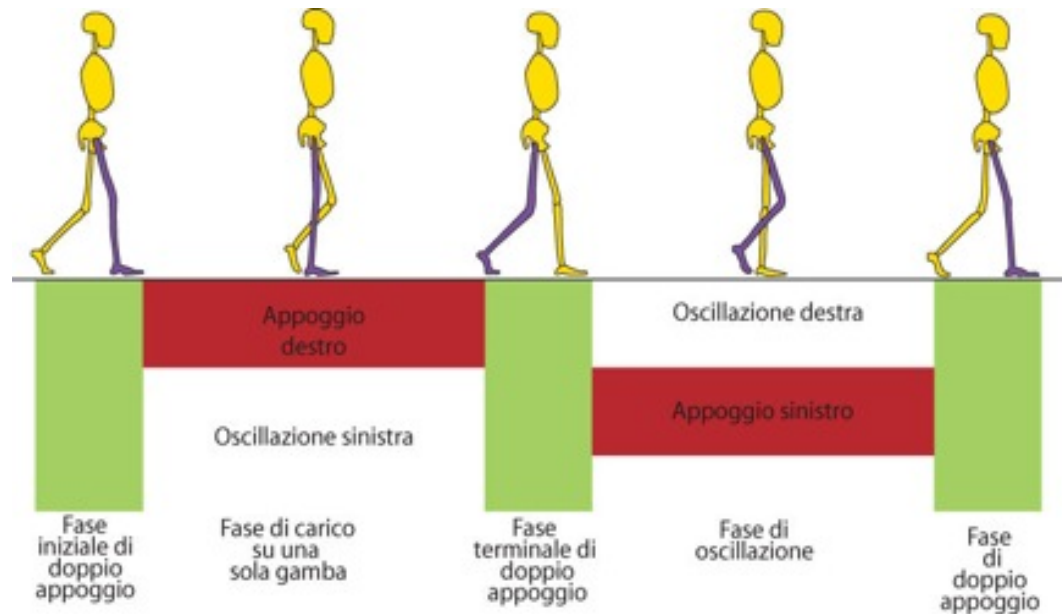


Figura 2.11: Ciclo completo del passo.

2.2 Parametri per la valutazione del cammino

Come è facilmente intuibile, un soggetto normale presenta un cammino diverso da un soggetto patologico. Il cammino può essere descritto attraverso una serie di parametri che evidenziano le caratteristiche, poiché sono proprio questi parametri che subiscono alterazioni in caso di lesioni neurologiche o ortopediche. I parametri di riferimento sono:

- La lunghezza del passo
- La lunghezza del passo anteriore
- La durata del passo
- La larghezza del passo
- L'angolo del passo

La lunghezza del passo (stride) è la distanza tra due appoggi successivi a terra dello stesso tallone, ed è uguale alla lunghezza del piede più lo spazio percorso in aria. Tale

parametro dipende dalla lunghezza degli arti inferiori e dalla velocità del cammino. La lunghezza del passo anteriore (step) invece, è la distanza tra l'appoggio di un tallone e quello dell'altro tallone. Nel cammino normale la lunghezza dei due passi deve essere uguale.

La durata del passo, normalmente, varia con il variare della velocità e nell'adulto di media altezza è circa 1 secondo durante il quale si realizzano la fase d'appoggio (stance) che rappresenta il 40% del ciclo del passo. All'interno del 60%, il doppio appoggio iniziale e terminale rappresentano ognuno il 10%, mentre il singolo appoggio il 40%. Nel soggetto normale la durata delle fasi d'appoggio e dell'oscillazione nei due lati è uguale: di qui il susseguirsi ritmico degli appoggi che è evidenziabile anche all'ascolto.

Per larghezza del passo, si intende la distanza sul piano frontale del tallone dalla linea mediana di progressione.

L'angolo del passo, è dato dall'angolo che forma l'asse del piede con la linea di progressione del cammino su di un piano orizzontale. Normalmente è di 15° .

Infine ultimo parametro, ma non meno importante, è la velocità del cammino, che è data dal prodotto della lunghezza media del passo, per la frequenza del passo; in un soggetto sano essa può variare entro limiti abbastanza ampi, da poche centinaia di metri all'ora a circa 10 Km/h, senza comprometterne la sicurezza.

Tutti i parametri descritti rappresentano sostanzialmente dei macro parametri direttamente osservabili sul soggetto in movimento. Cause della variazione di questi parametri, possono essere altre alterazioni nella cinematica del passo, come ad esempio, un aumento dell'angolo della tibio tarsica (caviglia) può portare ad una riduzione della lunghezza della fase di oscillazione e quindi ad una riduzione della lunghezza del passo. Essendo l'attenzione del nostro studio centrata sulla valutazione dell'angolo di caviglia, di seguito per meglio comprendere la natura del nostro problema, oltre alla cinematica del passo, verranno descritti i movimenti relativi alla caviglia e le loro caratteristiche.

2.3 La cinematica del passo

Nell'analisi del cammino è importante anche lo studio delle variazioni angolari dei segmenti corporei, gli uni rispetto agli altri, e quindi l'osservazione delle escursioni articolari che si realizzano; tutto questo pende il nome di *cinematica del cammino*.

Le articolazioni metatarso-falangee vanno in progressiva estensione, oltre 70°, dal distacco del tallone, per tornare in posizione anatomica al distacco delle dita. Anche la volta plantare si modifica, durante il pieno appoggio si appiattisce, contribuendo all'avanzamento della gamba, mentre nell'appoggio di punta aumenta per la tensione del legamento plantare.

L'articolazione tibio-tarsica è in posizione zero al contatto del tallone, poi il piede anticipa di poco l'avanzamento della gamba, perciò si ha una leggera flessione plantare. Torna in posizione zero quando la gamba oltrepassa la verticale per raggiungere i 15-20% di flessione dorsale subito prima del distacco del tallone. Si ha quindi una nuova flessione plantare di 10° al distacco delle dita e 20° nella prima fase di sospensione; torna quindi in posizione zero per la seconda parte della sospensione con una lieve flessione dorsale al passaggio sotto il ginocchio.

Il ginocchio, al momento del contatto del tallone, è in leggera flessione che si accentua fino a 20° al passaggio della verticale, quando l'anca si trova sopra la tibiotarsica. Ricomincia ad estendersi quando la caviglia termina la flessione dorsale, quindi ritorna in posizione zero al distacco del tallone, per flettersi nettamente subito dopo fino a 60° poco dopo il distacco delle dita.

L'anca si flette per tutta la fase di sospensione (30-35°), si estende durante l'appoggio fino al distacco delle dita.

In tutti questi movimenti vi è una complessità estrema e le inversioni di direzione (flesso-estensioni) dei tre segmenti dell'arto inferiore sono molto frequenti. Va rilevato, che soltanto per un breve periodo, all'inizio della sospensione, le tre articolazioni principali ruotano contemporaneamente nella stessa direzione, mentre la tibiotarsica inizia a flettersi l'anca ha già iniziato la flessione da qualche tempo e il ginocchio sta finendo di flettersi. Per tale motivo non bisogna considerare la fase di sospensione come una triplice flessione ed identificare la fase d'appoggio come una triplice

estensione.

2.4 La caviglia e il piede

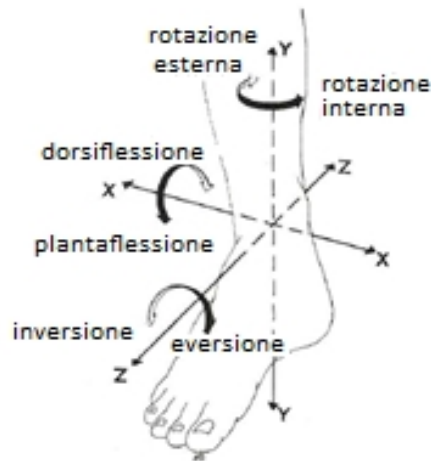


Figura 2.12: Gradi di libertà della caviglia.

Nell'anatomia umana la caviglia è la parte della gamba posta immediatamente al di sopra del piede e comprendente l'articolazione tibio-tarsica tra le estremità distali di tibia e fibula (o perone) e dell'astragalo (o talo) del piede. La caviglia e le articolazioni del piede permettono a quest'ultimo un movimento caratterizzato da tre assi e tre gradi di libertà (vedi figura 2.12):

- un asse trasversale passante tra i malleoli: corrisponde all'asse di rotazione dell'articolazione tibio-tarsica, su cui si effettuano i movimenti di flesso-estensione (flessione dorsale e flessione plantare rispettivamente),
- l'asse longitudinale della gamba intorno al quale si effettuano i movimenti di abduzione ed adduzione,
- l'asse longitudinale del piede intorno al quale si effettuano i movimenti di rotazione interna-esterna.

Mentre il movimento di flesso-estensione è conferito alla caviglia, gli altri due gradi di libertà del piede sono da attribuire, anche se in rapporti differenti, all'articolazione astragalo-calcaneale, medio-tarsica, tarso-metatarsica e scafo-cuboidea.

Il ruolo che le articolazioni del piede rivestono in realtà è duplice, infatti oltre a dare al piede i gradi di libertà menzionati hanno l'importante compito di adattarlo alle asperità del terreno modificandone la sua forma, e di creare tra suolo e gamba un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza.

Le caratteristiche cinematiche del piede risultano quindi piuttosto complesse, data anche la natura di questa estremità e la diversità delle funzioni che è chiamata a compiere: compiti di presa, compiti di equilibrio stazionario, compiti sensitivi, etc. Dal punto di vista della sua riproduzione robotica questo giunto viene quindi spesso semplificato ed analizzato solo per la sua funzione nel compito del cammino e quindi rappresentato come un sistema con un solo grado di libertà.

2.4.1 I movimenti di flessione ed estensione



Figura 2.13: Posizione di riferimento per la misura dell'angolo di caviglia.

La posizione di riferimento per la flesso-estensione del piede si realizza quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba come in figura 2.13. Partendo da questa posizione, la flessione del piede (che come si è detto può essere attribuita alla caviglia), è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia

anteriore della gamba, mentre l'estensione del piede allontana il dorso dello stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a disporsi sul prolungamento della stessa. L'angolo di flesso-estensione del piede viene misurato come l'angolo che la pianta dei piede forma con l'asse verticale della gamba. In flessione questo angolo ha valori massimi tipici che variano da 20° a 30° , mentre in estensione la sua ampiezza varia da 30 a 50 gradi (vedi figura 2.14). Come già detto nel paragrafo precedente parlando

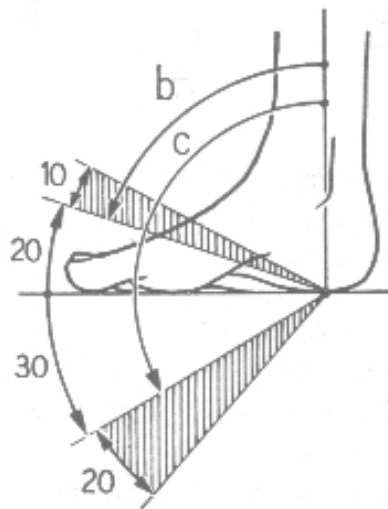


Figura 2.14: b) e c) rappresentano l'angolo in situazioni di flessione ed estensione.

della cinematica dell'articolazione tibio-tarsica, ad ogni fase del passo corrisponde un rispettivo angolo di caviglia. Osservando un soggetto normale, è possibile estrarre una curva media ideale che descrive le variazioni dell'angolo di caviglia e le fasi ad essa associate. Tale curva, rappresentata in figura 2.15, può essere utilizzata come base di riferimento per valutare differenze dell'angolo nelle varie fasi del passo tra un soggetto sano e un patologico.

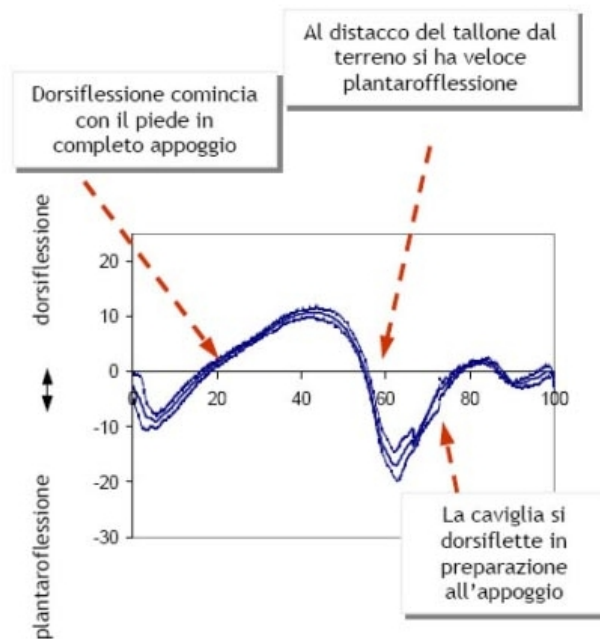


Figura 2.15: Variazione dell'angolo di caviglia in un soggetto normale durante la deambulazione (sulle ascisse il passo normalizzato su cento campioni, sulle ordinate l'angolo espresso in gradi).

2.4.2 I movimenti di abduzione-adduzione

La posizione di riferimento è con il piede sul piano orizzontale, in queste condizioni si ha un movimento di abduzione quando la punta del piede si porta in dentro, verso il piano di simmetria del corpo, mentre si ha un movimento di adduzione quando la punta del piede gira all'esterno e si allontana dal piano di simmetria. L'ampiezza dei movimenti di adduzione-abduzione eseguiti unicamente nel piede varia dai 35° ai 45° . Va tenuto presente che il movimento del piede sul piano orizzontale può essere aumentato grazie alla somma delle rotazioni esterne-interne del ginocchio e dell'anca che possono portare il piede ad abduzioni di 90° .

2.4.3 I movimenti di rotazione interna-esterna

La posizione di riferimento è quella definita per il movimento di flessione-estensione. La rotazione interna è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'interno, questo movimento viene indicato come supinazione. L'ampiezza di questo movimento è di circa 50°. La rotazione esterna è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno, viene indicato come movimento di pronazione. L'ampiezza di questo movimento è circa la metà di quello di supinazione e varia dai 20° ai 25°.

2.5 Problemi nella valutazione delle ortesi in dinamica

Nei pazienti con esiti di cerebrolesione, le ortesi dinamiche AFO (figura 2.14) possono correggere le alterazioni chinesologiche del passo per rendere il cammino più veloce, sicuro e quindi aumentare l'autonomia del soggetto.



Figura 2.16: Ankle foot orthosis.

Il tutore AFO è l'ortesi più comunemente impiegata per questo scopo [10, 11, 12, 13]. Per una corretta prescrizione di un'ortesi AFO, devono essere considerati diversi parametri tra cui il problema chinesologico principale a livello delle articolazioni dell'arto inferiore, l'entità e la causa di tali deviazioni. In particolare i tutori AFO permettono:

- di assistere alla clearance del piede in fase di oscillazione sostenendo un piede cadente,
- di contenere l'iperattività dei mm spastico quali il tricipite surale,
- di migliorare il posizionamento del piede al suolo e consentire l'accettazione del carico,
- di stabilizzare sul piano frontale la tibiotarsica durante la fase di risposta al carico,
- di impedire l'eccesso di dorsiflessione della caviglia durante l'appoggio intermedio,
- di facilitare un controllo di ginocchio insufficiente.

In ultima analisi permettono di ridurre il dispendio energetico e di aumentare la velocità e la sicurezza del cammino.

Nella progettazione di una ortesi vanno analizzate, oltre che le alterazioni chinesologiche del passo, anche le caratteristiche morfologiche del paziente e non ultime le esigenze personali anche in termini di estetica. Le ortesi costruite su calco rispondono meglio a tutte queste variabili poiché offrono la possibilità di massima personalizzazione. In particolare, le caratteristiche del tutore che possono essere modificate in rapporto alle forze generate dalle alterazioni chinesologiche del soggetto, sono principalmente:

- l'angolo della tibio tarsica (angolo della caviglia),
- rigidità o flessibilità del materiale,
- l'altezza e la forma della valva posteriore,
- la possibilità di articolare l'ortesi.

Tra i materiali utilizzati nella costruzione delle ortesi AFO il carbonio coniuga resistenza e leggerezza, permettendo la costruzione di ortesi scheletriche con minimo ingombro ed una estetica più accettabile. Le ortesi AFO in fibre di carbonio, hanno quindi la caratteristica di rispondere con un modulo poco elastico e molto resistente

alle sollecitazioni di forze che lo sollecitano in compressione, torsione e trazione. Tuttavia, l'utilizzo della fibra di carbonio nella fabbricazione di tutori presenta dei limiti quali:

- l'elevato costo,
- la difficoltà di lavorazione,
- l'impossibilità di apportare modifiche all'ortesi ultimata,
- la possibilità di rottura nei punti di maggior sollecitazione meccanica.

Una metodologia di valutazione strumentale applicata al tutore, può essere di complemento alla valutazione clinica e può permettere al tecnico ortopedico di ottimizzare la progettazione e la costruzione di una ortesi AFO in fibre di carbonio.

Attualmente non esistono sistemi in grado di valutare il tutore in movimento e la sua efficacia viene stabilita attraverso metodi di valutazione soggettiva. Obiettivo di questa tesi è quello di fornire uno strumento che sia in grado di effettuare una valutazione oggettiva del tutore basandosi su quelli che sono i parametri che ne caratterizzano la costruzione.

Capitolo 3

Architettura del sistema

La maggior parte degli studi riguardanti la correzione dell'andatura attraverso l'utilizzo di AFO, si basano su collezioni di dati acquisiti in una singola visita nei laboratori di deambulazione. Questi dati, spesso di carattere soggettivo, rivelano solo miglioramenti a breve termine nella meccanica di deambulazione, senza affrontare obiettivi più ampi legati ad esempio ad una crescente attività motoria da parte del paziente, e alle conseguenze che ad essa possono essere connesse, come contrazioni muscolari e deformità ossee. Una metodologia di valutazione strumentale applicata al tutore, può consentire di percepire l'efficacia dell'AFO indossata dal paziente e di orientarne il suo futuro sviluppo in una direzione più consona al particolare riscontro riportato durante la deambulazione.

Esistono complessi metodi di analisi del cammino che valutano la cinematica del passo, ma non esistono studi e strumenti che consentono di valutare la cinematica dell'ortesi e del sistema uomo-ortesi. La costruzione di una ortesi dinamica di caviglia che meglio si adatta alla alterazione chinesiológica del paziente, consente di correggere al meglio la particolare alterazione, rendere il cammino più veloce e sicuro ed aumentare l'autonomia del soggetto.

L'angolo di caviglia viene individuato come uno dei principali parametri di valutazione nella costruzione di una ortesi dinamica AFO, in quanto consente di valutare come l'andamento dell'angolo di caviglia del paziente si avvicini a quello fisiologico. Una metodologia di valutazione strumentale, diviene dunque, un importante strumento per

meglio comprendere possibili scelte future e orientare la costruzione della ortesi in una determinata direzione.

Diviene dunque necessario individuare strumenti in grado di fornire dati accurati senza intralciare il movimento, e progettare un'architettura in grado di relazionare i dati sensoriali con l'angolo di caviglia.

3.1 Scelte sensoriali

Gli IMMS hanno visto aumentare negli ultimi anni il loro campo di utilizzo. Accanto alle tradizionali applicazioni in ambito scientifico ed aerospaziale, si è sviluppato il loro uso in campi civili come automotive, gaming, bioingegneria, analisi meccanica, ecc. Date le loro dimensioni molto ridotte e la poca invasività dei dispositivi, è possibile utilizzare gli IMMS per la rilevazione ed il monitoraggio di movimenti in training riabilitativi, in ambito sportivo e nella assistenza domiciliare.

Nell'ambito di questa tesi sono stati valutati diversi sensori IMMS, per indagarne le potenzialità e definire quale potrebbe essere più idoneo per la ricerca. Sono stati considerati con maggiore dettaglio i seguenti modelli sensoriali:

- Heneis WiModule 1.0
- LorAn Engineering L2Sens
- xSens MTx

Le caratteristiche di ciascun modello sono approfondite nei paragrafi successivi.

3.1.1 Heneis WiModule 1.0

Il WiModule Heneis [14] è un modulo universale a basso costo che opera come una componente delle reti IEEE 802.15.4. Supporta diversi protocolli di comunicazione tra cui ZigBee, HeNePro o protocolli di rete definiti dall'utente. E' basato sul processore Microchip PIC18F67J11 e trasceiver RF Microchip MRF24J40 ed è completamente programmabili dall'utente. E 'stato progettato per applicazioni di bassa potenza, come

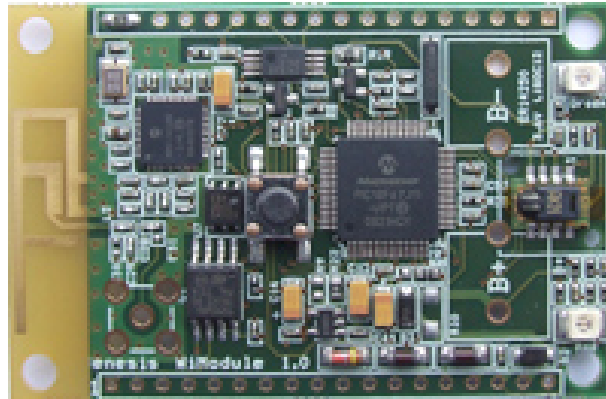


Figura 3.1: Hensis WiModule 1.0.

applicazioni stand alone, così come componente attivo di reti di grandi dimensioni. La presenza di batterie e di una memoria a bordo permette al sensore di auto alimentarsi e di effettuare lunghe registrazioni. Nella sua configurazione base, il modulo ospita un sensore di temperatura e umidità ed un accelerometro triassiale di precisione. Tra le sue caratteristiche principali abbiamo:

- Lettura e registrazione in tempo reale di temperatura, umidità, accelerazioni.
- Bus digitale (SPI, I2C, 1-wire), porta RS-232 per lo scambio dei dati e linee analogiche per consentire la connettività di altri sensori.
- Supporto protocolli ZigBee, HeNePro e protocolli implementati dall'utente.
- Completa programmabilità.
- Connessione wireless.
- Indicatore di stato tramite LED.

3.1.2 LorAn Engineering L2Sens

Free4Act [15] è un sistema di unità sensorizzate denominate L2Sens per utilizzo bio-meccanico applicabili sul corpo e collegate via radio a un concentratore che può essere indossato o collegato direttamente al computer via USB. Le unità base contengono un



Figura 3.2: Sistema Free4act.

accelerometro triassiale e un sensore magnetico triassiale, mentre la versione evoluta comprende anche un sensore giroscopico biassiale. Il sistema può essere utilizzato con un numero qualsiasi di unità, da un minimo di 1 ad un massimo di 16. Il sistema, grazie alle dimensioni ridotte ed all'assenza di fili, può essere indossato o applicato a macchine da muscolazione utilizzate nelle palestre o per la riabilitazione motoria; può inoltre essere utilizzato sia in spazi aperti che chiusi. Se indossato il sensore permette la valutazione della corsa e della camminata, del salto verticale e dell'attività fisica giornaliera per la stima del dispendio energetico. Se applicato alle macchine da muscolazione usate nelle palestre di fitness, registra direttamente l'accelerazione impressa dalla forza muscolare del soggetto al carico preimpostato sulla macchina da muscolazione, permettendo di valutare in tempo reale l'esercizio effettuato alla macchina e l'eventuale affaticamento muscolare dell'utente stesso. Le caratteristiche peculiari del sistema Free4Act sono:

- Elevata frequenza di acquisizione dati.
- Dimensioni e costi contenuti.
- Trasmissione wireless dei dati.

- Connessione USB con PC.
- Alimentazione dei sensori con batterie ricaricabili via USB con un'autonomia di 8 ore.

Datalogger con:

- Interfaccia USB.
- Memory Card.
- Interfaccia radio.

3.1.3 xSens MTX



Figura 3.3: xSens MTx

L'xSens MTx [8] è un sensore di precisione per la misurazione dell'orientamento dei segmenti del corpo umano. Nella sua versione standard permette di effettuare misurazioni fino a 5g (accelerazione gravitazionale), mentre nella versione più evoluta fino ad un massimo di 18g. L'MTx possiede al suo interno tre giroscopi che permettono di tracciare in modo preciso e accurato il movimento, utilizzando come riferimento stabile il nord magnetico. Fornisce in tempo reale tutte le informazioni registrate dai sensori con una risposta estremamente dinamica che rimane stabile nel tempo. Insieme

all'unità sensoriale viene fornito l'*MTx Software Development Kit*, che comprende un certificato di tarature, un manuale utente, un RS232 (cavo USB) e l'SDK necessario per lo sviluppo. Il kit di sviluppo consente agli utenti di esplorare a fondo le possibilità offerte dall' MTx, e le possibilità di integrazione dell'MT con il proprio sistema. I sensori MTx presentano le seguenti caratteristiche :

- Risposta dinamica combinata con una stabilità a lungo termine (senza deriva).
- Misura accelerazione 3D, rotazione 3D e campo magnetico terrestre.
- Alta frequenza di aggiornamento (10 Hz, 50 Hz, 100 Hz).
- Accetta impulsi di sincronizzazione (solo nella versione con Xbus).
- Auto calibrazione temperatura e disallineamento 3D.
- Sensore cross-sensitivity.

L'MTx è disponibile come unità stand-alone o nella versione Xbus in cui è possibile collegare in maniera agevole più sensori MTx contemporaneamente.

3.1.4 Confronto tra i sensori analizzati

Essendo il nostro studio finalizzato all'analisi di un'AFO durante l'utilizzo quotidiano, è necessario che il sistema presenti una invasività ridotta e fornisca dati in maniera precisa e continua.

I sensori presentati, benché tutte soluzioni più o meno equivalenti nel loro complesso, presentano alcune caratteristiche che oltre a differenziarli nella loro architettura hardware li differenziano anche nel loro ambito di utilizzo. Difatti, le unità IMMS della xSens e della LorAn Engineering nascono nell'intento di misurare forze e movimenti dei segmenti umani, il che implica una maggiore precisione nella misura giustificata dalla presenza di un magnetometro a fornire un riferimento assoluto, e di un giroscopio con un'elevata risoluzione. Le unità IMMS della Heneisis, pur essendo una soluzione valida, rappresentano uno strumento general purpose applicabile in più campi, con una sensibilità del sensore accelerometrico decisamente inferiore rispetto a quello dei

concorrenti. I sensori sono stati analizzati e messi a confronto tra di loro in modo da individuare la soluzione più idonea ai nostri studi (vedi tabella 3.1).

Gli MTX della xSens rappresentano da sempre un riferimento per l'analisi del movimento, offrendo soluzioni innovative che hanno come obiettivo quello di fornire una misura affidabile e duratura nel tempo, minimizzando problemi noti delle IMU come quelli dovuti alla deriva del segnale. Data la loro elevata accuratezza, sono ormai da anni utilizzati in vari campi (biomedico, riabilitazione, sport, animazione, realtà virtuale) come fonte di misura precisa e attendibile.

Gli L2Sens rappresentano anch'essi uno strumento valido, ma data la loro giovane età e la nostra inesperienza nel settore, onde evitare errori di gioventù e potersi avvalere dell'esperienza di utilizzo in molti altri laboratori internazionali, si è deciso di seguire la via più sicura basata sui consolidati dispositivi della xSens. Gli MTx inoltre, date le loro dimensioni molto ridotte rispetto ai concorrenti, consentono di soddisfare uno dei requisiti per noi fondamentali nella realizzazione del sistema, cioè la poca invasività del sensore.

Casa produttrice:	LorAn Engineering	xSens	Henesis
Nome sensore:	L2Sens	MTx	HenesisWi Module 1.0
Utilizzabile senza unità di gestione sensori:	-	X	X
Unità gestione sensori :	Free4Act	Xbus	-
Comunicazione senza unità gestione sensori :	-	RS-232, RS-485, USB	RS-232, wireless
Comunicazione con unità gestione sensori:	wireless	wireless	-
Protocollo comunicazione:	ZigBee	Bluetooth	ZigBee
Numero max sensori collegabili in rete :	16	10	-
Sensore accelerometrico 3 assi: (sensibilità)	X ($\pm 1.5g$, $\pm 6g$)	X ($\pm 5g$)	X ($\pm 2g$)
Sensore Magnetico 3 assi:	X	X	-
Sensore Giroscopico 3 assi: (sensibilità)	X ($\pm 300gps$, $\pm 1200gps$)	X ($\pm 1200 gps$)	-
Frequenza :	5-100 Hz	120-512 Hz	640 Hz
Batteria ricaricabile :	X	X	X
Autonomia :	12/15 ore	3 ore	-
Peso :	48 gr	30 gr	n.d.
Dimensioni sensori :	68x42x18 mm	38x53x21mm	60x39x21 mm (Non inscatolato)

Tabella 3.1: Tabella riassuntiva delle caratteristiche dei sensori di tracciamento del movimento.

3.2 Modello cinematico

Come discusso precedentemente, l'angolo di caviglia è un elemento ritenuto molto importante in ambito medico ai fini della analisi del cammino. Nel contempo, i sensori disponibili non forniscono direttamente tale angolo. Nostro obiettivo sarà dunque quello di individuare un modello che consenta di mettere in relazione i dati sensoriali con le diverse inclinazioni assunte dal tutore, in modo da poter estrarre il vero angolo di caviglia.

L'AFO studiata in questa tesi può essere vista come la composizione di due parti: una parte inferiore in carbonio che avvolge il piede, ed una parte superiore sempre in carbonio ad avvolgere il polpaccio. Le due parti sono connesse tra di loro da uno snodo in metallo, volto a simulare l'articolazione tibio-tarsica e a mantenere insieme l'intera struttura. Lo snodo è composto da due giunti di rotazione connessi tra di loro da due ingranaggi con un rapporto di 1:1, dove per ogni rotazione del primo di un angolo θ si avrà un uguale rotazione θ del secondo. La presenza di questo snodo consente di poter modellare l'AFO utilizzata come un robot planare di tipo 2R, per la quale attraverso tecniche di robotica classica è possibile risolvere la cinematica diretta e inversa del manipolatore.

Avendo individuato la strada da seguire per la costruzione del modello cinematico, risulta importante capire quali tipi di dati vengono restituiti dai sensori e rispetto a quale sistema di riferimento. La conoscenza di queste informazioni consentirà di legare in modo corretto i dati che verranno ricavati dal modello con quelli forniti dai sensori. Dunque, prima di procedere nel calcolo del modello risulta necessario indagare sui dati forniti dai sensori e sul sistema di riferimento utilizzato.

3.2.1 Sistema di coordinate del sensore MTx

3.2.1.1 Lettura di dati calibrati

Tutti i dati calibrati provenienti dal sensore (accelerazione, velocità di rotazione, campo magnetico terrestre), vengono letti in relazione ad un sistema di riferimento Cartesiano costituito da una terna levogira posizionata come in figura 3.4 . Questo sistema di

coordinate è fissato al corpo del dispositivo ed è definito come il sistema di coordinate S del sensore.

Per favorire un riscontro immediato e consentire una maggiore usabilità, il sistema di coordinate è allineato al sistema di coordinate del case esterno con una precisione $<3^\circ$. Dunque, per ogni movimento del sensore nello spazio 3D si avrà un uguale movimento e orientamento della terna S . Anche gli assi del sistema di riferimento non sono perfettamente perpendicolari tra loro avendo circa una precisione $<0,1^\circ$. Questo limite di accuratezza implica che la lettura dei dati di accelerazione lineare, tasso di rotazione dei giroscopi e campo magnetico, saranno tutte letture ortogonali XYZ con una precisione $<0,1^\circ$.

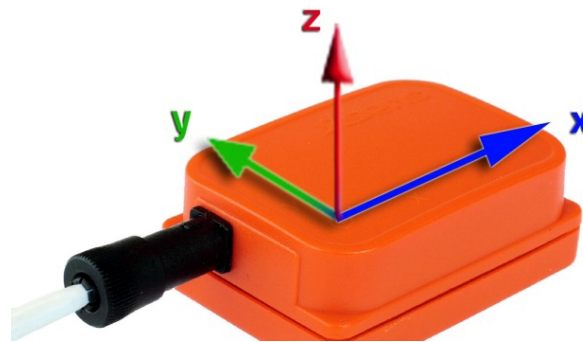


Figura 3.4: Sistema di coordinate S del sensore MTx.

3.2.1.2 Orientamento del sistema di coordinate

Il sensore MTx calcola l'orientamento tra il sistema di coordinate fissato sul sensore S e il sistema di coordinate fisso mondo G . Di default il sistema fisso di coordinate mondo è definito come una terna levogira nel sistema Cartesiano con:

- X positivo che punta verso il nord magnetico locale.
- Y in accordo con la regola della mano destra (punta verso ovest).
- Z positiva che punta verso l'alto.

L'orientamento 3D ottenuto in output è definito come l'orientamento tra il sistema fisso di coordinate legate al sensore S e il sistema di coordinate mondo fisse G , dove G rappresenta il sistema di coordinate di riferimento (figura 3.5).

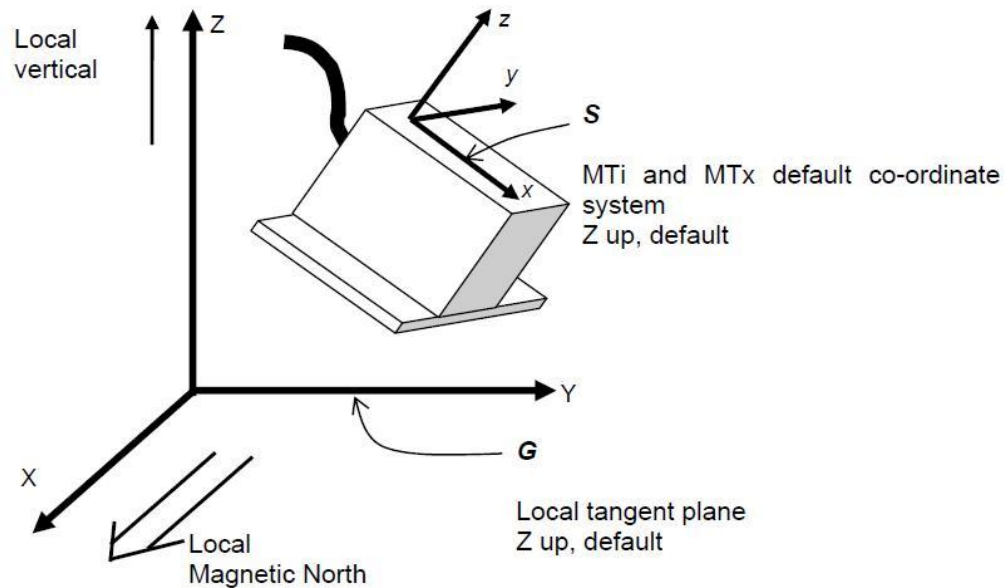


Figura 3.5: Sensore MTx e sistema di riferimento coordinate mondo.

Come accennato in precedenza, l'orientamento del sensore MTX viene calcolato tenendo conto del nord magnetico locale. Lo scarto tra il nord magnetico locale e il nord vero (conosciuta come declinazione magnetica) varia a seconda delle località sulla terra e può essere approssimativamente ottenuta da vari modelli del campo magnetico terrestre in funzione della latitudine e longitudine. E' possibile inserire tra i parametri del sensore MTx la vera declinazione, in modo che l'uscita venga poi compensata dalla declinazione, e quindi il nuovo riferimento divenga il nord locale vero.

3.2.1.3 Output del sensore MTx

Il sensore MTx può fornire in diversi modi il suo orientamento in output, in particolare esso offre tre parametrizzazioni:

- In quaternioni.
- In angoli di Eulero: rollio, beccheggio, imbardata.
- In matrici di rotazione.

La matrice di rotazione costituisce una rappresentazione ben nota, ridondante e completa di orientamento che consente di esprimere l'orientamento delle terna fissata sul corpo del sensore S rispetto al sistema di coordinate di riferimento G . In termini di angoli di Eulero la matrice di rotazione del sensore M_{Tx} è definita come:

$$R_{GS} = R_{\psi}^Z R_{\theta}^Y R_{\phi}^X$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & \sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi \\ 0 & \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\theta\cos\psi & \sin\phi\sin\theta\cos\psi - \cos\phi\sin\psi & \cos\phi\sin\theta\cos\psi + \sin\phi\sin\psi \\ \cos\theta\sin\psi & \sin\phi\sin\theta\sin\psi + \cos\phi\cos\psi & \cos\phi\sin\theta\sin\psi - \sin\phi\cos\psi \\ -\sin\theta & \sin\phi\cos\theta & \cos\phi\cos\theta \end{bmatrix}$$

dove ϕ , θ e ψ rappresentano rispettivamente :

- ϕ = rollio = rotazione rispetto X_G , definita da $[-180^\circ, 180^\circ]$
- θ = beccheggio = rotazione rispetto a Y_G , definita da $[-90^\circ, 90^\circ]$
- ψ = imbardata = rotazione rispetto a Z_G , definita da $[-180^\circ, 180^\circ]$

Dovendo procedere nell'implementazione del modello cinematico dell'AFO, la rappresentazione dei dati forniti dal sensore in termini di matrici di rotazione rappresenta la scelta più comoda. Dunque, da ora in poi, supporremo ad ogni lettura dei dati forniti dal sensore di avere a disposizione la matrice di rotazione che esprime la posizione della terna S rispetto alla terna di riferimento G .

3.2.2 Modello cinematico dell'AFO

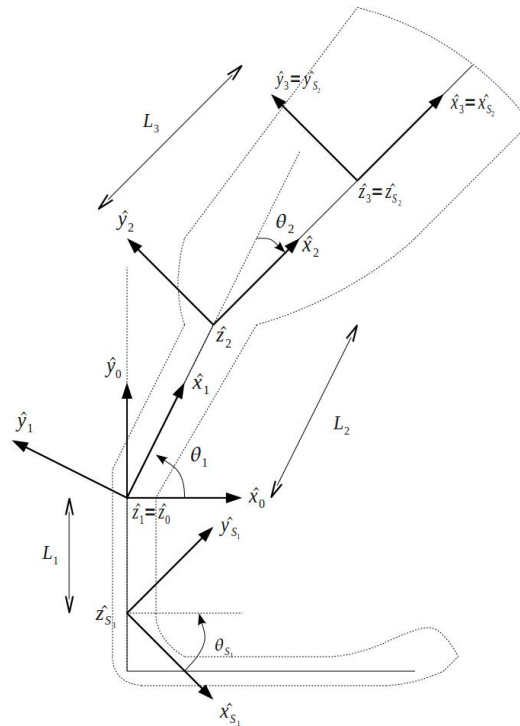


Figura 3.6: Posizionamento delle terne sull'AFO mediante la convenzione di Denavit-Hartenberg.

Potendo modellare l'AFO come un robot planare di tipo 2R, e conoscendo l'output fornito dai sensori MTx, è possibile calcolare il modello cinematico dell'AFO in modo da individuare la relazione che lega l'angolo di caviglia ai dati sensoriali. Essendo l'AFO caratterizzata da un giunto rotoidale e volendone calcolare l'angolo, i due sensori sono stati posizionati rispettivamente uno al di sopra e l'altro al di sotto dello snodo facendo attenzione a non intralciare con il loro posizionamento la deambulazione. Dopo aver determinato la posizione di fissaggio dei sensori sulla superficie dell'AFO e di conseguenza l'orientamento della terna di riferimento S relativa a ciascun sensore, mediante la convenzione di Denavit-Hartenberg sono state fissate le altre

terne come in figura 3.6.

Nell'ipotesi di un robot planare di tipo 2R si è supposto che tutte le terne di riferimento giacessero sullo stesso piano e di conseguenza tutti gli assi \hat{z} relativi a ciascuna terna fossero perpendicolari al piano e paralleli tra di loro. In realtà questo non accade, dato che il movimento dei componenti in carbonio connessi tra di loro tramite lo snodo in metallo avviene su due piani diversi. Tuttavia, trattandosi della misura di un angolo ottenuto mediante sensori connessi ad una struttura non del tutto stabile e soggetta a variazioni di comportamento nel tempo, l'errore introdotto diventa trascurabile ai fini della misura. Indicando rispettivamente con S_1 e S_2 le terne relative a ciascun sensore è possibile descrivere la cinematica dell'AFO.

La matrice di trasformazione omogenea che esprime la rototraslazione della terna $\{S_1\}$ rispetto alla terza $\{0\}$ può essere espressa come :

$${}^0_{S_1}T = \left[\begin{array}{ccc|c} & & & \\ & {}^0_{S_1}R & & {}^0p_{S_1} \\ & & & \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_{S_1} & -\sin \theta_{S_1} & 0 & -L_{S_1} \\ \sin \theta_{S_1} & \cos \theta_{S_1} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.1)$$

da cui è possibile esprimere la rototraslazione della terna $\{0\}$ rispetto a quella $\{S_1\}$

$${}^{S_1}_0T = \left[\begin{array}{ccc|c} & & & \\ & {}^0_{S_1}R^T & & -{}^0_{S_1}R^T \cdot {}^0p_{S_1} \\ & & & \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_{S_1} & \sin \theta_{S_1} & 0 & L_{S_1} \cos \theta_{S_1} \\ -\sin \theta_{S_1} & \cos \theta_{S_1} & 0 & -L_{S_1} \sin \theta_{S_1} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.2)$$

Facendo un cambio di variabile e ponendo $\theta_{S_1} = -\tilde{\theta}_{S_1}$ si ottiene :

$${}^{S_1}_0T = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \tilde{\theta}_{S_1} & -\sin \tilde{\theta}_{S_1} & 0 & L_{S_1} \cos \tilde{\theta}_{S_1} \\ \sin \tilde{\theta}_{S_1} & \cos \tilde{\theta}_{S_1} & 0 & L_{S_1} \sin \tilde{\theta}_{S_1} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.3)$$

Andando ad identificare le altre matrici di trasformazione omogenea del modello cinematico,

$${}^0_1T = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.4)$$

$${}^1_2T = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & L_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.5)$$

$${}^2_{S_2}T = {}^2_3T = \left[\begin{array}{ccc|c} 1 & 0 & 0 & L_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.6)$$

è possibile esprimere la matrice di rototraslazione che descrive la posizione della terna S_2 rispetto a quella S_1 come:

$${}^{S_1}_{S_2}T = {}^{S_1}_0T {}^0_1T {}^1_2T {}^2_{S_2}T \quad (3.7)$$

Eseguendo i prodotti parziali si ottiene

$${}^{S_1}_1T = {}^{S_1}_0T {}^0_1T = \left[\begin{array}{ccc|c} \cos \tilde{\theta}_1 \cos \theta_1 - \sin \tilde{\theta}_1 \sin \theta_1 & -\cos \tilde{\theta}_1 \sin \theta_1 - \sin \tilde{\theta}_1 \cos \theta_1 & 0 & L_{S_1} \cos \tilde{\theta}_1 \\ \sin \tilde{\theta}_1 \cos \theta_1 + \cos \tilde{\theta}_1 \sin \theta_1 & -\sin \tilde{\theta}_1 \sin \theta_1 + \cos \tilde{\theta}_1 \cos \theta_1 & 0 & L_{S_1} \sin \tilde{\theta}_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.8)$$

Osservando che

$$\cos\tilde{\theta}_1\cos\theta_1 - \sin\tilde{\theta}_1\sin\theta_1 = \cos(\tilde{\theta}_1 + \theta_1) \quad (3.9)$$

$$\sin\tilde{\theta}_1\cos\theta_1 + \cos\tilde{\theta}_1\sin\theta_1 = \sin(\tilde{\theta}_1 + \theta_1) \quad (3.10)$$

e ponendo per una notazione più compatta

$$\cos(\tilde{\theta}_1 + \theta_1) = c_{1\bar{1}} \quad (3.11)$$

$$\sin(\tilde{\theta}_1 + \theta_1) = s_{1\bar{1}} \quad (3.12)$$

è possibile riscrivere la matrice di trasformazione omogenea come :

$${}^1S_1T = \left[\begin{array}{ccc|c} c_{1\bar{1}} & -s_{1\bar{1}} & 0 & L_{S_1}c_{\bar{1}} \\ s_{1\bar{1}} & c_{1\bar{1}} & 0 & L_{S_1}s_{\bar{1}} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.13)$$

Utilizzando le stesse semplificazioni fatte precedentemente e mantenendo la notazione compatta si ha

$${}^1S_2T = {}^1S_1 T_2^1T = \left[\begin{array}{ccc|c} c_{1\bar{1}2} & -s_{1\bar{1}2} & 0 & L_2c_{1\bar{1}} + L_{S_1}c_{\bar{1}} \\ s_{1\bar{1}2} & c_{1\bar{1}2} & 0 & L_2s_{1\bar{1}} + L_{S_1}s_{\bar{1}} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.14)$$

ed infine la matrice che esprime la relazione che lega la terna S_2 alla terna S_1

$${}^1S_2T = {}^1S_2 T_{S_2}^2T = \left[\begin{array}{ccc|c} c_{1\bar{1}2} & -s_{1\bar{1}2} & 0 & c_{1\bar{1}2}L_3 + L_2c_{1\bar{1}} + L_{S_1}c_{\bar{1}} \\ s_{1\bar{1}2} & c_{1\bar{1}2} & 0 & s_{1\bar{1}2}L_3 + L_2s_{1\bar{1}} + L_{S_1}s_{\bar{1}} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \hline 0 & 0 & 0 & 1 \end{array} \right] \quad (3.15)$$

Avendo calcolato la matrice di rototraslazione che lega la terna S_2 alla terna S_1 , ora ci

interessa individuare la relazione che lega i dati sensoriali alla matrice di rototraslazione individuata e che consente di estrarre l'angolo di caviglia. Identificando con R la matrice di rotazione che esprime la posizione del sensore rispetto al suo sistema di riferimento fisso G , si può osservare che:

$$\begin{matrix} S_1 \\ S_2 \end{matrix} R = \begin{matrix} S_1 \\ G \end{matrix} R \cdot \begin{matrix} G \\ S_2 \end{matrix} R = \begin{matrix} G \\ S_1 \end{matrix} R^T \cdot \begin{matrix} G \\ S_2 \end{matrix} R. \quad (3.16)$$

Definendo

$$\begin{matrix} G \\ S_1 \end{matrix} R_{xyz} = \begin{bmatrix} a_1 & b_1 & 0 \\ b_1 & a_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

$$\begin{matrix} G \\ S_2 \end{matrix} R_{xyz} = \begin{bmatrix} a_2 & b_2 & 0 \\ b_2 & a_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

dove, come detto precedentemente, per semplicità del modello, si è supposto che la rotazione avvenga solo attorno all'asse \hat{z} (in realtà i sensori non restituiranno mai delle matrici che presentano perfettamente nell'ultima riga e nell'ultima colonna degli zeri ed un uno perfetto). Facendo il prodotto delle due matrici si ottiene

$$\begin{matrix} S_1 \\ S_2 \end{matrix} R = \begin{matrix} G \\ S_1 \end{matrix} R^T \cdot \begin{matrix} G \\ S_2 \end{matrix} R = \begin{bmatrix} a_1 a_2 + b_1 b_2 & a_1 b_2 + b_1 a_2 & 0 \\ b_1 a_2 + a_1 b_2 & b_1 b_2 + a_1 a_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.19)$$

Posto $\alpha = a_1 a_2 + b_1 b_2$ e $\beta = b_1 a_2 + a_1 b_2$, andando ad uguagliare la matrice 3.19 con la matrice di rototraslazione 3.15 che esprime la posizione della terna S_2 rispetto alla

terna S_1 si ha

$$\alpha = c_1 \bar{i}_2 \quad (3.20)$$

$$\beta = s_1 \bar{i}_2 \quad (3.21)$$

Essendo il primo e il secondo giunto rotoidale connessi da un ingranaggio meccanico con un rapporto di 1:1, si può affermare che $\theta_1 = \theta_2$, che da ora in poi chiameremo θ senza fare alcuna distinzione. Utilizzare la funzione $Atan2$ per il calcolo di θ si ricava

$$\theta = \frac{Atan2(\beta, \alpha) - \tilde{\theta}_{S_1}}{2} \quad (3.22)$$

dove $\tilde{\theta}_{S_1}$ è un angolo noto, ed equivale all'angolo θ_{S_1} cambiato di segno.

Conoscendo il valore dell'angolo θ , il valore dell'angolo di caviglia è facilmente calcolabile come

$$\theta_{caviglia} = 2\theta \quad (3.23)$$

In questo modo si è individuata la relazione che ci consente di esprimere l'angolo della caviglia in funzione di θ . Questa relazione consentirà di calcolare in tempo reale dai dati forniti dai moduli sensoriali il valore dell'angolo di caviglia.

3.2.3 Caratterizzazione dell'errore di rotazione

Come detto nel paragrafo precedente, il modello cinematico è stato sviluppato nell'ipotesi che tutte le terne di riferimento giacessero sullo stesso piano e che tutti gli assi \hat{z} fossero perpendicolari al piano e paralleli tra di loro. In questa ipotesi tutti i movimenti avvengono nello stesso piano.

La meccanica dell'AFO però costringe movimenti in piani differenti, introducendo un errore nel modello sviluppato. Sapendo che qualunque orientamento nello spazio può essere ottenuto attraverso tre rotazioni attorno a degli assi fissi o mobili, purché non venga compiuta per due volte consecutive una rotazione attorno ad un medesimo asse, è facile verificare che, viste queste considerazioni, si possono ottenere 12 diverse pos-

sibili notazioni minime per assi fissi e altrettante per assi mobili [16]. Utilizzando la notazione minima per assi fissi

$$R_{ZYX}(\gamma, \beta, \alpha,) = \begin{bmatrix} c_{\beta}c_{\gamma} & -c_{\beta}s_{\gamma} & s_{\beta} \\ s_{\alpha}s_{\beta}c_{\gamma} + c_{\alpha}s_{\gamma} & -s_{\alpha}s_{\beta}s_{\gamma} + c_{\alpha}c_{\gamma} & -s_{\alpha}c_{\beta} \\ -c_{\alpha}s_{\beta}c_{\gamma} + s_{\alpha}s_{\gamma} & c_{\alpha}s_{\beta}s_{\gamma} + s_{\alpha}c_{\gamma} & c_{\alpha}c_{\beta} \end{bmatrix} \quad (3.24)$$

è possibile esprimere la rotazione della terna S_1 rispetto alla terna S_2 .

Data una generica matrice di rotazione espressa in forma numerica

$$\begin{matrix} S_1 \\ S_2 \end{matrix} R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

è possibile valutare i tre angoli α , β , γ associati alla forma minima. La soluzione di questo problema si ottiene dal confronto tra la matrice assegnata e la matrice che esprime la forma minima. Dalla prima colonna si ricavano le tre seguenti equazioni :

$$r_{13} := s_{\beta} \quad (3.26)$$

$$r_{23} := -s_{\alpha}c_{\beta} \quad (3.27)$$

$$r_{33} := c_{\alpha}c_{\beta} \quad (3.28)$$

la sommando dei quadrati delle ultime due permette di scrivere:

$$r_{23}^2 + r_{33}^2 := s_{\alpha}^2 c_{\beta}^2 + c_{\alpha}^2 c_{\beta}^2 = (s_{\alpha}^2 + c_{\alpha}^2) c_{\beta}^2 = c_{\beta}^2 \quad (3.29)$$

e pertanto è possibile valutare β dalle due relazioni

$$\cos\beta = \pm\sqrt{r_{23}^2 + r_{33}^2}, \sin\beta := r_{13} \quad (3.30)$$

Questo primo risultato consente di constatare che il problema ammette due diverse soluzioni a seconda del segno con cui è preso il coseno dell'angolo β : assegnata una matrice di rotazione, esistono due diverse triplette di valori α , β e γ che descrivono il

medesimo orientamento. Il caso in cui $\cos\beta = 0$ verrà poi trattato come caso singolare.

$$1) \cos\beta > 0 \Rightarrow \beta \in \left(-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right)$$

Dalla prima riga e dall'ultima colonna della matrice 3.24 si ricavano le relazioni

$$r_{11} = c_{\beta}c_{\gamma} \quad (3.31)$$

$$r_{12} = -c_{\beta}s_{\gamma} \quad (3.32)$$

$$r_{23} = -s_{\alpha}c_{\beta} \quad (3.33)$$

$$r_{33} = c_{\alpha}c_{\beta} \quad (3.34)$$

di qui

$$c_{\gamma} = \frac{r_{11}}{c_{\beta}} \quad (3.35)$$

$$s_{\gamma} = -\frac{r_{12}}{c_{\beta}} \quad (3.36)$$

$$c_{\alpha} = -\frac{r_{23}}{c_{\beta}} \quad (3.37)$$

$$c_{\alpha} = \frac{r_{33}}{c_{\beta}} \quad (3.38)$$

Utilizzando la funzione *Atan2* è possibile ottenere α , β e γ come:

$$\beta = \text{Atan2}(\sin\beta, \cos\beta) = (r_{13}, \sqrt{r_{23}^2 + r_{33}^2}) \quad (3.39)$$

$$\alpha = \text{Atan2}(\sin\alpha, \cos\alpha) = \text{Atan2}(-r_{23}, r_{33}) \quad (3.40)$$

$$\gamma = \text{Atan2}(\sin\gamma, \cos\gamma) = \text{Atan2}(-r_{12}, r_{11}) \quad (3.41)$$

2) $\cos\beta < 0 \Rightarrow \beta \in [-\pi, -\frac{\pi}{2})$ o $\beta \in (\frac{\pi}{2}, \pi]$ Le espressioni della seconda soluzione sono del tutto analoghe in quanto ricavate dalle stesse relazioni di partenza. L'unica differenza è dovuta al fatto che il $\cos\beta$ risulta essere negativo e questo implica che, nel rimuoverlo dalla funzione *Atan2*, si devono aggiungere dei segni negativi allo scopo

di non alterare il risultato

$$\alpha = \text{Atan2}(r_{13}, -\sqrt{r_{23}^2 + r_{33}^2}) \quad (3.42)$$

$$\alpha = \text{Atan2}(r_{23}, -r_{33}) \quad (3.43)$$

$$\gamma = \text{Atan2}(r_{12}, r_{11}) \quad (3.44)$$

$$3) \cos\beta = 0 \Rightarrow \beta = \pm\frac{\pi}{2}$$

Nel caso cui $\cos\beta$ è uguale a zero, le relazioni non sono più utilizzabili in quanto il coseno compare al denominatore di buona parte delle espressioni. Se si verifica questo caso singolare, si rende necessario ricavare la soluzione in modo alternativo. L'insorgere di una condizione di singolarità è facilmente riconoscibile in quanto la matrice di rotazione viene ad assumere una delle due seguenti strutture particolari

$$\beta = \frac{\pi}{2} \Rightarrow \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ s_{\alpha}c_{\gamma} + c_{\alpha}s_{\gamma} & -s_{\alpha}s_{\gamma} + c_{\alpha}c_{\gamma} & 0 \\ -c_{\alpha}c_{\gamma} + s_{\alpha}s_{\gamma} & c_{\alpha}s_{\gamma} + s_{\alpha}c_{\gamma} & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ \cos(\gamma + \alpha) & \cos(\gamma + \alpha) & 0 \\ -\cos(\gamma + \alpha) & \sin(\gamma + \alpha) & 0 \end{bmatrix} \quad (3.45)$$

$$\beta = -\frac{\pi}{2} \Rightarrow \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ -s_{\alpha}c_{\gamma} + c_{\alpha}s_{\gamma} & s_{\alpha}s_{\gamma} + c_{\alpha}c_{\gamma} & 0 \\ c_{\alpha}c_{\gamma} + s_{\alpha}s_{\gamma} & -c_{\alpha}s_{\gamma} + s_{\alpha}c_{\gamma} & 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ \sin(\gamma - \alpha) & \cos(\gamma - \alpha) & 0 \\ \cos(\gamma - \alpha) & -\sin(\gamma - \alpha) & 0 \end{bmatrix} \quad (3.46)$$

Nel primo caso si ha $\gamma + \alpha = \text{Atan2}(r_{32}, r_{22})$ e quindi la soluzione sarà

$$\beta = \pi/2 \quad (3.47)$$

$$\alpha = \text{arbitrario} \quad (3.48)$$

$$\gamma = -\alpha + \text{Atan2}(r_{32}, r_{22}) \quad (3.49)$$

Nel secondo caso $\gamma - \alpha = \text{Atan2}(-r_{32}, r_{22})$ e quindi

$$\beta = -\pi/2 \quad (3.50)$$

$$\alpha = \textit{arbitrario} \quad (3.51)$$

$$\gamma = \alpha + \text{Atan2}(r_{32}, r_{22}) \quad (3.52)$$

Attraverso l'individuazione degli angoli α , β e γ relativi alla forma minima è possibile esprimere la rotazione della terna S_2 rispetto alla terna S_1 . Come sarà possibile osservare nel paragrafo 3.4, pur avendo introdotto un'errore all'interno del modello, questo non sarà molto evidente. Non essendo gli assi \hat{z} paralleli tra di loro ed effettuando una rotazione attorno ad essi, esprimendo l'orientamento tra le due terne attraverso l'utilizzo della notazione minima, si può osservare come la maggior parte dell'errore venga scaricata sulle rotazioni che avvengono attorno all'asse \hat{x} . In questo modo viene introdotto gran parte dell'errore sull'angolo α , relativo alle rotazioni che avvengono attorno all'asse \hat{x} , ed una minima parte sull'angolo γ , relativo alle rotazioni attorno all'asse \hat{z} .

3.3 Applicazione software

La comunicazione con i sensori MTx avviene utilizzando il *Communication MT (CMT) software*. Il CMT permette di interfacciarsi in modo veloce ed affidabile con i sensori MTx, senza ricorrere al *low level communication protocol*.

Ci sono diversi livelli attraverso i quali è possibile interfacciarsi con il CMT (vedi figura 3.7), dove ad ogni livello corrisponde un modo diverso di interfacciamento.

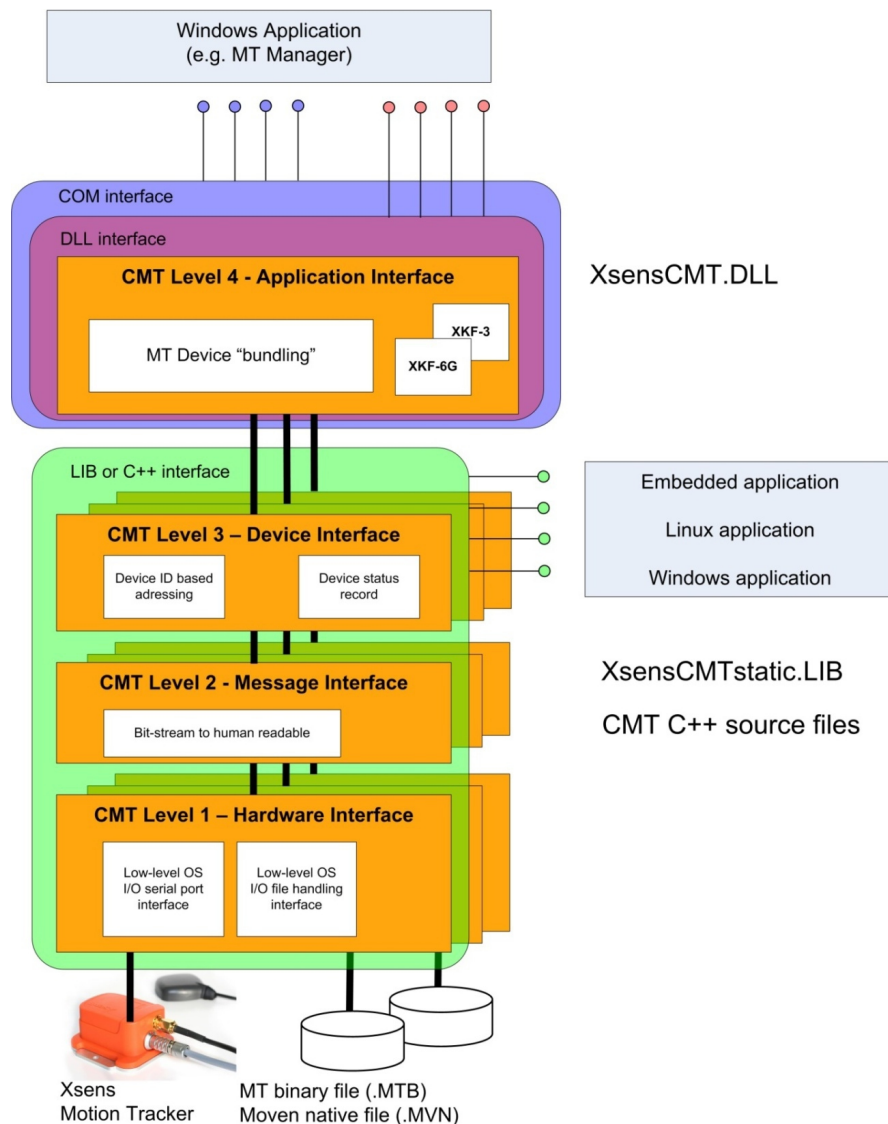


Figura 3.7: Livelli del CMT.

L'interfacciamento attraverso il COM-object API, che corrisponde al livello 3 del CMT (Message Interface), permette di interagire con il sensore MTx attraverso il COM-object XsensCMT.DLL.

Il COM-object XsensCMT.DLL, fornisce un modo semplice per poter chiamare funzioni per ottenere dati o modificare le impostazioni.

Un COM-object, è una DLL registrata all'interno del sistema operativo Windows, quindi se correttamente installato, consente di accedere a tutte le funzioni dell'oggetto da qualsiasi programma in grado di gestire gli oggetti COM. L'accesso alle funzioni avviene richiamando il nome dell'interfaccia della funzione (MotionTraker.CMT).

Il COM-object realizza l'interfacciamento con la comunicazione hardware, fornendo una via semplice per ottenere prestazioni di tipo soft real-time. Tipicamente, questo tipo di interfacciamento viene utilizzato quando si tenta di accedere a funzioni del dispositivo MTx direttamente da programmi come MATLAB, Excel, Visual Basic.

L'interfacciamento al livello 2 (Message Interface), avviene attraverso DLL API, e può essere utilizzato quando si predilige implementare applicazioni C, C++, etc. Questo metodo di interfacciamento è simile a quello oggetto COM, ma si basa sul linking delle interfacce dei metodi della libreria C. Quindi, non c'è bisogno di registrare la DLL nel sistema operativo, le funzioni sono accessibili direttamente nel codice sorgente richiamando la DLL. La DLL da utilizzare è XsensCMT.DLL, che pur essendo lo stesso binario dell'oggetto COM, presenta una diversa interfaccia. Se si programma in C, C++ o altri linguaggi di programmazione, si trova che l'interfaccia DLL fornisce un supporto più semplice per i dati strutturati.

L'interfacciamento diretto con la MT (RS-232) è la scelta ideale se si è alla ricerca del pieno controllo, la massima flessibilità e prestazione di tipo hard real-time. L'interfacciamento diretto avviene al livello 1 del CMT (Hardware Interface) e rappresenta il livello più basso di interfacciamento. Il DSP presente sul sensore MTx fornisce i dati che posso essere recuperati o in modalità streaming (free-running) o in modalità polling (richiesta). Anche questo tipo di interfacciamento è reso possibile attraverso richiami di funzioni della libreria C fornita, come nel caso precedente.

Il livello 4 del CMT offre una serie di funzionalità aggiuntive per la gestione di più sensori MTx contemporaneamente. Esso funge da stato buffer per i segnali provenienti

da più sensori, e permette la sincronizzazione dei sensori stessi. Questo livello del CMT può essere utilizzato solo in presenza dell' xBus, difatti il suo obiettivo è quello di alleviare molti dei problemi nella gestione di più sensori contemporaneamente, come ad esempio la sincronizzazione e la registrazione dei dati.

Dovendo utilizzare delle matrici per la realizzazione del modello cinematico e considerando la natura prototipale del progetto, la scelta che è parsa più appropriata nel nostro caso è stata quella di utilizzare MATLAB, e dunque di interfacciarsi con il CMT al livello 3.

L'integrazione del sensore MTx in MATLAB è possibile attraverso il COM object, il quale implementa le componenti software del CMT. Quando si utilizzano i COM object l'utente non deve preoccuparsi della gestione dell' I/O dei dati. L'utente si limita ad utilizzare le funzioni ad alto livello già definite dell'oggetto CMT. Il componente in questione è registrato all'interno del sistema operativo, ed è possibile accedere alla sua interfaccia istanziando un oggetto MotionTracker.CMT su un sistema a 32 bit o MotioTracker.CMT64 su un sistema a 64 bit. Per realizzare la comunicazione con il sensore MTx occorre pertanto :

- creare una istanza del CMT,
- aprire la porta virtuale associata al sensore,
- fare la get dei dati sul CMT.

La figura 3.8 presenta un esempio di utilizzo. Dovendo utilizzare due sensori, sarà necessaria una sola istanza del CMT la quale si occuperà di gestire i due sensori su due porte differenti. Il problema principale nella gestione di due sensori contemporaneamente riguarda la sincronizzazione dei segnali. Difatti, i sensori MTx nella loro versione senza xBus non presentano un ingresso hardware per la gestione di un trigger di sincronizzazione, né sono presenti delle API che consentano di eseguire una sincronizzazione via software. Dovendo dunque gestire due sensori contemporaneamente, si pone il problema di come gestire i segnali. I sensori MTx restituiscono un dato a seconda della scelta impostata ogni 10 *ms* (campionamento a 100 *Hz*) o ogni 20 *ms* (campionamento a 50 *Hz*). Poiché la lettura dei dati avviene in modalità polling, e i

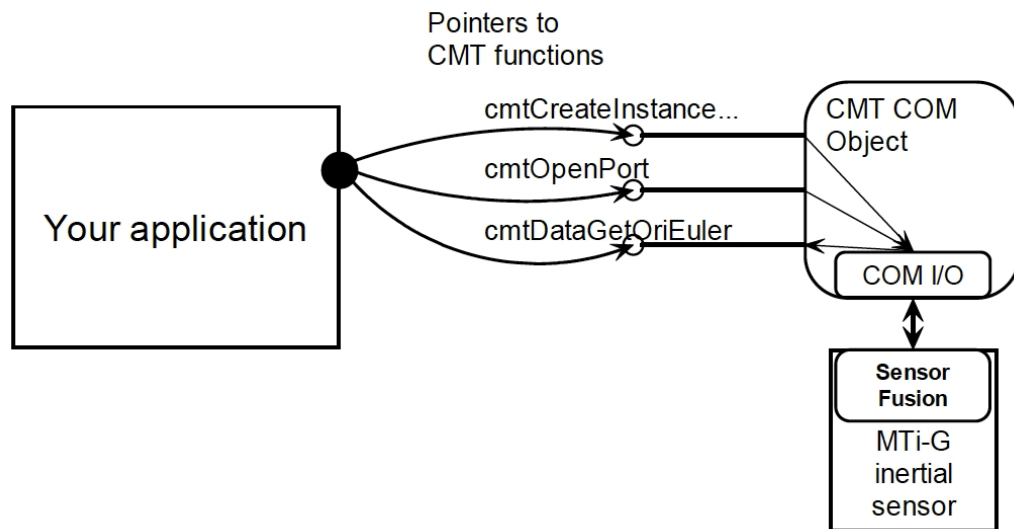


Figura 3.8: Funzioni del CMT.

movimenti dei segmenti umani avvengono ad una velocità più bassa rispetto a quella di campionamento, assumendo di campionare a 100 Hz o 50 Hz , può essere ragionevole ritardare l'esecuzione del calcolo della cinematica fintanto che entrambi i sensori non avranno fornito il dato. Nelle ipotesi fatte precedentemente, nel caso peggiore, i segnali dei due sensori saranno sfasati di un tempo $<10\text{ ms}$, e dunque il sensore che avrà fornito il dato per ultimo fungerà da master imponendo la sua frequenza di lettura come frequenza di elaborazione software. Difatti, tutte le elaborazioni verranno eseguite in un tempo pari alla frequenza di lettura del sensore che ha fornito il dato per ultimo, poiché è questo che sfruttando il dato dell'altro sensore leggermente più vecchio ($<10\text{ ms}$) darà il via per l'elaborazione ed il calcolo del θ . Il codice che segue descrive la procedura di acquisizione di dati sensoriali nel prototipo realizzato.

```

1
2     %recupero i dati dai sensori...
3     read1 = 0;
4     read2 = 0;
5
6     if status ~= 0,
7         last_d=d(end,:);
8     end
9
10    while (~read1 || ~read2)

```

```
11     %Dal sensore uno...
12     if (~read1)
13         [d1,status1,N]=MT_get_dataS1(h, Channels, 0, DisplayMode);
14         if status1 == 1
15             read1 = 1;
16         end
17     end
18
19     %Dal sensore due...
20     if (~read2)
21         [d2,status2,N]=MT_get_dataS2(h, Channels, 1, DisplayMode);
22         if status2 == 1
23             read2 = 1;
24         end
25     end
26 end
27 Ts1 = [ d1(1,1), d1(1,4), d1(1,7); d1(1,2), d1(1,5), d1(1,8); d1(1,3), d1
        (1,6), d1(1,9) ];
28 Ts2 = [ d2(1,1), d2(1,4), d2(1,7); d2(1,2), d2(1,5), d2(1,8); d2(1,3), d2
        (1,6), d2(1,9) ];
29 theta = cinematica(Ts1,Ts2);
```

3.4 Validazione del modello

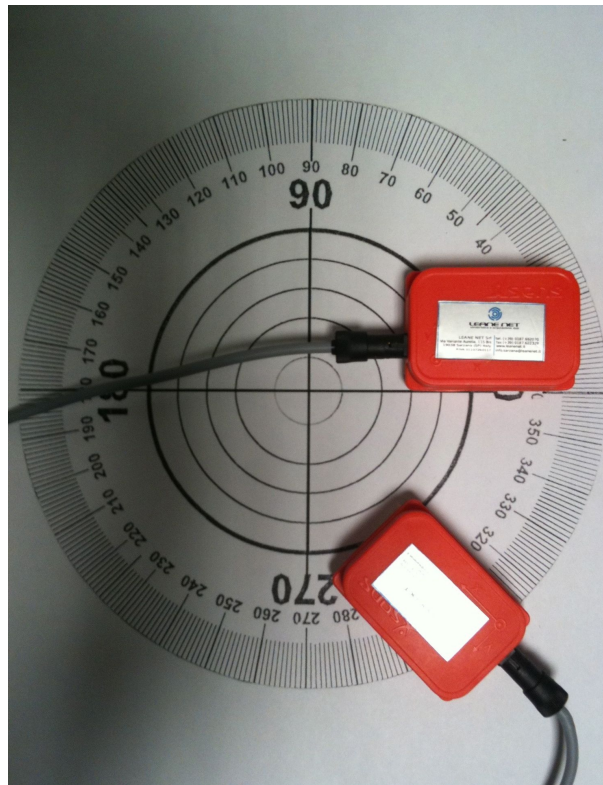


Figura 3.9: Validazione del modello.

Per confermare l'esattezza del modello cinematico e procedere al fissaggio dei sensori sul tutore è stata eseguita una serie di test per la validazione della correttezza del sistema.

Essendo il modello cinematico sviluppato nell'ipotesi che tutti i movimenti delle terne avvengono nello stesso piano, i primi test sono stati effettuati muovendo i sensori su una superficie piana graduata come in figura 3.9.

I risultati sono stati valutati registrando l'angolo restituito dal modello su 1000 campioni per angoli di 180° , 135° , 90° , 45° , facendo variare sia l'inclinazione del piano, sia la frequenza di acquisizione dei dati (50 Hz o 100 Hz). La variazione dell'inclinazione del piano (orizzontale, verticale, obliquo) è stata resa necessaria dall'osservazione durante il normale utilizzo dei sensori, di variazioni nella misura alle varie inclinazio-

		Orizzontale	Obliquo	Verticale
180 °	Varianza	0,129	0,228	0,012
	Valore Medio	178,1°	176,9°	179,4°
135 °	Varianza	0,177	0,235	0,009
	Valore Medio	134,8°	128,2°	133,8°
90 °	Varianza	0,094	0,251	8,143
	Valore Medio	90,3°	85,9°	89,6°
45 °	Varianza	0,448	0,235	0,008
	Valore Medio	46,6°	43,9°	45,2°

Tabella 3.2: Statistiche relative a 1000 campioni a 50 Hz prima del montaggio sul tutore.

		Orizzontale	Obliquo	Verticale
180 °	Varianza	0,198	0,356	0,006
	Valore Medio	177,8°	176,9°	179,4°
135 °	Varianza	0,185	0,402	0,005
	Valore Medio	134,7°	128,1°	133,8°
90 °	Varianza	0,039	28,928	0,01
	Valore Medio	90,2°	86,1°	89,5°
45 °	Varianza	0,064	0,469	0,005
	Valore Medio	46,4°	43,8°	45,2°

Tabella 3.3: Statistiche relative a 1000 campioni a 100 Hz prima del montaggio sul tutore.

ni. Come è possibile osservare dai dati riportati in tabella 3.2 e tabella 3.3, le misure eseguite risultano essere abbastanza precise, con un errore massimo di circa 4° ed una varianza abbastanza limitata, indice di una buona ripetitività dei dati.

3.5 Realizzazione del prototipo

Uno dei requisiti principali di questo progetto risiede nella bassa invasività del dispositivo, in modo da rendere il più naturale possibile il cammino del paziente che indossa l'ortesi.

Tenendo bene a mente questo obiettivo, l'idea legata allo sviluppo del prototipo prevedeva che i due sensori MTx fossero direttamente connessi all'ortesi, in modo da poterne seguire il movimento e non rappresentare strumento di intralcio. Seguendo

questa idea, è stato realizzato un primo prototipo, illustrato in figura 3.10, che prevedeva entrambi i sensori direttamente connessi all'ortesi.



Figura 3.10: Prima versione del prototipo di ortesi strumentata con sensori MTx.

Questa prima versione, benché la più idonea in termini di bassa invasività del dispositivo, diversamente da quanto rilevato nelle prove descritte in sezione 3.4, restituiva un dato sbagliato non corrispondente al reale angolo di caviglia riscontrato. Il dato restituito dal prototipo in figura 3.10 risultava essere sostanzialmente casuale, soprattutto quando il dispositivo veniva posto in orizzontale, al contrario di quanto avveniva ponendolo in verticale, dove si riscontrava un dato più o meno attendibile. Avendo riscontrato questo tipo di comportamento solo dopo il montaggio sull'ortesi, si è subito intuito che l'errore presente era dovuto a qualche interferenza sui sensori da parte del tutore. Tutti i sensori MTx, come descritto in sezione 3.2.1.2, utilizzano un magnetometro per il calcolo del proprio sistema di riferimento, che insieme alla perpendicolare al suolo consente di definire tutti gli elementi del sistema. La presenza dello snodo

in metallo all'interno dell'ortesi si è rilevata essere una sorgente di interferenza per i magnetometri dei sensori, causando la perdita del riferimento verso il nord magnetico locale. E' stato dunque necessario procedere ad una revisione del modello, che prevedesse l'annullamento dell'interferenza del metallo sui sensori. Provando ad allontanare i sensori dall'ortesi e a verificare il corretto funzionamento, si è constatato che la minima distanza al di sopra della quale le interferenze vengono annullate è di circa 10 *cm*. Si è dunque pensato di adottare una soluzione che distanziasse i sensori utilizzando due staffe in policarbonato realizzando il prototipo illustrato in figura 3.11. Per poter valutare l'errore introdotto nel modello cinematico avendo supposto

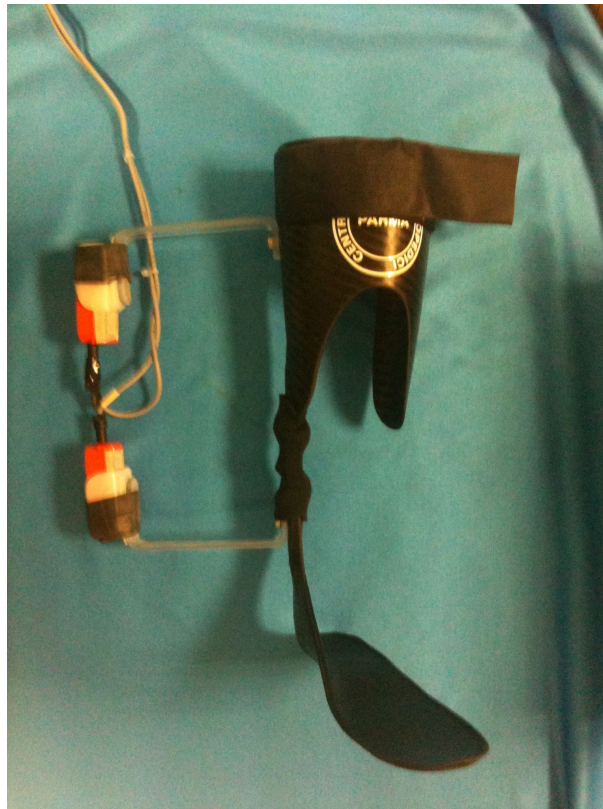


Figura 3.11: Seconda versione del prototipo di ortesi strumentata con sensori MTx.

che tutti i movimenti delle terne avvenissero sullo stesso piano, sono stati eseguiti sul prototipo gli stessi test effettuati durante la validazione del modello, facendo variare angolo, inclinazione e frequenza di acquisizione. Data l'approssimazione del modello, e dato che le rotazioni delle terne dovuta alla meccanica del tutore non avvengono

		Orizzontale	Obliquo	Verticale
180 °	Varianza	2,088	0,399	0,005
	Valore Medio	179,0°	178,7°	177,9°
135 °	Varianza	0,346	0,129	0,011
	Valore Medio	136,6°	137,7°	134,2°
90 °	Varianza	4,159	0,196	0,007
	Valore Medio	89,7°	86,6°	90,6°
45 °	Varianza	-	-	-
	Valore Medio	-	-	-

Tabella 3.4: Statistiche fatte su 1000 campioni a 50 Hz dopo il montaggio sul tutore.

		Orizzontale	Obliquo	Verticale
180 °	Varianza	0,058	0,585	0,011
	Valore Medio	178,6°	178,6°	177,9°
135 °	Varianza	0,113	0,516	0,005
	Valore Medio	136,1°	137,7°	134,2°
90 °	Varianza	0,063	0,443	0,014
	Valore Medio	89,7°	86,9°	91,1°
45 °	Varianza	-	-	-
	Valore Medio	-	-	-

Tabella 3.5: Statistiche fatte su 1000 campioni a 100 Hz dopo il montaggio sul tutore.

sullo stesso piano, ci si aspetterebbe un'errore maggiore nei dati acquisiti sul tutore. In realtà, come spiegato nella sezione 3.2.3, l'errore introdotto non è molto evidente. Questo è dovuto al fatto che l'errore maggiore è stato introdotto rispetto alle rotazioni che avvengono attorno all'asse \hat{x} e non attorno attorno all'asse \hat{z} . Difatti, osservando i risultati raccolti in tabella 3.4 e 3.5 è possibile osservare come l'errore massimo commesso sia ancora di circa 3°.

3.6 Interfaccia grafica

Dopo aver appurato la robustezza del sistema implementato, volendo realizzare in un sistema di tracciamento e analisi dell'angolo di caviglia, è stata realizzata in MATLAB un'interfaccia grafica (figura 3.12) in grado di mostrare in tempo reale l'angolo di cavi-

glia registrato. L'interfaccia oltre a permettere la visualizzazione del grafico dell'angolo di caviglia, consente anche di poter effettuare la registrazione dei dati acquisiti in modo da garantire una analisi a posteriori dei dati. Tutti i dati raccolti, verranno poi utilizza-

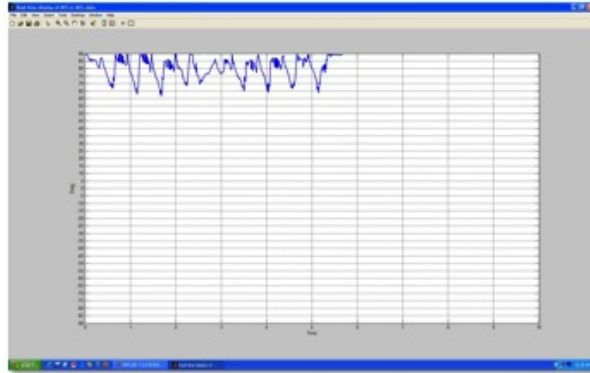


Figura 3.12: Interfaccia grafica del software realizzato che visualizza in tempo reale l'andamento dell'angolo della caviglia.

ti per effettuare una valutazione dell'angolo di caviglia nei vari soggetti, cercando di individuare se possibile eventuali comportamenti che contraddistinguono un soggetto sano da un soggetto patologico.

Capitolo 4

Risultati

Tutti gli uomini camminano allo stesso modo, con differenze piccole ma sostanziali durante il cammino. L'angolo di caviglia viene identificato come un dato importante per questa valutazione, poiché consente di identificare comportamenti tipici del soggetto che indossa l'ortesi e di valutare l'efficacia della stessa.

La realizzazione di un sistema di tracciamento e registrazione dati permette di effettuare un'analisi a posteriori e di svolgere eventuali valutazioni. Attraverso la creazione di un database comprendente soggetti sani e patologici è possibile identificare comportamenti caratteristici dei vari soggetti, ed evidenziarne se possibile eventuali differenze. Allo stesso modo sarà possibile verificare il comportamento cinematico dell'ortesi e valutarne la performance.

4.1 Raccolta dati e segmentazione

Essendo il prototipo realizzato ancora nelle prime fasi di sperimentazione, per la raccolta dei dati non è stato possibile avere un riscontro su un elevato numero di pazienti. Per una prima sperimentazione, si è chiesto ad un gruppo composto da dieci persone sane e una patologica di percorrere in due fasi, una di andata e una di ritorno, una distanza di 8 m su un percorso rettilineo per dieci volte. Tutti gli elementi del gruppo presentano un'età compresa tra i 24 e i 35 anni e caratteristiche fisiologiche come quelle riportate in tabella 4.1.

Poiché il prototipo è stato realizzato su una calzatura numero 41, e quindi non sempre coincidente con quella dei soggetti sottoposti al test, conoscere peso, altezza e calzatura dei vari soggetti è molto importante, in quanto può aiutare nella interpretazione dei risultati in sede di valutazione finale. Al contempo, le caratteristiche fisiologiche dei vari soggetti possono essere una valida base per descrivere alcune caratteristiche del passo.

	Età	Peso [Kg]	Altezza [m]	Calzatura
Sano 1	25	63	1.74	42
Sano 2	28	70	1.80	43
Sano 3	27	60	1.68	40 1/2
Sano 4	29	60	1.78	40 1/2
Sano 5	25	70	1.80	43
Sano 6	24	63	1.61	39
Sano 7	28	81	1.71	42
Sano 8	24	63	1.78	43
Sano 9	35	68	1.81	40
Sano 10	29	82	1.78	42
Patologico	29	82	1.78	42

Tabella 4.1: Caratteristiche fisiologiche dei soggetti coinvolti che hanno partecipato alla sperimentazione.

Per ogni persona è stata raccolta una serie di sequenze come quella in figura 4.1 ad una frequenza di acquisizione pari a 100 Hz, per un totale di circa trenta passi a persona.

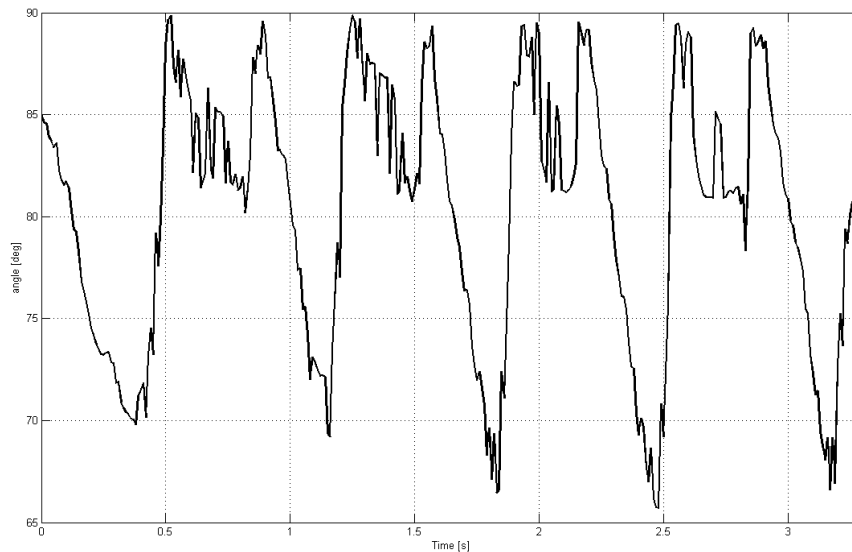


Figura 4.1: Sequenza di passi su un percorso rettilineo.

Dovendo analizzare il singolo passo, e non disponendo di strumenti automatici in grado di effettuare la segmentazione del tracciato registrato, è stato necessario effettuare questa divisione manualmente utilizzando come riferimento *il ciclo del passo* (dal contatto iniziale alla sospensione finale).

Non tutti i passi però sono stati considerati. Difatti, il passo iniziale e quello finale di ogni sequenza non sono stati considerati un dato utile. In queste due fasi, il soggetto che indossa l'ortesi si appresta ad accelerare o decelerare il suo movimento in relazione a un'andatura standard che descrive il suo passo naturale. Considerare questi due passi come dati utili significherebbe utilizzare dati che non descrivono una andatura normale. Si è così costituito un database con circa quattrocento passi di durata e ampiezza diversa, come quello in figura 4.2 comprendente dati relativi sia a soggetti sani sia a patologici.

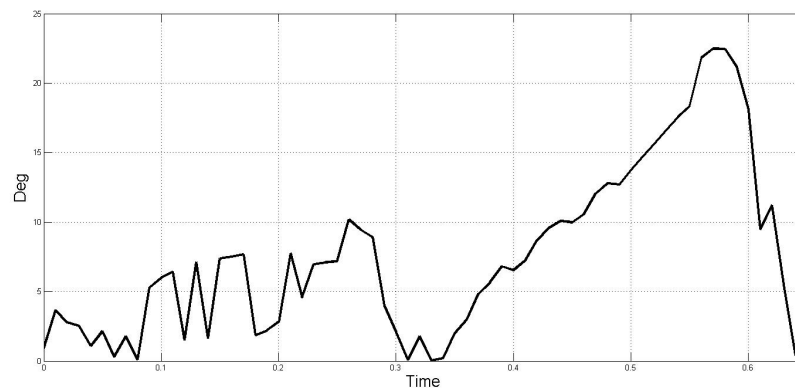


Figura 4.2: Tracciamento dell'andamento di caviglia per un singolo passo.

4.2 Time warping

Tutti i passi individuati presentano durata e ampiezza differente tra loro. Per poter effettuare un'analisi sui dati ottenuti, risulta necessario rendere confrontabili i vari risultati.

Il *Dynamic time warping*, o DTW [17], è un algoritmo che permette l'allineamento tra due sequenze $x_{1:l_x}$ e $y_{1:l_y}$, e che può portare ad una misura di distanza tra le due sequenze allineate. Tale algoritmo è particolarmente utile per trattare sequenze in cui singole componenti hanno caratteristiche che variano nel tempo, e per le quali la semplice espansione o compressione lineare delle due sequenze non porta risultati soddisfacenti. È stato utilizzato in diversi campi di applicazione, dal riconoscimento vocale, al riconoscimento di attività motorie.

In generale, il DTW è un metodo che permette di trovare una corrispondenza ottima tra due sequenze attraverso una distorsione non lineare rispetto alla variabile indipendente (tipicamente il tempo). Generalmente occorre rispettare alcune restrizioni per il calcolo della corrispondenza: deve essere garantita la monotonicità nelle corrispondenze, ed il limite massimo di possibili corrispondenze tra elementi contigui della sequenza. Nella implementazione dell'algoritmo, per il calcolo della distanza tra due punti $d(x_i, y_j)$ viene utilizzata la distanza Euclidea. La curva con il minimo costo che consente l'allineamento delle sequenze parziali $x_{1:i}$ e $y_{1:j}$, viene ottenuta utilizzando la program-

mazione dinamica per il calcolo del costo cumulativo $\gamma(i, j)$. Il valore di $\gamma(i, j)$ viene calcolato ricorsivamente come:

$$\gamma(i, j) = d(x_i, y_j) + \min\{\gamma(i-1, j), \gamma(i, j-1), \gamma(i-1, j-1)\} \quad (4.1)$$

Il costo della curva a minimo costo C_W è dato dal valore di $\gamma(l_x, l_y)$, e la curva viene costruita percorrendo all'indietro i punti da $\gamma(l_x, l_y)$ fino a $\gamma(1, 1)$.

In figura 4.3 è illustrata la matrice di costo prodotta dalla applicazione ricorsiva della funzione 4.1 su due curve contenenti l'andamento dell'angolo di caviglia nel tempo su un passo. Ogni elemento i, j della matrice, corrisponde al valore del costo cumulativo $\gamma(i, j)$, e la linea bianca in grassetto corrisponde alla curva a minimo costo che determina l'allineamento tra le due sequenze.

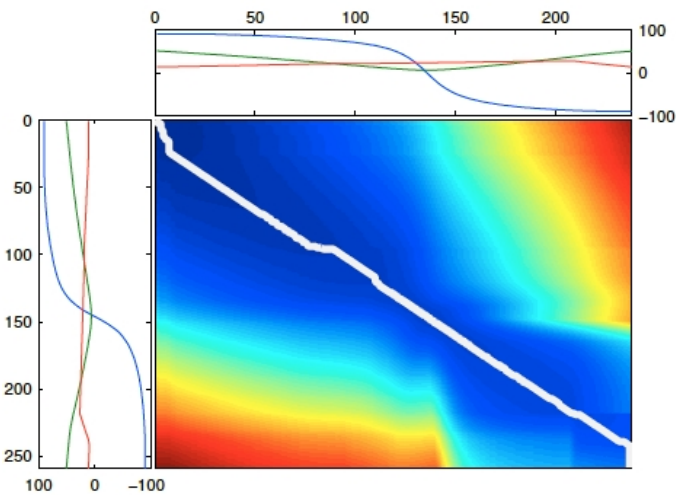


Figura 4.3: Time warping.

Attraverso il DTW è stato reso possibile il confronto tra i vari passi dei singoli soggetti. L'algoritmo prevede la scelta di una curva (nel nostro caso un passo) da utilizzare come riferimento per effettuare l'operazione di warping sugli altri dati. Per ogni soggetto si è scelto come riferimento la curva di durata media che meglio descrive l'andamento dell'angolo di caviglia rispetto al soggetto stesso. Il risultato è stato quello di ottenere per ogni persona una serie di curve di uguale durata senza introdurre delle distorsioni nell'informazione utile, cioè l'angolo.

4.3 Calcolo dei parametri caratteristici del passo

Si dispone ora di una serie di curve di uguale durata per ogni persona che rappresentano il singolo passo e si vuole risolvere il seguente problema: dato un set di traiettorie trovare la curva che meglio le approssima.

Assumendo che ad ogni istante di tempo t lo stato x_t del sistema è normalmente distribuito su tutte le istanze, possiamo formulare la funzione $f(t)$ che descrive la curva come:

$$f(t) = N(\mu(t), \Sigma(t))$$

dove $\mu(t)$ è il vettore medio con le stesse dimensioni k di x_t e $\Sigma(t)$ è la rispettiva matrice di covarianza. Perciò, il problema della stima di f , può essere rivisto come il problema di conoscere la media $\mu(t)$ e la covarianza $\Sigma(t)$ della distribuzione normale in ogni punto nel tempo t .

Per stimare questi parametri, è possibile usare la tecnica del kernel smoothing [18]. La tecnica del kernel smoothing, è una tecnica non parametrica per approssimare la funzione di densità di variabili random da un insieme di istanze campione. L'idea è quella di approssimare il valore dei parametri come la media ponderate dei punti di campionamento vicini. Questi pesi sono dati da una funzione kernel parametrizzata da una distanza misurata nel dominio della funzione. Nel nostro caso, i pesi dipendono dalla distanza temporale dei campioni.

Dato un insieme D di traiettorie corrispondenti alla stessa situazione, ognuna di lunghezza T , e assumendo che ogni dimensione è indipendente dalle altre, il kernel smoothing stima la media $\mu_i(t')$ per la dimensione i al tempo t' come:

$$\mu_i(t') = \frac{\sum_{d=1}^D \sum_{t=1}^T K\left(\frac{t'-t}{h}\right) x_{d,t}^i}{\sum_{d=1}^D \sum_{t=1}^T K\left(\frac{t'-t}{h}\right)}$$

dove $x_{d,t}^i$ è il valore per la dimensione i -esima dello stato del sistema nella traiettoria d al tempo iniziale t , e $K(u)$ è il kernel Gaussiano con banda h . Il valore della banda, determina di quanto l'influenza dei campioni vicini decresce con l'aumentare della distanza nel tempo. La varianza $\sigma_i^2(t')$ per la dimensione i al tempo t' viene stimata

come:

$$\mu_i(t') = \frac{\sum_{d=1}^D \sum_{t=1}^T K\left(\frac{t'-t}{h}\right) (x_{d,t}^i - \mu_i(t'))^2}{\sum_{d=1}^D \sum_{t=1}^T K\left(\frac{t'-t}{h}\right)}$$

Applicando la tecnica del kernel smoothing è possibile dunque ottenere la funzione $f(t)$ che descrive per ogni punto al tempo t lo stato caratteristico del sistema attraverso la media $\mu(t)$ e la covarianza $\Sigma(t)$.

Tornando al nostro caso, avremo che x_t avrà dimensione pari ad uno poiché la nostra funzione $f(t)$ associa ad ogni istante di tempo t il corrispondente angolo.

Attraverso l'utilizzo di questa tecnica, possiamo individuare per ogni persona una curva caratteristica e la rispettiva deviazione standard che descrive l'andamento medio del passo. Tutte le curve ottenute sono state ricavate scegliendo un valore di banda h pari a 0.8. La scelta di questo valore ha permesso di non rendere eccessiva l'influenza dei campioni vicini al campione in esame e non smorzare troppo alcune caratteristiche della curva.

Al fine di rendere i dati confrontabili, le curve così ottenute sono state normalizzate su cento campioni, in modo da poter discriminare per ogni soggetto la percentuale di durata delle rispettive fasi di sospensione e appoggio rispetto all'intero ciclo del passo. I risultati ottenuti sono presentati in figura 4.4, 4.5 e 4.6 per i soggetti sani e in figura 4.7 per il soggetto patologico.

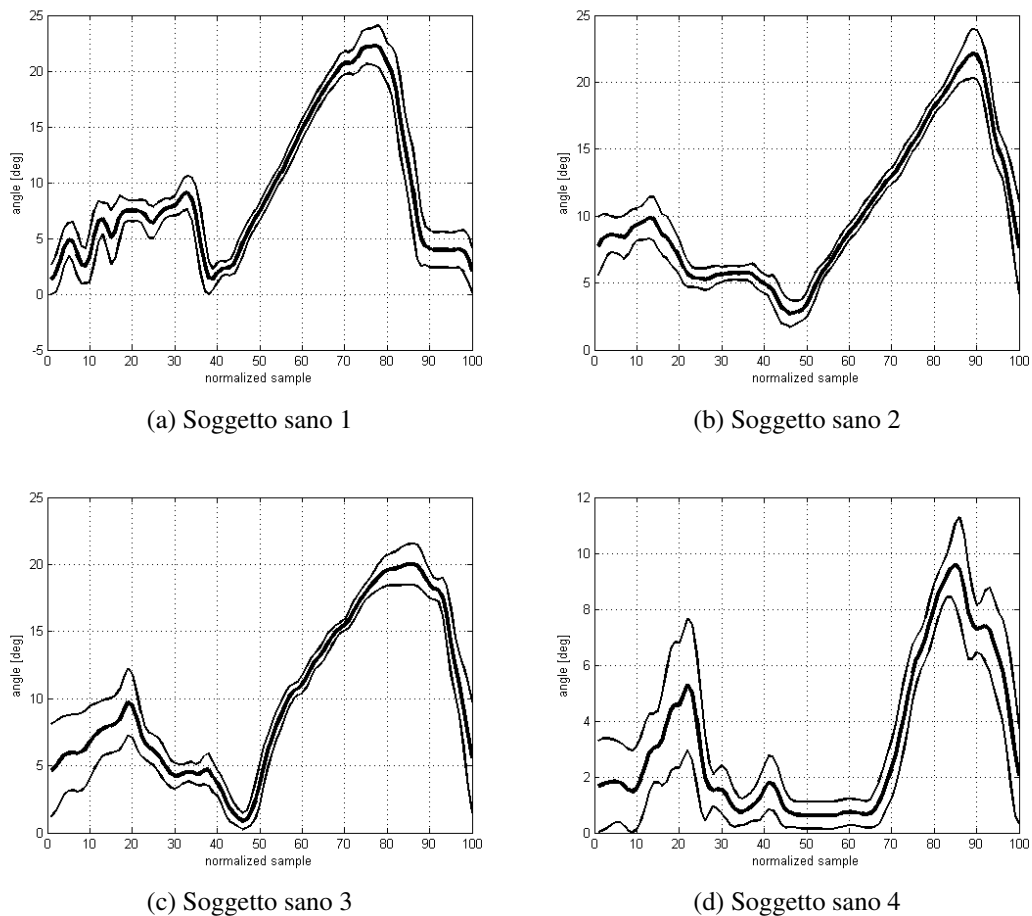


Figura 4.4: Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per quattro soggetti sani.

4.4 Confronto tra curva media e curva ideale

Essendo l'obiettivo di questo studio quello di valutare l'efficacia della cinematica dell'ortesi di caviglia, e avendo individuato come parametro principale di riferimento l'andamento dell'angolo della caviglia, si vuole che l'andamento dell'angolo di caviglia seguito dall'ortesi durante il suo movimento sia sovrapponibile a quello di un soggetto sano durante la deambulazione senza l'ausilio dell'ortesi. La valutazione delle curve caratteristiche ottenute facendo indossare il prototipo ai diversi soggetti fornisce delle importanti indicazioni che consentono di comprendere l'efficacia della cinematica del-

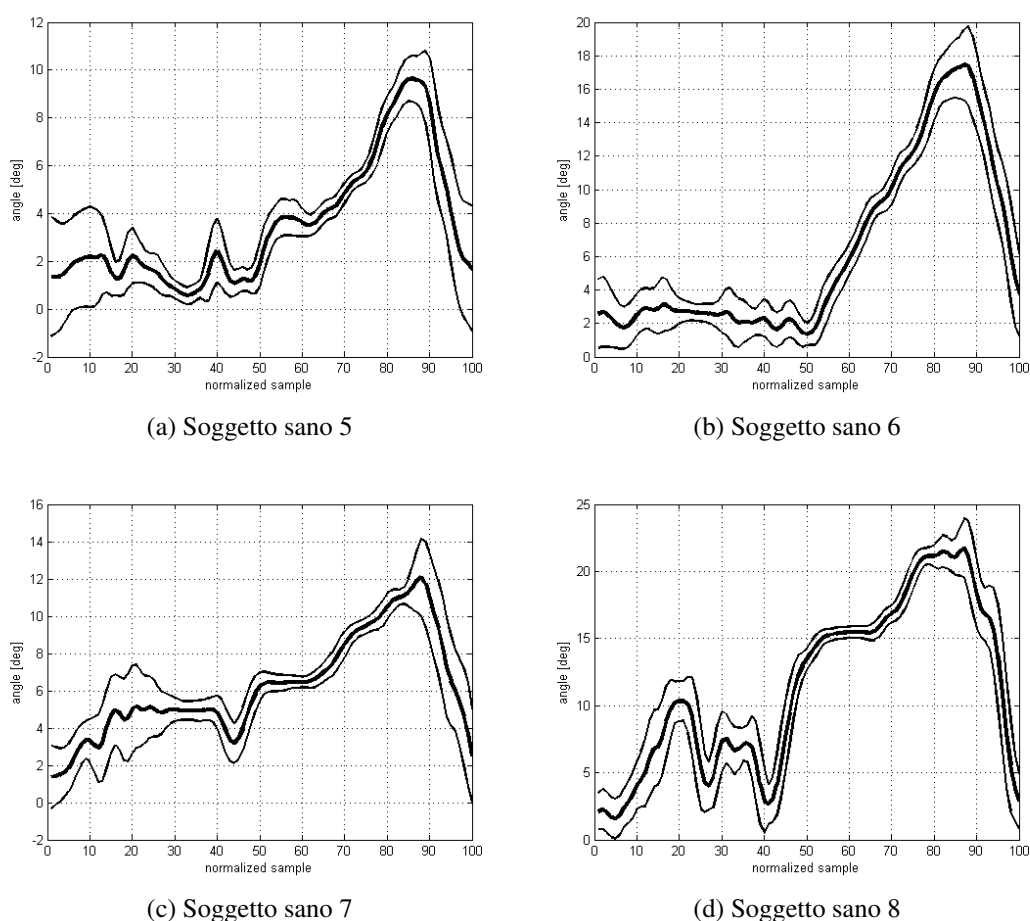


Figura 4.5: Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per quattro soggetti sani.

l'ortesi. Mettendo a confronto la curva media ottenuta per i soggetti sani con la curva teorica che descrive l'andamento dell'angolo di caviglia, è possibile osservare come le due curve siano sostanzialmente sovrapponibili (figura 4.8). A meno del movimento di plantiflessione impedito dalla meccanica dell'ortesi e della dorsiflessione nella fase di avanzamento più accentuata nei soggetti che indossano il tutore, dalla figura 4.8 è possibile osservare il medesimo andamento tra le due curve.

La sovrapponibilità delle due curve rappresenta un risultato molto importante, in quanto permette di capire come si muove l'ortesi in assenza di alterazioni patologiche del passo. L'ortesi compie bene il suo lavoro, poiché nonostante sollecitazioni da parte dei

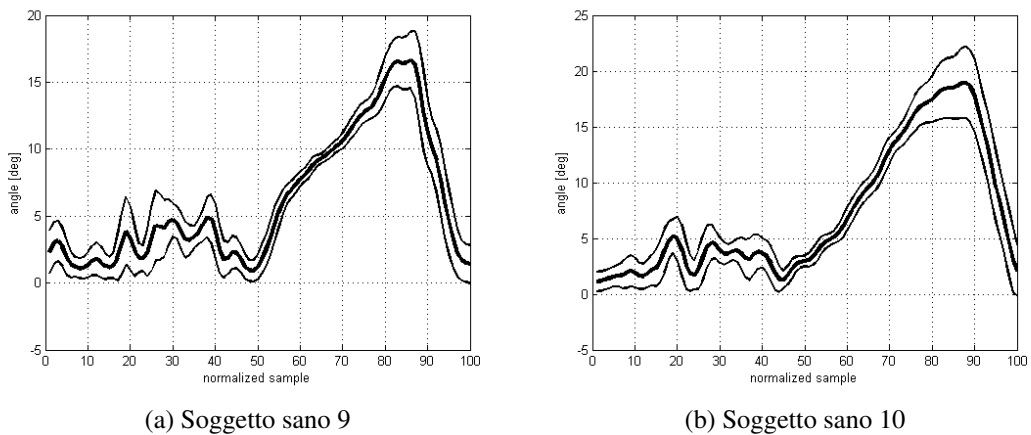


Figura 4.6: Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per due soggetti sani.

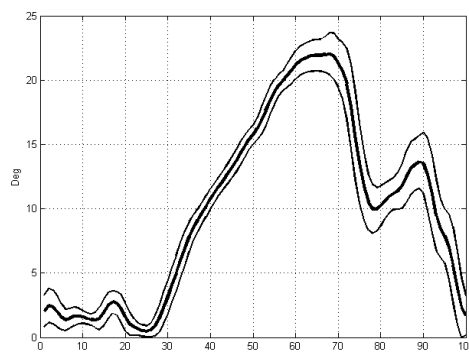


Figura 4.7: Andamento medio del passo e deviazione standard su un percorso rettilineo per un soggetto patologico.

soggetti che la indossano nel tentare di eseguire un movimento di plantiflessione, non lascia gradi di libertà e mantiene la sua struttura a 90° .

Andando a valutare come il tutore si comporta in un paziente con alterazioni patologiche (figura 4.7), osserviamo come il suo andamento sia simile a quello di un soggetto sano. Analizzando la curva e tenendo presente che il soggetto patologico presentava movimenti parassiti sul piano frontale di prono supinazione, si osserva come la buona qualità del segnale venga mantenuta nonostante la presenza di tali disturbi.

Dalla figura 4.7 si evince come questi movimenti non condizionino la rilevazione del

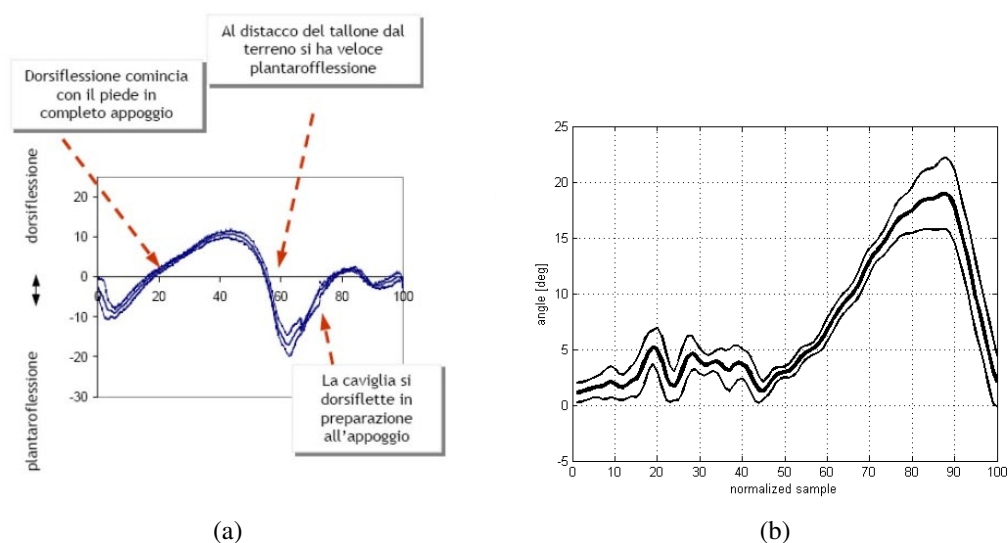


Figura 4.8: Andamento dell'angolo di caviglia in un passo. Confronto tra curva teorica (a) e curva di un soggetto sano con AFO (b).

segnale e come il tutore obblighi un movimento corretto della articolazione tibio tar-sica. Il soggetto patologico infatti, pur presentando una netta riduzione del tempo di appoggio rispetto ai pazienti sani, aiutato dal tutore esegue una fase di oscillazione molto simile a quella di un soggetto sano.

Risultato non meno importante è quello rappresentato dal fatto stesso di avere otte-nuto un sistema di registrazione accurato dell'angolo della caviglia. Si è infatti ottenuto un segnale molto simile a quello teorico utilizzando per la misura dispositivi sensoria-li di tipo IMMS. Gli IMMS presentano una minore precisione di misura rispetto agli strumenti solitamente utilizzati per rilevare l'angolo di caviglia (come il VICON [1]), ma al contempo non necessitano di un ambiente calibrato in cui effettuare le misure, presentano una invasività ridotta ed hanno un costo decisamente inferiore. Le caratteri-stiche citate costituiscono una solida base per un possibile sviluppo di una piattaforma futura, in cui si prevede un numero maggiore di ortesi sensorizzate e un sistema di-stribuito in grado di raccogliere i dati provenienti dai vari sensori. La disponibilità di un numero elevato di dati consentirebbe una valutazione su larga scala dei risultati ottenuti e lo sviluppo di nuove metodologie di analisi del cammino.

Capitolo 5

Riconoscimento e classificazione del cammino

L'analisi del cammino attraverso l'utilizzo di sistemi di acquisizione di dati può avere diversi sviluppi. Oltre ad un utilizzo prettamente medico rivolto allo studio delle limitazioni funzionali dovute ad una particolare patologia e alla valutazione dell'efficacia di determinati interventi riabilitativi, l'analisi del cammino può essere inserita in un contesto molto più generico.

Sin ora ci è occupati della realizzazione e della acquisizione di dati con l'obiettivo di valutare l'efficacia della cinematica di una ortesi di caviglia durante il periodo riabilitativo. Distaccandoci da questo contesto, e supponendo di disporre di una base di conoscenza costituita dalle curve del passo di diversi soggetti noti, è possibile utilizzare questi dati per eseguire una classificazione.

In questo capitolo viene descritta la realizzazione di un sistema che mira a riconoscere, in base all'andamento dell'angolo di caviglia, il soggetto che indossa l'ortesi. Analoga analisi potrebbe essere condotta in prospettiva, disponendo direttamente i sensori IMMS sul soggetto privo di ortesi.

Recentemente, con lo sviluppo della teoria dell'apprendimento automatico, è stata sviluppata una grande varietà di algoritmi in grado di risolvere problemi di classificazione con buone prestazioni soprattutto nella *gait pattern recognition*. In particolare, le Support Vector Machine che rappresentano una nuova potente tecnica di classifi-

cazione, sono state utilizzate con successo per la classificazione del movimento in diversi studi [19, 20]. Basandosi su questi risultati, si è cercato di utilizzare le Support Vector Machine per il riconoscimento dei singoli soggetti, utilizzando come base di apprendimento le curve del passo registrate per gli stessi.

5.1 Support Vector Machine

Le Support Vector Machines (SVM), sviluppate agli inizi degli anni '90 [21] sono ritenute tra i più efficaci metodi di supervised learning. Rappresentano un insieme di metodi di apprendimento supervisionato per la regressione e la classificazione di pattern, anche note come classificatori a massimo margine, poiché minimizzano l'errore empirico di classificazione e allo stesso tempo ne massimizzano il margine geometrico.

Le macchine a vettori di supporto possono essere pensate come una tecnica alternativa per l'apprendimento di classificatori polinomiali, contrapposta alle tecniche classiche di addestramento delle reti neurali.

Le reti neurali ad un solo strato hanno un algoritmo di apprendimento efficiente, ma sono efficaci soltanto nel caso di dati linearmente separabili. Viceversa, le reti neurali multistrato possono rappresentare funzioni non lineari, ma sono difficili da addestrare a causa dell'alto numero di dimensioni dello spazio dei pesi. Le tecniche di addestramento più diffuse, come la back-propagation, permettono di ottenere i pesi della rete risolvendo un problema di ottimizzazione non convesso e non vincolato che, di conseguenza, presenta un numero indeterminato di minimi locali.

La tecnica di addestramento SVM risolve entrambi i problemi: presenta un algoritmo efficiente ed è in grado di rappresentare funzioni non lineari complesse. I parametri caratteristici della rete sono ottenuti mediante la soluzione di un problema di programmazione quadratica convessa con vincoli di uguaglianza o di tipo box (in cui il valore del parametro deve essere mantenuto all'interno di un intervallo), che prevede un unico minimo globale.

5.2 Impostazione del problema

Supponiamo di etichettare i dati di training come $\{x_i, y_i\}$ $i = 1, \dots, l$, $y_i \in \{-1, 1\}$ $x_i \in \mathbb{R}^n$, e di avere un iperpiano che separa gli esempi positivi da quelli negativi come in figura 5.1.

Partendo dal caso più semplice, in cui i dati sono linearmente separabili, il problema delle SVM si risolve nel trovare l'iperpiano separatore ottimo dei pattern x_i , tale da rendere massimo il margine di separazione.

Chiamata \mathbf{w} la normale all'iperpiano, e b il bias, i punti che giacciono sull'iperpiano soddisfano l'equazione :

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x} + b = 0 \quad (5.1)$$

Indicando con d_- la minima distanza dall'iperpiano dai pattern negativi e rispettivamente con d_+ quella dai pattern positivi, chiameremo margine la quantità $(d_- + d_+)$. Si supponga ora che tutti i dati di training soddisfino i seguenti vincoli:

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x} + b \geq +1 \text{ per } y_i = +1 \quad (5.2)$$

$$\mathbf{w}^T \mathbf{x} + b \leq -1 \text{ per } y_i = -1 \quad (5.3)$$

che si possono unire nell'unica espressione:

$$y_i(\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) - 1 \geq 0 \quad (5.4)$$

Considerando i punti che soddisfano l'equazione 5.2, si vede che questi giacciono nell'iperpiano $H_1 : \mathbf{w}^T \mathbf{x} + b = 1$ con normale \mathbf{w} e distanza perpendicolare dall'origine $|1 - b|/\|\mathbf{w}\|$. Analogamente, i punti per i quali vale l'uguaglianza 5.3, giacciono sull'iperpiano $H_2 : \mathbf{w}^T \mathbf{x} + b = -1$, con normale ancora \mathbf{w} e distanza perpendicolare dall'origine $|1 - b|/\|\mathbf{w}\|$. Avremo quindi che $d_- = d_+ = 1/\|\mathbf{w}\|$, e che il margine vale $2/\|\mathbf{w}\|$ (figura 5.1). Osserviamo inoltre che H_1 e H_2 sono paralleli (hanno la stessa normale) e che in mezzo ad essi non cadono punti di training. Il nostro scopo allora è trovare i due iperpiani che minimizzano $\|\mathbf{w}\|^2$ soggetti ai vincoli dell'equazione 5.4,

che si traduce nel seguente problema di minimo:

$$\begin{cases} \min_{\mathbf{w}, b} \frac{1}{2} \|\mathbf{w}\|^2 \\ y_i(\mathbf{w}^T \mathbf{x}_i + b) \geq 1 \quad i=1, \dots, n_p \end{cases} \quad (5.5)$$

I punti del training che soddisfano l'equazione 5.4 sono chiamati *Support Vector*, e sono indicati nella figura 5.1 come dei doppi cerchietti. I support vector sono gli elementi critici dell'insieme di training; essi giacciono il più vicino possibile alla frontiera di decisione e la loro posizione influisce direttamente nella determinazione dell'iperpiano separatore.

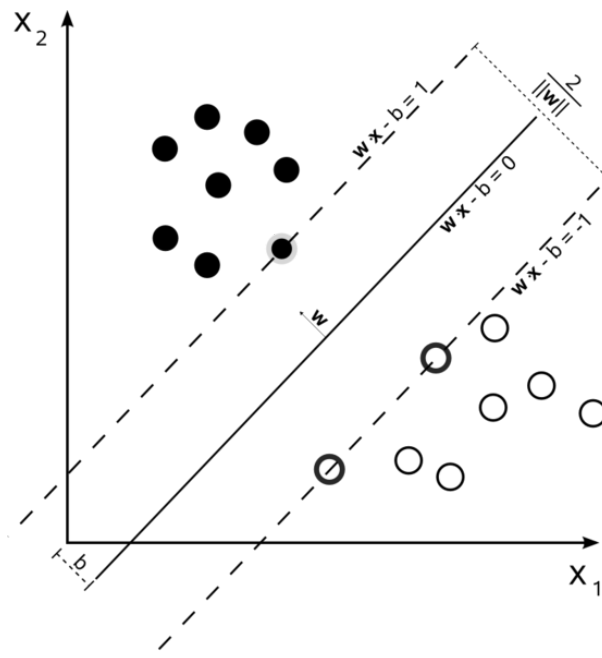


Figura 5.1: Iperpiano separatore in \mathbb{R}^2 .

Il problema sopra descritto, dove i pattern del sistema sono separabili, rappresenta il caso più semplice di SVM e può essere risolto attraverso le condizioni di Karush-Kuhn-Tucker [22]. Non sempre però i pattern sono linearmente separabili. Esistono casi come quello in figura 5.2, in cui non è possibile individuare un separatore lineare. Vi è dunque la necessità di un classificatore che abbia maggiore flessibilità. Nel caso più generale dove le variabili del sistema non sono separabili [21], il problema delle

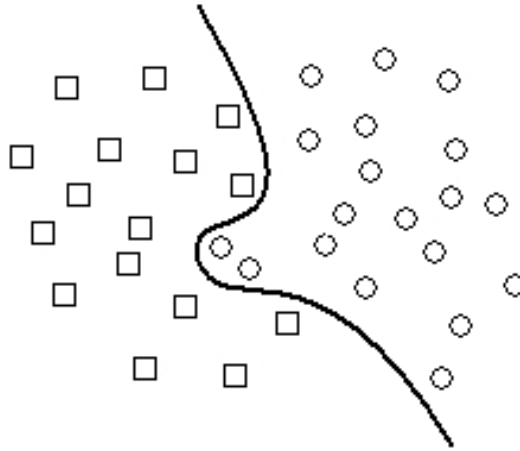


Figura 5.2: Pattern non separabili in modo lineare.

SVM si traduce nella soluzione del problema di ottimizzazione:

$$\begin{cases} \min_{\mathbf{w}, b, \xi} \frac{1}{2} \mathbf{w}^T \mathbf{w} + C \sum_{i=1}^l \xi_i \\ y_i (\mathbf{w}^T \phi(\mathbf{x}_i) + b) \geq 1 - \xi_i, \xi_i \geq 0 \end{cases} \quad (5.6)$$

In questa nuova riformulazione, i pattern \mathbf{x}_i vengono mappati in qualche altro spazio Euclideo (eventualmente di dimensione infinita) dalla funzione ϕ come in figura 5.3. La SVM cercherà l'iperpiano con in massimo margine in questo nuovo spazio. Il parametro $C (> 0)$ è un parametro scelto dall'utente: un valore di C alto corrisponde ad assegnare una alta penalità agli errori di classificazione. Viene definita inoltre la funzione $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) \equiv \phi(\mathbf{x}_i)^T \phi(\mathbf{x}_j)$, chiamata funzione kernel. La funzione kernel consente di risolvere il problema di ottimizzazione 5.6 senza conoscere direttamente la funzione ϕ . Esistono quattro funzioni kernel basilari utilizzabili a seconda del problema che si deve risolvere:

- Lineare: $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j$
- Polinomiale: $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = (\gamma \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j + r)^d, \gamma > 0$
- Radial basic function (RBF): $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \exp(-\gamma \|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|^2), \gamma > 0$

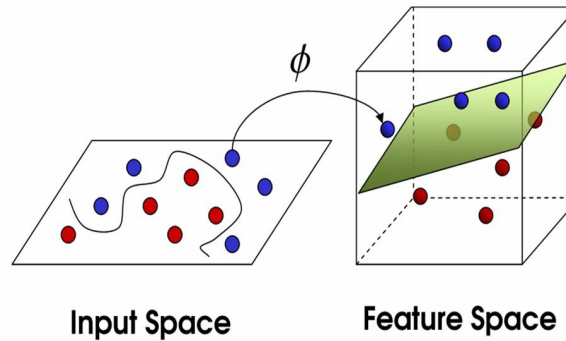


Figura 5.3: Pattern non separabili in modo lineare.

- Sigmoidale: $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \tanh(\gamma \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_j + r)$

dove γ , r e d sono parametri del kernel. La valutazione di questi parametri porterà ad una soluzione più o meno ottima del problema 5.6.

5.3 La libreria LIBSVM

LIBSVM [23] è una libreria che implementa la support vector classification. Attraverso la sua interfaccia portatile, fornisce un insieme di metodi che permettono di addestrare un classificatore SVM ed interrogarlo in diversi ambienti di sviluppo (C, C++, Matlab).

Volendo perseguire l'obiettivo del riconoscimento di un soggetto in base al passo, attraverso l'ausilio di questa libreria e utilizzando i dati relativi ai singoli passi raccolti in precedenza, si è cercato di discriminare in base all'andamento dell'angolo di caviglia i vari soggetti. E' da sottolineare come, al di là degli esperimenti iniziali descritti in questa tesi, la valutazione del cammino su più passi possa avere applicazioni importanti per la valutazione del del progresso di un paziente in sede di riabilitazione.

5.3.1 Utilizzo della libreria LIBSVM

Insieme alla libreria LIBSVM viene fornito un manuale che descrive la procedura da seguire per ottenere risultati migliori nell'utilizzo dei classificatori SVM e della libreria stessa. Vengono indicati sei passi da seguire:

1. Trasformare i dati nel formato supportato dall'SVM package.
2. Eseguire uno scaling dei dati.
3. Scegliere come funzione kernel di riferimento la funzione RBF : $K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) = \exp(-\gamma\|\mathbf{x}_i - \mathbf{x}_j\|^2)$, $\gamma > 0$.
4. Usare la cross-validation per identificare i parametri migliori di C e γ .
5. Usare i valori di C e γ individuati per addestrare la SVM.
6. Test.

L'SVM package richiede che ogni istanza dei dati sia rappresentata come un vettore di numeri reali tutti di uguali dimensioni. Come descritto nei capitoli precedenti, dopo aver effettuato l'operazione di time warping sui dati di ogni singolo paziente, si dispone per ognuno di essi di un insieme di vettori di uguale dimensioni contenente l'andamento dell'angolo di caviglia. Le dimensioni del vettore dei dati sono però differenti da paziente a paziente. Per poter dunque utilizzare i dati raccolti con l'SVM package risulta necessario uniformarli. Osservando che la dimensione media dei passi per ogni paziente è di circa sessanta campioni, tutte le curve sono state interpolate e a seconda dei casi sovra campionate o sotto campionate, in modo da ottenere un insieme di dati uniforme per tutti i pazienti composto da vettori di sessanta elementi.

I dati così ottenuti sono conformi al formato richiesto dall'SVM package, ma trattandosi di vettori e dovendo la libreria eseguire una serie di prodotti per il calcolo del problema di minimo, per ridurre la complessità computazionale, viene richiesto di effettuare una operazione di scaling dei dati in un insieme limitato come ad esempio $[0,1]$. Essendo i vettori composti da numeri reali compresi nell'intervallo $[0,30]$, l'operazione di scaling risulta alquanto semplice dividendo tutti i dati per un fattore cento.

Come descritto nel paragrafo 5.2, nel caso generico di variabili non separabili, il problema delle SVM può essere risolto ricorrendo all'uso delle funzioni kernel. Esistono diversi tipi di funzione kernel, ognuna più o meno adeguata al problema che si deve risolvere. Solitamente, da studi fatti [24, 25], la funzione RBF è la funzione che meglio si adatta ai dati e che fornisce risultati migliori. La funzione RBF possiede due parametri C e γ , ma non è possibile conoscere a priori quale sia il valore di questi parametri che ottimizza il problema assegnato. Di conseguenza qualsiasi coppia di valori potrebbe andare bene. La cross-validation è una procedura che consente di calcolare i valori di C e γ in modo che il classificatore possa prevedere con maggiore precisione i dati sconosciuti. Questa procedura prende anche il nome di ν -fold cross validation dato che divide il training set in ν subset di uguali dimensioni. In maniera sequenziale usa un subset per testare i dati che sono stati addestrati sui rimanenti $\nu - 1$ subset. In questo modo ogni istanza dell'intero training set viene classificata almeno una volta, e la percentuale di accuratezza della cross-validation rappresenta la percentuale dei dati che sono stati correttamente classificati.

La cross-validation previene il problema dell'overfitting dei dati poiché, oltre a testare in maniera ciclica la SVM su tutti i dati del training set, esclude ad ogni iterazione dalla procedura di cross-validation uno dei ν subfolder. Osservando la figura 5.4, dove i cerchi e triangoli pieni rappresentano i dati di training mentre quelli vuoti i dati di test, è possibile osservare come la cross-validation previene il problema dell'overfitting dei dati. Infatti, come è possibile osservare dalla figura 5.4a, se la procedura di training viene effettuata sull'intero test set senza escludere nessun subset (ad esempio i triangoli e i cerchi al bordo del classificatore), si ottiene un classificatore che perde di generalità. Il classificatore generato, sarà un classificatore con un margine molto basso poiché, nella fase di training si sono considerati tutti i dati. Al contrario, andando ad applicare la cross-validation per addestrare il classificatore ed escludendo volta per volta uno dei ν folder, si ottiene un classificatore a massimo margine come quello in figura 5.4c senza perdita di generalità.

La cross-validation è un'ottima tecnica per il calcolo dei valori ottimi di C e γ . Facendo variare questi valori e utilizzando la procedura di cross-validation è possibile osservare quale coppia (C, γ) restituisce la maggiore accuratezza nella classificazio-

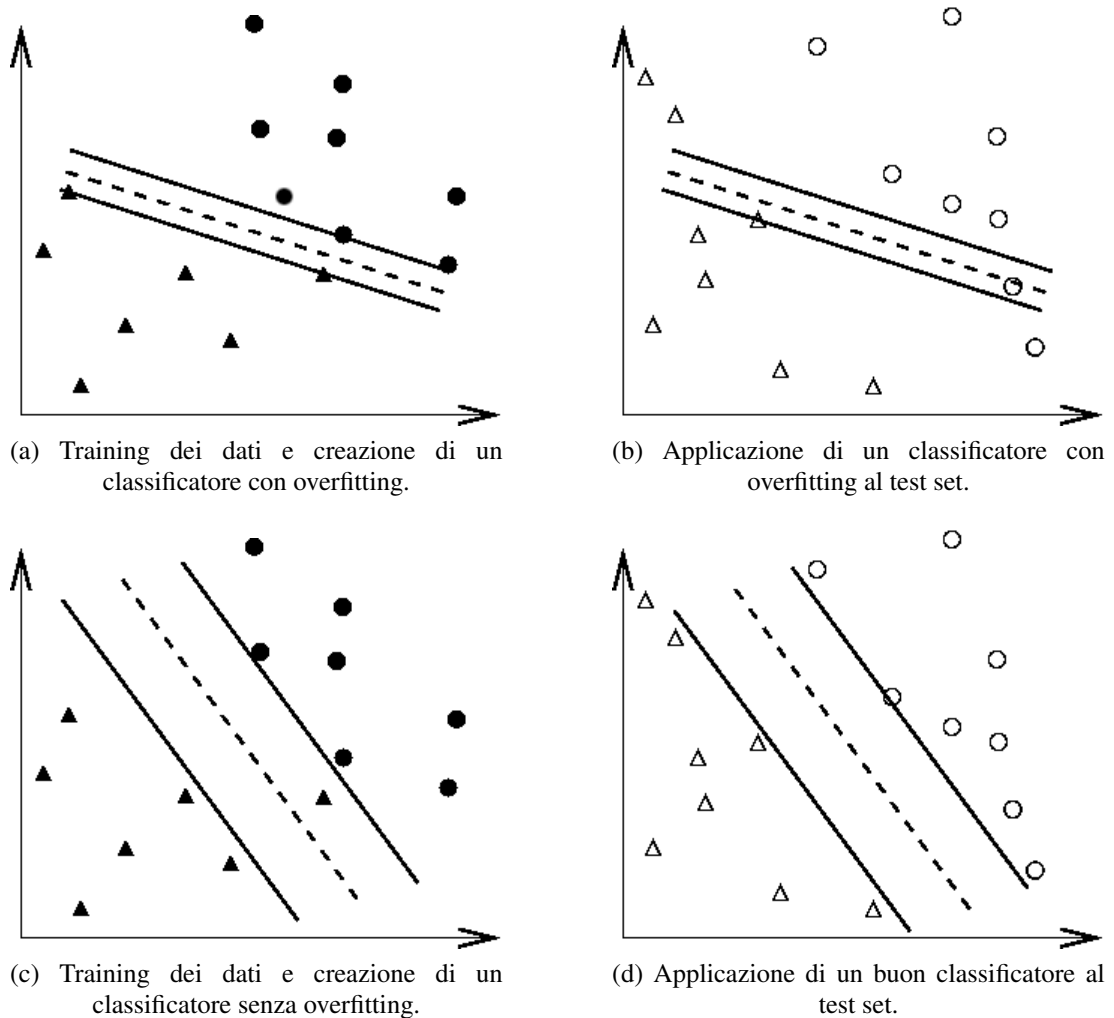


Figura 5.4: Creazione di un classificatore con overfitting e di un classificatore ottimo (i triangoli e i cerchi pieni rappresentano i dati di training mentre quelli vuoti i dati di test).

ne del test set. Per l'utilizzo della libreria, viene consigliato di effettuare una ricerca esaustiva dei valori di C e γ facendoli crescere in maniera esponenziale (per esempio, $C = 2^{-5}, 2^{-3}, \dots, 2^{15}$, $\gamma = 2^{-15}, 2^{-13}, \dots, 2^3$). Questa tecnica, seppur computazionalmente costosa, consente di ottenere da subito buoni risultati nell'utilizzo delle SVM.

5.4 Risultati

Utilizzando la procedura descritta nel paragrafo precedente, partendo dai vettori di dati normalizzati e scalati su sessanta campioni rappresentanti l'andamento dell'angolo di caviglia, si è cercato di risolvere il problema di ottimizzazione 5.6 con l'ausilio della libreria SVMMLIB. Avendo individuato come funzione kernel di riferimento la funzione RBF, attraverso la procedura di cross-validation è stato necessario individuare i parametri di C e γ che permettono una migliore classificazione dei dati. Come riportato in tabella 5.1, è stata eseguita una serie di ricerche esaustiva dei parametri C e γ , variando il numero di subset v all'interno del training set e memorizzando ad ogni ricerca la coppia (C, γ) che restituiva la massima accuracy.

Subset v	C	γ	Accuracy
2	2	$7,8 \cdot 10^{-3}$	47,13%
4	2	$7,8 \cdot 10^{-3}$	50,95%
6	2	$7,8 \cdot 10^{-3}$	52,22%
8	2	$7,8 \cdot 10^{-3}$	53,18%
10	2	$7,8 \cdot 10^{-3}$	53,50%
12	2	$7,8 \cdot 10^{-3}$	54,14%

Tabella 5.1: Cross-validation per il calcolo di C e γ .

La coppia $(C = 2, \gamma = 7,8 \cdot 10^{-3})$ rappresenta la coppia ottima che meglio si adatta ai dati. Infatti come è possibile osservare dalla tabella, pur aumentando il numero di subset sui quali effettuare la procedura di cross-validation, i valori di C e γ che restituiscono la massima accuracy restano invariati. All'aumentare del numero di subset l'accuracy nel riconoscimento dei dati sale, ma ciò è dovuto sostanzialmente alla diminuzione delle dimensioni del subset sul quale viene calcolata.

Scomponendo il nostro database di circa trecento campioni in training set e test set (due terzi per il training set e la restante parte per il test set), possiamo utilizzare il training set e la coppia di valori (C, γ) individuata per costruire un modello di SVM. Andando ad utilizzare il modello creato per classificare i dati del test set, si ottiene una accuratezza circa del 57%. Il risultato ottenuto rappresenta quanto più o meno ci

si aspetterebbe osservando le curve medie del passo. Infatti, analizzando le curve dei vari soggetti, si evince l'assenza di punti netti di distinzione tra un soggetto e l'altro in grado di fornire un riconoscimento. Volendo estrarre dalle curve le caratteristiche dei vari soggetti al fine di ottenere un modello migliore e di conseguenza una classificazione migliore, si è pensato di ricorrere alla *principal component analysis* o PCA. La *principal component analysis* è una tecnica per la semplificazione dei dati che consente di ridurre il numero di variabili utilizzate. Ciò avviene tramite una trasformazione lineare delle variabili che proietta quelle originarie in un nuovo sistema cartesiano nel quale la nuova variabile con la maggiore varianza viene proiettata sul primo asse, la variabile nuova, seconda per dimensione della varianza, sul secondo asse e così via. Ordinando le variabili in questo modo, si mettono in evidenza le variabili che maggiormente sono soggette a variazioni tra una persona e l'altra. La riduzione della complessità, avviene limitandosi ad analizzare le principali in ordine di varianza tra le nuove variabili, escludendo quelle che a causa della loro varianza ridotta porterebbero poco contenuti informativi.

Applicando questa tecnica ai dati, dal problema in esame sono stati ottenuti in ordine di varianza tutti gli autovalori e i rispettivi autovettori che ci consentono di effettuare la trasformazione dei dati nel nuovo sistema di riferimento. In figura 5.5 sono stati rappresentati tutti gli autovalori in ordine di varianza relativi alla base di dati. Come è possibile osservare dalla figura, i primi cinque autovalori sono quelli a maggiore varianza (dato che si discostano): dal quinto autovalore in poi la variazione tra un autovalore e l'altro è minima e di conseguenza anche il loro contenuto informativo.

Andando dunque a considerare i primi cinque autovalori con i rispettivi autovettori ed effettuando il cambio di base, si ottiene una ridefinizione dei dati in cui vengono messe in evidenza le caratteristiche principali delle singole curve. Anche in questo caso come in quello precedente, attraverso la procedura di *cross-validation* si è calcolata la coppia (C, γ) che meglio risolve il problema. Osservando la tabella 5.2 ed in particolare l'accuratezza della classificazione, ci si aspetterebbe, andando a creare un modello di SVM su questi dati, un classificatore migliore rispetto a quello precedentemente creato sulle sole curve dell'angolo di caviglia. In realtà, scomponendo i dati come nel caso precedente in training set e test set, e andando a creare un modello di SVM, si ottiene

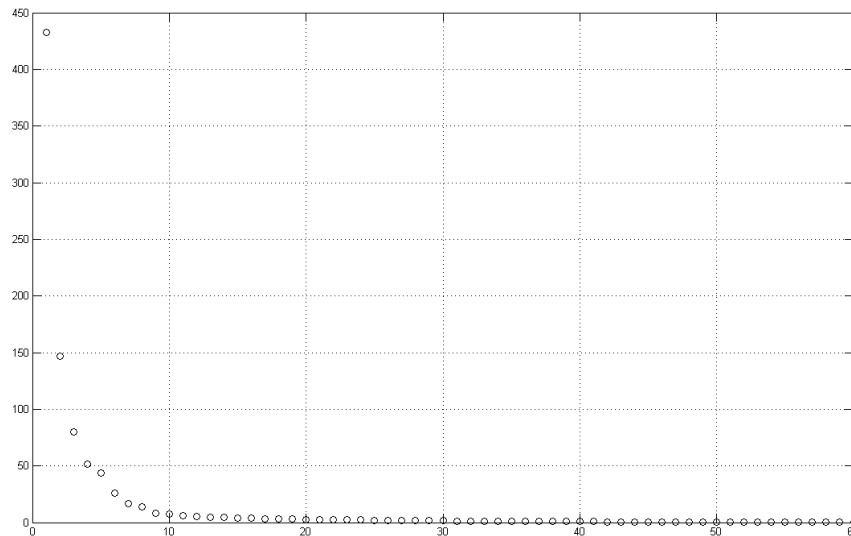


Figura 5.5: Autovalori della matrice di covarianza delle misure degli angoli di caviglia.

nella fase di classificazione un risultato di accuratezza circa pari al 51%.

Allo stesso modo, considerando un numero maggiore di autovalori invece dei primi cinque e ripetendo lo stesso procedimento, l'accuratezza sul test set sale lievemente a circa il 51,5%.

La riduzione delle dimensioni del set di dati, pur mettendo in evidenza le variabili più significative delle curve, ha eliminato alcune ridondanze che permettevano una migliore classificazione, se pur di poco, rispetto al caso precedente.

Al fine di ottenere un modello di SVM migliore rispetto a quelli precedentemente creati, si è cercato di dare una chiave di lettura diversa ai dati. Effettuata una *fast Fourier transform* (FFT), si è ridefinito il problema nel dominio della frequenza. Anche in questo caso come nei precedenti, l'insieme dei dati è stato suddiviso in training set e test set ed è stata calcolata la coppia di valori (C, γ) ottima. Come si osserva dai risultati riportati in tabella 5.3, l'analisi del problema in questo dominio ha portato risultati poco soddisfacenti nella classificazione. Andando infatti a creare un modello di SVM utilizzando questi dati si è ottenuta un'accuratezza pari al 10%, indice di una classificazione sostanzialmente casuale.

Subset v	C	γ	Accuracy
2	1	$7,8 \cdot 10^{-3}$	60,82%
4	1	$7,8 \cdot 10^{-3}$	64,96%
6	1	$7,8 \cdot 10^{-3}$	65,28%
8	1	$7,8 \cdot 10^{-3}$	64,64%
10	1	$7,8 \cdot 10^{-3}$	64,64%
12	1	$7,8 \cdot 10^{-3}$	65,14%

Tabella 5.2: Cross-validation per il calcolo di C e γ con PCA.

Subset v	C	γ	Accuracy
2	$31,3 \cdot 10^{-3}$	$15,6 \cdot 10^{-3}$	19,42%
4	$31,3 \cdot 10^{-3}$	$15,6 \cdot 10^{-3}$	20,38%
6	$31,3 \cdot 10^{-3}$	$15,6 \cdot 10^{-3}$	21,01%
8	$31,3 \cdot 10^{-3}$	$15,6 \cdot 10^{-3}$	21,01%
10	$31,3 \cdot 10^{-3}$	$15,6 \cdot 10^{-3}$	21,01%
12	$31,3 \cdot 10^{-3}$	$15,6 \cdot 10^{-3}$	21,01%

Tabella 5.3: Cross-validation per il calcolo di C e γ con FFT.

Le prove effettuate hanno prodotto risultati discreti solo nel primo caso, dove per la determinazione del modello sono state utilizzate le curve contenenti l'andamento dell'angolo di caviglia. Pur avendo analizzato il problema sotto diversi aspetti, non si è riusciti ad ottenere una percentuale di accuratezza alta. Il risultato ottenuto, può essere giustificato dalla mancanza di una chiave di lettura corretta dei dati o dalla assenza di ulteriori dati da combinare a quelli già posseduti. Nella ipotesi futura di voler continuare nello sviluppo di questo sistema, risulta necessario individuare dati che aggiunti a quelli già posseduti permettano di discriminare i vari risultati e fornire, se necessario, una chiave di lettura che metta in evidenza gli aspetti più significativi.

Conclusioni

Obiettivo di questa tesi è stato quello di fornire una metodologia di valutazione strumentale applicata al tutore in grado di completare l'analisi clinica del paziente e permettere al tecnico ortopedico di ottimizzare la progettazione e la costruzione di una ortesi AFO in carbonio. L'attenzione è stata rivolta alla realizzazione di un sistema in grado di misurare in maniera continua e non invasiva l'angolo della caviglia, ritenuto uno dei parametri fondamentali nella costruzione delle ortesi AFO.

La necessità di realizzare un sistema in grado di fornire una misura precisa e duratura nel tempo, ha portato alla scelta degli IMMS come sistema hardware di riferimento. Gli IMMS presentano delle dimensioni molto contenute e calcolano il loro orientamento utilizzando come sistema di riferimento il nord magnetico e la perpendicolare al suolo. Le caratteristiche dei sensori IMMS hanno permesso di costruire un prototipo in grado di essere utilizzato non solo all'interno dei laboratori di deambulazione ma anche nella vita quotidiana, fornendo una misura precisa e continua nel tempo. È stato dunque realizzato un modello cinematico dell'ortesi comprendendo la presenza dei sensori posizionati al di sopra e al di sotto dell'articolazione in modo da legare i dati sensoriali all'angolo della caviglia. Le relazioni estratte dal modello hanno permesso la creazione di una applicazione software in grado di visualizzare e registrare in tempo reale i dati acquisiti durante la deambulazione dal soggetto che indossava l'ortesi. Tutti i dati così ottenuti sono stati raccolti per la creazione di un database di circa trecento passi comprendente dieci soggetti sani ed uno patologico. Dai dati raccolti dai singoli soggetti è stata estratta per ognuno di essi la curva caratteristica del passo che descrive l'andamento medio e la deviazione standard dell'angolo della caviglia.

Per ogni soggetto è stato effettuato un confronto sui dati ottenuti, considerando per i

soggetti sani come parametro di riferimento la curva teorica che descrive il cammino fisiologico, mentre per l'unico caso patologico analizzato, considerando come riferimento le varie curve dei soggetti sani. Il confronto nel caso del patologico con la curva dei soggetti sani è motivato dall'idea di rendere il cammino del patologico il più vicino possibile a quello di un fisiologico.

I dati analizzati hanno mostrato come il tutore compie bene il suo lavoro. Infatti per tutti i soggetti sani osservati, la curva che descrive l'angolo della caviglia, nei limiti imposti dalla meccanica dell'ortesi, è confrontabile con quella fisiologica. Allo stesso tempo anche la curva del soggetto patologico risulta confrontabile a quella di un soggetto sano, conseguenza di un buon funzionamento del tutore e robustezza del sistema che non rileva disturbi dovuti ai movimenti parassiti posseduti dal soggetto patologico. In ultima analisi, si è cercato di creare un classificatore attraverso l'utilizzo delle *support vector machine*, in grado di riconoscere il soggetto che indossa l'ortesi utilizzando l'informazione derivata dall'angolo della caviglia. A tale fine sono state utilizzate diverse tecniche per rappresentare i dati, in modo da evidenziare l'informazione rilevante per il riconoscimento. In particolare sono state utilizzate in ordine: una semplice normalizzazione su sessanta campioni dei vettori contenenti l'andamento del passo, la PCA per l'estrazione delle componenti principali del passo e la FFT per una analisi in frequenza. I risultati ottenuti con le tecniche utilizzate non sono stati molto soddisfacenti. Il risultato migliore si è ottenuto con la normalizzazione dei vettori contenenti l'andamento dell'angolo della caviglia con una percentuale di classificazione circa del 56%. L'utilizzo della PCA per l'analisi dei dati, contrariamente a quanto aspettato, ha prodotto un risultato peggiore rispetto alla semplice normalizzazione, facendo scendere l'accuratezza nella classificazione al 51%. In fine l'analisi in frequenza dei segnali attraverso la FFT ha prodotto un classificatore con solo 11% di accuratezza, indice di una classificazione puramente casuale. Le cause di questi risultati non molto soddisfacenti, vanno cercate in una errata chiave di lettura dei dati o nella mancanza di eventuali informazioni aggiuntive necessarie per il riconoscimento e la classificazione. Il sistema realizzato e descritto in questa tesi è comunque un progetto nuovo che presenta molti spunti per sviluppi futuri. Una implementazione futura del sistema potrebbe prevedere l'utilizzo di solette contenenti matrici di pressione, in modo da permettere

una precisa suddivisione all'interno del segnale delle diverse fasi del passo. Un altro possibile scenario potrebbe prevedere la realizzazione di un maggior numero di ortesi sensorizzate da distribuire a diversi soggetti patologici e di un protocollo per la raccolta distribuita di dati. Attraverso questo sistema ogni soggetto che indossa l'ortesi potrebbe inviare i dati raccolti dal dispositivo presso la propria abitazione e contribuire alla realizzazione di un database di dimensioni significative per l'analisi delle problematiche legate alla realizzazione delle ortesi e per monitorare la crescita e l'efficacia della terapia specifica del paziente.

Bibliografia

- [1] Vicon , <http://www.vicon.com/>, 2010.
- [2] N. D. Jaukovic. Active peroneal orthosis. *Proceedings of the International Symposium on External Control of Human Extremities*, pages 13–20, 1981.
- [3] H. Herr J.A. Blaya. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait.
- [4] An ankle-foot orthosis powered by artificial muscles. *Journal of Applied Biomechanics*, 21:189–197, 2005.
- [5] Daniel P. Ferris, Keith E. Gordon, Gregory S. Sawicki, and Ammanath Peethambaran. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait & posture*, 23(4):425–428, June 2006.
- [6] Andrea Cutti, Alberto Ferrari, Pietro Garofalo, Michele Raggi, Angelo Cappello, and Adriano Ferrari. ‘outwalk’: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 48:17–25, 2010. 10.1007/s11517-009-0545-x.
- [7] Alberto Ferrari, Andrea Cutti, Pietro Garofalo, Michele Raggi, Monique Heijboer, Angelo Cappello, and Angelo Davalli. First in vivo assessment of “outwalk”: a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 48:1–15, 2010. 10.1007/s11517-009-0544-y.
- [8] xsens , <http://www.xsens.com/>, 2010.

- [9] MG Benedetti, F Catani, A Leardini, E Pignotti, and S Giannini. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical Biomechanics*, 13(3):204–215, 1998.
- [10] Altinkaynak H Yavuzer G Ergin S. Gok H, Kuvukdeveci A. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. pages 17(2):137–9, 2003.
- [11] S. Wolf, M. Alimusaj, O. Rettig, and L. Doderlein. Dynamic assist by carbon fiber spring AFOs for patients with myelomeningocele. *Gait & Posture*, 28(1):175–177, July 2008.
- [12] Philippe Terrier, Olivier Dériaz, André Meichtry, and François Luthi. Prescription footwear for severe injuries of foot and ankle: Effect on regularity and symmetry of the gait assessed by trunk accelerometry. *Gait & posture*, 30(4):492–496, 11 2009.
- [13] D. J. J. Bregman, A. Rozumalski, D. Koops, V. de Groot, M. Schwartz, and J. Harlaar. A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: Bruce. *Gait & posture*, 30(2):144–149, 08 2009.
- [14] Henesis , <http://www.henesis.eu/index-eng.htm>, 2010.
- [15] Loran , <http://www.loran-engineering.com/>, 2010.
- [16] Corrado Guarino Lo Bianco. *Cinematica dei manipolatori*. Pitagora Editrice Bologna, 2003.
- [17] D. Meyer-Delius, J. Sturm, and W. Burgard. Regression-based online situation recognition for vehicular traffic scenarios. In *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 1711–1716, 2009.
- [18] E. A. Nadaraya. On estimating regression. *Theory of Probability and its Applications*, 9:141–142, 1964.

- [19] Jianning Wu. Kernel-based feature extraction for automated gait classification using kinetics data. In *Natural Computation, 2008. ICNC '08. Fourth International Conference on*, volume 4, pages 162–166, 2008.
- [20] Hong-Yin Lau, Kai-Yu Tong, and Hailong Zhu. Support vector machine for classification of walking conditions using miniature kinematic sensors. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46:563–573, 2008. 10.1007/s11517-008-0327-x.
- [21] Corinna Cortes and Vladimir Vapnik. Support-vector networks. *Machine Learning*, 20:273–297, 1995. 10.1007/BF00994018.
- [22] I. Guyon B. E. Boser and V. Vapnik. A training algorithm for optimal margin classifiers. *Proceedings of the Fifth Annual Workshop on Computational Learning Theory*, pages 144–152, 1992.
- [23] Libsvm , <http://www.csie.ntu.edu.tw/~cjlin/libsvm/>, 2010.
- [24] S. Sathya Keerthi and Chih-Jen Lin. Asymptotic behaviors of support vector machines with Gaussian kernel. *Neural Computation*, 15(7):1667–1689, 2003.
- [25] Hsuan-Tien Lin and Chih-Jen Lin. A study on sigmoid kernels for SVM and the training of non-PSD kernels by SMO-type methods. Technical report, Department of Computer Science, National Taiwan University, 2003.