



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**VIDEO-BASED GAIT ANALYSIS IN BAMBINI
AFFETTI DA SINDROME X FRAGILE**

Relatrici:

Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureanda:

Chiara Zanquoghi

Correlatrici:

PhD Fabiola Spolaor

Federica Beghetti

ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024

Data di laurea 15/07/2024

Indice

Abstract.....	1
Introduzione.....	3
Capitolo 1: Sindrome dell’X fragile	5
1.1 Patologia.....	5
1.2 Fenotipi.....	6
1.3 Caratteristiche fisiche e cognitive.....	7
1.4 Terapia	8
1.5 Analisi del cammino in soggetti X fragile.....	8
Capitolo 2: Gait Analysis	11
2.1 Analisi del movimento	11
2.2 Analisi del cammino.....	12
2.2.1 Schema di contatto reciproco con il suolo	13
2.2.2 Parametri spazio-temporali	14
2.2.3 Fasi funzionali del cammino	15
2.3 Piani anatomici	17
2.4 Analisi cinematica	18
2.4.1 Sistemi di riferimento.....	19
2.4.2 Angoli articolari	20
2.5 Video analisi.....	21
2.5.1 Calibrazione	22
2.5.2 Video Tracking.....	23
2.5.3 Triangolazione.....	24
2.6 Protocolli per l’analisi cinematica	24
2.6.1 Protocollo CAST	25
2.6.2 Protocollo IORgait	30
2.7 Analisi cinetica	32
2.7.1 Sensori di pressione.....	32
2.8 Elettromiografia di superficie.....	34
2.8.1 Acquisizione ed elaborazione di sEMG	35

Capitolo 3: Materiali e Metodi	37
3.1 Soggetti.....	37
3.2 Set up di acquisizione	37
3.2.1 Criticità nel set up di acquisizione	40
3.3 Elaborazione dei dati	40
3.3.1 TrackOnField	40
3.3.2 Criticità nell'elaborazione dei dati	46
3.4 Variabili estratte	46
3.4.1 Angoli articolari	47
3.4.2 Parametri spazio-temporali	48
3.5 Statistica	49
3.5.1 Statistica degli angoli articolari.....	49
3.5.2 Statistica dei parametri spazio-temporali	49
Capitolo 4: Risultati e Discussioni	51
Capitolo 5: Conclusioni.....	57
Appendice.....	59
Bibliografia e Sitografia	73

Abstract

Fragile X Syndrome (FXS) is the most widespread cause of intellectual disability and autism spectrum disorder, and it is characterized by specific musculoskeletal manifestations.

These conditions are associated with alterations of joint kinematics and muscle activations during walking. Despite the shortage of works in the literature relating to FXS, the study of gait analysis could help to plan a personalized rehabilitation.

This thesis work was carried out at the laboratory at the Movement Bioengineering of Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione of the University of Padua and was born from the collaboration with Dipartimento Salute della Donna e del Bambino of the Azienda Ospedaliera Universitaria di Padova.

The aim of the study was to evaluate the effectiveness of gait analysis in standard ambulatory condition, out of the laboratory of Movement Bioengineering, to extract the parameters of kinematics, spatiotemporal and surface electromyography to create a personalized program for each child and compare the results obtained with those of the controls.

Seven FXS children, age 9.4 ± 3.21 years and BMI of 20.86 ± 3.09 Kg/m², were studied through four commercial synchronized video cameras, GoPro Hero7, and surface electromyography, Cometa.

The gait data are elaborated through the software *TrackOnField* (BBSof s.r.l.) and specific Matlab scripts present in the BioMovLab's database to extract the flexion-extension angles of hip, knee and ankle and the spatiotemporal parameters. Joint angles are computed with and without the static. Previously it has been studied the activations of four muscles: Rectus Femoris, Biceps Femoris, Tibialis Anterior and Gastrocnemius Lateralis.

The results are represented in two reports for each child: one where the joint angles have the static and the second one without the static, and they are compared with the data of fifteen controls with typical neurodevelopment.

The joint angle's results show differences in the angles with and without subtracting the angle in the static position, so they demonstrate the importance to study the angles in both conditions. Analyzing the angles without subtracting the static values, the hip and ankle angles show an excessive flexion while the knee's angle shows a reduction. Instead, considering the joint angles without the static, the hip's flexion is similar in both the population while the knee and the ankle angles present a reduced flexion when compared to controls.

The results also show that the spatiotemporal parameters i.e., of stride time, velocity, cadence, stride width and double support time are significantly different.

Introduzione

I soggetti affetti da FXS presentano manifestazioni muscolo-scheletriche specifiche associate ad alterazioni della cinematica articolare e all'attivazione dei muscoli durante la locomozione. Risulta quindi fondamentale studiare il cammino dei soggetti patologici per estrarre queste variabili e confrontarle con quelle di soggetti sani così da sviluppare una riabilitazione motoria personalizzata in quanto la terapia attuale si basa principalmente sullo sviluppo neurologico e sul ritardo motorio prestando poca attenzione alle alterazioni muscolo-scheletriche.

I soggetti affetti da FXS soffrono di iperattività, ansia sociale e ipersensibilità sensoriale. Queste condizioni ostacolano l'analisi del cammino in un laboratorio di analisi del movimento con un sistema stereofotogrammetrico e l'applicazione di marcatori retroriflettenti sui punti di reperi anatomico. Per questo motivo l'acquisizione dei dati è stata fatta in un ambiente a loro più confortevole, l'ospedale, e con un set up ridotto che risulta essere meno invasivo.

Il presente elaborato è stato suddiviso in più capitoli.

Nel primo viene spiegata la patologia e i diversi fenotipi che essa presenta, le principali caratteristiche fisiche e cognitive, la terapia e gli studi sull'analisi del cammino dei soggetti FXS attualmente presenti in letteratura.

Il secondo capitolo riguarda l'analisi del movimento: sono illustrate alcune caratteristiche dell'analisi cinematica e cinetica, alcuni protocolli per l'acquisizione dei dati di cinematica, la video analisi, gli strumenti di acquisizione dell'analisi del movimento e l'elettromiografia di superficie.

Nel capitolo successivo vengono descritti i materiali e metodi del presente studio: i soggetti presi in esame, il set up di acquisizione e la strumentazione necessaria. Inoltre, sono riportati i metodi con cui sono stati elaborati i dati acquisiti.

Segue poi il quarto capitolo dove vengono presentati i risultati dell'elaborazione rappresentati in dei report e la discussione di quest'ultimi confrontandoli con i dati dei controlli sani.

Capitolo 1

Sindrome dell'X fragile

1.1 Patologia

La sindrome dell'X fragile (FXS), anche conosciuta come sindrome di Martin Bell, è la causa più diffusa di disabilità intellettiva e di disturbi dello spettro autistico.

La FXS è una malattia dominante legata al cromosoma X, *X-linked*, e penetranza ridotta.

La mutazione del tratto di DNA del gene *Fragile X Mental Retardation 1*, FMR1, situato sul braccio lungo del cromosoma X, è dovuta all'espansione della sequenza nucleotidica della tripletta CGG, Citosina-Guanina-Guanina. [1]

Il gene FMR1 codifica per la *Fragile X Mental Retardation Protein*, FMRP, che è implicata nei processi neuronali alla base dell'apprendimento e della memoria.

La mutazione completa determina l'inattivazione del gene FMR1 e quindi l'arresto della produzione della proteina FMRP. Questa è una proteina legante l'RNA che regola il trasporto, la stabilità e la traduzione degli mRNA. [2]

La FMRP dirige la traduzione delle proteine influenzando le connessioni neuronali, la plasticità sinaptica e le funzioni ovariche.[1] Permette di avere mRNA già posizionati sui ribosomi così che la cellula possa sintetizzare in periferia le proteine per una risposta neuronale adeguata e veloce.[3] La scarsa o nulla presenza della proteina FMRP determina un aumento dell'eccitazione neuronale e una diminuzione dell'acido gamma-amino butirrico che sono la causa di molti sintomi della malattia.

La FMRP è espressa in tutto il corpo e prevalentemente nel cervello e nei testicoli che, infatti, rappresentano le aree maggiormente colpite dalla sindrome.

La malattia si diagnostica attraverso test genetici. La reazione di catena di polimerasi, PCR, permette di misurare il numero di ripetizioni della tripletta CGG, mentre l'analisi Souther blot rileva la metilazione; potrebbe essere necessario un sequenziamento più completo del gene FMR1 se le due analisi non confermassero i sospetti dato l'elevato numero di fenotipi presenti.

La FXS con un allele completamente mutato si verifica circa su 1 maschio ogni 7.000 e su 1 femmina ogni 11.000, tuttavia la frequenza esatta è sconosciuta. Si stima che le femmine portatrici siano 1 su 130-250 individui, mentre l'incidenza dei portatori maschi è di 1 su 250-800. [1]

La malattia si manifesta in modo diverso nei due sessi.

I maschi che presentano la mutazione completa sono affetti dalla malattia dato che possiedono, normalmente, un solo cromosoma X. Le femmine, invece, possono essere portatrici sane se presentano un allele funzionante e sono clinicamente normali o possono mostrare i sintomi della malattia se entrambi gli alleli presentano mutazioni. [2]

1.2 Fenotipi

La FXS si classifica in base al numero di ripetizioni della sequenza nucleotidica CGG.

Le persone non affette dalla malattia presentano un numero di triplette CGG compreso tra 5 e 44 ripetizioni. In generale nella popolazione il numero più comune di ripetizioni è 29-30 CGG. Gli alleli normali sono stabili durante la meiosi e la mitosi. Tali alleli hanno la sequenza ripetuta CGG interrotta dalla tripletta AGG ogni 9 o 10 CGG. Questo sembra favorire il corretto appaiamento durante la replicazione.

Gli alleli intermedi, *grey zone*, sono posseduti dai soggetti che presentano dalle 44 alle 55 ripetizioni della tripletta CGG. Ad oggi non è stato ancora osservato il passaggio diretto dalla *grey zone* ad una mutazione completa in una generazione senza prima passare dalla premutazione. Per questo motivo gli alleli intermedi possono essere considerati come alleli normali in quanto non sono state individuate donne appartenenti alla *grey zone* che abbiano avuto figli con mutazione completa.

Nella trasmissione di alleli intermedi non sono da escludere possibili espansioni e/o regressioni che possono portare nelle generazioni successive a mutazioni complete.

Gli individui che presentano dalle 56 alle 200-230 ripetizioni di CGG possiedono la premutazione. La stima approssimativa, valutata su Southern blot e calcolata come differenza rispetto ad un allele normale di 500-600 bp che corrisponde a circa 170-200 triplette in più, porta alla variabilità del limite superiore per questo fenotipo.

La metilazione aiuta a definire la categoria: è accettato che è premutazione un'espansione fino a 230 triplette non metilata mentre è mutazione completa un'espansione di almeno 200 CGG metilata.

Non è presente ipermetilazione e i livelli della proteina FMRP sono normali. [4]

I soggetti che possiedono la premutazione presentano insufficienza ovarica primaria, atassia, tremori e disturbi neuropsichiatrici. Queste condizioni sono causate da una tossicità cellulare dovuta ad un'eccessiva produzione del gene FMR1. [3]

La regione che caratterizza la premutazione è molto instabile e l'entità del rischio di espansione da premutazione a mutazione, nelle generazioni successive, è generalmente proporzionale alle dimensioni della premutazione.

Donne eterozigote che presentano la premutazione hanno il rischio di avere figli affetti.

Se il numero di espansioni metilate della tripletta CGG è superiore a 200-230 si parla di mutazione completa, *full mutation*. Generalmente le persone affette possiedono tra le centinaia e le migliaia di triplette CGG.

Oltre all'espansione della tripletta CGG, l'evento mutazionale epigenetico che caratterizza la maggior parte delle mutazioni complete è l'ipermetilazione del promotore FMR1.

L'ipermetilazione è presente dopo le 12 settimane di gestazione in quanto la metilazione del DNA non è completata nelle settimane precedenti. [4]

La mutazione completa a partire da una premutazione si può trasmettere solo dalla madre. È stato osservato che i padri che possiedono premutazione possono trasmettere alle figlie solo premutazione al più maggiormente espansa rispetto a quella paterna. [5]

La malattia inoltre presenta due mosaicismi riferiti a diverse variazioni degli alleli del gene FMR1. Il mosaico dimensionale, *size mosaicism*, si ha quando il numero di ripetizioni della tripletta CGG nei due alleli è diverso. Si ha quindi un allele con mutazione completa mentre l'altro appartiene all'intervallo normale o alla premutazione. Questa condizione porta all'insorgere di problemi legati ad entrambe le categorie.

Il mosaico di metilazione, *methylation mosaicism*, indica se un allele con mutazione completa è completamente o parzialmente metilato. [6] Alcuni soggetti presentano alleli molto espansi ma non metilati. Questi soggetti sono detti *high functioning*. L'assenza della metilazione permette la trascrizione del gene e la sintesi della proteina FMRP. [5]

1.3 Caratteristiche fisiche e cognitive

I neonati che presentano la malattia generalmente non mostrano segni clinici iniziali, i sintomi fisici e dello sviluppo diventano evidenti durante la prima fase dell'infanzia.

La disabilità intellettiva è la caratteristica clinica principale, oltre a comportamenti che fanno parte dello spettro dell'autismo come ad esempio attacchi epilettici, ritardo dello sviluppo, ansia e depressione, sintomi del disturbo da deficit dell'attenzione, disturbi del sonno, aggressione, scarso contatto visivo con l'interlocutore. Possono verificarsi ritardi nelle abilità linguistiche ricettive ed espressive.

Si stima che circa il 90% dei maschi e il 17% delle femmine con la mutazione completa FXS mostrino sintomi dello spettro dell'autismo. I maschi con una mutazione completa mostreranno una penetranza completa e hanno maggiori probabilità di presentare sintomi di FXS; le femmine con una mutazione completa mostrano una penetranza di circa il 50%, con sintomi che vanno da lievi a gravi. [1]

A livello fisico i bambini affetti sono caratterizzati da un viso lungo, orecchie prominenti, basso tono muscolare, legamenti iperestensibili, testicoli grossi nei bambini di età superiore agli 8 anni, piedi piatti, frequenti otiti e una testa più grande della media. [2]

I soggetti patologici presentano manifestazioni muscoloscheletriche come piedi piatti, lassità articolare e ipotonia che portano a modelli di andatura non fisiologici.[3]

1.4 Terapia

Non esiste una cura per la FXS ma il trattamento mira al miglioramento della sintomatologia associata. Un intervento precoce può migliorare la qualità della vita dei soggetti.

Secondo la ricerca medica i trattamenti farmacologici più efficaci ad oggi includono molecole antagoniste dei recettori glutammatergici impiegate per controllare i comportamenti aggressivi e ripetitivi, stabilizzatori dell'umore come il litio, inibitori della ricaptazione della serotonina per limitare stati di ansia e depressivi.

Per trattare le persone che soffrono di FXS è efficace combinare la terapia farmacologica a interventi comportamentali. La terapia prevede logopedia per educare le disabilità comunicative e cognitive, terapia comportamentale che mira a modificare i comportamenti disadattivi, riabilitazione neuropsicologica per trattare i deficit cognitivi del paziente e terapia occupazionale che aiuta il paziente a raggiungere il più elevato livello di autonomia nella vita quotidiana. [1], [7].

1.5 Analisi del cammino in soggetti X fragile

La sindrome dell'X fragile è caratterizzata da manifestazioni muscoloscheletriche come piedi piatti, lassità articolare e ipotonia. Queste condizioni sono associate ad alterazioni della cinematica articolare e dell'attivazione dei muscoli durante il cammino. [3]

Infatti, l'analisi del cammino nei soggetti FXS mostra un modello caratterizzato da eccessiva flessione delle articolazioni dell'anca e della caviglia e una ridotta flessione del ginocchio

suggerendo un controllo immaturo. Inoltre, il risultato di uno studio effettuato da Sawacha et al. [8] ha rilevato, per quanto riguarda l'elettromiografia di superficie, un andamento asimmetrico sia in termini di fasi di attivazione e di disattivazione del gastrocnemio laterale e del bicipite femorale, sia in termini di picco di envelope del tibiale anteriore e del bicipite femorale. Le alterazioni, rappresentate da un aumento del numero di fasi di attivazione e di disattivazione dei muscoli, suggeriscono meccanismi neuromuscolari compensatori utilizzati dai soggetti per sopperire alla lassità articolare e ai piedi piatti.

Nella letteratura recente, l'analisi del cammino è stata studiata per essere funzionale nel processo decisionale clinico in relazione a diverse patologie come la sindrome di Down (DS) e di Prader Willi (PWS). Queste sono due malattie genetiche contraddistinte da caratteristiche cliniche e funzionali comuni. Lo studio di Cimolin et al. [9] ha evidenziato una velocità di deambulazione ridotta con passi brevi, una ridotta flessione del ginocchio e dell'anca, soprattutto nel contatto iniziale del piede al suolo e un'ampiezza del movimento ridotta per la caviglia.

In base ai risultati ottenuti è stato possibile comprendere che i soggetti di entrambe le patologie necessitano di migliorare l'ipotonia, la forza muscolare e il controllo motorio durante il cammino e tali informazioni hanno permesso di sviluppare, differenziare e migliorare la riabilitazione.

Nonostante i numerosi studi su altre condizioni patologiche, nell'ambito dell'X fragile non sono ancora stati applicati i risultati dell'analisi del movimento in ambito clinico.

Attualmente, tutte le terapie riabilitative relative a questa malattia sono focalizzate su aspetti dello sviluppo neurologico e ritardo motorio, e viene prestata poca attenzione alle alterazioni muscoloscheletriche. [3] La valutazione dei parametri dell'analisi del movimento può aiutare a pianificare una riabilitazione specifica e la comprensione di possibili correlazioni tra abilità funzionali e intellettuali.

A causa dei sintomi della malattia come deficit del controllo esecutivo e delle capacità visuo spaziali, un elevato stato di ansia, iperattività ed altri problemi comportamentali, risulta difficile portare questi soggetti in un laboratorio di analisi del movimento. Per questo motivo è necessario eseguire l'acquisizione dei dati di analisi del cammino in un ambiente a loro più familiare, come l'ospedale, con un numero ridotto della strumentazione necessaria.

L'analisi del cammino di soggetti affetti da FXS in un follow up clinico di routine in condizioni ambulatoriali è stata validata attraverso una pubblicazione di Sawacha et al. [8]. Lo studio prevede di acquisire i dati di gait analysis attraverso quattro videocamere sincronizzate ed elettromiografia di superficie.

In questo elaborato ci si basa sulla validazione di tale metodo per analizzare i parametri di cinematica articolare e EMG di superficie in soggetti FXS.

Capitolo 2

Gait Analysis

2.1 Analisi del movimento

L'analisi del movimento è quella disciplina che si occupa della valutazione del movimento umano e comprende l'acquisizione di dati sperimentali, la loro elaborazione e l'interpretazione dei risultati. [10]

Il suo scopo è raccogliere informazioni quantitative sulla meccanica muscoloscheletrica durante l'esecuzione di un *task* motorio.

L'analisi del movimento si compone dell'analisi cinematica, ossia l'analisi del moto nello spazio di punti specifici o dell'intero corpo attraverso i parametri di posizione, velocità e accelerazione, e dell'analisi cinetica, ossia dello studio delle forze e delle coppie che generano il movimento. Le variabili cinematiche sono ottenute tramite i sistemi di analisi del movimento che possono essere *marker-based* o *markerless*, mentre le variabili dinamiche si ottengono indirettamente tramite le misure delle forze esterne agenti sul soggetto ricavate attraverso la pedana di forza o i sensori di pressione. [11]

Un laboratorio di analisi del movimento, generalmente, presenta un sistema di stereofotogrammetria che consente la ricostruzione delle traiettorie dei marker applicati sulla cute dei soggetti tramite un sistema optoelettronico ad infrarossi permettendo di trasformare le coordinate di un'immagine bidimensionale di un oggetto in coordinate tridimensionali. Inoltre, ci sono videocamere che permettono l'acquisizione di dati nella banda del visibile. Possono essere utilizzati anche i sensori inerziali che permettono di misurare le accelerazioni e le rotazioni angolari durante il movimento di un soggetto. Ci sono le pedane di forza incassate a pavimento che sono dispositivi costituiti da un piatto strumentato che misurano la forza, nelle tre dimensioni, scambiata tra il piede del soggetto ed il suolo, e i sensori di pressione che misurano la distribuzione delle pressioni plantari e si presentano sotto forma di pedane o di solette che vengono inserite all'interno delle scarpe. Oltre a ciò, può essere utilizzata l'elettromiografia di superficie che permette di acquisire l'attività muscolare durante il task motorio. [10], [11]

Questo tipo di analisi è utilizzato in clinica e in riabilitazione per valutare oggettivamente il grado di disabilità, per pianificare la terapia e fare confronti pre e post trattamento. Inoltre, è

impiegato per la progettazione di dispositivi sportivi e protesici, mentre in ambito sportivo per analizzare il gesto, pianificare gli allenamenti e prevenire gli infortuni.

Per lo studio di gesti specifici, per esempio in ambito sportivo o in presenza di soggetti con determinate patologie, risulta necessario acquisire i dati al di fuori del laboratorio di analisi del movimento attraverso una strumentazione ridotta e portatile.

2.2 Analisi del cammino

Uno dei principali campi di applicazione dell'analisi del movimento è l'analisi del cammino, nota come *Gait Analysis*, che assume un ruolo importante nel presente studio.

Il cammino è definito da Jacqueline Perry come *'una serie di movimenti ritmici degli arti inferiori, superiori, del bacino e del tronco che, determinando uno spostamento in avanti del centro di gravità, producono, attraverso una serie di traslazioni e di rotazioni dei segmenti ossei e delle articolazioni interessate, lo spostamento del corpo in avanti'*. [12]

I presupposti neuro meccanici per la locomozione in posizione eretta sono:

- Supporto antigravitazionale del corpo: la postura eretta dipende dai riflessi di raddrizzamento e dai riflessi antigravitari che consentono il passaggio da supino a seduto ed eretto. Ciò è dovuto all'integrazione degli impulsi vestibolari, propriocettivi, tattili e visivi a livello del midollo spinale e dei gangli base;
- Effettuazione di passi: movimento base già presente alla nascita, integrato a livello di midollo, mesencefalo e diencefalo;
- Mantenimento dell'equilibrio;
- Mezzo di propulsione.
- Gli istanti significativi del ciclo del passo sono:
 - Appoggio o *heel strike*: è rappresentato dal minimo della posizione verticale del tallone;
 - Appoggio del controlaterale o *heel strike*: è indicato dalla posizione verticale minima del tallone del controlaterale;
 - Stacco o *toe off*: si verifica quando la punta del piede ricomincia a salire;
 - Riappoggio o *heel strike*: nuovo minimo della posizione del tallone. [10]

Date le numerose variabili presenti, il ciclo del passo può essere descritto sotto diversi aspetti per identificare gli eventi che si verificano. Esistono tre approcci di base: il primo suddivide il ciclo in base alle variazioni del contatto reciproco con il suolo dei due piedi, il secondo prende in esame i parametri spazio-temporali del passo e il terzo consiste nel comprendere il ruolo

funzionale degli eventi all'interno del ciclo del passo e nel riconoscere i periodi come fasi essenziali del cammino. [12]

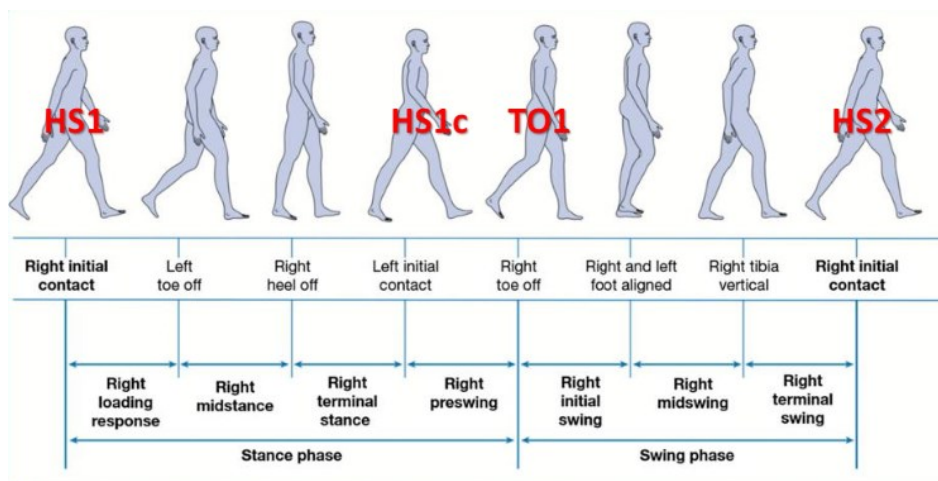


Figura 2.1: Istanti significativi del passo [13]

2.2.1 Schema di contatto reciproco con il suolo

Il corpo avanza perché un arto funge da supporto mentre l'altro si muove in avanti fino al successivo appoggio. Quando i due arti sono entrambi a contatto con il suolo si scambiano i ruoli e il peso viene trasferito da un arto all'altro.

Il ciclo del passo o *gait cycle* è definito da una singola sequenza di queste funzioni di un arto ed inizia con il contatto del tallone al suolo, *heel strike*.

Il ciclo del passo è diviso in due periodi chiamati fasi del passo: l'appoggio e l'oscillazione.

L'appoggio o *stance* è il periodo durante il quale il piede è a contatto con il suolo ed inizia con il contatto iniziale. Dura un 60% del tempo dell'intera camminata.

L'appoggio è suddiviso in:

- Doppio appoggio iniziale, *initial double support*: costituisce l'inizio del ciclo del passo e indica il periodo di tempo in cui entrambi i piedi sono in contatto con il terreno;
- Appoggio singolo, *single support*: periodo durante il quale l'intero peso corporeo grava su un singolo arto ed inizia quando l'altro piede si distacca per l'oscillazione;
- Doppio appoggio terminale, *terminal double support*: inizia con il contatto del piede controlaterale al terreno e continua finché l'arto che era in appoggio non si stacca per l'oscillazione.

L'oscillazione, *swing*, è il lasso di tempo in cui il piede è sollevato per l'avanzamento dell'arto ed inizia quando il piede si stacca da terra. Ha una durata del 40% del tempo totale. [12]

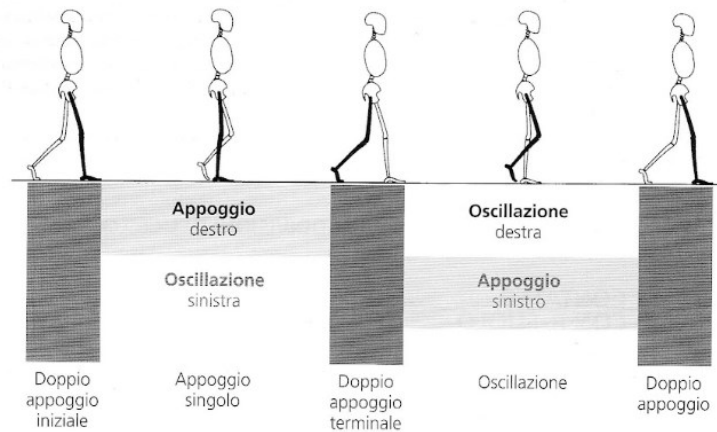


Figura 2.2: Ciclo del passo [14]

2.2.2 Parametri spazio-temporali

I parametri spazio-temporali sono grandezze molto informative sulla natura, la bontà e la 'normalità' del gesto.

I parametri temporali del ciclo del passo sono:

- Durata del passo o *stride time*: tempo trascorso dal primo appoggio del tallone al successivo dello stesso piede;
- Durata della fase di appoggio o *stance time*: tempo trascorso dall'appoggio del tallone allo stacco della punta dello stesso piede;
- Durata dell'oscillazione o *swing time*: tempo che intercorre tra lo stacco ed il successivo riappoggio dello stesso piede;
- Durata del doppio appoggio o *double support time*: tempo tra l'appoggio del controlaterale e lo stacco del primo piede.

I parametri spaziali del ciclo del passo sono:

- Lunghezza del passo o *stride length*: distanza percorsa dal tallone nella direzione del cammino tra un appoggio e il successivo;
- Ampiezza del passo o *step width*: distanza tra i talloni destro e sinistro in appoggi successivi presa perpendicolarmente alla direzione del cammino.

Da questi parametri si possono ricavare inoltre:

- Velocità del cammino o *walking speed*: si ricava dal rapporto tra la lunghezza del passo e la durata del passo;
- Cadenza o *cadence*: è il numero di passi compiuti in un minuto. [10]

2.2.3 Fasi funzionali del cammino

Ogni schema motorio è associato ad una differente richiesta funzionale ed è correlato ad una fase del cammino. Gli schemi funzionali contenuti in un passo sono otto e vengono definiti come sottofasi in relazione alla divisione del ciclo del passo in fase di appoggio e oscillazione. Analizzando lo schema del cammino di un individuo per fasi, è possibile identificare direttamente il significato funzionale dei diversi movimenti a ciascun livello articolare. Inoltre, le fasi consentono di correlare le azioni delle articolazioni con il modello funzionale complessivo dell'arto.

Ognuna delle fasi del passo ha un preciso obiettivo funzionale.

I tre compiti base che svolge l'arto sono: l'accettazione del carico, l'appoggio singolo e l'avanzamento dell'arto.

L'accettazione del carico, *weight acceptance*, caratterizza l'inizio del periodo di appoggio ed è costituita dalle prime due fasi: il contatto iniziale e la risposta al carico. Dura generalmente lo 0-10% della durata del passo. Sono necessari tre schemi funzionali: l'assorbimento dell'impatto, la stabilità iniziale e la conservazione della progressione. La complessità si riscontra nel trasferimento immediato del peso corporeo su un arto che ha appena terminato l'oscillazione e si presenta con un allineamento instabile.

Il contatto iniziale è caratterizzato dall'anca flessa, il ginocchio esteso e l'articolazione tibiotarsica flessa dorsalmente fino alla posizione neutra; il contatto con il suolo avviene con il tallone.

Nella risposta al carico il peso del corpo è trasferito sull'arto che avanza. Si ha una fase di rotolamento del calcagno dove il ginocchio è flesso per assorbire l'impatto mentre la flessione plantare della tibiotarsica limita il rotolamento del calcagno a causa del contatto dell'avampiede al suolo.

L'appoggio singolo, *single support*, inizia con il distacco del piede controlaterale per l'oscillazione e continua finché il controlaterale torna ad avere un contatto con il suolo. Le fasi che caratterizzano questo compito sono l'appoggio intermedio e l'appoggio terminale. L'obiettivo di questa fase è la progressione sul piede in appoggio mantenendo la stabilità dell'arto e del tronco.

L'appoggio intermedio (10-30%) è contraddistinto dalla flessione dorsale dell'articolazione tibiotarsica che permette l'avanzamento dell'arto oltre il piede di appoggio. Inoltre, il ginocchio e l'anca sono estesi mentre l'arto controlaterale si trova durante l'oscillazione intermedia.

Nell'appoggio terminale (30-50%), invece, il calcagno si solleva e l'arto avanza tramite il rotolamento sull'avampiede, il ginocchio è inizialmente esteso e successivamente su flette leggermente mentre l'anca è estesa permettendo l'avanzamento dell'arto. L'arto controlaterale si trova nella fase di oscillazione terminale.

L'avanzamento finale, *push-off phase*, inizia nella fase finale dell'appoggio con la pre-oscillazione e continua nelle fasi di oscillazioni con oscillazione iniziale, intermedia e finale con l'obiettivo di completare l'avanzamento dell'arto.

La pre-oscillazione (50-60%) si verifica quando l'arto di riferimento aumenta la flessione plantare dell'articolazione tibiotarsica, il ginocchio aumenta la flessione e l'anca diminuisce l'estensione; nel mentre l'arto controlaterale inizia la fase di doppio appoggio.

Nell'oscillazione iniziale (60-73%) il piede è sollevato e l'arto avanza. L'anca e il ginocchio sono flessi e l'articolazione tibiotarsica è leggermente dorsiflessa. L'arto controlaterale si trova nella fase iniziale di appoggio intermedio.

L'oscillazione intermedia (73-87%) è caratterizzata dalla tibia che presenta una continua flessione dorsale fino alla posizione neutra, l'estensione del ginocchio in risposta alla gravità e la flessione dell'anca. In questa fase l'arto oscillante avanza davanti alla linea di gravità.

L'oscillazione terminale (87-100%) inizia con la tibia verticale e termina quando il piede è a contatto con il terreno. Questa fase è caratterizzata dall'estensione del ginocchio, la flessione iniziale dell'anca mentre l'articolazione tibiotarsica rimane dorsiflessa fino alla posizione neutra. L'avanzamento dell'arto è quindi completato e l'arto controlaterale si trova nella fase di appoggio terminale [12]

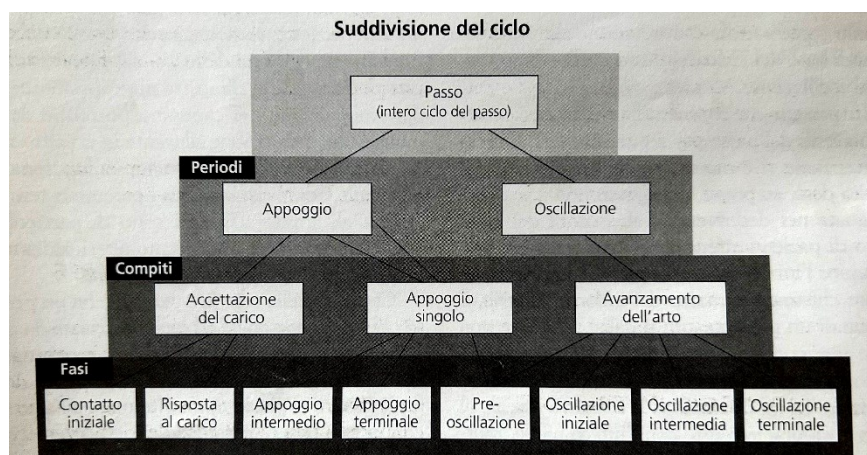


Figura 2.3: suddivisione del ciclo del passo [14]

2.3 Piani anatomici

I sistemi di riferimento sono caratterizzati dai tre assi cartesiani che sono mutuamente perpendicolari.

Gli assi sono:

- Asse y: asse verticale e parallelo all'accelerazione di gravità con direzione positiva verso l'alto;
- Asse z: asse perpendicolare all'asse y con verso positivo a destra;
- Asse x: asse perpendicolare agli assi y e z con verso positivo anteriore.

I piani anatomici sono fondamentali per descrivere i movimenti articolari perché è attraverso loro che si sviluppa il moto del corpo che viene tagliato da questi lungo le tre direzioni principali.

- Piano trasversale: piano perpendicolare all'asse y. Separa la parte superiore del corpo da quella inferiore. Rispetto a questo piano si descrive l'intra-extra rotazione dei segmenti anatomici. L'intra-rotazione consente all'arto di essere maggiormente allineato alla linea mediana mentre l'extra-rotazione permette la situazione opposta.
- Piano sagittale: è perpendicolare all'asse z e parallelo all'accelerazione di gravità. Divide il lato sinistro dal lato destro e permette la descrizione di movimenti di flessione-estensione. La flessione determina l'avvicinamento di due parti del corpo mentre l'estensione consente l'allontanamento.
- Piano coronale o frontale: piano perpendicolare al piano trasversale e sagittale. Separa la parte anteriore del corpo da quella posteriore: Rispetto a questo piano si osservano i movimenti di ab-adduzione. L'abduzione permette l'avvicinamento del segmento anatomico alla linea media anteriore del corpo mentre l'adduzione descrive l'allontanamento da essa. [15]

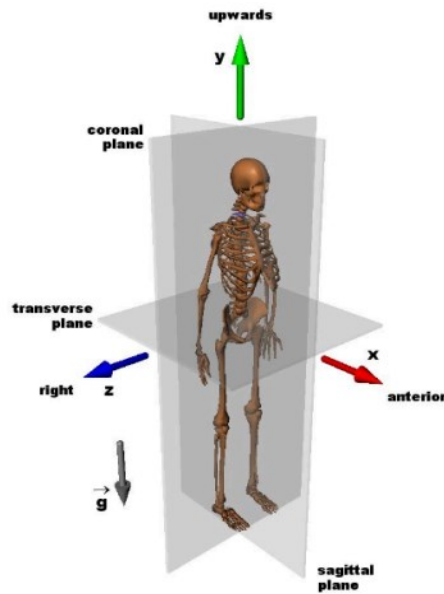


Figura 2.4: Piani e assi anatomici [15]

2.4 Analisi cinematica

L'analisi cinematica ha lo scopo di definire la posizione e l'orientamento istante per istante di un segmento anatomico durante l'esecuzione di un task motorio.

I segmenti anatomici hanno una morfologia complessa, quindi, per semplificare la trattazione è utile sostituirli con una più semplice definita da un sistema di riferimento locale posizionato nel segmento anatomico stesso che permette di definire posizione e orientamento in ogni istante. Inoltre, i segmenti anatomici sono modellati come corpi rigidi, ossia corpi che mantengono inalterate le distanze reciproche tra due o più punti rispetto un osservatore fisso, un sistema cartesiano ortogonale con orientamento fissato. Non vengono, quindi, studiate la deformazione dei segmenti anatomici e le sue cause.

Un sistema rigido che si muove nello spazio ha sei gradi di libertà che consentono di definire in modo univoco la posizione e l'orientamento nello spazio tridimensionale. [10]

La descrizione del movimento del corpo rigido è descritta da due parametri. La traslazione che modifica la posizione nel tempo del corpo rigido è definita attraverso il vettore posizione. La rotazione che ne modifica l'orientamento e viene descritta dalla matrice dei coseni direttori.

La stereofotogrammetria è generalmente utilizzata per definire la posizione e l'orientamento dei punti di repere anatomico nella tecnologia *marker-based*.

Esistono tecniche che permettono di avere una rappresentazione dell'osso più precisa in quanto non si avvalgono esclusivamente dei punti superficiali ma queste non sono generalmente

utilizzate per l'analisi del movimento a causa dell'elevato costo e dell'invasività delle procedure. [11]

2.4.1 Sistemi di riferimento

Per descrivere la cinematica del sistema scheletrico in movimento è necessario definire i sistemi di riferimento perché permettono di determinare la posizione e l'orientamento di ogni segmento anatomico nel volume di registrazione.

Sistema di riferimento globale

In un laboratorio di analisi del movimento possono essere definiti i seguenti sistemi di riferimento globali inerziali:

- sistema della fotogrammetria: è un sistema di assi rispetto al quale il sistema fotogrammetrico restituisce la posizione dei marcatori;
- sistema del compito motorio: è un sistema di assi coerente con il *task* effettuato e, talvolta, ne descrive le caratteristiche base;
- sistema del dinamometro: è un sistema di assi rispetto al quale il dinamometro fornisce i valori misurati di forze e coppie.

Generalmente viene considerato come sistema globale il sistema della stereofotogrammetria.

Sistema di riferimento locale

Un sistema di riferimento locale rigidamente associato ad un segmento osseo o ad un corpo è detto sistema di riferimento tecnico in quanto deriva da considerazioni tecniche legate agli strumenti di misura o ai protocolli sperimentali utilizzati e, generalmente, non ha una relazione geometrica con l'anatomia umana.

Sono definiti due sistemi tecnici:

- Sistema tecnico del cluster di marcatori: è un sistema di assi che viene ricostruito utilizzando la posizione di tre o più marcatori non allineati, detti marker tecnici, posizionati sul segmento osseo senza una relazione con la morfologia dell'osso. I marcatori tecnici costituiscono il cluster tecnico.
- Sistema tecnico morfologico: è un sistema di riferimento facoltativo e viene utilizzato negli esperimenti che forniscono la morfologia del segmento.

Sistema di riferimento anatomico.

Il sistema di riferimento anatomico descrive la posizione e l'orientamento di un segmento osseo utilizzando i punti di repere anatomico i quali non sono solidali all'osso sottostante a causa dell'artefatto da tessuto molle. [11]

2.4.2 Angoli articolari

Per determinare univocamente la posizione di un sistema di riferimento locale rispetto ad un sistema di riferimento globale è necessario definire sei parametri corrispondenti ai sei gradi di libertà di un corpo rigido. I primi tre sono le coordinate dell'origine del sistema locale rispetto al sistema globale e gli altri tre determinano l'orientamento degli assi del sistema locale rispetto al sistema globale.

In questo paragrafo vengono espone alcune convenzioni per calcolare l'orientamento dei sistemi di riferimento locale.

2.4.2.1 Convenzione di Eulero

La convenzione di Eulero prevede inizialmente di calcolare le tre traslazioni che portano a far coincidere l'origine dei sistemi di riferimento locale e globale. Viene quindi definita una posizione reciproca tra i sistemi di riferimento in modo che non siano sovrapposti e che gli assi z dei due sistemi di riferimento non coincidano; $Z_{glo}=0$ e $z_{loc}=0$ si intersecano in una retta detta linea dei nodi.

Successivamente si procede a ruotare il sistema di riferimento locale per sovrapporlo a quello globale, le tre rotazioni sono i parametri cercati.

Le rotazioni sono così definite:

- Angolo di nutazione Φ : rotazione attorno all'asse delle z_{loc} che porta l'asse x_{loc} a coincidere con la linea dei nodi;
- Angolo di precessione, θ : rotazione attorno alla linea dei nodi che porta l'asse delle z_{loc} a coincidere con l'asse delle Y_{glo} ;
- Angolo di rotazione propria ψ : rotazione attorno all'asse delle Y_{glo} che porta la linea dei nodi a coincidere con l'asse Z_{glo} e quindi con l'asse delle x_{loc} .

Questi angoli prendono il nome di angoli di Eulero. Nella convenzione di Eulero gli angoli assumono valori diversi a seconda della sequenza utilizzata e non hanno un significato anatomico. [10]

2.4.2.2 Convenzione di Grood & Suntay

La convenzione di Groot & Suntay permette di definire gli angoli articolari specificando il loro significato funzionale e considerando la posizione relativa tra i segmenti prossimali e distali.

Il sistema di coordinate è costituito da tre assi. Due assi sono propri dei corpi dei quali si deve descrivere il moto. Questi assi sono vettori unitari e_1 e e_3 chiamati assi fissi del corpo. Il terzo asse, F , è perpendicolare ad entrambi gli assi fissi del corpo ed è chiamato asse flottante. Il vettore unitario di F è e_2 .

Le rotazioni sono così definite:

- Flesso estensione, α : attorno all'asse e_1 ;
- Ab-adduzione, β : attorno ad e_2 ;
- Intra-extrarotazione, γ : attorno all'asse e_3 .

Gli angoli con la convenzione di *Grood & Suntay* sono i più diffusi nell'ambito dell'analisi del movimento. [16]

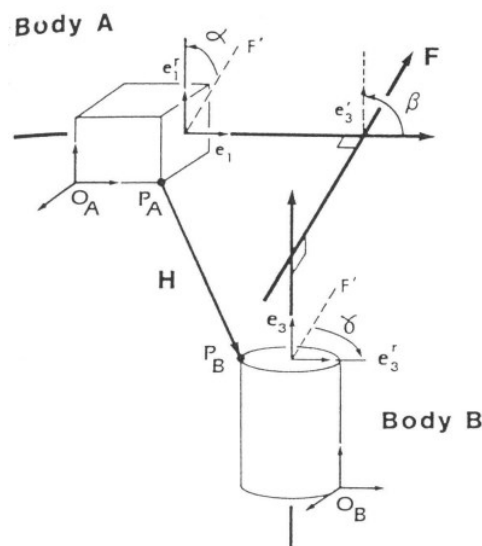


Figura 2.5: Generalizzazione del sistema di coordinate di un'articolazione [16]

2.5 Video analisi

La video analisi è attualmente molto utilizzata nell'ambito dell'industria dell'intrattenimento per animare i personaggi 3D nei giochi e nei film, e nelle applicazioni cliniche e sportive.

Nell'analisi del movimento è utilizzata per acquisire dati tramite un sistema multiplo di telecamere commerciali nella banda del visibile consentendo l'acquisizione al di fuori di un laboratorio di analisi del movimento. I dati vengono successivamente elaborati con opportuni software che permettono la ricostruzione tridimensionale dei punti di interesse tramite le operazioni di calibrazione, tracking e triangolazione.

A differenza della stereofotogrammetria nella videoanalisi non si utilizzano marker rifrangenti ma vengono usati i *tape* per evidenziare i punti di interesse o tali punti non vengono marcati per la tecnologia *markerless*. Questa tecnica, rispetto la stereofotogrammetria, ha il vantaggio di avere una strumentazione con un costo inferiore e facilmente trasportabile.

2.5.1 Calibrazione

La calibrazione consiste nella stima dei parametri necessari per correlare i punti del sistema di coordinate globali con i punti dell'immagine catturata tramite le telecamere. Il processo richiede la definizione di due parametri: i parametri interni sono la lunghezza focale, le coordinate del punto principale e i coefficienti di distorsione mentre quelli esterni definiscono la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto.

I parametri di calibrazione stabiliscono una trasformazione rigida delle coordinate dal sistema assoluto al sistema di coordinate della telecamera situato nel suo centro di prospettiva, una trasformazione prospettica dallo spazio tridimensionale allo spazio bidimensionale e una trasformazione affine bidimensionale dal sistema di coordinate del piano immagine al sistema di riferimento del sensore.

Per stabilire quest'ultimi, la maggior parte delle tecniche di calibrazione si basa sul modello della telecamera a foro stenopeico, *pin-hole*, che prevede il passaggio dal sistema di riferimento del piano immagine al sistema di riferimento assoluto e può essere espresso come una matrice risultante dalla composizione della le trasformazioni precedenti. [11]

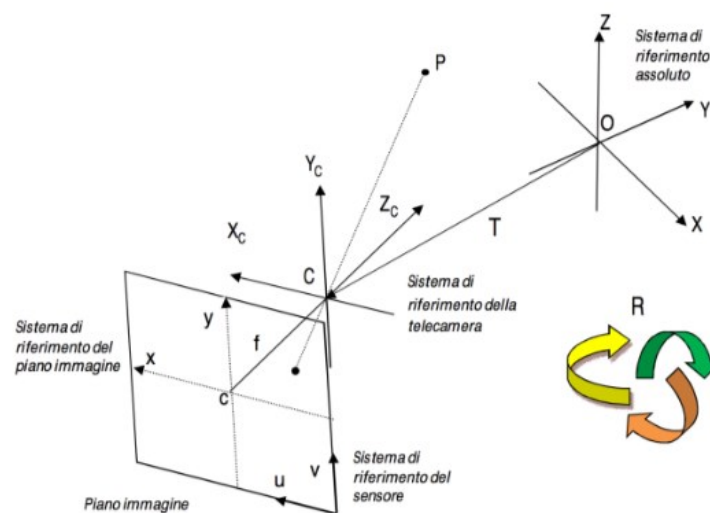


Figura 2.6: Proiezione sul piano immagine del punto P nello spazio 3D [11]

La calibrazione intrinseca trasforma la posizione 3D dell'immagine, misurata in metri, nelle coordinate dei pixel, mentre la calibrazione estrinseca permette di esprimere le coordinate di un punto nel sistema di riferimento globale rispetto al sistema di riferimento della telecamera.

La calibrazione intrinseca consente di ricavare i parametri interni della telecamera riportati nelle matrici di calibrazione intrinseca che, una volta definiti, rimangono tali per tutte le acquisizioni con lo stesso set di telecamere mentre la calibrazione estrinseca varia per ogni acquisizione e generalmente viene definita attraverso un oggetto di calibrazione di dimensioni note.

2.5.2 Video Tracking

Il *video tracking* consiste nell'inseguimento, frame per frame, dei punti di repere anatomico e viene effettuato attraverso specifici software.

Il *tracking* può essere manuale nel caso in cui un operatore deve associare le *label* ad ogni punto di repere anatomico per ogni frame o automatico se si utilizzano algoritmi basati sull'intelligenza artificiale.

Un software utilizzato per il *tracking* è SOMCAM3D validato da Castro et Al. [17] che permette di utilizzare un sistema automatico per tracciare i *marker* sul soggetto. Sfrutta la posizione iniziale, i livelli di colore e le dimensioni dei marker, se note. Tramite le posizioni nei frame 3D, utilizzando processi di interpolazione, il sistema calcola la posizione nei frame successivi. Nello studio di Magalhaes et Al. [18] è stato validato un software di *tracking* automatico basato sul flusso ottico *Kanade-Lucas-Tomasi* (KLT) [19]. L'algoritmo KLT determina le caratteristiche di oggetti che non cambiano forma e presentano una stabilità visiva. Data la posizione iniziale di un punto di repere anatomico definita da un operatore, l'algoritmo mira a trovare lo spostamento di macchie tra due immagini consecutive. Infatti, nell'ipotesi di luminosità costante, i cambiamenti di intensità dell'immagine sono dovuti al movimento. Questo software è stato utilizzato per valutare la cinematica dei nuotatori in condizioni subacquee. Una versione modificata dell'algoritmo di *tracking* automatico utilizzato per lo studio della *Gait Analysis* in soggetti affetti da Parkinson in condizioni subacquee di Volpe et al. [20], basato sull'algoritmo di Magalhaes et al., è *TrackOnField* (BBSof s.r.l.) che esegue il *tracking* a posteriori delle sequenze video. Il software è stato validato da Sawacha et al. [8] Inizialmente bisogna fornire la posizione di ogni punto di repere anatomico nel frame iniziale associando l'etichetta corrispondente in modo che il software possa procedere con il tracciamento automatico per i frame successivi.

Una delle principali difficoltà è quella di riuscire a identificare la posizione corretta dei punti di repere anatomici in tutti i frame soprattutto quando la velocità del gesto motorio è superiore al *frame rate* della telecamera. Infatti, può succedere che, a causa della complessità dei movimenti, delle variazioni di luminosità o di altre variabili, alcuni punti di repere anatomico vengano persi od oscurati quindi l'operatore deve fornire la posizione del punto di repere anatomico. Questo implica una variabilità inter-operatore.

2.5.3 Triangolazione

La triangolazione permette la ricostruzione della posizione dei punti di repere anatomici nello spazio tridimensionale (X, Y, Z) a partire dalle coordinate delle proiezioni nei sistemi di riferimento del piano immagine (x, y). Affinché la posizione di un punto di repere anatomico venga ricostruita è necessario che questo sia stato tracciato per tutti i frame da almeno due telecamere poste su piani differenti.

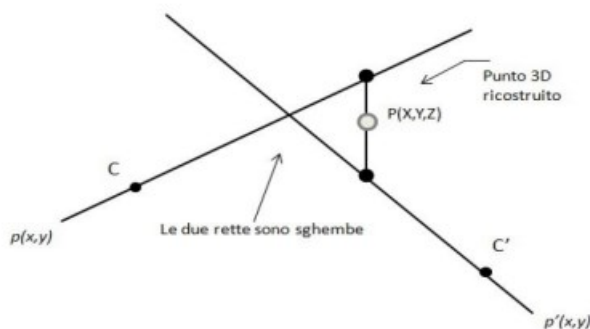


Figura 2.7: Ricostruzione 3D tramite triangolazione [11]

2.6 Protocolli per l'analisi cinematica

I protocolli per l'analisi cinematica sono delle procedure standard che permettono di acquisire i movimenti di un soggetto e di elaborarne i dati cinematici e dinamici.

Vengono definiti specificando un set di marcatori che permettono di ricavare la posizione dei sistemi di riferimento tecnici e anatomici.

I parametri da considerare nella scelta di un protocollo da utilizzare in uno studio sono:

- la tridimensionalità, ossia la presenza di almeno tre marker non allineati per segmento anatomico;
- la visibilità dei marcatori da almeno due telecamere;
- l'affidabilità nella definizione dei piani anatomici per garantire un'interpretazione fisiologica e clinica oggettiva;
- la scelta di punti di repere anatomici facilmente identificabili e palpabili;

- la facilità di applicazione dei marcatori e un tempo di preparazione del paziente ridotto, utile soprattutto per soggetti neurologici e bambini;
- un ingombro ridotto dell'apparecchiatura sperimentale;
- un tempo ridotto di raccolta dei dati;
- la garanzia della minima variabilità inter-intraoperatore e intersoggetto.

In tutti i protocolli proposti l'osso viene considerato come un corpo rigido la cui massa si trova tutta nel centro di massa. [10]

2.6.1 Protocollo CAST

Il protocollo CAST, *Calibrated Anatomical System Technique*, è stato messo a punto da Capozzo et Al. nel 1995 presso l'istituto di Fisiologia Umana dell'Università La Sapienza di Roma e il Laboratorio di Biomeccanica degli Istituti Ortopedici Rizzoli di Bologna. [21]

Il protocollo, inizialmente, prevede di definire il sistema di riferimento tecnico per ogni segmento anatomico a partire dalle coordinate globali dei marker.

Per ottenere ciò si utilizzano dei cluster tecnici, uno per ogni segmento anatomico, che possono essere placche rigide, fasce elastiche con sopra dei marcatori o quattro marcatori non allineati posizionati in punti dove lo slittamento dei tessuti rispetto all'osso è ridotto. L'utilizzo di cluster rigidi serve per rispettare l'ipotesi del corpo rigido e minimizzare l'effetto dell'artefatto da tessuto molle.

Successivamente vengono identificati i punti di repere anatomici e viene ricostruita la loro posizione rispetto ai sistemi di riferimento tecnici attraverso la calibrazione anatomica.

La calibrazione anatomica può essere effettuata in due modalità. La prima consiste nel collocare un marker sulla prominenza ossea e determinare le coordinate nel sistema di riferimento tecnico utilizzando le coordinate dei marcatori del cluster del segmento anatomico che si sta considerando. La procedura viene eseguita per ogni punto di repere anatomico. I marker utilizzati vengono tolti durante il task. Il secondo metodo di calibrazione sfrutta l'ausilio di una *wand* sulla quale sono presenti due marcatori sferici a distanza nota dalla punta della bacchetta. La *wand* viene posizionata sul punto di repere anatomico e grazie alla distanza tra i marcatori e alla lunghezza della bacchetta è possibile ricostruire la posizione dei punti di repere anatomico nel sistema di riferimento tecnico. La procedura è ripetuta per ogni punto di repere anatomico.

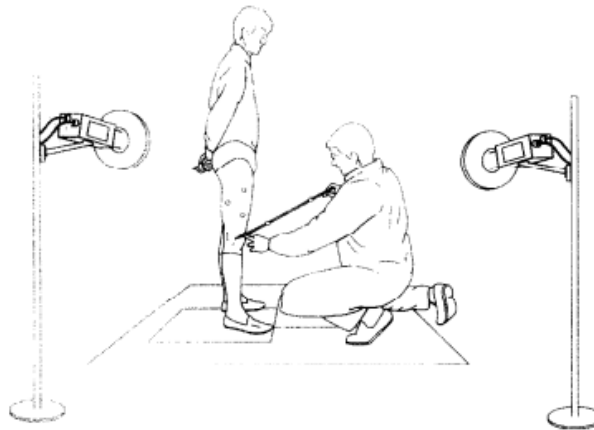


Figura 2.8: Calibrazione anatomica con la wand [21]

I punti di repere anatomico nella calibrazione anatomica sono ricostruiti rispetto al sistema di riferimento globale. A questo punto per definire l'orientamento del sistema di riferimento tecnico istante per istante vengono trasformate, attraverso espressioni matematiche, le coordinate del sistema di riferimento globale nelle coordinate del sistema di riferimento tecnico. La calibrazione anatomica avviene in statica in quanto risulta verificata l'ipotesi di corpo rigido. La relazione tra punti di repere anatomici e il cluster si ipotizza invariata tra statica e dinamica. Questo rende possibile definire il sistema di riferimento anatomico istante per istante inseguendo solamente il cluster tecnico in dinamica.

Il protocollo prevede 33 calibrazioni quindi un tempo di preparazione del soggetto molto lungo. La convenzione utilizzata per la definizione degli angoli articolari è *Good & Suntay*. [10], [22] I punti di repere anatomici si posizionano facilmente tramite la palpazione ad eccezione del centro dell'acetabolo, centro della testa del femore, e dell'eminanza intercondiloidea che sono ricavati da misurazioni. I punti di repere anatomici sono ridondanti rispetto a quelli strettamente necessari per definire i sistemi di riferimento delle articolazioni. La ridondanza permette di ricostruire stime migliori. [21]

Struttura ossea	Punti di repere anatomico	Acronimo
Pelvi	Spina iliaca superiore anteriore	ASIS
	Spina iliaca superiore posteriore	PSIS
	Centro dell'acetabolo	AC
Femore	Centro della testa del femore	FH
	Prominenza del gran trocantere	GT
	Epicondilo mediale	ME
	Epicondilo laterale	LE
	Apice antero-mediale della superficie patellare	LP
	Apice antero-mediale della superficie patellare	MP
	Condilo laterale	LC
	Condilo mediale	MC
Gamba	Eminenza intercondiloidea	IE
	Prominenza della tuberosità tibiale	TT
	Apice della testa della fibula	HF
	Apice distale del malleolo mediale	MM
	Apice distale del malleolo laterale	LM
	Punto mediale della superficie tibiale	MMP
	Punto laterale della superficie laterale	MLP
Piede	Prominenza esterna del calcagno	CA
	Dorsale della prima testa metatarsale	FM
	Dorsale della seconda testa metatarsale	SM
	Dorsale della quinta testa metatarsale	VM

Tabella 2.1 Punti di repere anatomico del Protocollo CAST [21]

Il protocollo prevede la definizione di un sistema di riferimento anatomico per ogni segmento corporeo.

Pelvi

I punti di repere anatomici utilizzati per il sistema di riferimento della pelvi sono:

- ASIS: spina iliaca superiore anteriore
- PSIS: spina iliaca superiore posteriore
- AC: centro dell'acetabolo

L'origine del sistema di riferimento della pelvi, O_a , è il punto medio tra le due ASIS. L'asse z_p è orientato lungo la linea che passa attraverso le due ASIS con direzione positiva verso destra. L'asse x_p si trova nel piano quasi-trasverso ed è perpendicolare all'asse z_p , con direzione positiva anteriore. L'asse y_p è perpendicolare agli assi x_p e z_p con direzione positiva prossimale.

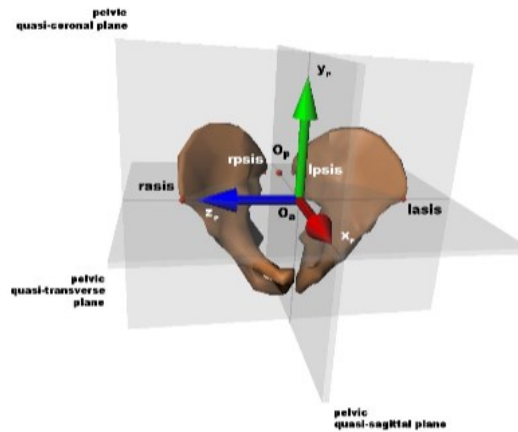


Figura 2.9: Sistema di riferimento anatomico delle pelvi [15]

Coscia

I punti di repere anatomici necessari per definire il sistema di riferimento della coscia sono:

- FH: centro della testa del femore
- LE: epicondilo laterale
- ME: epicondilo mediale

Il centro del sistema di riferimento O_t è definito come il punto medio tra i due epicondili, LE e ME. L'asse y_t è orientato lungo la linea passante per O_t e FH con direzione positiva prossimale. L'asse z_t si trova nel piano quasi-coronale e perpendicolare all'asse y_t con direzione positiva da sinistra verso destra. L'asse x_t è perpendicolare agli assi y_t e z_t con direzione positiva anteriore.

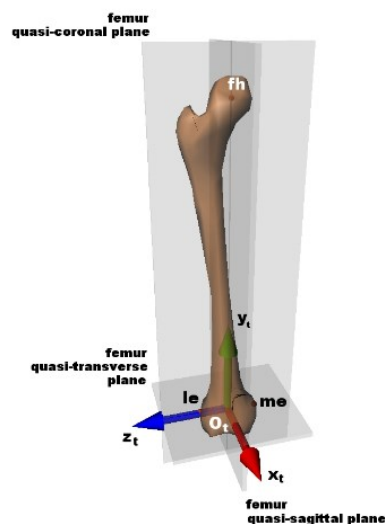


Figura 2.10: Sistema di riferimento anatomico del femore [15]

Gamba

I punti di reperi anatomici necessari per definire il sistema di riferimento anatomico della gamba sono:

- HF: apice della testa della fibula
- TT: prominenza della tuberosità tibiale
- LM: apice distale del malleolo laterale
- MM: apice distale del malleolo mediale

Il centro del sistema di riferimento della gamba O_s è il punto medio della linea che congiunge LM e MM. L'asse y_s è definito dall'intersezione tra il piano quasi coronale ed il piano quasi sagittale con direzione positiva prossimale. L'asse z_s giace nel piano quasi-coronale ed è perpendicolare all'asse y_s con direzione positiva da sinistra verso destra. L'asse x_s è ortogonale agli altri due assi e ha direzione positiva anteriore.

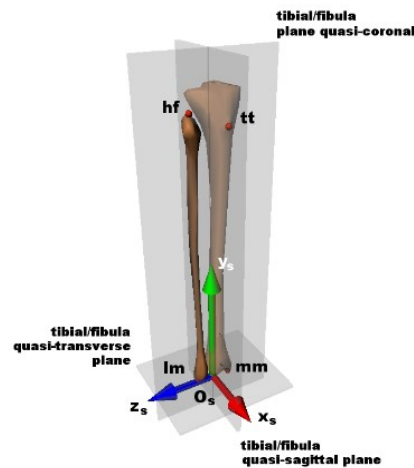


Figura 2.11: Sistema di riferimento della gamba [15]

Piede

I punti di reperi anatomico sono:

- CA: prominenza esterna del calcagno
- FM: dorsale della prima testa metatarsale
- SM: dorsale della seconda testa metatarsale
- VM: dorsale della quinta testa metatarsale

Il centro del sistema di riferimento del piede è il punto O_f che corrisponde con la prominenza esterna del calcagno, CA. L'asse y_f è definito dall'intersezione tra il piano quasi-coronale e il piano quasi-sagittale con direzione positiva prossimale. L'asse z_f si trova sul piano quasi trasverso ed è perpendicolare all'asse y_s con direzione positiva verso destra. L'asse x_f è perpendicolare agli altri due assi. [12][1]

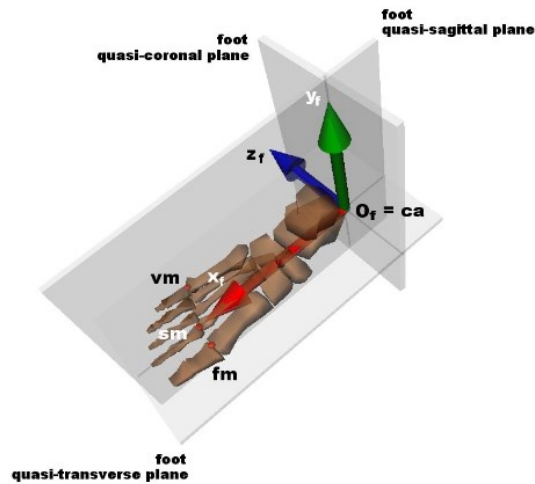


Figura 2.12: Sistema di riferimento anatomico del piede [15]

2.6.2 Protocollo IORgait

Il protocollo IORgait è stato sviluppato nel 2007 da Leardini, Sawacha et Al. presso l'istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

Nasce come compromesso tra la necessità di ridurre i lunghi tempi di preparazione dei soggetti e l'ingombro dell'apparecchiatura, e la necessità di mantenere l'accuratezza del protocollo CAST. Richiede, infatti, solo sei calibrazioni per ridurre i tempi di preparazione e non prevede l'uso di cluster tecnici, il che consente di applicare questo protocollo anche a pazienti pediatriche che non dispongono dello spazio anatomico per il posizionamento dei cluster stessi. [10]

Il protocollo prevede l'utilizzo di 22 marcatori cutanei, la calibrazione tramite la *wand* di sei punti di repere anatomico e l'identificazione del centro dell'articolazione dell'anca, che è il centro della testa del femore, tramite metodo predittivo. Le calibrazioni anatomiche sono eseguite per l'epicondilo mediale, il malleolo mediale e la seconda testa metatarsale, ossia i punti più soggetti dall'artefatto da tessuto molle. [23]

Il sistema di riferimento tecnico viene definito a partire dai marker anatomici.

Per il calcolo degli angoli articolari utilizza la convenzione *Grood & Suntay*.

Struttura ossea	Punti di reperi anatomico	Acronimo
Pelvi	Spina iliaca anteriore	ASIS
	Spina iliaca posteriore	PSIS
	Centro della testa del femore	FH
Femore	Gran trocantere	GT
	Epicondilo laterale	LE
	Epicondilo mediale	ME
Gamba	Testa della fibula	HF
	Prominenza della tuberosità tibiale	TT
	Malleolo laterale	LM
	Malleolo mediale	MM
Piede	Prominenza esterna del calcagno	CA
	Dorsale della prima testa metatarsale	FM
	Dorsale della seconda testa metatarsale	SM
	Dorsale della quinta testa metatarsale	VM

Tabella 2.2: Punti di reperi anatomico del protocollo IORgait [23]

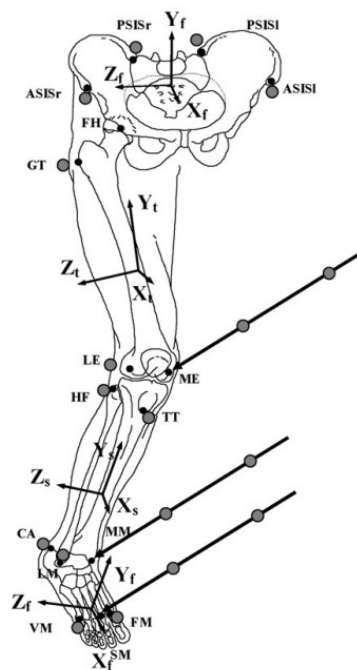


Figura 2.13: Punti di reperi anatomico del protocollo IORgait della gamba destra, la sinistra è speculare [23]

2.7 Analisi cinetica

L'analisi cinetica studia i meccanismi che producono il movimento. Descrive le forze e i momenti generati dai muscoli attraverso le articolazioni, e i modelli di potenza meccanica o energetici utilizzando le leggi di Newton e la legge di conservazione dell'energia per interpretare cosa accade durante ogni fase del ciclo del passo.

Esistono due tipi di problemi dinamici: la dinamica diretta e la dinamica inversa. La dinamica diretta permette la determinazione del movimento, note le forze agenti su un corpo mentre la dinamica inversa calcola le forze e i momenti agenti su un corpo a partire dalla cinematica del corpo e dalle forze scambiate con l'ambiente. Generalmente, nell'analisi del movimento si utilizza la dinamica inversa.

Le forze analizzate sono le forze di reazione al suolo che sono determinate direttamente dalla pedana di forza e sono la somma del prodotto della massa e dell'accelerazione di ogni segmento mentre il piede è in contatto con la pedana; le forze interne che riflettono le forze espresse dalle componenti attive, i muscoli, e da quelle passive, i tendini e i legamenti; e le forze di contatto osso-osso, forze distribuite riassunte in una forza concentrata nel centro dell'articolazione e in una coppia di trasporto. [10], [24]

2.7.1 Sensori di pressione

Durante il cammino le forze tra il corpo e il terreno sono distribuite su diverse strutture di supporto del piede. Le misure ottenute dalla pedana di forza non danno informazioni sul carico sostenuto da queste specifiche strutture in quanto fornisce le forze e le coppie risultanti.

I recenti progressi tecnologici hanno reso possibile lo sviluppo di sistemi di misura dotati di sensori multipli che rilevano solo la componente verticale della forza. È possibile esprimere la risposta di questi sensori in termini di pressione dato che l'area dei singoli sensori è nota.

Tali sistemi di misura forniscono la distribuzione del carico su una superficie di appoggio e i sensori sono generalmente disposti secondo matrici.

I sensori di pressione si presentano sotto forma di piattaforme di pressione e solette di pressione. Quest'ultime vengono inserite all'interno delle scarpe e permettono le acquisizioni di dati all'esterno di un laboratorio di analisi del movimento e di task complicati che sarebbero impossibili da ottenere con le piattaforme.

Le tecnologie di trasduzione impiegate si basano su sensori capacitivi, resistivi o piezoelettrici. I sensori capacitivi si ottengono posizionando due armature metalliche ai lati di un dielettrico.

Applicando una forza, il dielettrico si deforma determinando una riduzione della distanza tra le armature e conseguentemente un aumento della capacità.

La relazione fisica che insiste tra capacità e distanza tra le armature è la seguente:

$$C = \varepsilon \frac{S}{d}$$

dove C è la capacità del condensatore, ε è la costante dielettrica del vuoto, S la superficie dell'armatura e d la distanza tra le armature.

I sensori resistivi sono realizzati mettendo a contatto due armature metalliche con un polimero conduttore. Quando la forza di compressione delle armature sulla superficie del polimero aumenta, la resistenza elettrica diminuisce. La resistenza, R, dipende dalla resistività del materiale, ρ , dalla lunghezza, l, e dalla sezione, S, del conduttore secondo la relazione seguente:

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

I sensori piezoelettrici si basano sull'effetto piezoelettrico, ossia sfruttano le asimmetrie della distribuzione di carica elettrica per convertire una deformazione in uno stimolo elettrico e viceversa. Tali sensori sono ancora poco diffusi per la realizzazione dei sensori di pressione.

[11]

I dati ottenuti tramite le piattaforme e le solette di pressione sono utili in campo clinico per valutare la distribuzione della pressione e definire una riabilitazione specifica.



Figura 2.14: Solette FGP|BLU [25]

2.8 Elettromiografia di superficie

L'elettromiografia, EMG, misura i potenziali elettrici che si sviluppano nel muscolo quando si contrae riflettendo la sua attività elettrica durante l'esecuzione di un task motorio. Il potenziale elettrico della membrana dell'assone è misurato mediante microelettrodi collegati all'oscilloscopio, uno strumento che consente di visualizzare, su un grafico bidimensionale, l'andamento dei segnali elettrici nel dominio del tempo ed effettuare misure a lettura diretta della tensione, rappresentata sull'asse delle ordinate, e del periodo, lungo l'asse delle ascisse.

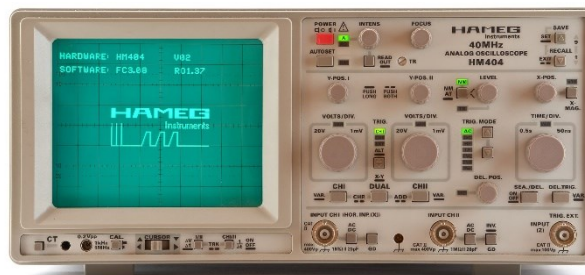


Figura 2.15: Oscilloscopio [26]

Le cellule muscolari o nervose presentano un potenziale di membrana di -70 mV; quindi, l'ambiente intracellulare è elettricamente più negativo dell'ambiente extracellulare. Il potenziale d'azione si genera quando uno stimolo nervoso arriva alla membrana dell'assone determinando l'apertura dei canali sodio. Il flusso di cariche positive determina la depolarizzazione della membrana. Il potenziale si trasferisce nella nuova regione depolarizzata permettendo così l'apertura dei canali del potassio nella regione precedente. Gli ioni potassio uscendo dall'assone determinano la ripolarizzazione della membrana.

Il potenziale d'azione di una singola unità motoria, MUAP, si propaga con una velocità di 3-5 m/s. La somma nel tempo dei MUAP per una serie di contrazioni ripetute forma un treno di MUAP detto MUAPT. I principali meccanismi che influenzano l'ampiezza e la densità del segnale sono il reclutamento dei MUAP e la frequenza di sparo, *firing*.

L'elettromiografia può essere ad ago o superficiale in base al tipo di elettrodi utilizzati. I primi rilevano il segnale di una singola unità motoria mentre i secondi consentono un'analisi meno invasiva rinunciando alla misura di un segnale puntuale e rilevando la somma dei contributi di più unità motorie che si trovano al di sotto degli elettrodi. L'elettromiografia superficiale è quindi costituita dalla sovrapposizione dei contributi dei MUAPT generati dalle unità motorie attive nel muscolo osservato. Nell'analisi del movimento si predilige l'elettromiografia di superficie data la sua non invasività. [10]

2.8.1 Acquisizione ed elaborazione di sEMG

Il segnale elettromiografico di superficie (sEMG) è influenzato da molti fattori tra cui lo spessore dello strato di grasso, la profondità delle sorgenti di segnale del muscolo, l'inclinazione del sistema di prelievo rispetto l'orientamento delle fibre muscolari, la lunghezza delle fibre muscolari, la posizione degli elettrodi di prelievo, il sistema di prelievo utilizzato, la dimensione e forma degli elettrodi, l'artefatto da movimento, e il cross talk, fenomeno per cui misurando l'attività elettrica di un muscolo di rileva anche quella dei muscoli limitrofi. Questi parametri introducono una variabilità tra le misurazioni dei diversi soggetti. [11]

Per acquisire un buon segnale sEMG è necessaria un'accurata preparazione del soggetto. Si fa riferimento alle linee guida SENIAM, *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. [27] Gli elettrodi comunemente utilizzati sono gli elettrodi argento-cloruro di argento (Ag- AgCl) di tipo usa e getta.



Figura 2.16: Elettrodi Ag-AgCl [28]

Sono applicati con un gel conduttivo che diminuisce l'impedenza elettrodo-cute. La zona della pelle dove devono essere posizionati viene precedentemente rasata e pulita con pasta abrasiva e alcool in modo da migliorare il contatto cute-elettrodo. Per applicare correttamente gli elettrodi, oltre a seguire le linee guida, è necessario verificare la posizione esatta chiedendo al soggetto di compiere semplici gesti in cui è coinvolto il muscolo di interesse.

Il segnale sEMG registrato deve poi essere elaborato per permettere la corretta lettura e interpretazione dei dati. Dal segnale grezzo, infatti, è possibile ricavare informazioni che riguardano solo la durata dell'attività muscolare.

Il segnale, oltre ad essere amplificato, data la scarsa ampiezza, viene filtrato per eliminare l'artefatto da movimento ed altri eventuali rumori. Inoltre, può essere rettificato in modo da avere un segnale positivo. Successivamente si possono ricavare l'*envelope* del segnale che mostra il profilo di attività e si calcola applicando un filtro Passa Basso di Butterworth del quarto ordine con frequenza di taglio di 5 Hz al segnale rettificato, e il segnale integrato per ottenere informazioni sull'attività totale misurata. Inoltre, può essere calcolata il RMS, *Root Mean Square*, che rappresenta la potenza del segnale acquisito.

Affinché il segnale sia confrontabile con i segnali di altri soggetti o dello stesso soggetto ma in sessioni differenti deve essere normalizzato. Per i soggetti sani si normalizza il segnale rispetto alla massima contrazione volontaria, mentre per i soggetti patologici si normalizza rispetto al picco massimo dell'*envelope*.

Risulta utile ricavare anche il *timing* per individuare i momenti e la durata di attivazione e disattivazione dei muscoli rispetto una soglia che individua l'attivazione del segnale.

Il segnale, inoltre, può essere analizzato tramite dei parametri in frequenza: lo spettro di potenza fornisce informazioni sui fenomeni fisiologici che hanno luogo nel muscolo durante una contrazione; la frequenza media indica la frequenza baricentrale dello spettro di potenza del segnale e la frequenza mediana divide lo spettro in due parti di uguale potenza. Lo studio del segnale nel dominio delle frequenze è utile per l'analisi dell'affaticamento muscolare.

I parametri ricavati dal segnale elettromiografico sono utili nell'individuazione di possibili anomalie che sono indici di patologie. [10], [11]

Capitolo 3

Materiali e Metodi

3.1 Soggetti

Nel presente lavoro di tesi sono stati presi in considerazione un insieme di dati di analisi del movimento presenti nel database del BioMovLab presso il Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova.

Sono stati analizzati i dati di 7 bambini affetti da FXS di età 9.4 ± 3.21 anni e BMI di 20.86 ± 3.09 Kg/m². I dati sono stati acquisiti in collaborazione con il Dipartimento di Salute della Donna e del Bambino dell'Azienda Ospedaliera Universitaria di Padova.

Nella tabella 3.1 sono riportati i dati demografici dei soggetti studiati quali età, peso, altezza e BMI, *Body Mass Index*, espresso come il rapporto tra la massa del soggetto in chilogrammi e il quadrato della sua altezza in metri.

Si specifica che i soggetti analizzati sono 6 maschi e 1 femmina.

	Età (anni)	Peso (Kg)	Altezza (m)	BMI (Kg/m²)
Media	9.4	45.16	1.44	20.86
Deviazione standard	3.21	15.35	0.19	3.09

Tabella 3.1: Dati demografici dei soggetti presi in esame

3.2 Set up di acquisizione

Per l'acquisizione dei dati è stato adottato un approccio *video-based* in condizioni ambulatoriali a causa dei sintomi della malattia che non permettono l'analisi dei soggetti in laboratorio tramite stereofotogrammetria. I punti di repere anatomico considerati sono una versione ridotta del protocollo IORgait con 18 marker riportata in tabella 3.2. Questo sistema è stato validato da Sawacha et al. [8]

Numero	Acronimo	Punto di repere anatomico
1	LA	Acromion sinistro
2	RA	Acromion destro
3	LASIS	Spina iliaca anteriore sinistra
4	RASIS	Spina iliaca anteriore destra
5	LPSIS	Spina iliaca posteriore sinistra
6	RPSIS	Spina iliaca posteriore destra
7	LGT	Gran trocantere sinistro
8	RGT	Gran trocantere destro
9	LLE	Epicondilo laterale del ginocchio sinistro
10	RLE	Epicondilo laterale del ginocchio destro
11	LHF	Testa della fibula sinistra
12	RHF	Testa della fibula destra
13	LLM	Malleolo laterale sinistro
14	RLM	Malleolo laterale destro
15	LCA	Calcagno sinistro
16	RCA	Calcagno destro
17	LVMH	Quinta testa metatarsale sinistra
18	RVMH	Quinta testa metatarsale destra

Tabella 3.2: Protocollo IORgait ridotto

I dati sono stati acquisiti attraverso quattro videocamere sincronizzate GoPro Hero7, 1080 x 1920 pixel resolution, 30 fps, e il sistema di elettromiografia di superficie Cometa con frequenza di acquisizione 2000 Hz, che misura l'attività del Tibiale Anteriore, del Gastrocnemio Laterale, del Retto Femorale e Bicipite Femorale. Le videocamere sono state sincronizzate utilizzando il telecomando SmartRemote del costruttore che permette di controllare le camere a distanza. Inoltre, sono state posizionate su cavalletti ad un'altezza di circa 150 cm e poste ai quattro angoli del corridoio dove i soggetti hanno eseguito la camminata.

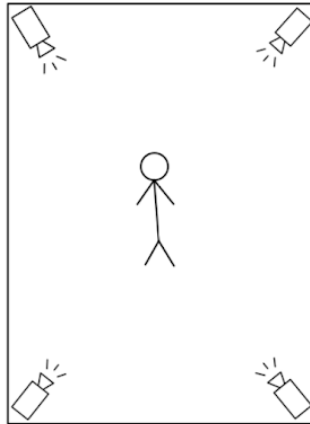


Figura 3.1: Set up di acquisizione, corridoio con quattro telecamere e il soggetto in esame al centro

La calibrazione dei parametri intrinseci ed estrinseci delle videocamere è stata ottenuta tramite l'acquisizione di una scacchiera: quadrati 4 x 4 cm, scacchiera: 75 x 55 cm.



Figura 3.2: Scacchiera per la calibrazione

Per ogni soggetto è stata registrata una camminata lungo il corridoio, avanti e indietro, che consente di ottenere un numero di *trial* sufficienti all'analisi. Successivamente è stata bloccata e riavviata l'acquisizione video per registrare la calibrazione: viene posizionata una scacchiera in verticale in tre punti del corridoio, ai due estremi e al centro.

Dai video di acquisizione di ogni soggetto sono stati estratti 6 *trial*: 3 per il ciclo del passo destro e 3 per il sinistro. Ogni ciclo del passo inizia con l'appoggio del tallone del piede del passo preso in esame e termina con l'appoggio del tallone dello stesso piede.

3.2.1 Criticità nel set up di acquisizione

Durante le acquisizioni sono state riscontrate due tipi di criticità.

La prima è dovuta alla strumentazione. Infatti, è capitato che una delle videocamere non registrasse o che la registrazione effettuata non fosse utilizzabile. In questo caso è comunque possibile procedere con l'acquisizione utilizzando solamente 3 telecamere.

Il secondo tipo di problema è legato ai sintomi della patologia dei bambini presi in esame. L'elevato stato di ansia, l'iperattività possono rendere difficile la preparazione del soggetto e la registrazione dei video. In alcuni casi il bambino viene accompagnato da un parente o da un medico durante la camminata lungo il corridoio. Queste persone potrebbero coprire la visione di alcuni punti di repere anatomico durante il *tracking*. Nei casi più critici non è possibile registrare le camminate.

3.3 Elaborazione dei dati

3.3.1 TrackOnField

Una volta acquisite, le sequenze video sono state elaborate attraverso il software *TrackOnField* (BBSof s.r.l.) per estrarre le coordinate tridimensionali dei punti di repere anatomici.

Di seguito vengono descritte le fasi per elaborare la videoregistrazione di un soggetto.

Session

Una volta aperto *TrackOnField* e creata una nuova sessione, il software chiede di inserire i dati di quest'ultima. Nel riquadro *Subject* sono richiesti, se noti, i dati demografici del soggetto in esame quali nome, cognome, età, altezza, peso e numero di scarpe. Nel riquadro *Operator* vengono riportate le informazioni di colui che ha svolto il *tracking*. Queste informazioni sono facoltative. Importante è importare nel riquadro *Session* il markerset che si utilizza per il *tracking* del soggetto così che venga mostrato direttamente durante quest'ultimo.

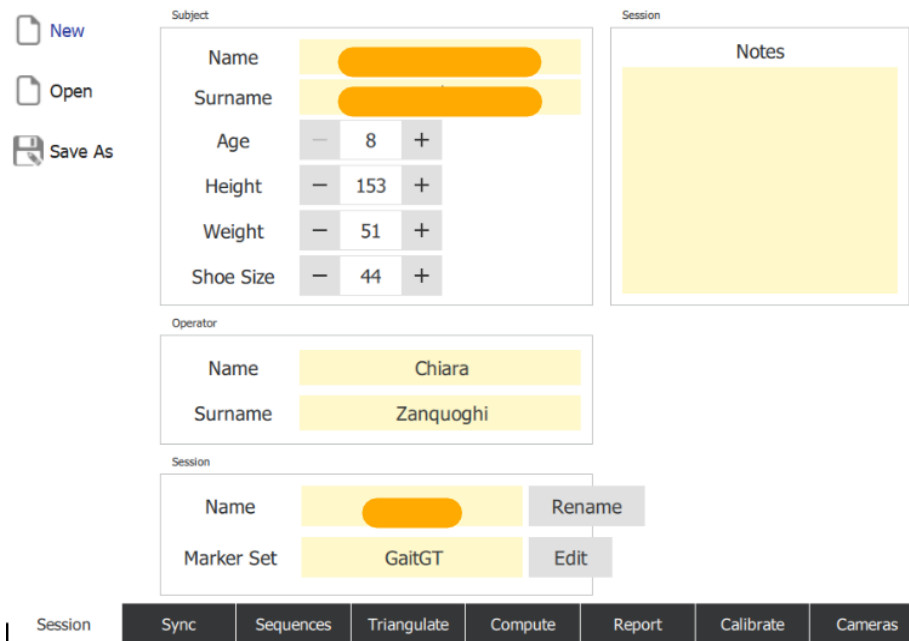


Figura 3.3: Finestra della scheda *Session*

Sync

In questa finestra bisogna caricare i video di acquisizione registrati dalle 4 videocamere nell'ordine camera 5, camera 6, camera 7, camera 8. Generalmente sono presenti tutte e quattro le registrazioni ma potrebbe succedere che a causa di imprevisti i video di alcune camere non siano presenti. In questo caso si procede con l'elaborazione per i video posseduti considerando che nelle fasi successive si potrebbero perdere informazioni.

Successivamente, i video vengono sincronizzati in modo da non riscontrare errori nella fase di *tracking*. La sincronizzazione viene eseguita utilizzando come riferimento la camera 5 detta camera master. Nel caso in cui tale videocamera non avesse registrato o la registrazione non fosse utilizzabile si usa come riferimento la camera 6.

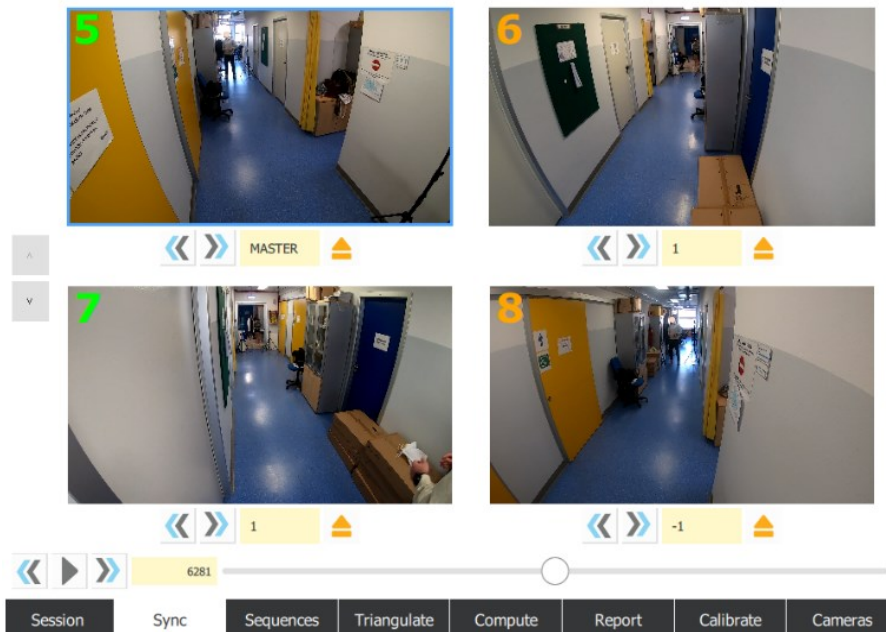


Figura 3.4: Scheda di sincronizzazione dei video di acquisizione

Sequences

Nel modulo *Sequences* vengono create le sequenze dei sei cicli del passo, tre destri e tre sinistri, andando ad individuare e riportare gli istanti di inizio e fine quindi l'appoggio e il riappoggio del calcagno dello stesso piede. Inoltre, in un file Excel a parte si riportano gli istanti di appoggio, appoggio del controlaterale, stacco e riappoggio che serviranno per l'elaborazione successiva.

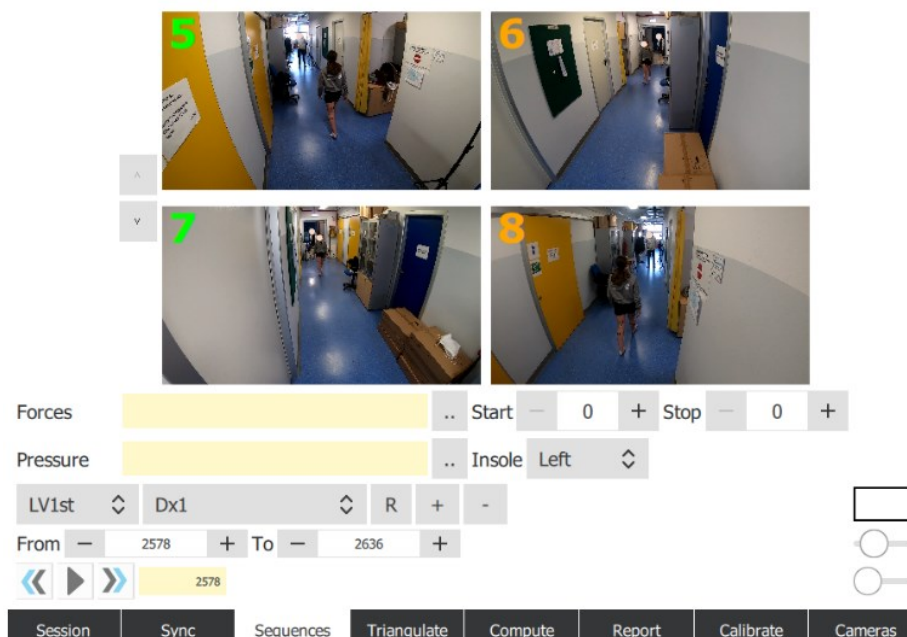


Figura 3.5: Modulo di creazione delle sequenze

Per ogni ciclo del passo individuato, si procede al *tracking* ossia si associano, per ogni frame, le etichette dei punti di repere anatomico del markerset selezionato in precedenza ai punti di repere anatomico visibili per ogni videocamera. Affinché il punto di repere anatomico sia poi triangolato, deve essere visibile da almeno due videocamere. Il software è stato realizzato in modo da prevedere nei frame successivi la posizione dei punti di repere anatomico una volta individuata nel primo frame. L'operatore può selezionare e correggere le posizioni attraverso il cursore.

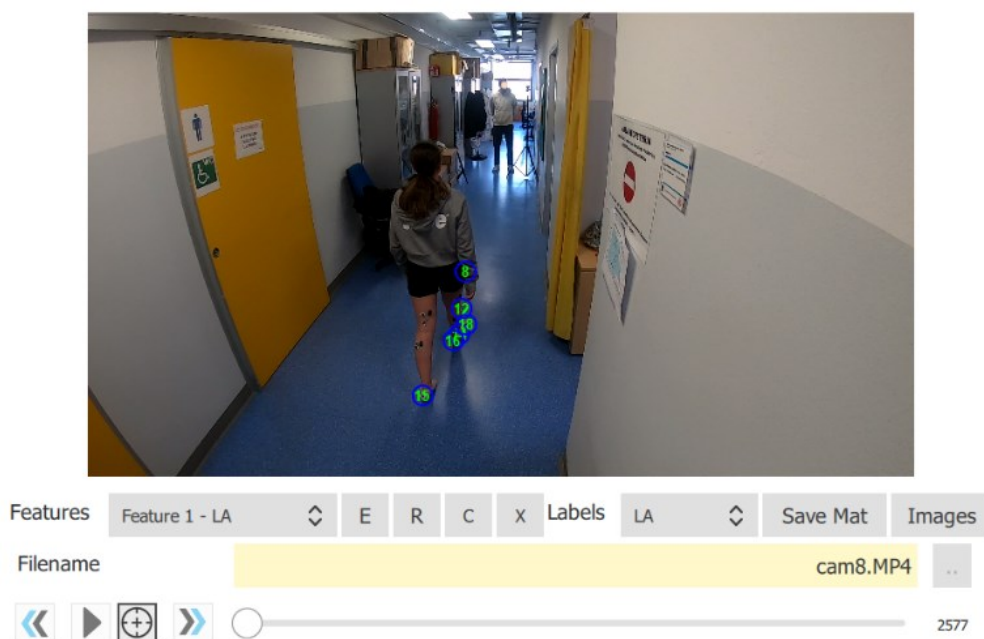


Figura 3.6: Finestra di tracking

Calibrazione

Una volta effettuato il *tracking*, si procede con la calibrazione dei parametri intrinseci ed estrinseci.

Per la calibrazione intrinseca bisogna importare le matrici di calibrazione intrinseca delle videocamere tenute in memoria e successivamente andare a selezionare le misure della scacchiera nella finestra *Settings*. La scacchiera è posizionata verticalmente in più punti del corridoio. Questa ha una dimensione di 75 x 55 cm ed è costituita da quadrati di 4.3 x 4.3 cm.

Calibration Settings

Square X (mm)	-	43.0	+
Square Y (mm)	-	43.0	+
Pattern X (cm)	-	55.0	+
Pattern Y (cm)	-	75.0	+
Pattern Rows	-	9	+
Pattern Cols	-	13	+
Max Iterations	-	5	+
Target Error	-	0.50	+

Ok Cancel

Figura 3.7: Parametri della scacchiera riportati in *TrackOnField* per la calibrazione intrinseca

Per la calibrazione estrinseca bisogna caricare i video di calibrazione acquisiti in ospedale lungo il corridoio. La scacchiera è posizionata in più punti del corridoio in modo da scegliere per ogni passo la posizione della scacchiera dove avviene quest'ultimo. Successivamente, attraverso il pulsante *Calibrate* si posiziona il sistema di riferimento per ogni camera andando a selezionare i vertici della scacchiera in senso antiorario partendo dal vertice in basso a sinistra rispetto il verso della camminata.

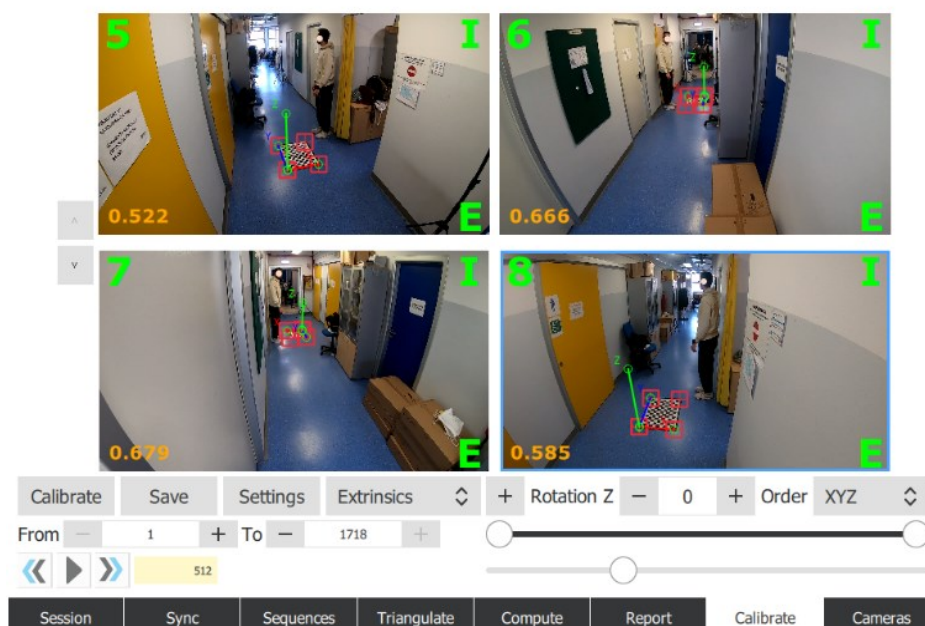


Figura 3.8: Finestra di calibrazione dei parametri estrinseci

Triangulate

Infine, per ottenere la posizione tridimensionale dei punti di repere anatomico, bisogna triangolare i dati elaborati. Innanzitutto, bisogna selezionare in alto a sinistra il passo che si vuole triangolare, poi si devono togliere le spunte alle modalità *interpolation* e *smooth* ed infine bisogna importare il file Matlab di calibrazione ottenuto.

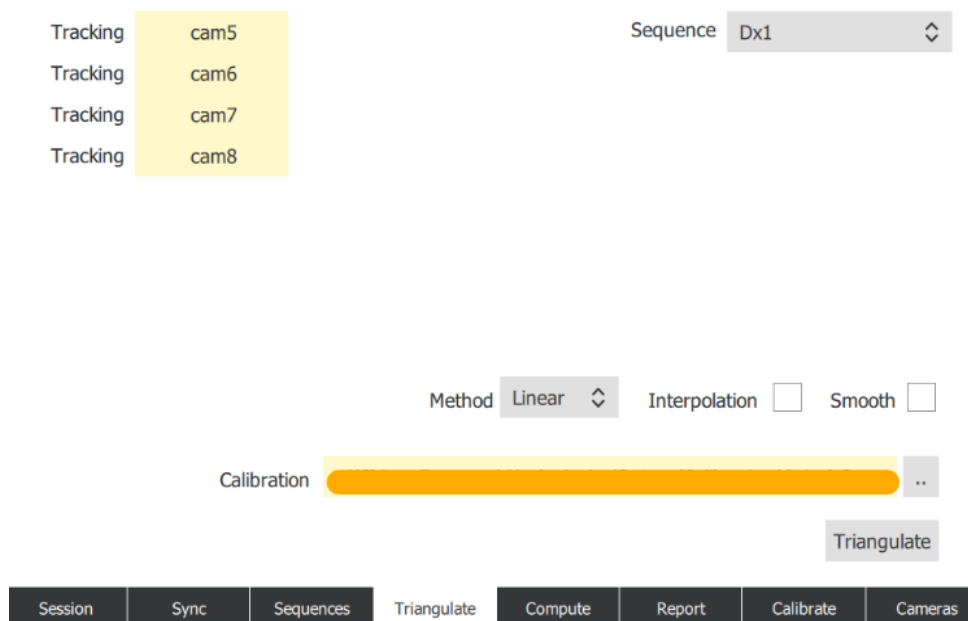


Figura 3.9: Finestra di triangolazione

Dalla triangolazione si ottengono in output un file Matlab contenente la posizione dei punti di repere anatomico che verrà utilizzato per calcolare gli angoli articolari e un file C3D che permette di controllare la triangolazione e sarà utilizzato per il calcolo dei parametri spaziotemporali.

Successivamente, attraverso il software Mokka, è possibile visualizzare la posizione tridimensionale da ogni angolazione dei punti di repere anatomici e le traiettorie per ogni frame. Inoltre, il programma consente di rappresentare graficamente la posizione lungo i 3 assi per ogni frame così da poter controllare e verificare la presenza di errori durante il *tracking*.

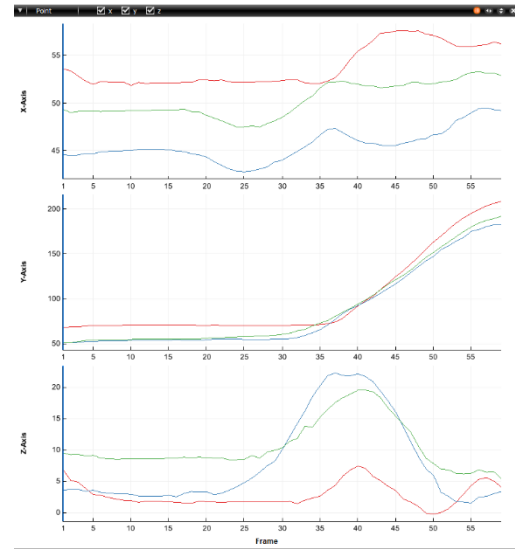
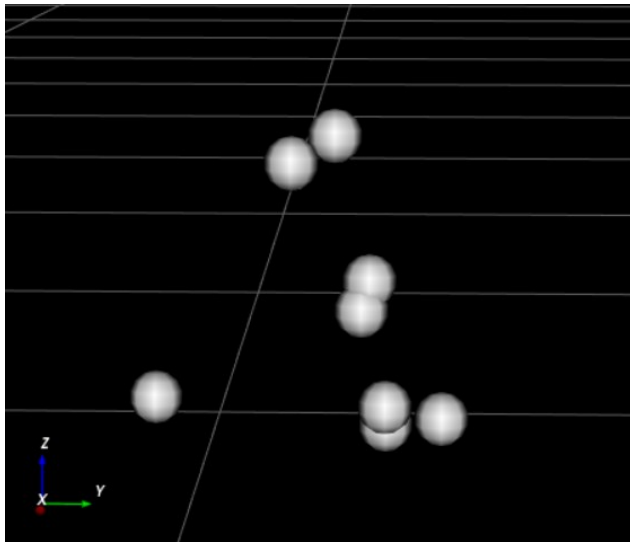


Figura 3.10: un frame di un passo destro in C3D. Nella figura a sinistra sono rappresentati il piede, il ginocchio e l'anca destri e il calcagno del piede sinistro. L'istante considerato è *heel strike*. A destra viene visualizzata la posizione, per ogni frame, di calcagno destro (blu), malleolo laterale destro (verde) e quinta testa metatarsale destra (rosso).

3.3.2 Criticità nell'elaborazione dei dati

Durante l'elaborazione dei dati sono state riscontrate numerose criticità.

Innanzitutto, è capitato più volte che dalle acquisizioni, per problemi con le videocamere, non fossero presenti tutti e quattro i video ma solo tre. In questo caso si è proceduto comunque con l'elaborazione prestando attenzione di individuare tutti i punti di repere anatomico da almeno due videocamere durante il *tracking*. Se non è visibile durante tutta la registrazione un punto di repere anatomico ma solo in alcuni frame si è sfruttata la proprietà del software di prevedere la posizione dei punti di repere anatomico. In un soggetto a causa della presenza di soli tre video non sono state tracciate le ASIS e quindi non è stato possibile ricavare successivamente l'angolo dell'anca.

3.4 Variabili estratte

I dati ottenuti in output dalla triangolazione, ovvero le traiettorie dei marker, sono stati utilizzati per estrarre gli angoli articolari e i parametri spazio-temporali attraverso opportuni codici Matlab.

Per estrarre queste variabili sono stati utilizzati dei codici forniti dal BioMovLab del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università degli Studi di Padova opportunamente modificati se necessario.

3.4.1 Angoli articolari

Lo script Matlab fornito dal BioMovLab per ricavare gli angoli articolari permette di ottenere solo l'angolo rispetto al piano sagittale, quindi l'angolo di flessione-estensione, per anca, ginocchio e caviglia.

Il sistema di riferimento del bacino, rappresentato in rosso nella figura 3.11, è individuato come descritto per il protocollo CAST nel capitolo precedente.

L'angolo di flessione dell'anca è definito come l'angolo tra il bacino e il femore dove il femore è la linea che collega il centro articolare dell'anca, HJC, con l'epicondilo laterale, LE; l'angolo di flessione del ginocchio è determinato come l'angolo tra il femore e la gamba dove la gamba è rappresentata dalla linea che collega l'epicondilo laterale, LE, e il calcagno, CA; l'angolo di flessione della caviglia è individuata come l'angolo tra la gamba e il piede dove il piede è indicato dalla linea che collega il calcagno, CA, con la quinta testa metatarsale, VMH.

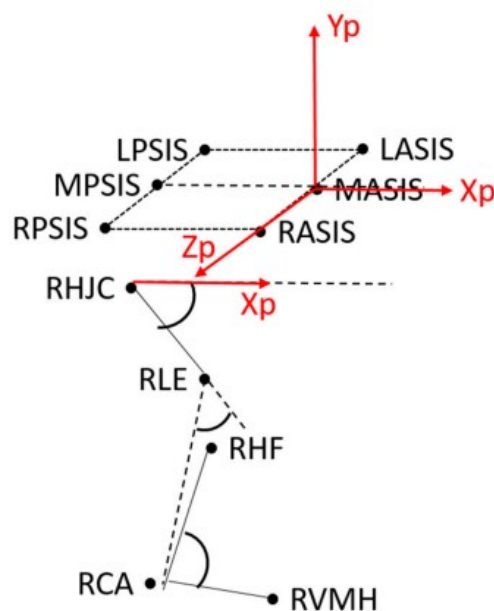


Figura 3.11: Definizione degli angoli sul piano sagittale della parte inferiore del corpo [8]

Per il calcolo degli angoli articolari sono stati utilizzati due codici. Con il primo sono stati calcolati gli angoli di flessione-estensione delle tre articolazioni per ognuno dei sei passi studiati per ogni soggetto.

Sono stati calcolati sia gli angoli senza sottrarre il valore dell'angolo corrispondente rilevato mentre il soggetto si trova in posizione neutra durante un'acquisizione statica sia quelli dopo aver sottratto il valore dell'angolo rilevato in condizioni statiche perché a livello clinico è importante studiarli entrambi per tenere in considerazione l'assetto posturale del soggetto sia in condizioni statiche che dinamiche.

Infatti, gli angoli con la statica sottratta permettono di osservare la variazione dell'angolo stesso durante il movimento rispetto alla posizione iniziale del soggetto.

Per sottrarre la statica il codice prevede uno stratagemma all'impossibilità di fare un'acquisizione statica dovuta alla difficoltà dei bambini di stare fermi. L'algoritmo considera come statica il frame nel quale il piede del passo analizzato è completamente appoggiato al suolo (frame di midstance). Lo script chiede in input i sei file Matlab risultanti dalla triangolazione divisi in passi destri e passi sinistri e restituisce file Matlab contenenti gli angoli calcolati e le immagini con i plot degli angoli sia in formato .mat che in formato .pgn.

Il secondo script utilizzato permette di confrontare gli angoli articolari ottenuti dall'algoritmo precedente con quelli ottenuti da 15 soggetti sani (peso 35.87 ± 12.42 Kg, altezza 1.31 ± 0.14 m ed età 9.40 ± 2.36 anni). Questo codice richiede in input i file Matlab ottenuti con lo script precedente e restituisce immagini, sia in formato .mat che in formato .pgn, e un file Matlab contenenti gli angoli del soggetto e la fascia dei controlli.

3.4.2 Parametri spazio-temporali

Per ricavare i parametri spazio-temporali è stato utilizzato il codice Matlab fornito dal BioMovLab. Il codice chiede in input peso e altezza del soggetto in analisi, i file C3D dati in output dalla triangolazione con *TrackOnField* dove deve essere stato fatto il *tracking* dei calcagni di entrambi i piedi per ogni frame, e gli istanti di appoggio, stacco, riappoggio e appoggio del controlaterale precedentemente individuati durante il *tracking* e normalizzati in modo il primo frame del passo corrisponda ad 1. L'altezza serve per esprimere in percentuale i dati ottenuti.

In output si ottengono più tabelle. Risultano sei tabelle Excel dove vengono riportati i parametri di ogni passo. I parametri riportati sono: lunghezza del passo in percentuale rispetto all'altezza e in metri, tempo del passo in secondi, velocità in metri al secondo e in percentuale rispetto la durata del passo, appoggio e oscillazione in percentuale rispetto alla durata del passo, cadenza in passi al minuto, larghezza del passo in metri e tempo di doppio appoggio in secondi. Inoltre, viene restituita una tabella complessiva dei parametri dei sei passi dove vengono riportati i valori di media e deviazione standard dei passi. I valori di media e deviazione standard dei parametri spazio-temporali sono utilizzati per restituire una tabella in formato .html dove vengono confrontati con quelli dei controlli.

3.5 Statistica

L'analisi statistica è stata eseguita per osservare le differenze significative tra i soggetti FXS e i controlli sani. È stata eseguita sia sugli angoli articolari sia sui parametri spazio-temporali attraverso dei codici Matlab presenti nel database del BioMovLab.

3.5.1 Statistica degli angoli articolari

Per gli angoli articolari è stato usato il test statistico di Pataky che confronta le serie temporali e indica in ogni frame la differenza delle due curve, una dei soggetti FXS e una dei controlli sani [29].

3.5.2 Statistica dei parametri spazio-temporali

Il test utilizzato per l'analisi statistica dei parametri spazio-temporali è il *post-hoc Wilcoxon rank sum test* con correzioni di Bonferroni (SPSS v24, IBM Statistical Toolbox). Il test è non parametrico in quanto opera con una quantità ridotta di dati o con dati che non presentano una distribuzione normale, in questo caso sono stati presi in esame solo 7 soggetti FXS e 15 controlli sani, ed è non appaiato perché i gruppi presi in esame sono indipendenti tra loro.

I parametri ricavati sono la significatività che è stata posta minore di 0.05 e l'indice di *Krusal-Wallis* [29].

Capitolo 4

Risultati e Discussioni

Al fine di valutare i parametri dell'analisi del cammino dei soggetti FXS, i dati estratti dalle acquisizioni sono stati presentati in report. Nei report sono stati inseriti gli angoli di flessione-estensione dell'anca, se presente, del ginocchio e della caviglia dei soggetti FXS con la fascia dei controlli e i parametri spazio-temporali confrontati con i controlli.

Per ogni soggetto sono stati realizzati due report: uno presenta gli angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche mentre il secondo presenta i risultati con la statica sottratta.

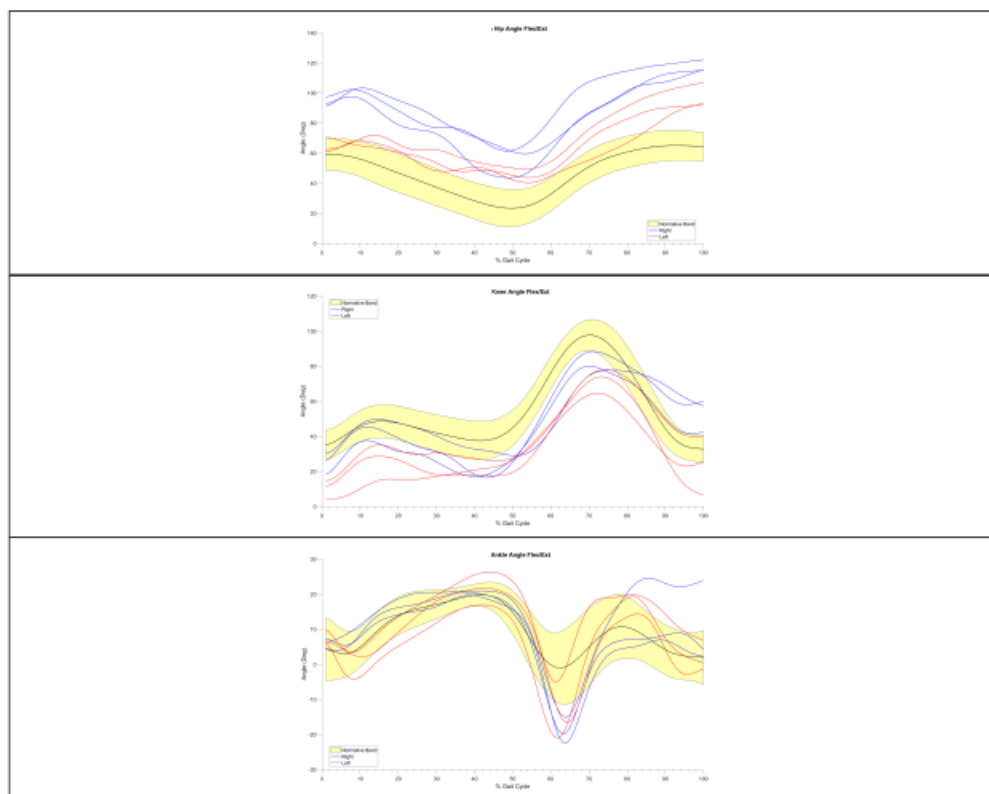
Di seguito è mostrato un report come esempio, gli altri sono presenti in appendice.



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 51 Kg	HEIGHT: 1.53 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.39±0.1	1.91±0.03	0.73±0.05	60.3±1.2	39.7±1.2	31.49±0.42	90.9±6.5
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

Figura 5.1: Report del soggetto 4 angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche

Gli angoli articolari sono stati riportati in dei grafici dove in blu sono indicati i cicli del passo destro e in rosso i cicli del passo sinistro. Inoltre, è presente la fascia dei controlli definita dalla media e da una deviazione standard aggiunta e sottratta a quest'ultima.

Sull'asse delle ascisse è rappresentato il passo del ciclo in valori percentuali mentre sull'asse delle ordinate sono riportati gli angoli di flessione estensione: positivi per la flessione e negativi per l'estensione.

Vengono di seguito riportate le fasce degli angoli di flessione estensione dei controlli e dei soggetti FXS create considerando tutti i trial analizzati. La linea nera sotto il grafico rappresenta la statistica di Pataky che evidenzia le fasi del passo dove le fasce degli angoli sono statisticamente significative.

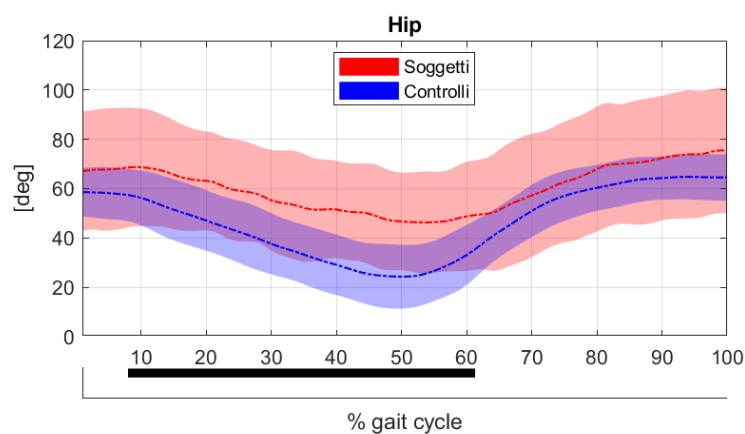


Figura 5.2: Fasce di confronto degli angoli dell'anca senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche

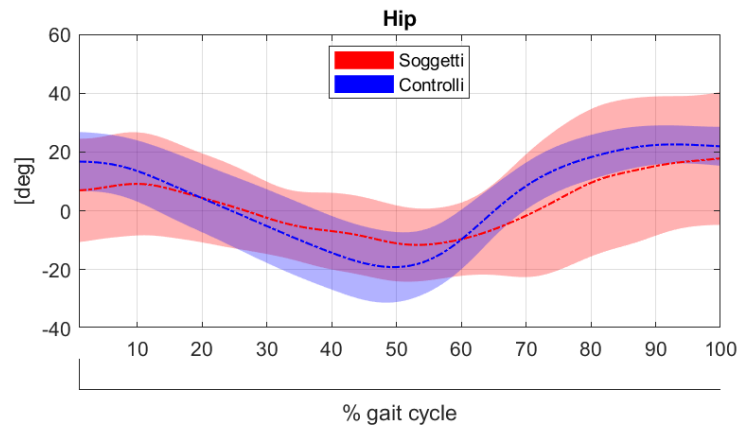


Figura 5.3: Fasce di confronto degli angoli dell'anca con statica sottratta

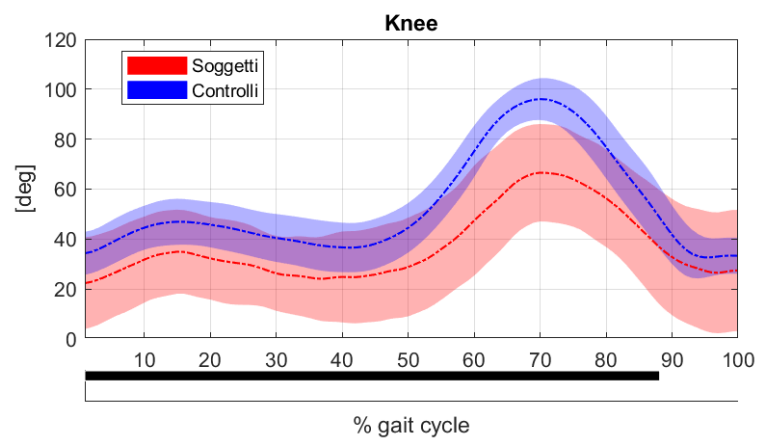


Figura 5.4: Fasce di confronto degli angoli del ginocchio senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche

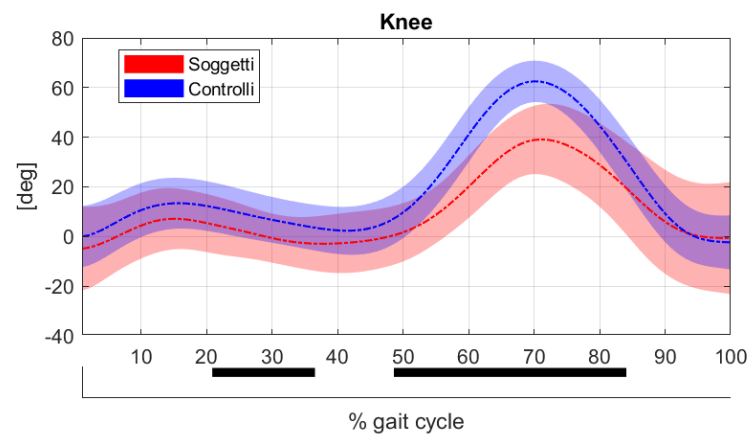


Figura 5.5: Fasce di confronto degli angoli del ginocchio con statica sottratta

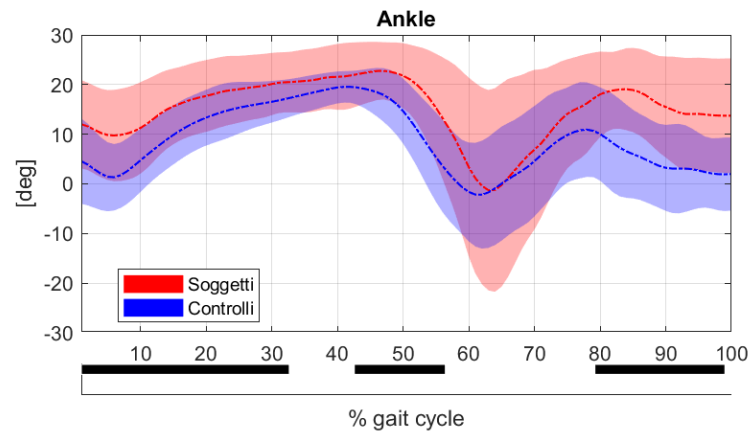


Figura 5.6: Fasce di confronto degli angoli della caviglia senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche

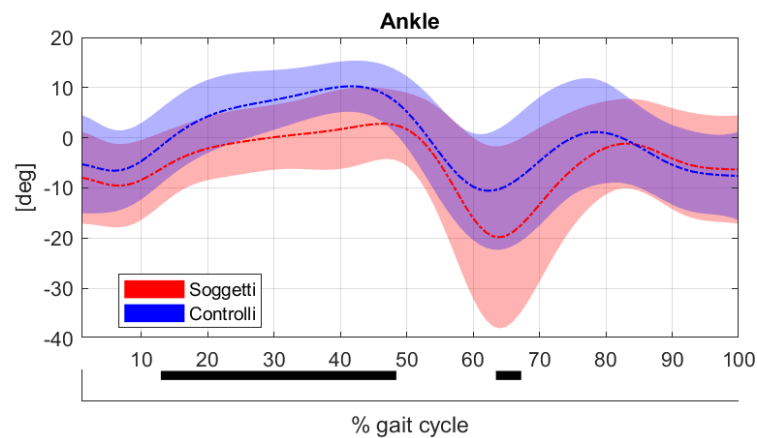


Figura 5.7: Fasce di confronto degli angoli della caviglia con statica sottratta

Dai grafici è possibile osservare che i soggetti affetti da FXS presentano, generalmente, una flessione eccessiva di anca e caviglia mentre tendono ad avere una flessione ridotta dell'articolazione del ginocchio se si considerano gli angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche.

Studiando, invece, gli stessi angoli con la statica sottratta è evidente come la flessione dell'anca sia molto simile a quella dei controlli, infatti, non è evidenziata nessuna fase del ciclo del passo nell'analisi statistica eseguita con il metodo di Pataky per cui gli angoli risultano significativamente diversi. La flessione del ginocchio risulta anche in questo caso ridotta rispetto alla fascia dei controlli ma lo è in modo statisticamente significativo per un numero inferiore di fasi del ciclo del passo, per le fasi di appoggio intermedio e terminale e per la pre-oscillazione, oscillazione iniziale e intermedia. La flessione della caviglia, invece, è ridotta rispetto ai controlli nelle fasi di appoggio singolo e nell'oscillazione iniziale. Questi risultati sono parzialmente in contrasto con l'osservazione precedentemente fatta. Da questa

considerazione si comprende l'importanza a livello clinico di analizzare entrambe le valutazioni per non trarre conclusioni errate.

I parametri spazio-temporali dei soggetti FXS e dei controlli sono riportati come media e deviazione standard nella tabella 4.1.

	Soggetti FXS	Controlli
Lunghezza del passo (m)	1.15 ± 0.21	1.16 ± 0.16
Durata del passo (s)	1.36 ± 0.47*	0.94 ± 0.09
Velocità (m/s)	0.96 ± 0.38*	1.24 ± 0.19
Appoggio (%)	60.47 ± 4.21	61.41 ± 3.66
Oscillazione (%)	39.53 ± 4.21	38.58 ± 3.66
Cadenza (step/min)	51.92 ± 24.91*	64.12 ± 5.99
Lunghezza del passo (%)	81.13 ± 9.53	84.72 ± 8.84
Velocità (%)	70.23 ± 35.93*	90.82 ± 14.25
Larghezza del passo (m)	0.12 ± 0.03*	0.072 ± 0.036
Durata di doppio supporto (m)	0.16 ± 0.07*	0.12 ± 0.04

Tabella 4.1: Analisi dei parametri spazio-temporali, con * sono stati evidenziati i parametri statisticamente significativi

Dai dati analizzati si può osservare come la lunghezza del passo, il tempo di appoggio e di oscillazione siano simili tra i soggetti patologici e i controlli. Infatti, la percentuale di appoggio e oscillazione durante il passo è di circa il 60% e 40% rispettivamente, come riportato in letteratura. Questi risultati dipendono anche dal fatto che le popolazioni analizzate hanno la stessa età ed altezza.

Gli altri parametri calcolati, invece, risultano statisticamente significativi. Infatti, la significatività, calcolata tramite *Wilcoxon rank sum test*, della durata del passo, della velocità, della cadenza, della larghezza del passo e durata del doppio appoggio è inferiore a 0.05.

L'indice di *Kruskal-Wallis* ottenuto in questo caso è molto simile alla significatività in quanto si hanno solo due gruppi da confrontare.

Per tutti i risultati ottenuti è importante tenere in considerazione che sono soggetti ad errori dovuti all'elaborazione dei dati tramite il software *TrackOnField* (s.r.l. BBSof) e alle limitazioni del software stesso che possono portare ad alterazioni dei valori calcolati oltre agli eventuali errori nell'acquisizione dei dati.

Capitolo 5

Conclusioni

Lo scopo di questo studio è valutare l'efficacia della gait analysis al di fuori di un laboratorio di analisi del movimento, in questo caso in condizioni ambulatoriali, e di estrarre i parametri cinematici, spazio-temporali e di elettromiografia di superficie per la realizzazione di programmi specifici per la riabilitazione di bambini FXS.

Infatti, nonostante l'analisi del cammino sia una tecnica utilizzata e consolidata, non è sempre possibile effettuarla all'interno di un laboratorio di analisi del movimento tramite stereofotogrammetria. In particolari contesti, come nello sport o in presenza di soggetti con particolari esigenze, è necessario acquisire i dati di gait analysis al di fuori del laboratorio con una strumentazione differente e ridotta.

In questo caso i soggetti presi in esame sono bambini FXS. La patologia di cui soffrono presenta sintomi quali iperattività, ansia sociale e ipersensibilità sensoriale per cui risulta più opportuno acquisire i dati di analisi del cammino in un contesto a loro più familiare, l'ospedale.

L'acquisizione e la successiva elaborazione dei dati per soggetti FXS permette di ottenere risultati tramite cui creare dei programmi personalizzati di riabilitazione in quanto le attuali terapie si focalizzano sugli aspetti dello sviluppo neurologico e del ritardo motorio prestando poca attenzione alle alterazioni muscoloscheletriche. Risulta quindi evidente l'importanza di sviluppare e rendere sempre più efficaci tecniche per lo studio della gait analysis in un contesto differente da quello tradizionale, il laboratorio.

In particolare, il presente elaborato si è focalizzato sul confronto dei parametri spazio-temporali e della cinematica articolare dei soggetti affetti da FXS e dei controlli sani.

Dallo studio degli angoli di flessione estensione si è potuto osservare che, considerando gli angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche, l'anca e la caviglia presentano una maggior flessione dei controlli mentre il ginocchio una flessione ridotta. Analizzando, invece, gli angoli con la statica sottratta la flessione dell'anca è molto simile per le due popolazioni mentre il ginocchio e la caviglia presentano una flessione ridotta rispetto ai controlli.

I risultati ottenuti sono da considerarsi relativamente al presente elaborato e non è possibile estenderli all'intera popolazione FXS esclusivamente attraverso questo studio in quanto sono stati presi in esame un numero ridotto di soggetti FXS.

È importante però mettere in evidenza come lo studio, seppur con un numero limitato di dati, mostri differenze nell'analisi degli angoli articolari di flessione estensione con e senza statica

andando così a sottolineare l'importanza a livello clinico di prendere in considerazione entrambe le valutazioni per tenere in considerazione l'assetto posturale del soggetto sia in condizioni statiche che dinamiche.

Dai parametri spazio-temporali è stato possibile osservare come la lunghezza del passo, l'appoggio e l'oscillazione presentino dati simili tra le due popolazioni mentre i parametri di durata del passo, della velocità, della cadenza, della larghezza del passo e della durata del doppio appoggio siano statisticamente significativi.

Anche per tali risultati è importante tenere in considerazione che sono relativi ai soggetti presi in esame e non possono essere estesi alla popolazione totale.

Appendice

Soggetto 1

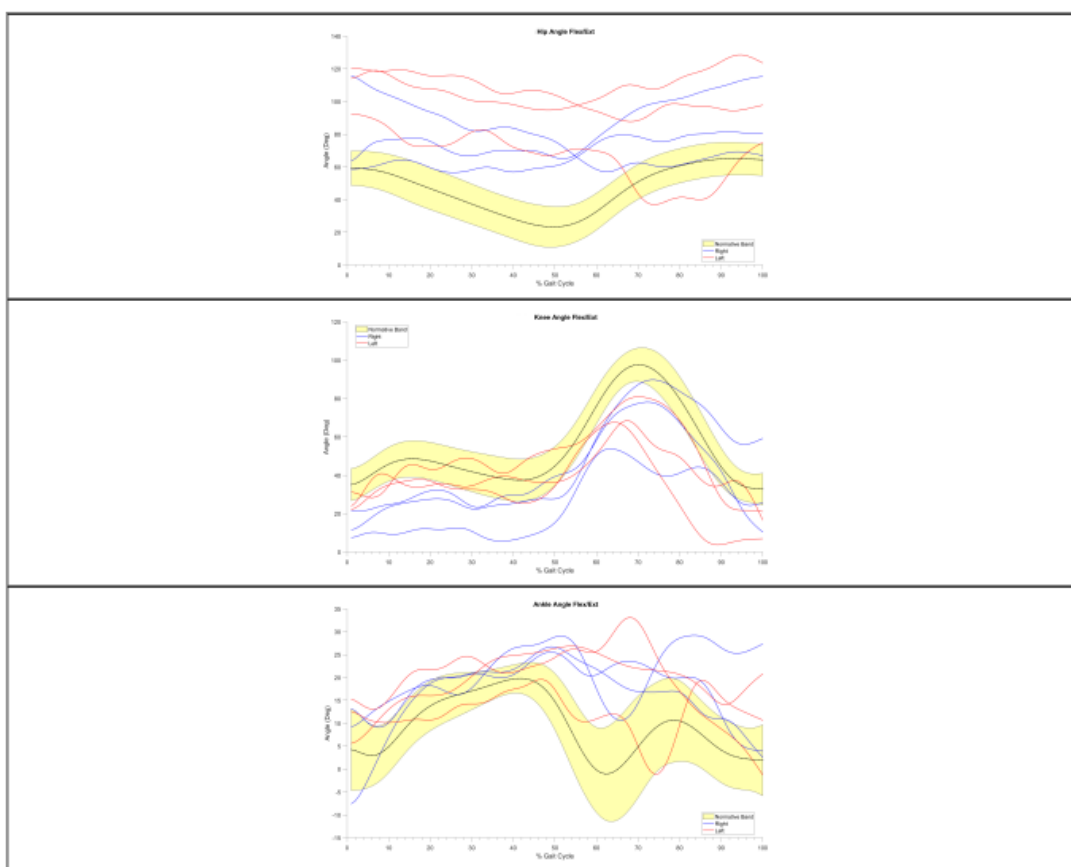
Report angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 30 Kg	HEIGHT: 1.3 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	0.93±0.12	1.02±0.17	0.94±0.24	60.6±3.6	39.4±3.6	59.92±8.84	71.3±9.1
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

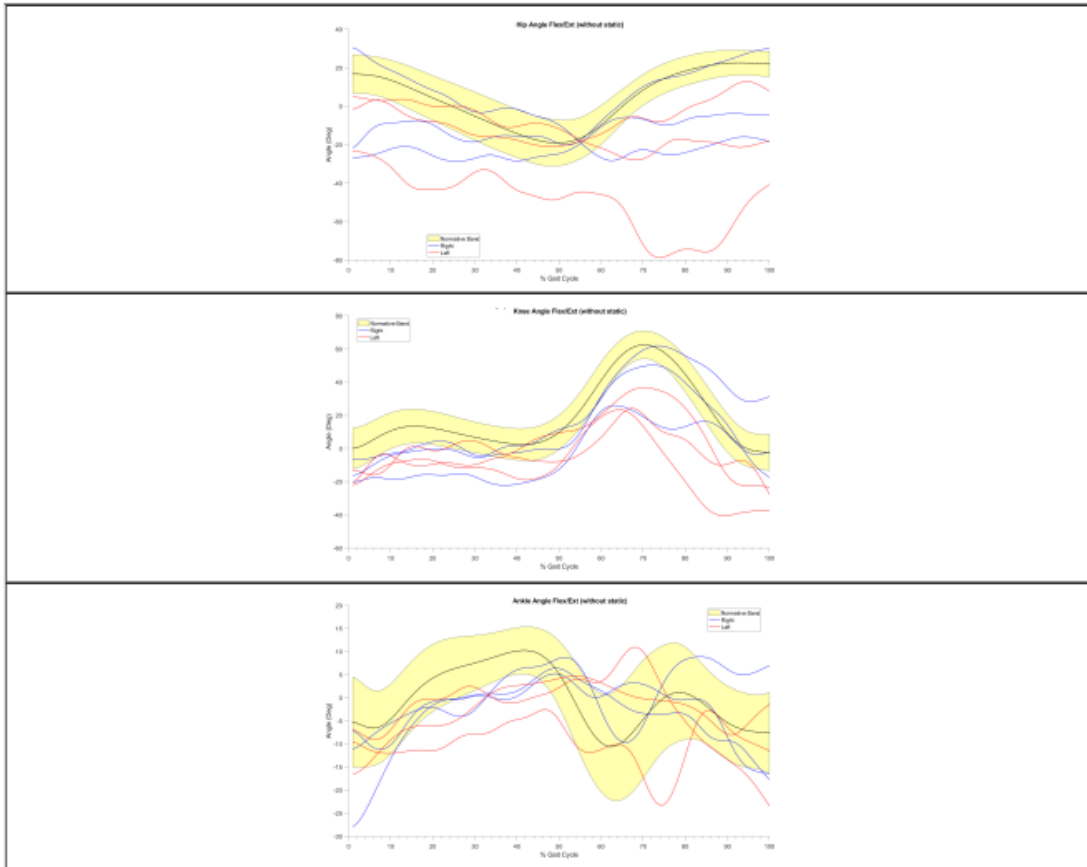
Report angoli con statica sottratta



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT:	30 Kg	HEIGHT:	1.3 m
CODE:		ACQUISITION DATE:	

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media:±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	0.93±0.12	1.02±0.17	0.94±0.24	60.6±3.6	39.4±3.6	59.92±8.84	71.3±9.1
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

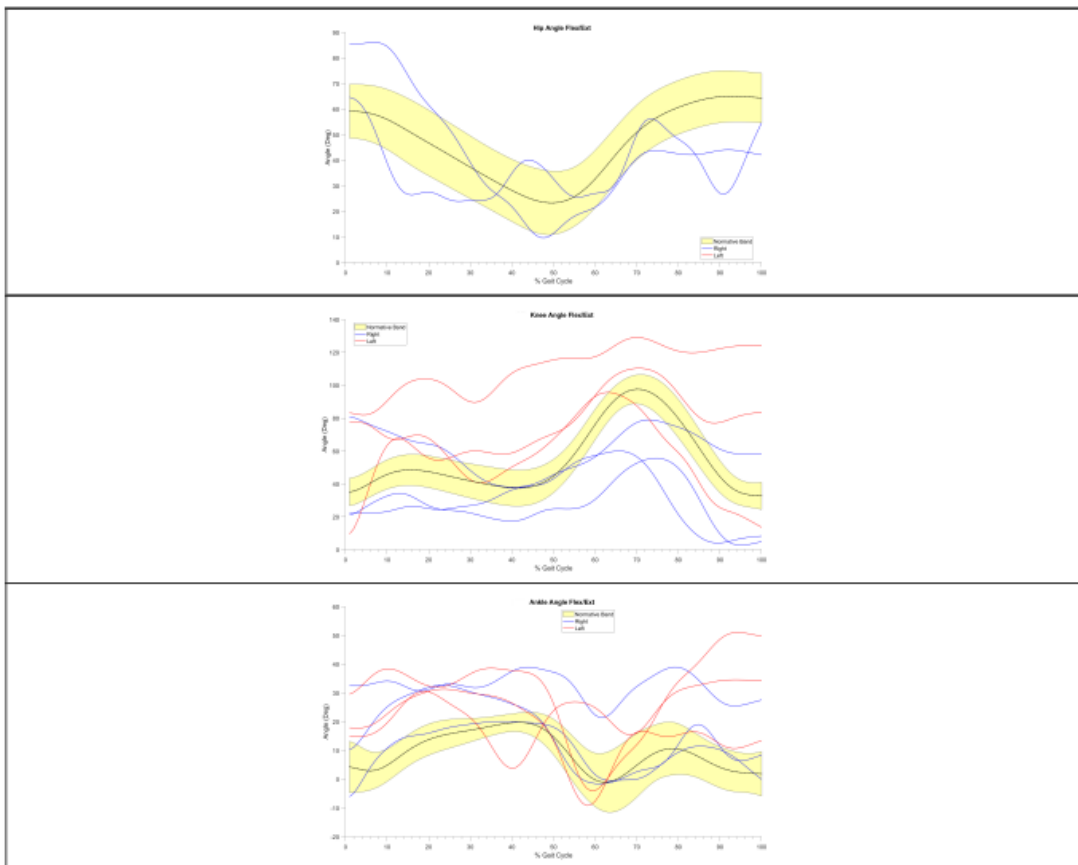
Soggetto 2

Report angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche

SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 19.6 Kg	HEIGHT: 1.11 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	0.95±0.13	0.61±0.13	1.6±0.38	57±9.1	43±9.1	102.24±23.13	85.2±12.2
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

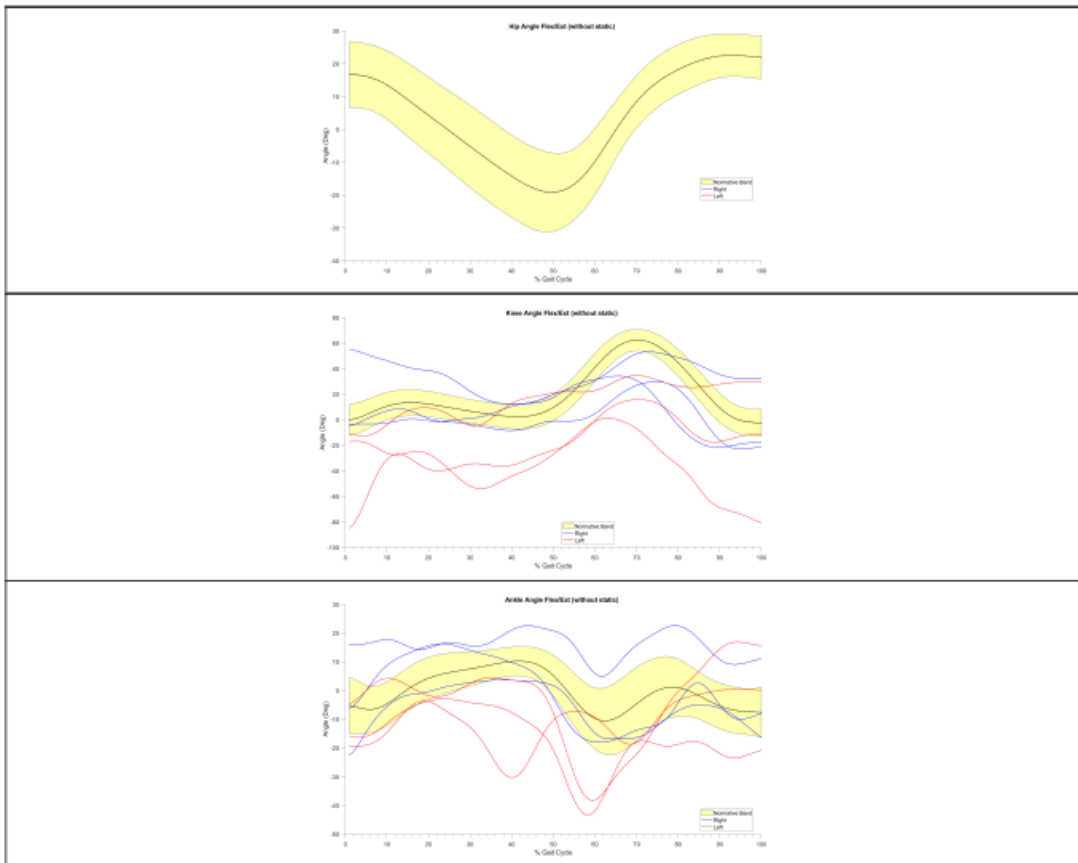
Report angoli con statica sottratta



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 19.6 Kg	HEIGHT: 1.11 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	0.95±0.13	0.61±0.13	1.6±0.38	57±9.1	43±9.1	102.24±23.13	85.2±12.2
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

Soggetto 3

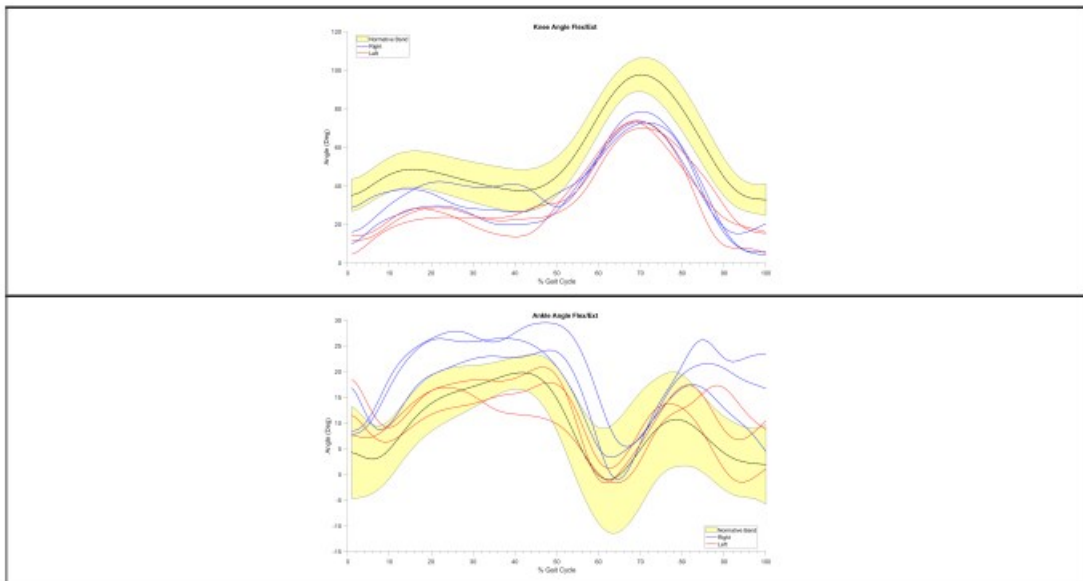
Report angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT:	43.5 Kg	HEIGHT:	1.42 m
CODE:		ACQUISITION DATE:	

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.17±0.03	1.62±0.19	0.73±0.08	59.4±2.2	40.6±2.2	37.57±4.64	82.2±1.8
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

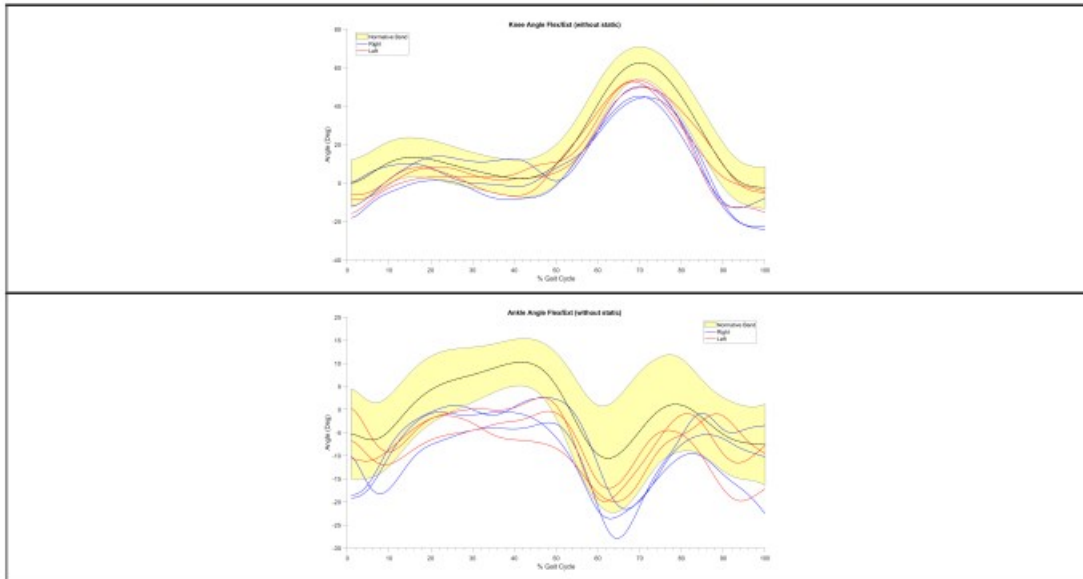
Report angoli con statica sottratta



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 43.5 Kg	HEIGHT: 1.42 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.17±0.03	1.62±0.19	0.73±0.08	59.4±2.2	40.6±2.2	37.57±4.64	82.2±1.8
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

Soggetto 4

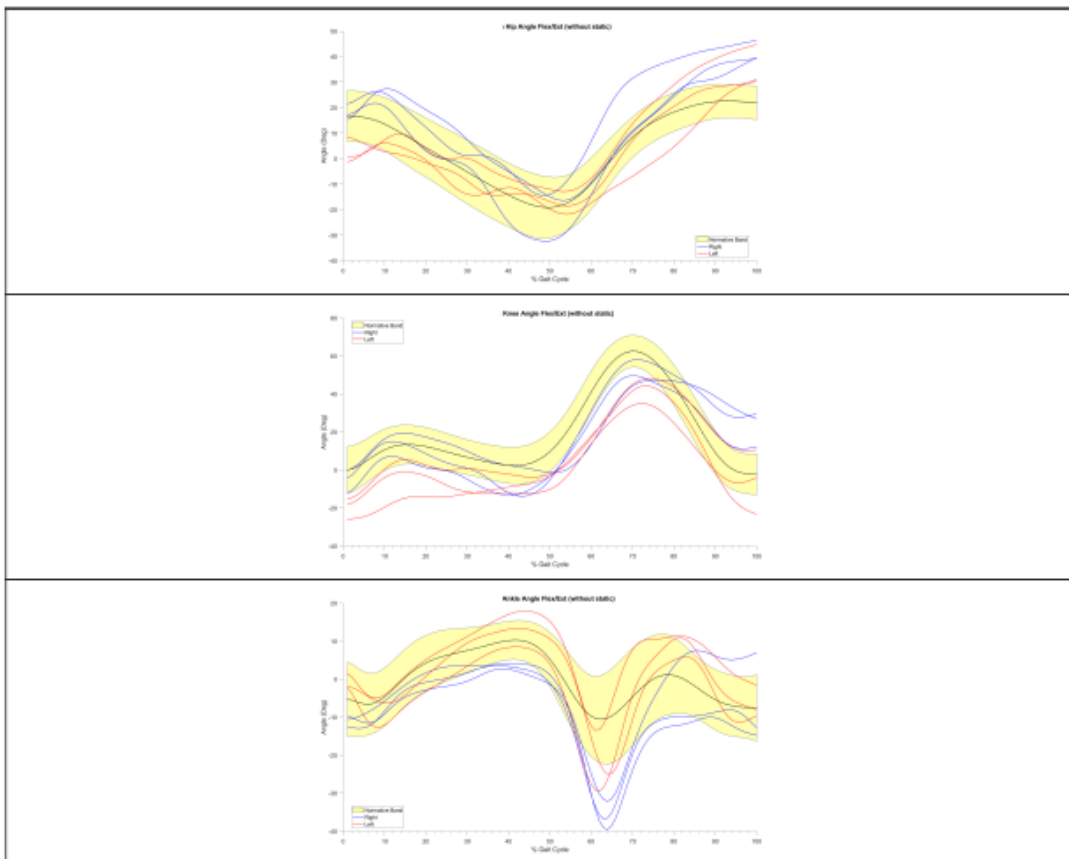
Report angoli con statica sottratta, l'altro report è riportato nei risultati



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 51 Kg	HEIGHT: 1.53 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.39±0.1	1.91±0.03	0.73±0.05	60.3±1.2	39.7±1.2	31.49±0.42	90.9±6.5
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

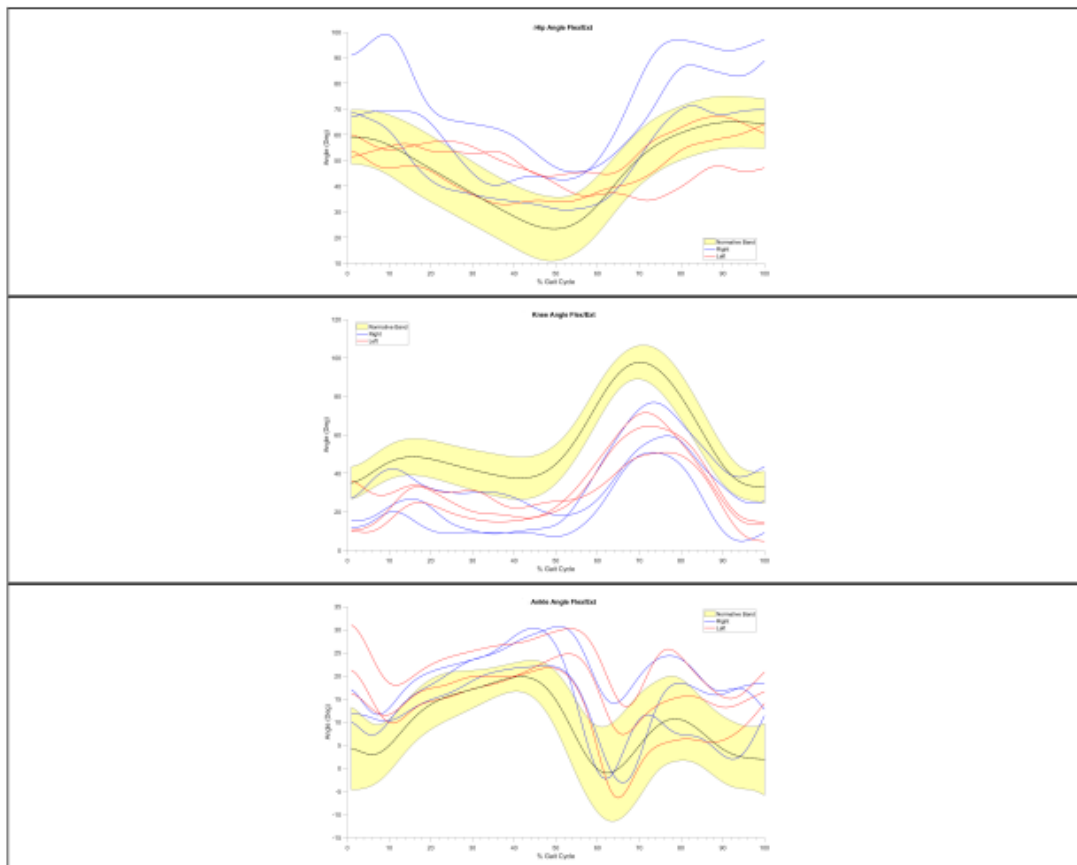
Soggetto 5

Report angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche

SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 55 Kg	HEIGHT: 1.49 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

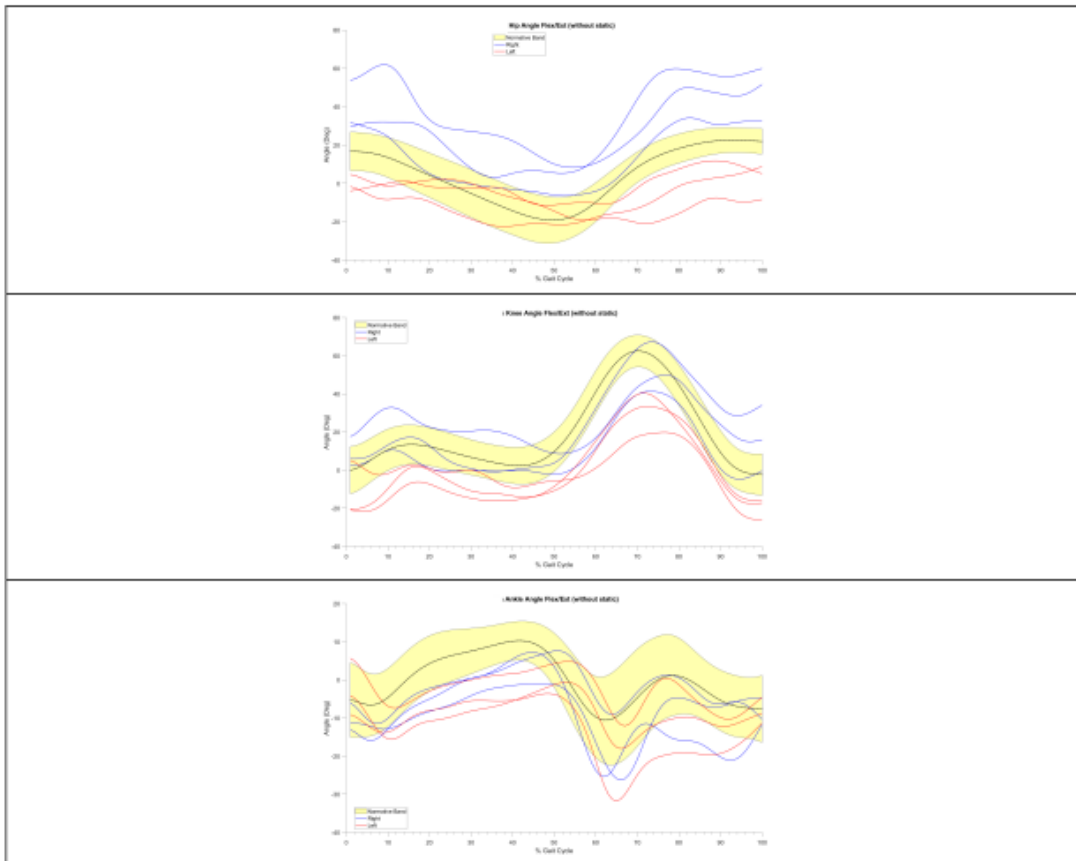
media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.04±0.06	1.93±0.18	0.54±0.06	62.6±2.4	37.4±2.4	31.35±2.84	79.7±4.8
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

Report angoli con statica sottratta

SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 55 Kg	HEIGHT: 1.49 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.04±0.06	1.93±0.18	0.54±0.06	62.6±2.4	37.4±2.4	31.35±2.84	79.7±4.8
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

Soggetto 6

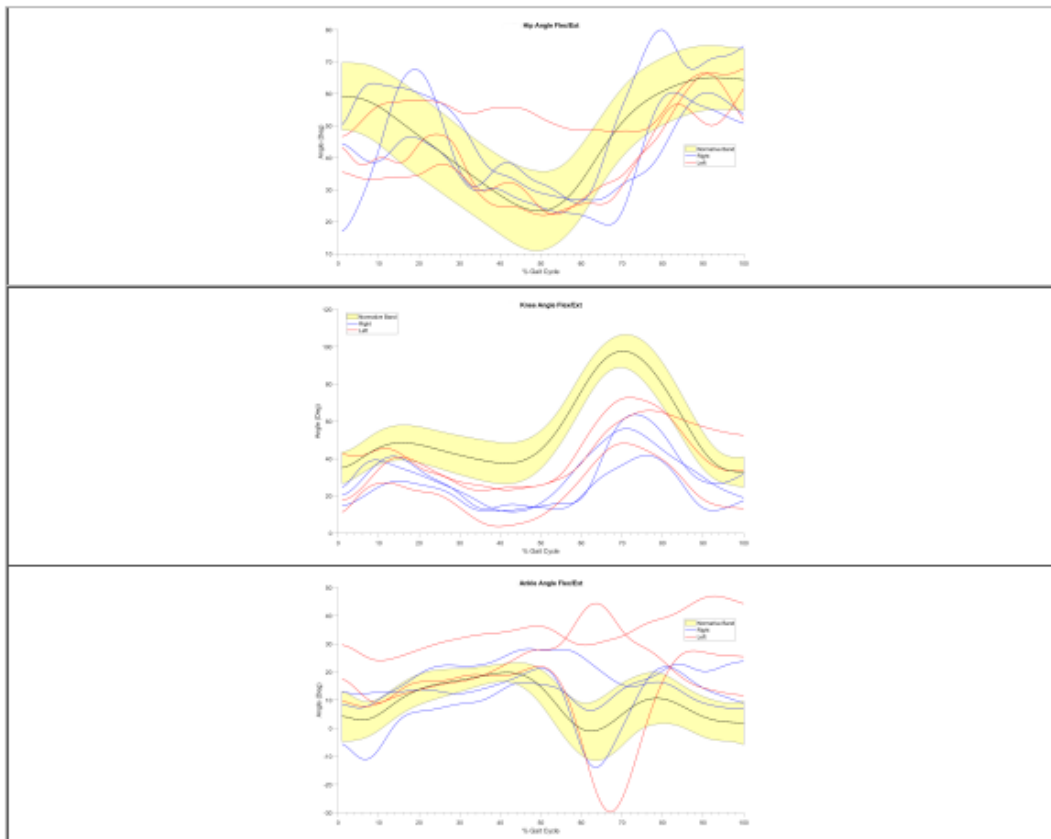
Report angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 63 Kg	HEIGHT: 1.64 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.41±0.1	1.09±0.06	1.3±0.12	61.8±1.9	38.2±1.9	55.24±3.01	85.8±6
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

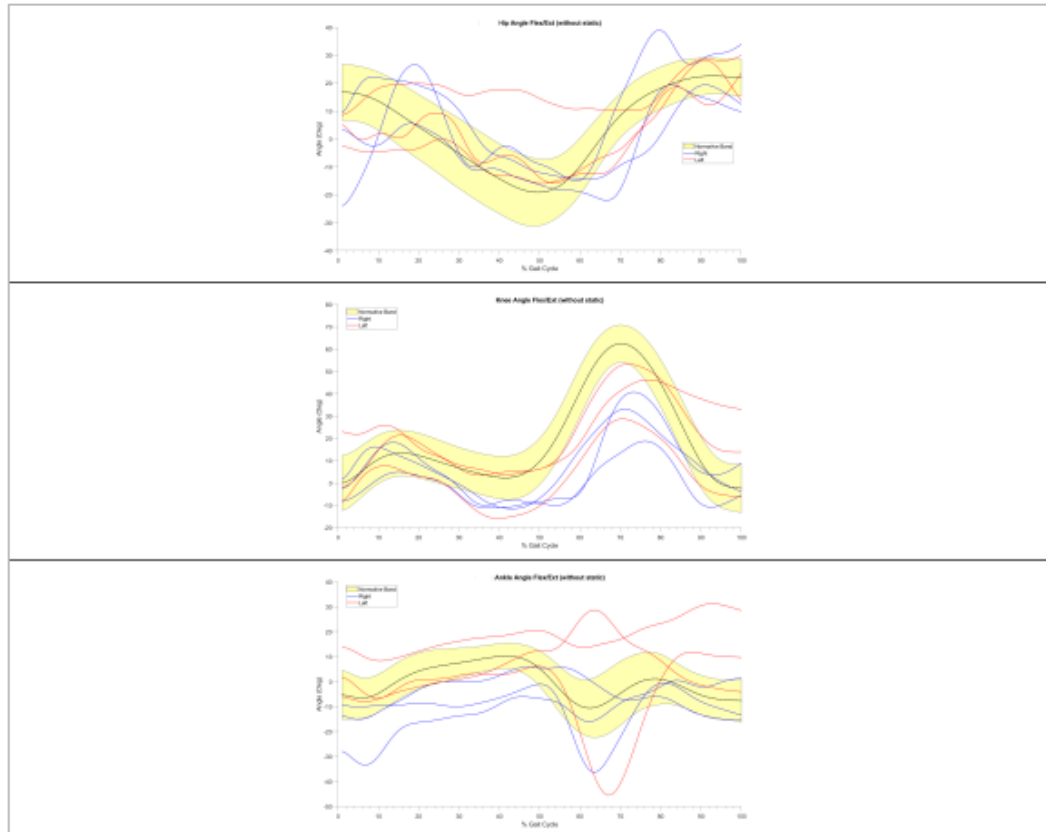
BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

Report angoli con statica sottratta

SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT:	63 Kg	HEIGHT:	1.64 m
CODE:		ACQUISITION DATE:	

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.41±0.1	1.09±0.06	1.3±0.12	61.8±1.9	38.2±1.9	55.24±3.01	85.8±6
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

Soggetto 7

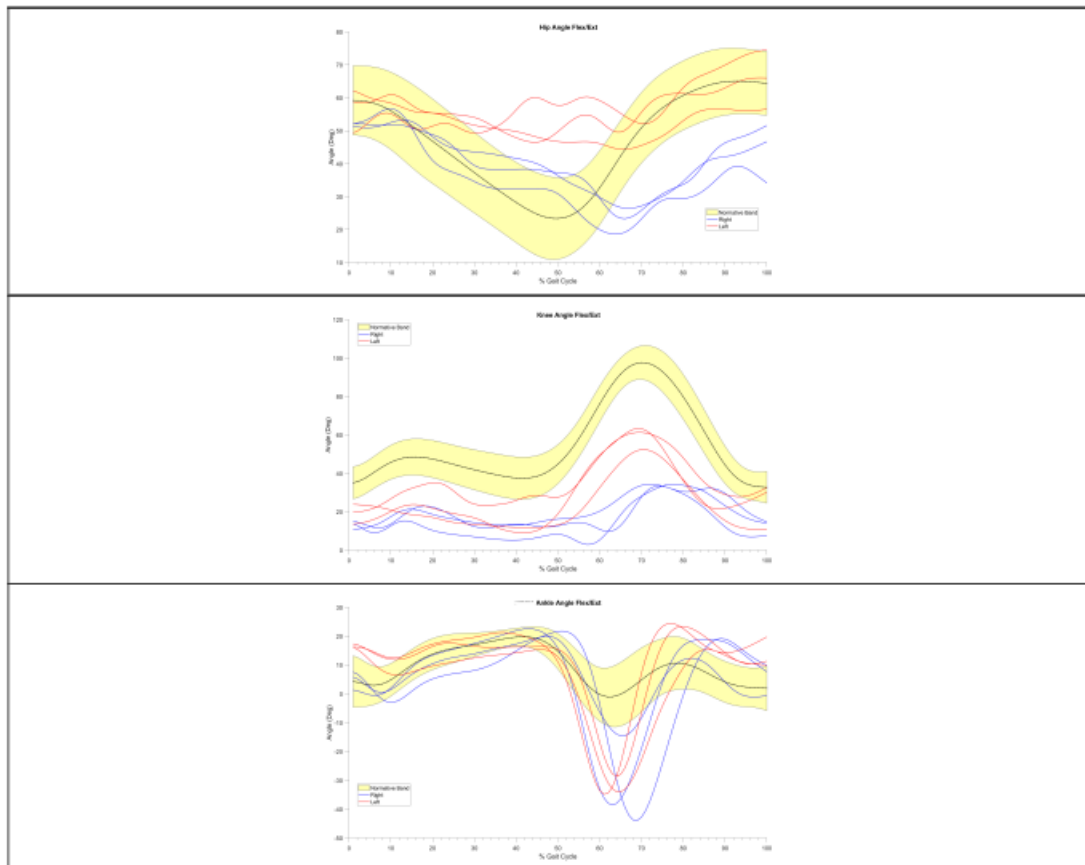
Report angoli senza sottrarre il valore corrispondente nell'acquisizione in condizioni statiche



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 54 Kg	HEIGHT: 1.61 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.17±0.11	1.32±0.06	0.89±0.07	61.6±3	38.4±3	45.66±2.29	72.8±6.6
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

BioMov Lab – Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione - Università degli Studi di Padova
 via Ognissanti 72 - 35131 - Padova, Italy
 Tel: 049 8277805 Web: <http://biomov.dei.unipd.it/>

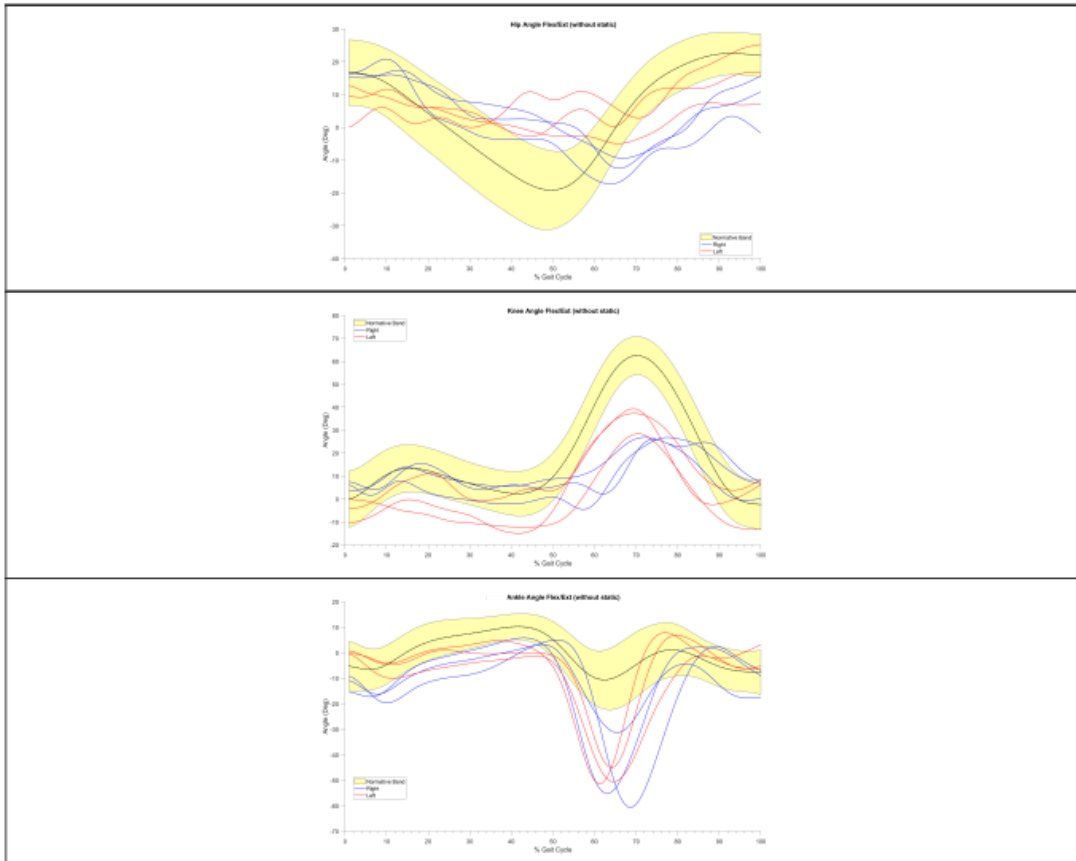
Report angoli con statica sottratta



SURNAME & NAME:		DATE OF BIRTH:	
WEIGHT: 54 Kg	HEIGHT: 1.61 m	CODE:	ACQUISITION DATE:

REPORT GAIT ANALYSIS

GAIT ANGLES (right blue/left red/controls yellow) [deg] - %gait cycle



SPACE-TEMPORAL PARAMETERS

media±sd	Stride length(m)	Stride time(s)	Velocity (m/s)	Stance(%)	Swing(%)	Cadence(strides/min)	Stride length(%)
soggetto	1.17±0.11	1.32±0.06	0.89±0.07	61.6±3	38.4±3	45.66±2.29	72.8±6.6
controlli	1.2±0.1	1.1±0.1	0.99±0.1	61.6±1	38.4±1	49.7±4.7	68.6±6.2

Bibliografia e Sitografia

- [1] W. L. Stone, H. Basit, M. Shah, e E. Los, «Fragile X Syndrome», in *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2024.
- [2] D. R. Leonardi, «Benvenuti nell'era del benessere».
- [3] W. J. Piatkowska *et al.*, «A Supervised Classification of Children with Fragile X Syndrome and Controls Based on Kinematic and sEMG Parameters», *Applied Sciences*, vol. 12, fasc. 3, Art. fasc. 3, gen. 2022, doi: 10.3390/app12031612.
- [4] G. Marina, M. M. Antonietta, M. Alessandra, e N. Giovanni, «Proposta di Linee guida per la diagnosi molecolare della Sindrome dell'X Fragile».
- [5] S. Vatta, E. Bevilacqua, A. Belgrano, M. Morgutti, e A. Amoroso, «La Sindrome dell'X Fragile: recenti acquisizioni e prospettive future».
- [6] L. Meng *et al.*, «The association between mosaicism type and cognitive and behavioral functioning among males with fragile X syndrome», *American Journal of Medical Genetics Part A*, vol. 188, fasc. 3, pp. 858–866, 2022, doi: 10.1002/ajmg.a.62594.
- [7] A. Lifrieri, «La sindrome della X Fragile», Istituto Santa Chiara. Disponibile su: <https://istitutosantachiara.it/la-sindrome-della-x-fragile/>
- [8] Z. Sawacha *et al.*, «Feasibility and Reliability Assessment of Video-Based Motion Analysis and Surface Electromyography in Children with Fragile X during Gait», *Sensors*, vol. 21, fasc. 14, p. 4746, lug. 2021, doi: 10.3390/s21144746.
- [9] V. Cimolin *et al.*, «Gait patterns in Prader-Willi and Down syndrome patients», 2010.
- [10] Zimi Sawacha, Annamaria Guiotto, «Dispense del corso Bioingegneria del movimento umano, Università di Padova 2024».
- [11] A. Cappello *et al.*, *Bioingegneria della postura e del movimento / a cura di Angelo Cappello, Aurelio Cappozzo e Pietro Enrico di Prampero*. in Gruppo nazionale di bioingegneria. Bologna: Patron, 2003.
- [12] J. Perry e J. Perry, *Gait analysis : normal and pathological function / Jacquelin Perry ; illustrated by Bill Schoneberger*. Thorofare (NJ): Slack, 1992.
- [13] D. Moon e A. Esquenazi, «Instrumented Gait Analysis: A Tool in the Treatment of Spastic Gait Dysfunction», *JBJS Rev*, vol. 4, fasc. 6, giu. 2016, doi: 10.2106/JBJS.RVW.15.00076.
- [14] M. G. Benedetti, M. G. Benedetti, e M. G. Benedetti, *Analisi del movimento / Jacqueline Perry; edizione italiana a cura di Maria Grazia Benedetti*. Milano: Elsevier, 2005.

- [15] Hilal, I. Hilal, S. Van Sint Jan, A. Leardini e U. Della Croce, «Project number: IST-1999-10954 D3.2 Technical Report on Data Collection Procedure – ANNEX I».
- [16] E. S. Grood e W. J. Suntay, «A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee», *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 105, fasc. 2, pp. 136–144, mag. 1983, doi: 10.1115/1.3138397.
- [17] J. L. G. Castro, R. Medina-Carnicer, e A. M. Galisteo, «Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video», *Gait & Posture*, vol. 24, fasc. 1, pp. 126–129, ago. 2006, doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.08.001.
- [18] F. A. Magalhaes, Z. Sawacha, R. D. Michele, M. Cortesi, G. Gatta, e S. Fantozzi, «Effectiveness of an Automatic Tracking Software in Underwater Motion Analysis».
- [19] C. Tomasi, T. Kanade, «Detection and Tracking of Point Features. Shape and Motion from Image Streams: a Factorization Method. », Part III, Technical report, 1991.
- [20] D. Volpe *et al.*, «Underwater gait analysis in Parkinson’s disease», *Gait & Posture*, vol. 52, pp. 87–94, feb. 2017, doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.11.019.
- [21] A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, e A. Leardini, «Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination», *Clinical Biomechanics*, vol. 10, fasc. 4, pp. 171–178, giu. 1995, doi: 10.1016/0268-0033(95)91394-T.
- [22] A. Cappello, A. Cappozzo, P. F. La Palombara, L. Lucchetti, e A. Leardini, «Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation», *Human Movement Science*, vol. 16, fasc. 2–3, pp. 259–274, apr. 1997, doi: 10.1016/S0167-9457(96)00055-3.
- [23] A. Leardini, Z. Sawacha, G. Paolini, S. Ingrosso, R. Nativo, e M. G. Benedetti, «A new anatomically based protocol for gait analysis in children», *Gait & Posture*, vol. 26, fasc. 4, pp. 560–571, ott. 2007, doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
- [24] D. A. Winter, *The biomechanics and motor control of human gait*. Waterloo, Ontario: Univ. of Waterloo Press, 1987.
- [25] «https://www.fgpsrl.it/images/cataloghi/cataloghi-pdf/Folder_BluInsole.pdf».
- [26] «https://it.wikipedia.org/wiki/Oscilloscopio#/media/File:HAMEG_HM404-2.jpg».
- [27] «<http://www.seniam.org/>».
- [28] «<https://www.elettromedicali.it/diagnostica/elettrocardiografi/elettrodi-monouso-per-ecg-ed-emg/prodotto-elettrodi-kendall-arbo-ecg-57x34-mm-h92sg-50-elettrodi/>».
- [29] T. Pataky, J. Vanrenterghem, M. Robinson, «Zero- vs. One-Dimensional, Parametric vs. Non-Parametric, and Confidence Interval vs. Hypothesis Testing Procedures in One-Dimensional Biomechanical Trajectory Analysis» *J. Biomech.*, 2015, 48, 1277-1285.