



Università degli Studi di Padova

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA
PRESIDENTE: *Ch.mo Prof. Raffaele De Caro*

TESI DI LAUREA

DEAMBULAZIONE CON UNO O DUE BASTONI CANADESI IN SOGGETTI
SANI: DIFFERENZE E POSSIBILI FATTORI CONTRIBUENTI L'INSORGENZA
DI DISFUNZIONI DEL MOVIMENTO.
STUDIO OSSERVAZIONALE CON GAIT ANALYSIS.

Walking with one or two canes in healthy subjects: differences and possible contributing factors
to the onset of movement system impairments. Observational study with gait analysis.

RELATORE: Prof. Giorgio Granzotto

Correlatore: Dott. Roberto Meroni

LAUREANDA: Troncon Sara

Anno Accademico 2015-2016

A mia zia Michela...

INDICE

RIASSUNTO	3
ABSTRACT	4
INTRODUZIONE.....	5
CAPITOLO 1 – CINESIOLOGIA DEL CAMMINO	7
1.1 Parametri spazio temporali.....	7
1.1.1 Il ciclo del passo.....	7
1.2 Spostamento del centro di massa corporeo	8
1.3 Cinematica delle articolazioni.....	8
1.3.1 Cinematica sul piano sagittale.....	8
1.3.1.1 La pelvi	8
1.3.1.2 L'anca.....	9
1.3.1.3 Il ginocchio.....	9
1.3.1.4 La caviglia.....	9
1.3.2 Cinematica sul piano frontale.....	10
1.3.2.1 La pelvi e l'anca	10
1.3.2.2 Il ginocchio.....	10
1.3.2.3 Il piede.....	10
1.3.3 Cinematica sul piano orizzontale	10
1.3.3.1 La pelvi	10
1.3.3.2 Il femore e la tibia	11
1.3.3.3 L'anca.....	11
1.3.4 Cinematica del tronco e dell'arto superiore	11
CAPITOLO 2 – IL CONCETTO SAHRMANN	13
2.1 Concetti e principi del movimento.....	13
2.1.1 Introduzione	13
2.1.2 Modello kinesio-patologico	14
2.1.3 Biomeccanica	16
2.1.4 Adattamenti tissutali.....	16
2.1.4.1 Induttori.....	16
2.1.4.2 Modificatori.....	17
2.1.4.3 Adattamenti tissutali del sistema scheletrico	18

2.1.4.4	Adattamenti tissutali del sistema nervoso	18
2.1.4.5	Adattamenti tissutali del sistema muscolare	19
2.1.4.6	Movimento impreciso	21
2.1.4.7	Percorso di minor resistenza.....	21
2.1.4.8	Mobilità articolare	21
2.1.5	Sindromi dolorose muscolo scheletriche.....	21
CAPITOLO 3 – MATERIALI E METODI		23
3.1	Popolazione	23
3.2	Strumentazione.....	24
3.2.1	Sistema stereofotogrammetrico e piattaforma di forza	24
3.2.2	Elettromiografia di superficie.....	25
3.3	Protocollo di ricerca	25
3.4	Analisi dei dati	31
CAPITOLO 4 – RISULTATI		33
4.1	Dati cumulativi.....	33
4.1.1	Parametri spazio-temporali	33
4.1.2	Cinematica.....	36
4.1.2.1	Cinematica di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale	36
4.1.2.2	Rotazione del tronco rispetto alla pelvi.....	37
4.2	Case report	38
4.2.1	Parametri spazio-temporali	38
4.2.2	Cinematica.....	39
4.2.2.1	Confronto interserie.....	39
4.2.2.2	Confronto intraserie.....	40
4.2.3	Dinamica	40
4.2.4	Elettromiografia	41
DISCUSSIONE.....		43
CONCLUSIONE.....		47
BIBLIOGRAFIA.....		49
ALLEGATI.....		53

RIASSUNTO

Background: movimenti ripetuti e posture prolungate causano alterazioni della precisione del movimento e stress tissutale; tale condizione, qualora persista nel tempo, può condurre all'insorgenza di sindromi dolorose. In molteplici protocolli viene indicato l'utilizzo di uno o due bastoni canadesi a scopo riabilitativo. Entrambe le modalità di deambulazione si discostano dallo standard cinesiologico, in particolare quella con il singolo appoggio, in quanto destabilizza la simmetria. In questo studio è stata indagata la biomeccanica delle due modalità di cammino, mettendone in luce le differenze e i possibili fattori contribuenti l'insorgenza di disfunzioni del movimento.

Obiettivi: comprendere se sia corretto promuovere l'utilizzo di un singolo bastone canadese a scopo riabilitativo.

Materiali e metodi: è stato reclutato un campione di 10 soggetti sani tra i 20 e i 30 anni. Di ciascun individuo sono stati analizzati e comparati il cammino fisiologico (serie free) e quello con uno (serie single) e due (serie double) bastoni canadesi. I dati di cinematica e dinamica sono stati acquisiti attraverso un sistema stereofotogrammetrico e un elettromiografo di superficie a 16 canali.

Risultati: i vari parametri spazio-temporali di riferimento descrivono delle variazioni durante il cammino con i bastoni canadesi, rispetto a quello fisiologico. Tuttavia non mettono in evidenza particolari differenze tra la serie single e double. Lo stesso accade per la cinematica di anca, ginocchio e caviglia. La cinematica del torace rispetto alla pelvi, e in particolare la rotazione, rivela invece una sostanziale asimmetria durante il cammino con il singolo bastone canadese. Tale asimmetria è confermata dall'analisi della dinamica, che mette in luce una traslazione del centro di massa corporeo verso il lato controlaterale alla lesione, e dall'elettromiografia, che registra un'asimmetria di attivazione dei muscoli paravertebrali: quelli omolaterali al bastone canadese si attivano maggiormente.

Conclusioni: dall'analisi dei dati emerge che i vari soggetti si adattano in modo diverso all'utilizzo dei bastoni canadesi. Tuttavia, in generale, è emersa una prevalenza di comportamenti asimmetrici con il singolo appoggio. Questo implica la necessità di considerare questi elementi nella pratica clinica, al fine di poter compiere scelte riabilitative più consapevoli.

ABSTRACT

Background: repeated movements and prolonged postures throughout our daily motions cause alterations of the precision of movement and physical stress; this condition, if it persists on time, results in degenerative change of tissue and then in pain or impairment. In many protocols the use of canes is indicated for therapeutic purposes. Sometimes it is also prescribed the use of a single cane. Both of canes usage differ from kinesiological standards, in particular the one with single support, as it destabilizes symmetry. In this study we examine biomechanics of these two gait patterns, highlighting differences and possible factors which could contribute to the insurgence of movement dysfunctions.

Objectives: understand if it is correct to promote the use of a single cane for rehabilitative purpose.

Materials and methods: a sample of 10 healthy subjects, between 20 and 30 years old, was recruited. The physiologic walking and that one with single and double cane of each individual were analyzed and compared. Data were collected using a 7 camera motion capture system and a surface electromyography. It was recorded at least five strides for each side.

Results: the most basic spatial-temporal descriptors show changes during cane walking respect to physiological one; but there are not significant differences between the gait with one and two canes. The same observations are valid for knee, hip and ankle kinematics. Instead, kinematics of trunk to pelvis rotation reveals a substantial asymmetry during walking with single cane. The dynamic's analysis confirms the asymmetry of the single cane gait and it highlights displacement of the body's center of mass to the contralateral side of the lesion. Electromyography records an asymmetry in erector spinae muscle activation: those ipsilateral to the cane are more activated.

Conclusions: data analysis shows that the various subjects adapt differently to the use of canes. However it was observed a general prevalence of asymmetric behaviour with single cane. It implies the need to consider those elements in clinical reality, in order to make rehabilitative choices more consciously.

INTRODUZIONE

Nel corso del 2015-2016 ho partecipato al corso pratico teorico riguardante le Sindromi da Disfunzione del Sistema di Movimento. Ho dunque avuto modo di venire a contatto da vicino con il concetto Sahrman, secondo il quale il movimento è interpretato come un sistema, caratterizzato da diversi organi e apparati, che interagiscono tra di loro al fine di rendere possibile il movimento stesso.[18] L'assunto teorico fondamentale è che movimenti ripetuti e posture prolungate causano modificazioni tissutali e quindi alterazioni nella precisione del movimento. Ciò induce l'insorgenza di microtraumatismi che, se prolungati nel tempo, tramutano in macrotraumi e conducono all'insorgenza di sindromi dolorose muscolo-scheletriche. Viene dunque promosso un modello kinesio-patologico, in cui il movimento impreciso è la causa delle alterazioni tissutali e del dolore.[3] In questa prospettiva, il tirocinio clinico è stato l'occasione per sperimentare questo approccio e riflettere sulle possibili implicazioni.

Molteplici protocolli prevedono l'utilizzo di uno o due bastoni canadesi per periodi più o meno prolungati. Attraverso una valutazione clinica del paziente rispetto all'allineamento e al pattern di movimento durante il cammino, è emerso come entrambe le modalità di deambulazione, con singolo o doppio bastone canadese, si discostino dallo standard cinesiologico. In particolare, quello con singolo appoggio sembra destabilizzare la simmetria, che invece il corpo ricerca. Dunque appare logico pensare che più tale utilizzo si protrae nel tempo, più aumenta la probabilità di sviluppare schemi di movimento alterati che, qualora non corretti, il soggetto tenderebbe a mantenere anche dopo aver interrotto l'utilizzo dei bastoni canadesi. Ciò potrebbe predisporre il paziente a sviluppare nel tempo sindromi dolorose. A questo proposito sorgono due quesiti fondamentali:

1. Siamo sufficientemente consapevoli di quali siano le modificazioni meccaniche che si verificano durante il cammino con i bastoni canadesi?
2. È corretto promuovere l'utilizzo di un singolo bastone canadese a scopo riabilitativo?

Al fine di trovare delle risposte, è stata condotta un'indagine in letteratura: sono state utilizzate le banche dati di PubMed, Cochrane Library, APTA, Pedro e la biblioteca Pinali ed i termini mesh crutches, crutch walking, gait. Tuttavia nessun articolo

analizzato descrive la biomeccanica del cammino con uno e due bastoni canadesi, se non in pazienti con specifiche patologie e rispetto ad un numero limitato di parametri. Da qui è nata la volontà di realizzare questo studio: il fine ultimo è stato quello di indagare se sia corretto promuovere l'utilizzo di un singolo bastone canadese a scopo riabilitativo; in questo senso, analizzare la biomeccanica delle due modalità di cammino e compararla con quello fisiologico consente di metterne in luce le differenze e di valutare i possibili fattori contribuenti l'insorgenza di disfunzioni del movimento. In prospettiva futura, ciò permetterebbe di fare scelte riabilitative più responsabili e, in un'ottica di prevenzione, di ridurre la probabilità di insorgenza di dolore a lungo termine. A tale scopo l'indagine ha coinvolto soggetti sani, in modo tale da non avere troppe variabili interferenti rispetto ai risultati. Per la valutazione del cammino è stata utilizzata la gait-analysis, al fine di poter analizzare un maggior numero di dati riguardanti la cinematica e la dinamica e poterli memorizzare e confrontare attraverso l'apposito software. Per la definizione del protocollo sono stati analizzati molteplici articoli, dalla cui lettura integrale sono state ricavate le informazioni rispetto alla popolazione, alla modalità di addestramento e alla procedura di acquisizione dei dati. Interfacchiando questi elementi con gli obiettivi dello studio, è stato formulato un protocollo di ricerca, attuato presso il laboratorio di gait-analysis dell'Università Bicocca di Monza, con la collaborazione del personale Docente. È stata infine condotta un'indagine qualitativa e quantitativa dei dati registrati, attraverso un'analisi statistica di tipo descrittivo, ma non inferenziale.

CAPITOLO 1 – CINESIOLOGIA DEL CAMMINO

1.1 Parametri spazio temporali

1.1.1 Il ciclo del passo

L'unità fondamentale che caratterizza la deambulazione è il ciclo del passo (detto anche stride): esso ha inizio con un primo contatto del tallone al suolo e termina con il successivo appoggio del medesimo tallone. La sequenza di movimenti che intercorrono tra due appoggi del tallone consecutivi, relativi rispettivamente al piede destro e al piede sinistro (o viceversa), viene invece definita con il termine step. Rispetto a questo ci sono due parametri spaziali fondamentali per descrivere il pattern del cammino: la lunghezza dello stride e quella dello step. Altri descrittori spaziali sono la larghezza del passo, che descrive la distanza sul piano frontale tra il centro del tallone e la linea mediana di avanzamento (8-10cm), e l'angolazione del piede, che misura l'angolo compreso tra la linea di progressione del corpo e l'asse del piede (5-7°). I principali descrittori temporali sono invece il tempo dello stride, quello dello step e la cadenza, ovvero il numero di passi eseguiti in un minuto. Infine la velocità del passo è il parametro più funzionale, che combina misurazioni spaziali e temporali, e descrive la distanza percorsa in un determinato periodo di tempo, moltiplicando la lunghezza dello stride per la frequenza del passo (velocità media = 1.37 m/sec).[15]

Per facilitare la descrizione del cammino, essendo esso il risultato di una serie di movimenti ciclici, sono state individuate molteplici fasi (vedi figura 1.1). [15] Un intero ciclo del passo relativo ad uno dei due arti può essere infatti suddiviso in due momenti principali: la fase di stance, che descrive il periodo in cui il piede è a contatto con il suolo e occupa circa il 60% di tutto il ciclo, e la fase di swing, che si verifica quando l'arto è in aria e interessa approssimativamente il restante 40%. Durante uno stride si possono inoltre identificare due periodi di doppio appoggio, in cui entrambi gli arti prendono contatto con il terreno, e due fasi di singolo appoggio, in cui un solo piede prende contatto con il terreno.

La fase di stance può essere ulteriormente suddivisa in cinque fasi consecutive [17]:

1. Contatto iniziale (0%)
2. Risposta al carico (0-10%)
3. Appoggio intermedio(10-30%)

4. Appoggio terminale(30-50%)
5. Pre-oscillazione(50-60%)

La fase di swing è divisa in tre sotto-fasi [17]:

1. Oscillazione iniziale (60-75%)
2. Oscillazione intermedia (75-85%)
3. Oscillazione terminale (85-100%)

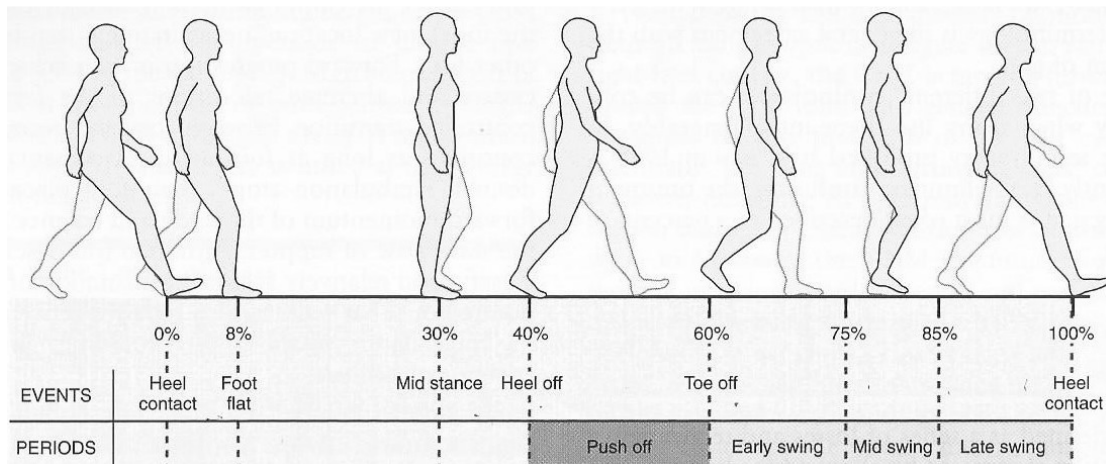


Figura 1.1: le fasi del ciclo del passo

1.2 Spostamento del centro di massa corporeo

Il centro di massa corporeo è situato anteriormente alla seconda vertebra sacrale e il suo spostamento durante la deambulazione avviene lungo una direzione verticale e una laterale, descrivendo due modelli sinusoidali di movimento.[15]

1.3 Cinematica delle articolazioni

La cinematica descrive il movimento del corpo sui tre piani dello spazio, indipendentemente dalle forze che lo producono.

1.3.1 Cinematica sul piano sagittale

1.3.1.1 La pelvi

Durante un intero ciclo del passo, a velocità normale, la pelvi descrive un movimento sul piano sagittale di tilt anteriore e posteriore di piccola ampiezza (approssimativamente dai 2 ai 4°), il cui pattern viene identificato attraverso una linea sinusoidale con due cicli completi. Questo movimento sul piano sagittale è influenzato dalla tensione passiva e attiva prodotta dalla capsula articolare dell'anca e dalla muscolatura flessoria ed estensoria della stessa.[15]

1.3.1.2 L'anca

Durante il contatto iniziale del tallone, l'anca è flessa approssimativamente di 30° e subito inizia ad estendersi, per prepararsi all'accettazione del carico, raggiungendo i massimi gradi di estensione (~ 10°) prima del distacco delle dita dal suolo. La flessione dell'anca inizia durante la fase di pre-oscillazione e raggiunge la posizione neutra a 0° di flessione durante il distacco delle dita. Durante la fase di oscillazione l'anca si flette, al fine di permettere l'avanzamento dell'arto e raggiunge la massima flessione (~30°) subito prima del contatto del tallone.[15]

1.3.1.3 Il ginocchio

Nel momento del contatto iniziale il ginocchio è flesso approssimativamente di 5° e continua a flettersi di altri 10-15° durante l'iniziale 15% del ciclo del passo, al fine di favorire l'accettazione e l'ammortizzazione del carico. Dopo la flessione iniziale, il ginocchio inizia progressivamente ad estendersi fino al distacco del tallone dal suolo. A questo punto inizia a flettersi, raggiungendo 30° di flessione durante il distacco delle dita, e 60° durante l'oscillazione intermedia; tale flessione durante la fase di oscillazione iniziale e intermedia è necessaria per ridurre la lunghezza dell'arto e permetterne l'avanzamento. Infine durante la fase di oscillazione intermedia/terminale il ginocchio inizia ad estendersi fino a raggiungere la massima estensione appena prima del contatto iniziale del tallone.[15]

1.3.1.4 La caviglia

Al momento del contatto iniziale del tallone al suolo la caviglia si presenta in lieve flessione plantare (~ 0-5°). Subito dopo il piede si flette plantarmente, controllato dall'attività eccentrica dei dorsiflessori, al fine di permettere il completo appoggio del piede al terreno. Successivamente, durante la fase di appoggio, la caviglia raggiunge 10° di flessione dorsale, necessari affinché la tibia trasli anteriormente sul piede. Appena dopo il distacco del tallone, la caviglia inizia a flettersi plantarmente, raggiungendo i massimi gradi (~15-20°) subito dopo il distacco delle dita. Durante la fase di oscillazione si flette di nuovo dorsalmente fino a raggiungere la posizione neutra.[15]

1.3.2 Cinematica sul piano frontale

1.3.2.1 *La pelvi e l'anca*

Durante la fase di appoggio dell'arto inferiore destro, la cresta iliaca sinistra inizialmente si abbassa lievemente, riflettendo il movimento di adduzione dell'anca destra, e subito dopo effettua uno spostamento progressivo verso l'alto, producendo ora l'abduzione dell'anca destra. Questo movimento è controllato dall'attivazione, prima eccentrica e poi concentrica, degli abduttori dell'anca in appoggio. Durante la fase di oscillazione dell'arto inferiore destro si verifica un pattern di movimento simile, caratterizzato da un iniziale abbassamento della cresta iliaca destra (associato all'adduzione dell'anca sinistra), seguito dalla sua progressiva elevazione (associata all'abduzione dell'anca sinistra).[15]

1.3.2.2 *Il ginocchio*

Sul piano frontale, il ginocchio è estremamente stabile e descrive quindi movimenti angolari molto piccoli di adduzione/abduzione. Questo è dovuto alla particolare geometria articolare e alla presenza dei legamenti collaterali.[15]

1.3.2.3 *Il piede*

I movimenti di eversione e inversione che avvengono sul piano frontale rappresentano i movimenti più globali rispettivamente di pronazione e supinazione. L'articolazione sottoastragalica si presenta in lieve inversione ($\sim 2-3^\circ$) durante il contatto iniziale del tallone. Subito dopo effettua un rapido movimento in eversione che si protrae durante la fase di appoggio intermedio. A questo punto inizia a muoversi in inversione fino al raggiungimento della posizione neutra, nel momento del distacco del tallone. Tra quest'ultimo e il distacco delle dita continua l'inversione del piede fino a raggiungere approssimativamente 6° . Durante la fase di oscillazione il calcagno ritorna nella posizione di lieve inversione per prepararsi al contatto con il suolo.[15]

1.3.3 Cinematica sul piano orizzontale

1.3.3.1 *La pelvi*

Durante l'iniziale contatto del tallone destro, la spina iliaca antero-superiore (ASIS) di destra è anteriore rispetto alla controlaterale. Dal 15% al 20% del ciclo del passo la pelvi è ruotata internamente. Nella rimanente parte della fase di appoggio dell'arto

inferiore destro, la pelvi ruota esternamente, mentre l'ASIS di sinistra si muove progressivamente in avanti parallelamente all'avanzamento dell'arto inferiore sinistro.[15] Quando le dita del piede destro si sollevano dal suolo, l'ASIS di destra è posteriore rispetto alla sinistra. Durante la fase di oscillazione dell'arto destro, l'ASIS di destra si muove progressivamente in direzione anteriore. Complessivamente la rotazione della pelvi durante un intero ciclo del passo varia da 3° a 4°. [15]

1.3.3.2 Il femore e la tibia

In seguito al contatto iniziale del tallone, il femore ruota internamente fino a circa il 20% del ciclo del passo. Successivamente inizia a ruotare esternamente fino al momento del distacco delle dita dal suolo. Infine nella maggior parte della fase di oscillazione il femore è ruotato internamente. Complessivamente le rotazioni in ciascuna direzione variano dai 6° ai 7° di ampiezza. La tibia compie movimenti simili a quelli descritti per il femore, di ampiezza variabile dagli 8° ai 9°.[15]

1.3.3.3 L'anca

Quando il tallone destro prende contatto con il suolo, l'anca destra è leggermente ruotata esternamente. Durante la maggior parte della fase di appoggio l'anca destra ruota internamente, mentre l'ASIS di sinistra si porta anteriormente. La rotazione esterna dell'anca si verifica a partire dal 50% del ciclo del passo fino alla fase di oscillazione intermedia, dove l'anca inizia a ruotare internamente fino al successivo contatto del tallone destro con il suolo.[15]

1.3.4 Cinematica del tronco e dell'arto superiore

I movimenti del tronco e dell'arto superiore giocano un ruolo fondamentale nel mantenimento dell'equilibrio e nella riduzione del risparmio energetico. Il tronco, oltre a traslare lateralmente, ruota sul piano orizzontale attorno al proprio asse verticale. Il cingolo scapolare ruota dai 7° ai 9° in direzione apposta, come la pelvi. Uno studio condotto nel 2008 da Rozumalski e co. riporta che avvengono dei movimenti intervertebrali complessi anche a livello lombare, che variano dai 3° ai 5° e avvengono in tutti e tre i piani dello spazio.[15]

La spalla descrive sul piano sagittale un pattern di movimento sinusoidale che risulta opposto rispetto alla flessione/estensione dell'anca. Tale movimento è necessario per equilibrare le forze rotazionali a livello del tronco.[15]

CAPITOLO 2 – IL CONCETTO SAHRMANN

2.1 Concetti e principi del movimento

2.1.1 Introduzione

Il movimento deve essere considerato un sistema fisiologico. Un sistema è un gruppo limitato nello spazio di elementi funzionalmente interagenti, interconnessi o interdipendenti, che formano un insieme complesso avente uno scopo condiviso. In questo senso il sistema movimento rispetta tali requisiti. Esso è infatti una funzione dell'organismo ed è il risultato di un'interazione organizzata di organi e sistemi.

Di seguito vengono illustrati i componenti del sistema movimento:

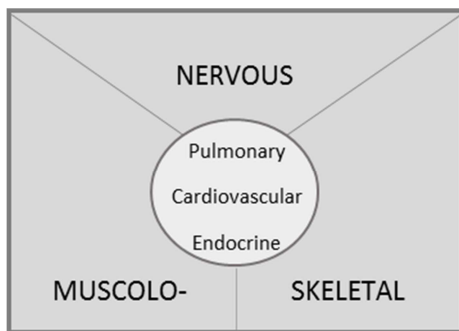


Figura 2.1: il sistema movimento [18]

I sistemi effettori primari sono i sistemi muscoloscheletrico e nervoso: essi giocano infatti un ruolo chiave nella produzione delle componenti visibili del sistema movimento, dalle posture statiche alle prestazioni attive. I sistemi di supporto sono invece gli apparati respiratorio, cardiovascolare ed endocrino: essi sono responsabili della produzione e del trasporto di ossigeno e di altre sostanze metaboliche, al fine di garantire il mantenimento del substrato energetico e quindi il sostentamento del sistema movimento.[18]

Dunque i sistemi effettori sono i responsabili della produzione del movimento e, assieme ai sistemi di supporto, sono influenzati dal movimento stesso, in quanto senza un adeguato movimento andrebbero incontro a deterioramento. Il riconoscimento e la validazione di tale concetto è essenziale al fine di comprendere l'identità professionale del fisioterapista.[18]

In questo senso, enfatizzare il sistema movimento, quale carattere dello stile di vita di una persona, e la sua potenziale influenza rispetto allo sviluppo di condizioni patologiche, permette di evidenziare l'importanza di adottare il sistema movimento quale focus identificativo per la professione di fisioterapista. Questo assunto offre un

contesto logico per l'istruzione, la ricerca e la pratica professionale. Rispetto a quest'ultima il fisioterapista avrà infatti il compito di monitorare il sistema movimento di un individuo, durante tutto l'arco della vita, al fine di promuovere uno sviluppo ottimale, prevenire e diagnosticare le disfunzioni, e proporre interventi mirati a contenere le restrizioni alle attività e alla partecipazione. Abbracciando una visione più olistica in linea con i principi dell'ICF, il sistema di movimento condiziona il grado di partecipazione della persona nella società e gioca quindi un ruolo chiave nella qualità di vita della stessa.[18]

2.1.2 Modello kinesio-patologico

Al fine di sottolineare il ruolo prioritario del sistema movimento nel contribuire allo sviluppo della patologia, è stato sviluppato un nuovo modello di riferimento, che si discosta dal modello patokinesiologico in quanto non enfatizza più la patologia, quale causa dei disordini muscolo-scheletrici, ma, al contrario, identifica la condizione patologica come il risultato di alterazioni del sistema di movimento. Quest'ultimo è in stretta correlazione con lo stile di vita dell'individuo: la modalità con cui vengono svolte le attività della vita quotidiana è infatti la causa dell'insorgenza di disfunzioni del movimento che, se reiterate nel tempo, progrediscono sviluppando condizioni dolorose e/o patologiche.

Nel dettaglio i movimenti ripetuti in una direzione specifica e le posizioni mantenute per tempi prolungati, associati alle attività della vita quotidiana, inducono delle sollecitazioni meccaniche dei tessuti coinvolti, che danno luogo a microtraumi e alterano la precisione del movimento. Qualora questo processo non venga interrotto, insorgono macrotraumi e quindi dolore. In questa prospettiva, l'insorgenza di sindromi dolorose muscolo-scheletriche, sia acute che croniche, è dovuta alla diminuita precisione del movimento, causata dallo stile di vita e dalle modificazioni degenerative dei tessuti.[3; 13]

Gli elementi chiave sono dunque i movimenti ripetuti e gli allineamenti mantenuti nel tempo, che causano alterazioni dell'estensibilità dei tessuti. Tali modificazioni progrediscono nel tempo poiché è noto che il movimento del corpo segue le leggi della fisica e dunque segue il percorso di minor resistenza. Di conseguenza, quando un individuo svolge un'attività che coinvolge più articolazioni disposte in serie, una di queste tenderà a muoversi più prontamente rispetto alle altre in una determinata

direzione. Quando la frequenza del movimento aumenta, si instaura una condizione di ipermobilità abituale in una direzione specifica. A ciò si associa un'alterazione della precisione del movimento, che si traduce nello sviluppo di pattern di movimento alterati rispetto allo standard cinesiologico. Questo comporta ulteriori sollecitazioni tissutali anomale e quindi microtraumi. Il passaggio da microtraumi a macrotraumi è influenzato da molteplici fattori intrinseci ed estrinseci, quali il patrimonio genetico, il sesso, il genere, la frequenza del gesto, ecc.. Si instaura così un circolo vizioso che, se non viene arrestato, comporta l'insorgenza di dolore e/o patologia.[3; 13]

Il focus è la modalità di esecuzione di una determinata attività; di conseguenza il nostro intervento sarà finalizzato a ripristinare lo schema corretto di movimento. In questo senso diviene prioritario agire sul pattern di movimento impreciso che sta irritando i tessuti e quindi sulla causa della disfunzione, piuttosto che intervenire direttamente sui tessuti sintomatici.[4]

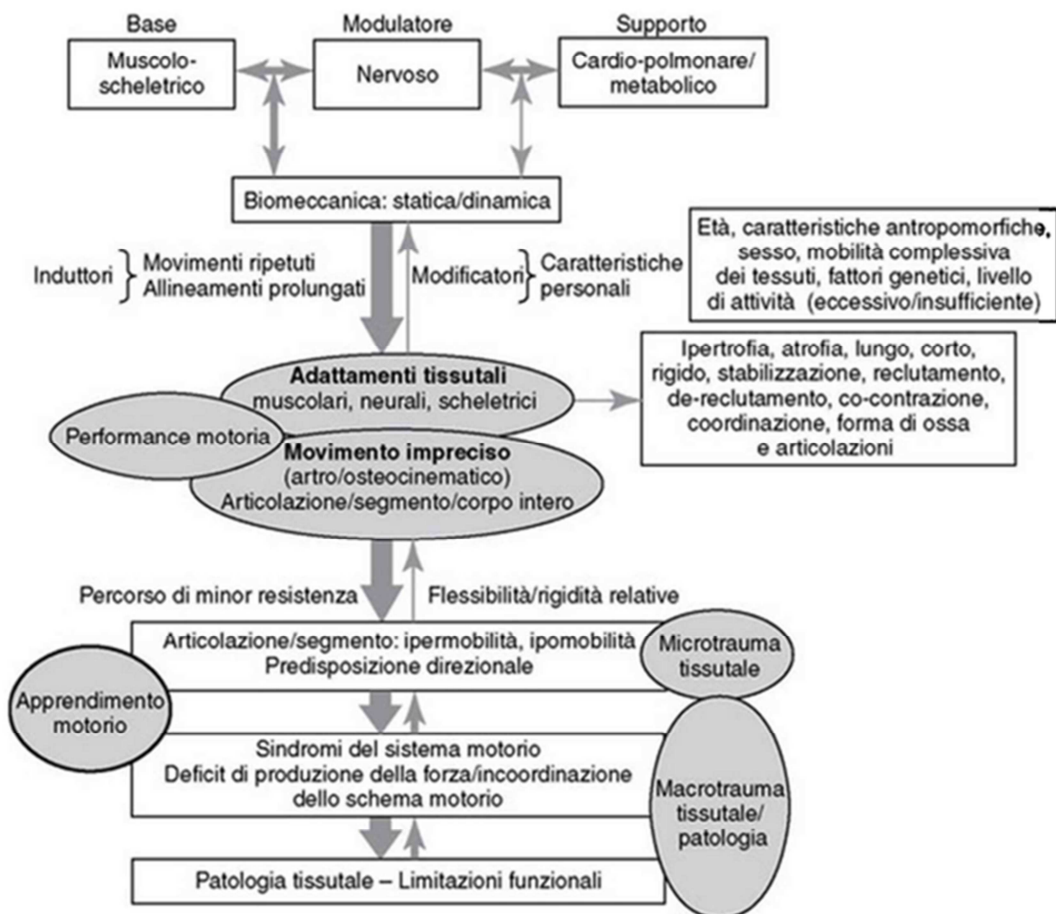


Figura 2.2: modello kinesiopatologico[3]

2.1.3 Biomeccanica

La biomeccanica, all'interno del modello kinesio-patologico, rappresenta l'interfaccia tra i sistemi scheletrico, muscolare e nervoso. Il sistema movimento è in grado di produrre una molteplicità di pattern motori per produrre il movimento di un'articolazione. Molte di queste strategie sono determinate dalla biomeccanica che, attraverso i principi della fisica, studia come le forze esterne, tra cui la gravità, interagiscono con il movimento del corpo. Lo schema di reclutamento muscolare è infatti fortemente influenzato dalla posizione della linea di gravità rispetto all'articolazione che si sta muovendo. Per esempio, la maggiore o minore richiesta di forza rispetto al quadricipite o agli ischiocrurali, per controllare la flessione di ginocchio in stazione eretta, dipende dalla collocazione della linea di gravità rispetto al ginocchio: se essa si colloca anteriormente la richiesta di forza muscolare sarà ridotta e viceversa.[3; 13]

2.1.4 Adattamenti tissutali

I tessuti biologici rispondono attivamente alle sollecitazioni meccaniche, attraverso un rimodellamento adattivo o una degenerazione biologica. Gli adattamenti specifici dei vari tessuti contribuiscono ad alterare la precisione del movimento, generando nuovi pattern motori che si discostano dai principi della cinesiologia. Le modificazioni specifiche di ciascun tessuto (scheletrico, nervoso e muscolare) e le modalità con cui condizionano lo sviluppo di sindromi dolorose verranno descritte in seguito.[3]

2.1.4.1 Induttori

I movimenti ripetuti e gli allineamenti mantenuti nel tempo, associati alle attività della vita quotidiana, sono i responsabili delle alterazioni indesiderate nelle componenti del movimento. Questo non accade unicamente quando l'individuo effettua un allenamento specifico, ma si verifica durante qualsiasi attività, sia essa attiva o passiva, caratterizzante lo stile di vita della persona, inducendo specifici adattamenti tissutali. L'iperspecializzazione nello sport è un esempio che può chiarire quanto abbiamo sopra spiegato. Uno specifico distretto corporeo sottoposto a movimenti ripetuti in una determinata direzione, associati alle forze e alle velocità in gioco, causano un'ipersollecitazione meccanica di quel tessuto con insorgenza di microtraumi e aumento del rischio di lesione. Questo è tipico del gesto atletico e

giustifica il fatto che per esempio i tennisti sviluppino spesso patologie della spalla, del gomito e del ginocchio; mentre i giocatori di golf incorrono più frequentemente in problematiche alla schiena, alla spalla, al gomito, al polso e alle ginocchia. Allo stesso modo le donne che sono solite tenere il bambino sul fianco, svilupperanno adattamenti specifici dei propri tessuti: solitamente si verificherà una deviazione e leggera rotazione del tronco verso destra con lieve inclinazione verso sinistra.

Tali modificazioni dei tessuti inducono un'alterazione nella modalità di esecuzione del movimento, che, seguendo il percorso di minor resistenza, si verificherà più prontamente e più frequentemente in una determinata direzione. Una volta instauratasi una condizione di ipermobilità, l'articolazione di interesse si muoverà più facilmente in quella specifica direzione durante tutte le attività che coinvolgeranno quel distretto corporeo, indipendentemente dal fatto che l'attività provocante l'adattamento iniziale sia stata interrotta. Dunque l'allineamento ideale non viene ristabilito fisiologicamente al cessare dell'attività che ha indotto il cambiamento tissutale primario: è infatti necessario intervenire su tutte le attività che l'individuo svolge abitualmente andando a correggere il movimento o la postura irritante.[3]

2.1.4.2 Modificatori

Lo sviluppo di micro e macrotraumi e quindi di disfunzioni del movimento è influenzato da specifici elementi, tra i quali l'età, il sesso, i fattori genetici, le caratteristiche antropometriche, ecc.. [3]

Nel dettaglio, l'età influisce soprattutto rispetto alle proprietà meccaniche dei tessuti: i soggetti giovani sono caratterizzati da tessuti più estensibili e articolazioni più flessibili; per questo il movimento irritante avrà un ROM maggiore rispetto ad un anziano.

Tra i fattori genetici, particolare importanza assume la sindrome da ipermobilità articolare benigna generalizzata, che predispone i soggetti affetti a sviluppare sindromi dolorose muscolo-scheletriche. Il soggetto ipermobile avrà infatti maggior difficoltà ad eseguire movimenti precisi, soprattutto dal punto di vista artrocinematico.

Le caratteristiche antropometriche costituiscono un ulteriore fattore contribuente in quanto le proporzioni corporee di un soggetto giocano un ruolo fondamentale nel

predisporlo o meno ad alterazioni tissutali. Un esempio è la struttura del torace, che influenza la posizione delle scapola e predispone quindi il soggetto a sviluppare problematiche al cingolo scapolo-omerale.

2.1.4.3 Adattamenti tissutali del sistema scheletrico

Il tessuto osseo è un tessuto dinamico, che è soggetto ad un continuo rimodellamento durante tutto il corso della vita e può andare quindi incontro a modificazioni nella forma, nelle dimensioni e nella struttura, a causa delle sollecitazioni meccaniche che agiscono su di esso. Tali alterazioni comportano cambiamenti della struttura scheletrica e dell'allineamento, che possono essere definiti dinamici, qualora siano correggibili, o statici, quando la modificazione è strutturata. Per esempio, un individuo che mantiene per tempi prolungati un allineamento scorretto in flessione di tronco da seduto, potrà sviluppare un'ipercifosi toracica: essa sarà definita una condizione dinamica, in quanto facilmente modificabile attraverso una correzione della postura. Qualora invece si evidenzi un'ipercifosi toracica in un soggetto con morbo di Scheuermann, si parlerà di una modificazione statica e quindi permanente.[3]

Dunque anche l'osso maturo può subire delle modificazioni nella forma e nella funzione, in base alle richieste meccaniche a cui è sottoposto; di conseguenza mutano anche le caratteristiche dell'apparato capsulo-legamentoso e la distribuzione delle forze sulla cartilagine articolare, andando ad alterare infine la precisione del movimento.

2.1.4.4 Adattamenti tissutali del sistema nervoso

Attualmente sta assumendo sempre maggior importanza il concetto di controllo motorio, il quale sembra avere un ruolo chiave nello sviluppo di sindromi dolorose muscolo-scheletriche. I movimenti ripetuti e gli allineamenti mantenuti inducono delle modificazioni nei tessuti e nei pattern di movimento, alterando il controllo motorio, e andando così a favorire lo sviluppo della sintomatologia dolorosa. Questa considerazione supporta la necessità di impostare il trattamento sulla correzione dello schema di movimento errato e quindi sul ripristino dei corretti schemi di reclutamento e dereclutamento. L'apprendimento motorio si divide in due fasi: una fase iniziale in cui prevale la parte cosciente, necessaria per apprendere una nuova modalità di movimento, a cui segue una fase finale, nella quale il gesto diviene

progressivamente automatico. Questo processo di apprendimento motorio è alla base dell'esecuzione di ciascuna attività: un esempio fra tutti è imparare ad andare in bicicletta.[3]

2.1.4.5 Adattamenti tissutali del sistema muscolare

Gli adattamenti del tessuto muscolare possono riguardare tre aspetti distinti: la lunghezza del muscolo, la capacità di sviluppare tensione e la rigidità, ovvero la resistenza all'allungamento passivo.

Prima di esplicitare come avvengono tali modificazioni, è importante sottolineare che molto spesso il termine "accorciamento muscolare" viene utilizzato troppo di frequente ed erroneamente: il più delle volte infatti si dovrebbe parlare di "flessibilità o rigidità relativa". A tal proposito, in 50 anni di esperienza, S. Sahrmann e co., utilizzando il test di lunghezza muscolare, hanno riscontrato che il numero di individui che presentano un effettivo accorciamento del muscolo è di molto inferiore rispetto a coloro che presentano un problema di rigidità.[3]

La rigidità muscolare è definita come il cambiamento di tensione per unità di cambiamento di lunghezza.[3] È una proprietà intrinseca passiva del tessuto muscolare e corrisponde al grado di resistenza offerto dal muscolo all'allungamento passivo. Dunque, qualora durante l'allungamento di un muscolo si verifici un movimento a livello dell'inserzione prossimale, la giustificazione più plausibile sarà che i tessuti che dovrebbero stabilizzare l'articolazione prossimale non sono abbastanza rigidi rispetto al muscolo allungato. Un esempio pratico di quanto appena esplicitato è quello relativo alla valutazione della lunghezza degli ischio-crurali in un individuo seduto su una sedia con anca flessa a 80° e ginocchio esteso. Qualora, dopo solo 20° di estensione passiva del ginocchio, la pelvi vada in tilt posteriore e la colonna lombare si fletta, non è automatico pensare ad un problema di lunghezza degli ischio-crurali; bensì sarà più probabile vi sia una problematica di rigidità/flessibilità relativa: ovvero la rigidità degli ischio-crurali supera quella degli estensori spinali o, allo stesso modo, gli estensori spinali sono più flessibili rispetto ai flessori di ginocchio. Se paragoniamo questi tessuti a delle molle poste in serie, avremo che quando la tensione passiva della molla posta in allungamento (ischio-crurali) è maggiore della tensione passiva della molla in serie (estensori lombari), si verificherà un movimento a livello della seconda.[4] Più il movimento a livello

prossimale è precoce, minore sarà la rigidità della stessa. Qualora invece il movimento avvenga durante gli ultimi gradi di estensione, significa che la molla degli estensori lombari è adeguatamente rigida o stabile. Di conseguenza il fisioterapista, durante la valutazione, dovrà non solo considerare il grado di resistenza all'allungamento, ma anche il timing del movimento associato. Questo aspetto è di fondamentale importanza in quanto la tensione passiva di un soggetto condiziona molteplici aspetti: l'allineamento, il grado di compressione articolare, il grado di resistenza che incontra il muscolo antagonista nella fase di contrazione, e quindi anche la performance muscolare. Nello specifico se si rileva un'elevata rigidità degli ischio-crurali, verosimilmente il quadricipite lavorerà contro resistenza durante l'estensione del ginocchio e al contempo si svilupperanno maggiori forze compressive sull'articolazione presa in esame. Inoltre, la tensione passiva giustifica la postura e la stabilità di un individuo in quanto il corpo si organizza secondo il principio dell'ottimizzazione del dispendio energetico.[3]

Un altro fattore che condiziona l'allineamento a riposo e il movimento attivo è la lunghezza muscolare. L'aumento di quest'ultima può essere correlato alla tensione passiva di riposo, quando si tratta di piccole modificazioni, oppure all'aumento del numero di sarcomeri in serie nelle fibre muscolari, quando l'aumento della lunghezza è maggiore. Tale adattamento tissutale può essere conseguente sia all'immobilizzazione passiva sia al movimento attivo in posizione allungata. Come abbiamo già detto, la riduzione della lunghezza di un muscolo, e quindi il suo accorciamento, è invece un fenomeno piuttosto raro e si verifica con la perdita di sarcomeri in serie nelle fibre muscolari, in seguito al mantenimento per almeno 3 settimane di una posizione di accorciamento o di lunghezza di riposo ridotta. Questo comporta la limitazione dell'escursione articolare completa del distretto interessato.[3]

Tutti questi fattori fino ad ora analizzati contribuiscono alla performance muscolare: con questo termine si comprende infatti il timing, la lunghezza, la tensione passiva, la capacità di generare tensione attiva e la resistenza allo sforzo. Per valutare la performance muscolare e comprendere le caratteristiche degli adattamenti tissutali e lo schema di movimento utilizzato, è utile eseguire il test muscolare, al fine di poter discriminare se il muscolo in esame è debole (atrofia), stirato, troppo lungo o normale. Dunque il trattamento non può limitarsi solo ad un programma di rinforzo,

ma deve essere necessariamente incentrato sul riaddestramento e sulla rieducazione al corretto movimento.[3]

2.1.4.6 Movimento impreciso

I molteplici adattamenti tissutali sopra esplicitati causano un'alterazione della precisione del movimento, in particolare del movimento accessorio. Una modificazione della corretta artrocinematica durante uno specifico movimento, ad esempio l'elevazione dell'arto superiore, implica un'alterazione del corretto schema di movimento, in questo caso del ritmo scapolo-omerale, e questo si riflette nelle modalità con cui vengono eseguite le attività della vita quotidiana. La diminuita precisione è responsabile inoltre di un'errata distribuzione delle forze all'interno dell'articolazione, generando punti di maggior pressione sulle superfici articolari. [3; 13]

2.1.4.7 Percorso di minor resistenza

Il nostro corpo rispetta un principio di economicità, per il quale ciascuna articolazione si muove seguendo il percorso di minor resistenza. Tale assunto giustifica la scelta di determinati pattern di movimento, che riflettono la rigidità o flessibilità relativa dei tessuti che si inseriscono su una determinata articolazione. [3]

2.1.4.8 Mobilità articolare

Come abbiamo già illustrato fino ad ora, i movimenti ripetuti e gli allineamenti mantenuti causano degli adattamenti tissutali, che comportano problematiche relative alla rigidità o flessibilità relativa. Tali condizioni vengono accentuate dal fatto che le articolazioni si muovono seguendo il percorso di minor resistenza. Si instaura così uno schema di movimento alterato, che comporta lo sviluppo di una condizione di ipermobilità, per cui un'articolazione è più predisposta a muoversi in una specifica direzione. L'ipermobilità, relativa al movimento accessorio, giustifica anche il fatto che il più delle volte il movimento irritante si verifica durante i primi gradi del ROM articolare. L'ipermobilità è inoltre alla base di molteplici patologie articolari degenerative e molto spesso è la causa del dolore.[3]

2.1.5 Sindromi dolorose muscolo scheletriche

La sindrome è la descrizione completa di tutte le disfunzioni, segni e sintomi che contribuiscono alla disfunzione di movimento principale. Prende il nome della

direzione di movimento o di allineamento che (1) produce i sintomi più frequentemente, (2) è imprecisa e (3) quando corretta, riduce o elimina i sintomi. [3]

La disfunzione è invece intesa come un disturbo della struttura o della funzione corporea, secondario ad anomalie anatomiche, fisiologiche o psicologiche, che interferiscono con le normali attività.[3]

CAPITOLO 3 – MATERIALI E METODI

Il presente studio è stato condotto nei mesi da Giugno ad Ottobre 2016 presso il laboratorio di Gait Analysis dell'ospedale di Carate Brianza, in collaborazione con l'Università Bicocca di Monza. Tale studio osservazionale ha voluto indagare le variazioni dei parametri del cammino fisiologico normale, in termini di biomeccanica e cinematica, nel cammino di soggetti sani che utilizzano uno o due bastoni canadesi, attraverso l'utilizzo della Gait analysis.

3.1 Popolazione

Sono stati analizzati 10 soggetti sani volontari, reclutati tra gli studenti iscritti al corso di Laurea in Fisioterapia, presso l'università Bicocca di Monza. I criteri di inclusione utilizzati sono stati i seguenti:

- Età 20-30 aa;
- BMI \leq 25 kg/m²;
- Capacità a deambulare senza deviazioni evidenti;
- Buona forza muscolari di AAII, AASS e tronco;
- No evidenti alterazioni dell'allineamento dei segmenti;
- No disordini muscoloscheletrici, neurologici, cardiovascolari, polmonari o visivi in atto o in anamnesi, che possano alterare la corretta esecuzione del cammino;
- No anomalie del sistema vestibolare
- No traumi o interventi chirurgici in atto o in anamnesi prossima
- No rotture o alterazioni della lunghezza muscolare in atto o nell'anno precedente
- No anomalie strutturali o alterazione dell'integrità dei segmenti
- No patologie reumatiche in atto o in anamnesi
- Capacità di comprendere istruzioni verbali o scritte

Di ciascun soggetto sono stati raccolti determinati dati: anno di nascita, altezza, peso, e lato dominante; è stato inoltre calcolato il loro indice di massa corporea (BMI). Il campione è costituito tra 7 maschi e 3 femmine, di età compresa tra i 20 e i 29 anni. L'età media dei soggetti partecipanti è 23,2; l'altezza media 1,75m e il peso medio 70,4kg. Nonostante le differenze antropometriche, le varie parti del corpo hanno sempre le medesime proporzioni relative e per questo non è necessario analizzare i

dati raccolti rispetto all'altezza del soggetto.[20] Tutti i soggetti hanno espresso il loro consenso al trattamento dei dati personali e sensibili, per finalità scientifiche nell'ambito di questo studio, ai sensi del D.Lgs. n. 196/2003.

Le caratteristiche dei 10 soggetti sono riassunte nella seguente tabella.

	GENERE	Età	ALTEZZA	PESO	BMI	LATO DOMINANTE
1	F	29	1,76	56	18	DX
2	M	23	1,85	87	25	DX
3	F	21	1,77	63	20	SN
4	M	20	1,89	82	22	DX
5	M	22	1,58	62	25	DX
6	M	30	1,78	64	20	DX
7	M	25	1,78	82	25	DX
8	F	21	1,62	53,8	20	DX
9	M	20	1,75	78	25	DX
10	M	21	1,71	73	24	DX
		23,2	1,749	70,38		

Tabella 3.1: dati antropometrici dei soggetti

3.2 Strumentazione

Lo studio ha previsto di effettuare un'analisi computerizzata del cammino di 10 soggetti sani attraverso l'utilizzo del laboratorio di Gait-analysis. La strumentazione del laboratorio si caratterizza di:

- Un sistema stereofotogrammetrico
- Una piattaforma di forza
- Un elettromiografo di superficie
- Un set di marcatori sferici e semisferici ricoperti da materiale riflettente
- Un elaboratore, che riceve informazioni dalle telecamere circa la posizione dei marcatori rispetto ad un sistema di riferimento, e ne sviluppa un modello tridimensionale.

3.2.1 Sistema stereofotogrammetrico e piattaforma di forza

Per l'acquisizione dei dati è stato utilizzato il sistema stereofotogrammetrico, costituito di 7 telecamere digitali ProReflexMCU, situate lungo il perimetro del laboratorio. Queste ultime permettono di riprendere la scena da varie angolazioni e di determinare costantemente la posizione dei marcatori, inviando le coordinate al

computer. Questo è possibile in quanto i marcatori passivi sono rivestiti da materiale catarifrangente, che riflette la luce emessa da un illuminatore a raggi infrarossi, di cui sono dotate le telecamere. Per questo è necessario coprire ogni elemento costituito da materiale riflettente, durante la fase di acquisizione delle immagini. Prima di iniziare questa fase è fondamentale effettuare la calibrazione delle telecamere, in modo tale da definire il sistema di riferimento assoluto (asse x, y, z) per la determinazione delle coordinate.

È stata inoltre utilizzata una piattaforma dinamometrica triassiale di forza AMTI OR6-7 con frequenza di campionamento pari a 2000 Hz. È un sistema in grado di misurare le forze di reazione al suolo. Interfacciando i dati acquisiti con la piattaforma di forza e quelli relativi alla cinematica, è possibile calcolare i momenti e le potenze alle articolazioni.

3.2.2 Elettromiografia di superficie

L'elettromiografo di superficie viene utilizzato per valutare il potenziale d'azione che si sviluppa nel muscolo durante la sua contrazione. A differenza dell'elettromiografo ad ago, quello di superficie fornisce informazioni più globali e in condizioni dinamiche descrive con certezza solo lo stato di attivazione o non attivazione del muscolo. Questo è giustificato dal fatto che risulta molto difficile studiare, con una sola coppia di elettrodi, le variazioni del segnale elettromiografico, in quanto esse possono riflettere sia dei cambiamenti nel livello di attivazione muscolare, sia dei cambiamenti della geometria del sistema elettrodo-muscolo. [2]

Il presente studio ha utilizzato l'elettromiografo di superficie Wave Wireless EMG, prodotto dall'azienda Cometa s.a.s e certificato ai sensi della normativa europea CE 93/42.

3.3 Protocollo di ricerca

I 10 soggetti partecipanti sono stati informati rispetto alle modalità e finalità dello studio attraverso una prima mail di selezione. Successivamente sono state individuate 5 date, in ciascuna delle quali è stata effettuata l'analisi computerizzata del cammino di due soggetti, divisi tra la mattina e il pomeriggio del medesimo giorno.

Durante ciascuna seduta, dopo aver compilato la scheda anamnestica, il soggetto si prepara in abbigliamento intimo, in modo tale da esporre i reperi anatomici. Si procede poi con la fase di preparazione del soggetto.

Per la definizione del marker-set, abbiamo utilizzato le linee guida descritte dal protocollo IOR Gait Full-Body Model (Leardini et al. 2011) [8; 9; 12; 22], il quale prevede il posizionamento di 36 marcatori a livello di spalla, tronco, pelvi e arto inferiore. Oltre ai marcatori standard (marker rossi nella figura 3.1), abbiamo aggiunto altri 14 marcatori (marker blu nella figura 3.1) a livello di capo, gomito, polso, creste iliache e bastoni canadesi, al fine di poter analizzare più dettagliatamente, secondo le nostre esigenze, la cinematica del cammino con ausili.

Nonostante il modello IOR-gait prevedesse la calibrazione anatomica per l'individuazione di tre punti di reperi, per questo studio abbiamo scelto di posizionare tutti i marcatori attraverso la palpazione anatomica, ad eccezione di quelli per il capo e per le vertebre lombari L1 ed L3. Queste ultime sono state infatti individuate attraverso un calcolo percentuale: è stata calcolata la distanza tra C7 ed L5, di questa il 75% e di questo l'ulteriore 50%, localizzando così L1. Calcolando infine la metà tra L1 ed L5 è stata individuata L3. Per il capo abbiamo invece utilizzato una fascia, alla quale sono stati applicati i 4 marcatori. Le label e i rispettivi punti di reperi anatomici considerati sono descritti nella seguente tabella. [22]

LCAJ	Left acromion
RCAJ	Right acromion
SJN	Deepest point of incisura jugularis
SXS	Xiphoid proces, i.e. most caudal point of the sternum
CV7	Spinous process of the seventh cervical vertebrae
TV2	Second thoracic vertebrae
TV7	Midpoint between the inferior angles of the most caudal points of the two scapulae
LV1	First lumbar vertebrae
LV3	third lumbar vertebrae
LV5	fifth lumbar vertebrae
LIAS	Left anterior superior iliac spine
RIAS	Right anterior superior iliac spine
LIPS	Left posterior superior iliac spine
RIPS	Right posterior superior iliac spine
LFTC	Most lateral prominence of the greater trochanter
RFTC	Most lateral prominence of the greater trochanter
LFLE	Most lateral prominence of the lateral femoral epicondyle

RFLE	Most lateral prominence of the lateral femoral epicondyle
LFME	Most medial prominence of the medial femoral epicondyle
RFME	Most medial prominence of the medial femoral epicondyle
LFAX	Proximal tip of the head of the fibula
RFAX	Proximal tip of the head of the fibula
LTTC	Most anterior border of the tibial tuberosity
RTTC	Most anterior border of the tibial tuberosity
LFAL	Lateral prominence of the lateral malleolus
RFAL	Lateral prominence of the lateral malleolus
LTAM	Most medial prominence of the medial malleolus
RTAM	Most medial prominence of the medial malleolus
LFCC	Aspect of the achilles tendon insertion on the calcaneous
RFCC	Aspect of the achilles tendon insertion on the calcaneous
LFM1	Dorsal margin of the first metatarsal head
RFM1	Dorsal margin of the first metatarsal head
LFM2	Dorsal aspect of the second metatarsal head
RFM2	Dorsal aspect of the second metatarsal head
LFM5	Dorsal margin of the fifth metatarsal head
RFM5	Dorsal margin of the fifth metatarsal head
head_back	Most posterior point of head
head_front	Most anterior point of head
head_right	Most lateral point of head (right-side)
head_left	Most lateral point of head (left-side)
RAOL	Right arm olecranon
RFWR	Right forearm wrist
LAOL	Left arm olecranon
LFWR	Left forearm wrist
RICR	Right iliac crest
LICR	Left iliac crest
RCPR	Proximal part of right cane
RCDI	Distal part of right cane
LCPR	Proximal part of left cane
LCDI	Distal part of left cane

Tabella 3.2 : elenco delle label e dei relativi reperi anatomici

è stato utilizzato l'EMG Wave Wireless nella versione di configurazione a 16 canali bipolari, i quali sono stati applicati ai seguenti muscoli:

CH01	PARAVERTEBRALI LOMBARI DX
CH02	PARAVERTEBRALI LOMBARI SN
CH03	MEDIO GLUTEO DX
CH04	MEDIO GLUTEO SN
CH05	SEMITENDINOSO DX
CH06	SEMITENDINOSO SN
CH07	GASTROCNEMIO MEDIALE DX
CH08	GASTROCNEMIO MEDIALE SN
CH09	RETTO DEL FEMORE DX
CH10	RETTO DEL FEMORE SN
CH11	TIBIALE ANTERIORE DX
CH12	TIBIALE ANTERIORE SN
CH13	RETTO DELL'ADDOME (parte inferiore) DX
CH14	RETTO DELL'ADDOME (parte inferiore) SN
CH15	TENSORE FASCIA LATA DX
CH16	TENSORE FASCIA LATA SN

Tabella 3.4: elenco muscoli testati con l'elettromiografia di superficie

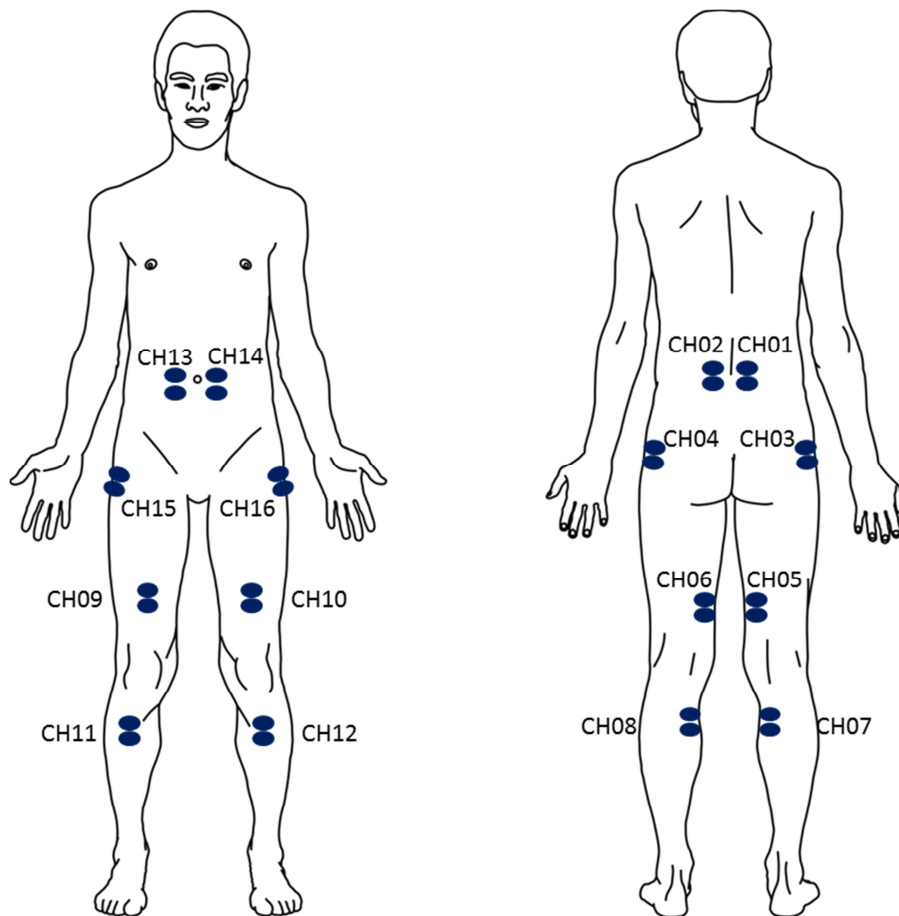


Figura 3.2: posizionamento elettrodi bipolari

Una volta terminata la preparazione dello studente e una volta eseguita la calibrazione delle telecamere, inizia la fase di acquisizione dei dati, con il seguente ordine:

1. Acquisizione STATICA

Il soggetto si posiziona sopra la piattaforma di forza e mantiene la stazione eretta per qualche secondo senza muoversi, con lo sguardo rivolto verso le due telecamere frontali. Si effettuano due acquisizioni statiche.

Si procede ora con le acquisizioni dinamiche.

2. Serie FREE

Il soggetto viene istruito a camminare lungo una linea retta, passante sopra la pedana di forza e a mantenere una velocità e una lunghezza del passo normali e confortevoli, che può scegliere in autonomia. Si effettuano almeno 10 riprese poiché devono essere registrati almeno 5 stride per ogni lato.

A questo punto vengono introdotti i bastoni canadesi. La scelta dell'arto pseudo-lesionato è randomizzata. Sotto il piede dell'arto in scarico parziale viene posizionata una spinetta irritativa, al fine di fornire un feedback doloroso al soggetto, impedendogli di caricare completamente sull'arto stesso. L'altezza delle stampelle viene regolata in base all'altezza della persona [6] e, sfruttando la pedana di forza come bilancia [11], il soggetto viene istruito a riprodurre il peso parziale in statica, scaricando l'arto pseudo-lesionato di circa il 30% del proprio peso.[14; 21]

3. Serie DOUBLE

Il soggetto viene addestrato al cammino a due tempi, con avanzamento contemporaneo dei canadesi e dell'arto pseudo-lesionato[7;10], e viene invitato a praticarlo fin tanto da acquisire un'adeguata sicurezza e comfort. Quando il soggetto riferisce un'adeguata familiarità con l'ausilio, si prosegue con l'acquisizione dei dati.

4. Serie SINGLE

La medesima procedura sopra descritta viene applicata per l'esecuzione del cammino a due tempi con un bastone canadese, posto controlateralmente all'arto pseudo-lesionato [1; 5; 16].

Per entrambe le modalità di cammino con i canadesi si effettuano almeno 10 riprese poiché devono essere registrati almeno 5 stride per ogni lato.

Al termine della fase di acquisizione dinamica dei dati, viene effettuata una procedura di normalizzazione dei muscoli testati: attraverso determinati test di valutazione della forza muscolare, viene infatti registrato il segnale elettromiografico di un muscolo, durante la sua massima contrazione isometrica volontaria (MVC). Questo è necessario in quanto ci consente di avere dei parametri di riferimento con cui poter poi comparare i dati registrati dall'elettromiografia superficiale durante il cammino.

3.4 Analisi dei dati

Per una prima elaborazione dei dati abbiamo utilizzato il software Qualisys Track Manager, responsabile dell'operazione di tracking, con la quale, a partire dalla ricostruzione della posizione di ciascun marcatore in ogni istante di tempo, è stata calcolata la sua traiettoria.

Durante l'acquisizione delle immagini, abbiamo utilizzato il software Visual 3D per poter integrare i vari dati e sviluppare un modello ideale di interfaccia di lavoro.

Al fine di poter analizzare i dati con maggior precisione, li abbiamo normalizzati in base alle fasi del ciclo del passo.

È stata condotta un'indagine qualitativa e quantitativa dei dati registrati, attraverso un'analisi statistica di tipo descrittivo, ma non inferenziale.

CAPITOLO 4 – RISULTATI

Due soggetti sono stati esclusi (drop-out) dalla fase di analisi dei dati, in quanto le riprese si discostavano eccessivamente dallo standard qualitativo.

4.1 Dati cumulativi

In questa prima sezione dei risultati abbiamo voluto presentare una serie di grafici cumulativi, rispetto ai parametri spazio-temporali e alla cinematica. L'obiettivo è quello di mettere in evidenza le principali modificazioni registrate. Con questa finalità, abbiamo analizzato i dati dei singoli soggetti e li abbiamo utilizzati per calcolare la media e la relativa deviazione standard.

4.1.1 Parametri spazio-temporali

Al fine di contestualizzare i successivi dati di cinematica e dinamica, illustriamo di seguito tre grafici cumulati, relativi ai principali descrittori spazio/temporali (grafici 4.1, 4.2, 4.3). Essi vengono messi a confronto con lo scopo di mettere in luce le sostanziali differenze rilevate durante le tre modalità di cammino analizzate: senza ausili (serie FREE), con doppio canadese (serie DOUBLE) e con singolo canadese (serie SINGLE). È stato scelto, per convenzione, di indicare l'arto pseudo-lesionato con il lato destro, mentre l'arto sano con quello sinistro. I parametri di base sono:

- La velocità: risulta maggiore nel cammino senza ausili, diminuisce nel cammino con singolo bastone canadese e più drasticamente in quello con due.
- La lunghezza del passo (stride length) è maggiore nel cammino senza ausili e diminuisce in quello con i canadesi (soprattutto nella serie DOUBLE).
- L'ampiezza del passo (stride width): rispetto alla serie FREE, diminuisce lievemente nel cammino con i canadesi.
- La lunghezza del semipasso (step length): si evidenzia una lieve asimmetria tra i due lati nel cammino con doppio canadese.
- Tempo del passo: aumenta nel cammino con i bastoni canadesi (maggiormente nella serie DOUBLE).
- Tempo del semipasso: aumenta nel cammino con i canadesi, dove si registra anche una lieve asimmetria tra i due lati.
- Tempo di doppio appoggio: aumenta nelle due modalità di cammino con i canadesi (maggiormente nella serie DOUBLE).

- Fase di stance/swing: non emergono evidenti asimmetrie tra lato pseudo-lesionato e lato sano, come si evince dalla tabella seguente, in cui sono state calcolate le percentuali relative a ciascuna delle due fasi, rispetto ai due lati.

	FREE		DOUBLE		SINGLE	
	stance	swing	stance	swing	stance	swing
DX	58.5%	41.7%	58.5%	41.7%	60.3%	39.7%
SN	58.4%	41.6%	60.3%	39.7%	60.3%	39.7%

Tabella 4.1: percentuali fasi di stance e swing nelle tre modalità di cammino

- Cadenza: il numero di step al minuto è notevolmente superiore nel cammino senza ausili rispetto a quello con i canadesi, coerentemente con la differenza di velocità.

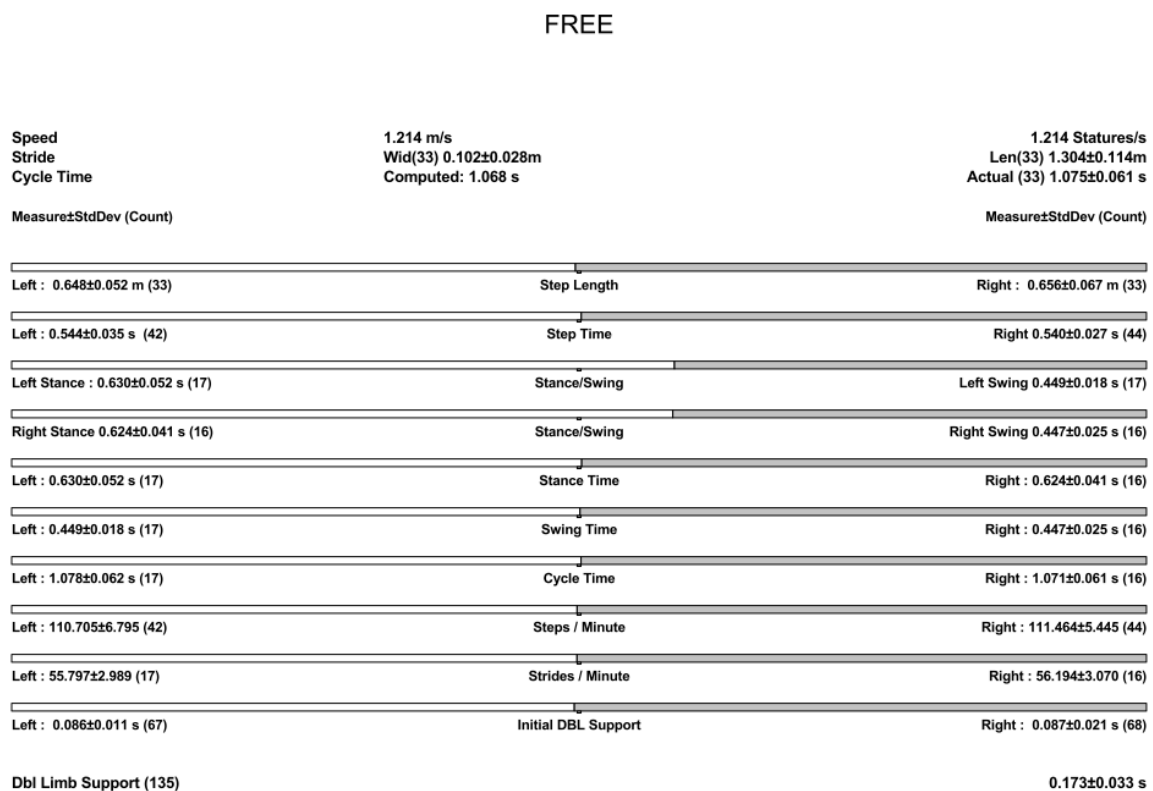


Grafico 4.1: parametri spazio/temporali nel cammino senza ausili

DOUBLE

Speed	0.881 m/s	0.881 Statures/s
Stride	Wid(37) 0.092±0.025m	Len(42) 1.276±0.107m
Cycle Time	Computed: 1.463 s	Actual (42) 1.448±0.179 s
<hr/>		
Measure±StdDev (Count)		Measure±StdDev (Count)
Left : 0.656±0.067 m (37)	Step Length	Right : 0.634±0.060 m (37)
Left : 0.751±0.129 s (41)	Step Time	Right 0.691±0.070 s (47)
Left Stance : 0.887±0.160 s (22)	Stance/Swing	Left Swing 0.583±0.074 s (22)
Right Stance 0.830±0.095 s (20)	Stance/Swing	Right Swing 0.594±0.044 s (20)
Left : 0.887±0.160 s (22)	Stance Time	Right : 0.830±0.095 s (20)
Left : 0.583±0.074 s (22)	Swing Time	Right : 0.594±0.044 s (20)
Left : 1.470±0.230 s (22)	Cycle Time	Right : 1.424±0.096 s (20)
Left : 81.703±10.992 (41)	Steps / Minute	Right : 87.642±8.164 (47)
Left : 41.624±5.465 (22)	Strides / Minute	Right : 42.314±2.687 (20)
Left : 0.112±0.050 s (67)	Initial DBL Support	Right : 0.173±0.058 s (70)
<hr/>		
DbI Limb Support (137)		0.286±0.109 s
Flight Time (2)		0.067±0.024 s

Grafico 4.2: parametri spazio/temporali nel cammino con doppio bastone canadese

SINGLE

Speed	0.910 m/s	0.910 Statures/s
Stride	Wid(50) 0.092±0.023m	Len(50) 1.266±0.110m
Cycle Time	Computed: 1.393 s	Actual (50) 1.392±0.145 s
<hr/>		
Measure±StdDev (Count)		Measure±StdDev (Count)
Left : 0.631±0.066 m (50)	Step Length	Right : 0.635±0.067 m (50)
Left : 0.705±0.082 s (55)	Step Time	Right 0.684±0.064 s (55)
Left Stance : 0.833±0.086 s (30)	Stance/Swing	Left Swing 0.548±0.048 s (30)
Right Stance 0.849±0.154 s (20)	Stance/Swing	Right Swing 0.558±0.029 s (20)
Left : 0.833±0.086 s (30)	Stance Time	Right : 0.849±0.154 s (20)
Left : 0.548±0.048 s (30)	Swing Time	Right : 0.558±0.029 s (20)
Left : 1.381±0.126 s (30)	Cycle Time	Right : 1.407±0.173 s (20)
Left : 86.135±9.356 (55)	Steps / Minute	Right : 88.372±7.665 (55)
Left : 43.770±3.720 (30)	Strides / Minute	Right : 43.200±4.798 (20)
Left : 0.133±0.043 s (85)	Initial DBL Support	Right : 0.154±0.042 s (75)
<hr/>		
DbI Limb Support (160)		0.288±0.084 s

Grafico 4.3: parametri spazio/temporali nel cammino con singolo bastone canadese

4.1.2 Cinematica

4.1.2.1 Cinematica di anca, ginocchio e caviglia sul piano sagittale

La cinematica di anca, ginocchio e caviglia viene descritta per ciascuna delle tre modalità di cammino analizzate, mettendo a confronto il comportamento dell'arto sano (linea rossa nei grafici 4.4) e dell'arto pseudolesionato (linea verde nei grafici 4.4). Al fine di facilitare la comparazione dei diversi grafici, abbiamo adattato le loro scale, così da avere i medesimi valori di riferimento e renderli più esplicitivi a livello visivo.

Comparando i grafici relativi alla cinematica del ginocchio sul piano sagittale nelle tre differenti modalità di cammino, si evidenziano delle modificazioni durante la prima fase del ciclo del passo. Nel cammino libero da ausili, attorno al 10-18% del ciclo, si può osservare un'iniziale flessione di ginocchio, che scompare durante il cammino con i canadesi (sia doppio che singolo).

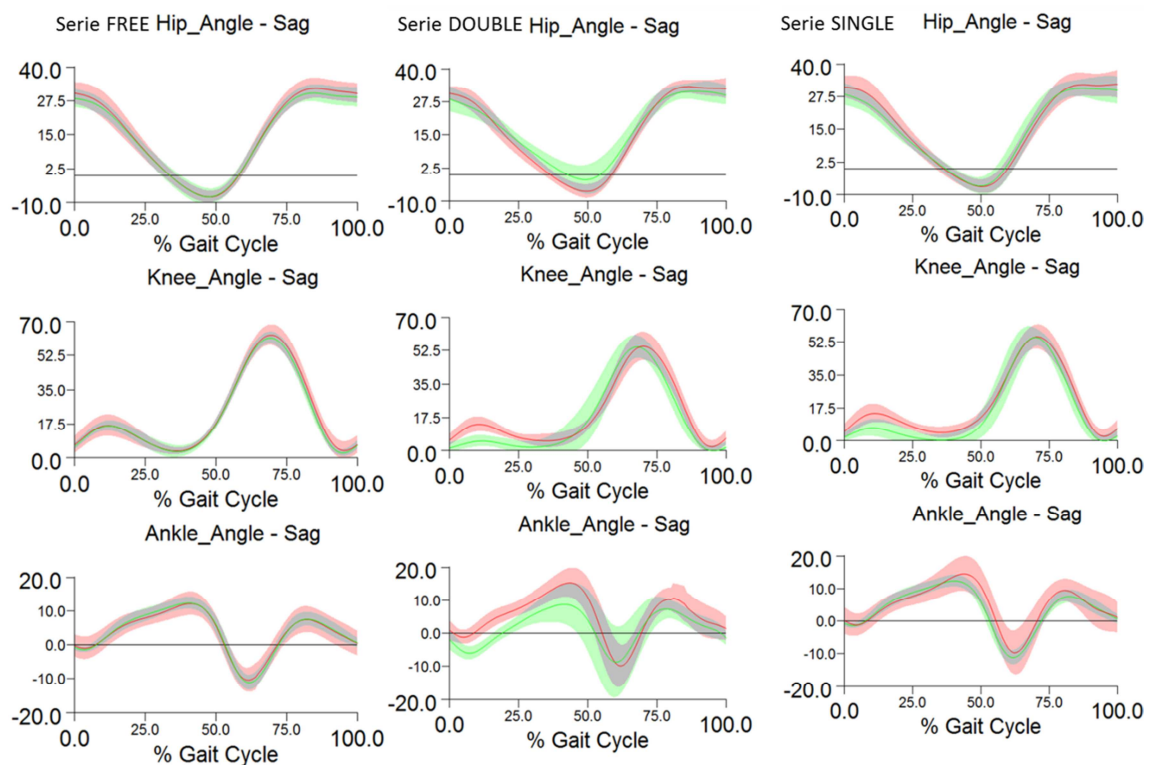


Grafico 4.4: cinematica di anca, ginocchio e caviglia nel cammino senza ausili

Per quanto riguarda l'anca, emerge una riduzione dell'escursione articolare in estensione durante la serie double e più marcatamente nel lato pseudo-lesionato; nel cammino con singolo canadese si notano, invece, delle variazioni di carattere

qualitativo, rispetto all'andamento delle curve: in particolare si evince un ritardo nel raggiungimento del picco massimo di estensione.

Relativamente alla cinematica della caviglia, le maggiori differenze si osservano nella serie double, dove si registra una riduzione della dorsiflessione nel lato pseudo-lesionato. Inoltre si può osservare un aumento della deviazione standard in entrambe le modalità di cammino con i canadesi.

4.1.2.2 Rotazione del tronco rispetto alla pelvi

Di seguito proponiamo due grafici, esemplificativi di due comportamenti differenti, rispetto alla rotazione del tronco sulla pelvi. A differenza dei precedenti grafici, che mettevano a confronto il comportamento del lato destro e sinistro all'interno di una stessa serie (confronto intraserie), i successivi offrono la possibilità di comparare l'andamento di uno specifico parametro (rotazione del torace) durante le tre differenti modalità di deambulazione (confronto interserie). La curva rosa e la curva blu si riferiscono rispettivamente al cammino con doppio e singolo canadese, mentre quella verde rappresenta il cammino senza ausili.

Il grafico 4.5 descrive la rotazione del tronco sulla pelvi rispetto al passo con l'arto pseudo-lesionato. È evidente la quasi assenza di rotazioni durante il cammino con doppio canadese. Durante la serie single l'escursione totale non aumenta, tuttavia è apprezzabile una differenza sensibile rispetto alla serie free.

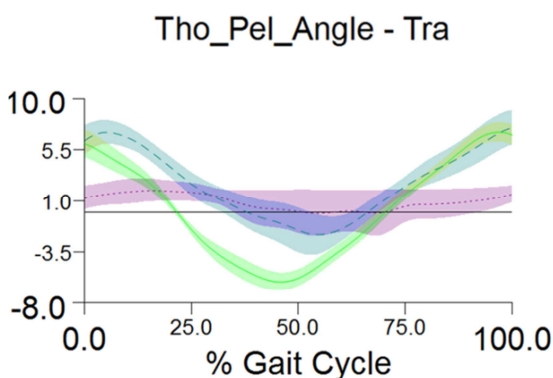


Grafico 4.5: rotazione del tronco rispetto alla pelvi

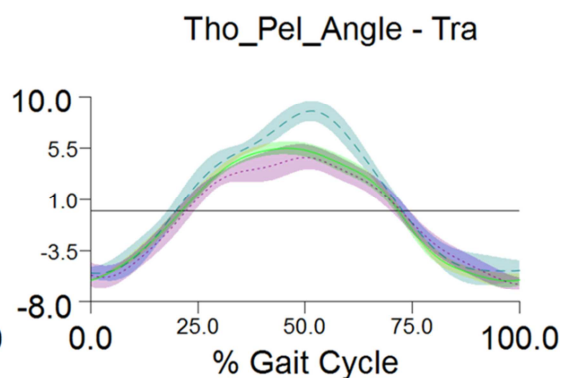


Grafico 4.6: rotazione del tronco rispetto alla pelvi

Il grafico 4.6 descrive invece la rotazione del tronco sulla pelvi rispetto al passo con l'arto sano. È apprezzabile un aumento della rotazione toracica nel cammino con singolo canadese in corrispondenza del doppio appoggio (circa 50% del ciclo del passo), mentre nella serie double la curva è molto simile a quella della serie free.

Con i successivi grafici proponiamo ora un confronto intraserie, rispetto alle rotazioni toraciche durante il passo con l'arto pseudo-lesionato (curva verde) e con quello sano (curva rossa).

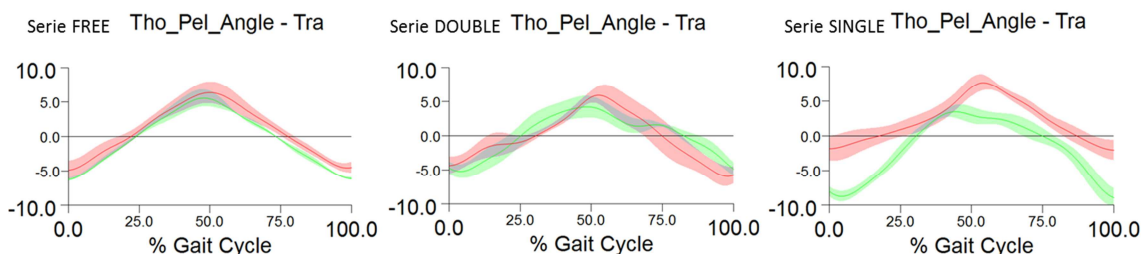


Grafico 4.7: rotazioni tronco sulla pelvi, serie free. Confronto arto impaired e arto sound.

Grafico 4.8: rotazioni tronco sulla pelvi, serie double. Confronto arto impaired e arto sound.

Grafico 4.9: rotazioni tronco sulla pelvi, serie single. Confronto arto impaired e arto sound.

Il grafico 4.7 descrive l'andamento durante il cammino senza ausili. Le due curve si sovrappongono, mettendo in luce la simmetria delle rotazioni tra i due lati.

Il grafico 4.8 rappresenta la serie double e appare simile al grafico precedente: si può apprezzare una lieve differenza rispetto all'andamento delle curve, ma persiste la sostanziale simmetria tra i due lati.

Il grafico 4.9 descrive invece la serie single, durante la quale è evidente l'asimmetria delle rotazioni. La curva per l'arto sano ha un andamento simile alla precedente, ma di ridotta ampiezza, mentre quella per l'arto pseudo-lesionato appare profondamente diversa.

4.2 Case report

Dopo aver discusso la parte cumulativa dei risultati, presentiamo, in questa seconda sezione, i dati relativi ad un singolo caso, al fine di poter descrivere in modo più accurato quanto registrato. Per questo soggetto l'arto destro è quello pseudo-lesionato, mentre il sinistro è l'arto sano. (vedi allegato n.1)

4.2.1 Parametri spazio-temporali

I parametri spazio-temporali sono sostanzialmente sovrapponibili a quelli esposti nel cumulativo. La velocità del cammino "free" è pari a 1.391m/s, si riduce lievemente nella serie single a 1.029 m/s e ulteriormente nella double a 0.964. L'ampiezza dello

stride, calcolata rispetto al piede e non all'ausilio, aumenta nel cammino con i bastoni canadesi. Inversamente, la lunghezza dello stride diminuisce nella serie single e double; aumenta invece il tempo di doppio appoggio. Il tempo del passo, in modo coerente, aumenta nel cammino con i canadesi, mentre la cadenza, ovvero gli step/minuto, diminuiscono. (vedi pag. 1,2,3 allegato n.1)

4.2.2 Cinematica

Viene descritta la cinematica sul piano sagittale, frontale e trasverso di torace, pelvi, anca, ginocchio e caviglia.

4.2.2.1 Confronto interserie

I primi due report (vedi pag. 4,5 allegato n.1) propongono un confronto interserie relativo alla cinematica di ciascun distretto sopracitato. Il primo report descrive il movimento durante il ciclo del passo con l'arto pseudo-lesionato, mentre il secondo con il sano. Dall'osservazione comparativa dei diversi grafici relativi al primo report emergono molteplici differenze, descritte di seguito.

- a) *Ginocchio*: le modificazioni più significative avvengono sul piano sagittale. Dopo il contatto iniziale con il tallone, si osserva una perdita di flessione durante le serie single e double. Anche il secondo picco flessorio intorno al 60 %, registrato durante la serie free, è ridotto durante il cammino con i canadesi. Si osserva inoltre un'anticipazione della flessione nella serie double.
- b) *Anca*: sul piano sagittale si registra una riduzione dell'estensione abbastanza marcata durante entrambe le modalità di cammino con i canadesi e in particolare nella serie double. Sul piano frontale e trasverso non emergono particolari differenze.
- c) *Caviglia*: ha un andamento sul piano sagittale compatibile con quello del ginocchio: nelle due serie con i canadesi si osserva, intorno al 10-20% del ciclo del passo, una flessione plantare maggiore rispetto alla serie free, mentre, nella fase di propulsione, abbiamo una riduzione della fase di spinta e quindi una ridotta flessione plantare del piede. I movimenti sul piano frontale e trasverso hanno un'escursione molto piccola e non li prenderemo dunque in esame.
- d) *Torace rispetto al laboratorio*: sul piano sagittale si osserva una maggior flessione durante la serie double. Sul piano frontale, nella prima metà del ciclo

del passo, si registra un'inclinazione laterale di circa 5° durante le serie single e double.

- e) *Torace rispetto alla pelvi*: sul piano sagittale si evidenzia una modesta flessione del rachide, lievemente superiore durante la serie double. Sul piano frontale c'è un'inclinazione laterale, ma appare poco significativa. Sul piano trasverso, invece, emerge una maggior rotazione durante la serie single, attorno al 10-20% del ciclo del passo. Questa rotazione diminuisce nelle fasi centrali, per poi ripresentarsi nella fase finale.
- f) *La pelvi rispetto al laboratorio*: sul piano sagittale si descrivono i gradi di anti/retroversione rispetto al laboratorio. Sul piano frontale si osserva una lieve obliquità durante la serie single, ovvero appare più shiftata superiormente.

Il secondo report con l'arto sano è coerente con quanto abbiamo sopra esplicitato.

4.2.2.2 Confronto intraserie

I grafici riportati a pagina 6,7,8 dell'allegato 1 propongono una comparazione della cinematica dei medesimi distretti tra arto pseudo-lesionato e arto sano, durante una stessa modalità di cammino. Rispetto a questo il dato più rilevante è quello relativo alle rotazioni del torace sulla pelvi: emerge infatti una differenza significativa tra i due arti durante la serie single. Questa asimmetria non si evidenzia durante la serie double e ancor meno in quella free, dove al contrario le due linee sono perfettamente allineate.

4.2.3 Dinamica

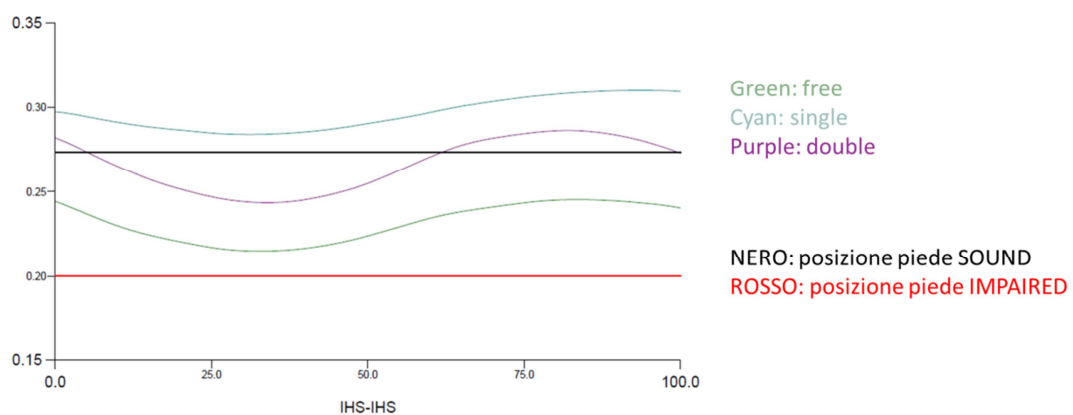


Grafico 4.10: spostamento medio-laterale della proiezione del CoM

Il grafico 4.10 descrive lo spostamento medio-laterale della proiezione del centro di massa corporeo (CoM), durante la serie free (curva verde), double (curva porpora) e single (curva ciano).

Il grafico mostra la posizione del piede rispetto al laboratorio: la linea rossa rappresenta l'arto pseudo-lesionato e quella nera l'arto sano.

L'andamento della curva verde ricorda l'andamento fisiologico del CoM [15], mentre la curva rossa e in particolare quella azzurra sono traslate lateralmente verso il lato sano. Inoltre le oscillazioni medio-laterali appaiono significativamente ridotte durante la serie single.

4.2.4 Elettromiografia

In questa sede presenteremo solo una parte dei dati elettromiografici registrati, ovvero quelli relativi all'attivazione dei muscoli paravertebrali (vedi allegato n.2). Il report presenta due colonne: la prima indica il passo indicizzato rispetto al contatto del tallone con l'arto lesionato (il destro), mentre la seconda è il passo indicizzato rispetto al contatto del tallone con l'arto sano (sinistro). I grafici vanno analizzati a due a due:

- a) Prima colonna, grafico 1 (EMG_01 = paravertebrali di destra) e grafico 2 (EMG_02 = paravertebrali di sinistra) rappresentano la serie free. L'attivazione dei paravertebrali si verifica bilateralmente al contatto del tallone dell'arto pseudo-lesionato al suolo, si spengono poi durante la fase di stance e tornano a riattivarsi attorno al 50% del ciclo del passo, ovvero nel momento del contatto del tallone controlaterale, tornano silenti nella fase di volo e si riattivano alla fine del ciclo, in preparazione al contatto del tallone. Si osserva quindi la tipica attivazione fisiologica. La medesima condizione si verifica anche nei primi due grafici della seconda colonna.

- b) Prima colonna, grafico 5 (EMG_O1 = paravertebrali di destra) e 6 (EMG_O2 = paravertebrali di sinistra) rappresentano la serie double. In questo caso i paravertebrali appaiono sempre abbastanza attivi, in particolare durante la fase di stance. Nella seconda colonna, si verifica invece la classica attivazione fisiologica nella prima metà del ciclo, mentre nella fase di volo dell'arto sano si riattivano, in quanto la fase di volo dell'arto sano corrisponde alla fase di

appoggio dell'arto pseudo-lesionato. Quindi si verifica un'attivazione simmetrica, con una sequenza di attivazione diversa.

- c) Prima colonna, grafico 3 e 4 rappresentano la serie single. Mentre il canale elettromiografico 01 (destro, omolaterale all'arto pseudo-lesionato) ha un'attivazione che ricorda quella fisiologica, il canale 02 (controlaterale alla lesione) risulta essere più attivo. Si osserva quindi un'evidente asimmetria di attivazione, che si conferma anche nella seconda colonna, dove si verifica una situazione speculare: il canale 2 mostra un'attivazione durante la fase di volo, che corrisponde alla fase di appoggio del patologico.

DISCUSSIONE

Oltre ai dati complessivi, è stato scelto di esporre quelli relativi ad un singolo soggetto rappresentativo, al fine di poter descrivere le modificazioni registrate, ovviando alla perdita di dettaglio che caratterizza i grafici cumulativi. I risultati ottenuti sono coerenti tra loro e offrono molteplici spunti di riflessione.

Rispetto ai parametri spazio-temporali, le differenze emerse erano prevedibili: il cammino con i canadesi (sia doppio che singolo) è più lento, di conseguenza aumentano la lunghezza del passo e il tempo di doppio appoggio, e si riduce la cadenza. Non emergono, tuttavia, significative alterazioni della simmetria tra i due lati, in alcuna delle tre modalità di deambulazione.

Per quanto concerne la cinematica, sono stati analizzati e confrontati i movimenti sui tre piani, di tronco, pelvi, anca, ginocchio e caviglia. In generale, per l'arto inferiore, le maggiori modificazioni sono state registrate sul piano sagittale: durante le due modalità di cammino con i canadesi, il soggetto aveva uno stimolo doloroso sotto il piede, che lo obbligava a scaricare circa il 30% del suo peso corporeo. Di conseguenza la fase di spinta con l'arto pseudo-lesionato veniva inibita: coerentemente abbiamo registrato, in questa fase, una riduzione dell'estensione d'anca, associata ad una riduzione della flessione plantare di caviglia e della flessione del ginocchio. La diminuita escursione articolare potrebbe anche essere plausibilmente correlata con la maggior lentezza del cammino, con conseguente riduzione dell'inerzia. Tra le due serie double e single non emergono tuttavia differenze significative, indice del fatto che queste variazioni sono da correlare con l'utilizzo dell'ausilio in senso lato, in quanto finalizzato allo scarico parziale di un arto. In questo senso osserviamo anche una maggior flessione del tronco rispetto al laboratorio, soprattutto nella serie double, in quanto il busto è proiettato in avanti sui canadesi.

I risultati più interessanti, in linea con l'obiettivo di questo studio, riguardano le rotazioni del tronco sulla pelvi sul piano trasverso. L'asimmetria delle rotazioni si evidenzia durante il cammino con il singolo canadese: nel grafico 4.9 emerge chiaramente la differenza nelle rotazioni tra lato lesionato e arto sano e ciò si contrappone con l'andamento delle linee nella serie free e double, che risultano sovrapponibili e quindi indici di simmetria nel movimento.

Questa asimmetria, caratterizzante il cammino con singolo bastone canadese, viene confermata anche dall'analisi della *dinamica*. Lo spostamento della proiezione del centro di massa corporeo nella serie single non riflette l'andamento fisiologico, descritto nella serie free, ma si trova traslato maggiormente verso il lato controlaterale alla lesione. Con il singolo canadese cambia infatti la base d'appoggio, in quanto il soggetto deve scaricare il peso sul singolo canadese controlaterale: per questo la proiezione del CoM è costantemente spostata verso quel lato, descrivendo un comportamento asimmetrico. Per lo stesso motivo si nota una ridotta oscillazione medio-laterale rispetto alla serie double.

Un ulteriore elemento a sostegno di tale asimmetria è emerso dall'analisi dell'attivazione elettromiografica dei muscoli paravertebrali. Durante il cammino con singolo canadese è stata infatti registrata un'attivazione asimmetrica, maggiore dal lato controlaterale alla lesione, probabilmente legata al fatto che il soggetto ha necessità di stabilizzare la colonna da quel lato.

Questi dati, seppur parziali, offrono un contesto logico per riflettere sulla necessità di indagare quali siano le modificazioni meccaniche dell'allineamento e del movimento durante la deambulazione con i bastoni canadesi. Tali modificazioni infatti, qualora non corrette, potrebbero causare adattamenti tissutali, modificazioni nella precisione del movimento e indurre quindi la comparsa a lungo termine di sindromi dolorose. Il campione utilizzato in questo studio è poco rappresentativo di alcune condizioni patologiche, ma ci può già dare indicazioni su come molteplici soggetti si adattino in modo diverso ai canadesi. Alcuni, come è stato evidenziato, potrebbero sviluppare una certa suscettibilità alla rotazione toracica in un certo movimento. In generale è emersa una prevalenza di comportamenti asimmetrici con il singolo canadese, che non si vedono invece con il doppio, dove appare più significativa la flessione del torace. Dunque è importante conoscere la biomeccanica del cammino con i canadesi ed effettuare una corretta valutazione del paziente [19], in quanto per alcuni soggetti il singolo canadese potrebbe risultare problematico: ad esempio un individuo che già soffre di mal di schiena, avrà più probabilità di adottare schemi di movimento errati e asimmetrici e sviluppare quindi dolore cronico in futuro. Questa è solo un'ipotesi fondata sui principi che regolano l'insorgenza di disfunzioni del movimento, in quanto la nostra indagine ha descritto solo gli effetti immediati e non ha potuto

verificare l'adattamento dei tessuti nel tempo. Tuttavia, essendo il cammino un'attività quotidiana molto frequente, è razionale pensare che l'individuo sia soggetto ad un'alta dose di esposizione a quel pattern di movimento specifico; dunque, secondo un'analisi kinesio-patologica, egli tenderà a rinforzare schemi errati, che possono portare allo sviluppo di sindromi dolorose, come risultato di piccole deviazioni della precisione del movimento stesso. In questa prospettiva, risulta fondamentale approfondire questi elementi in quanto offrono la base per sviluppare un progetto riabilitativo, cucito sul paziente, con finalità preventiva.

CONCLUSIONE

L'analisi dei dati condotta in questo studio è sicuramente parziale rispetto alla moltitudine di dati acquisiti. Ci sono inoltre molteplici limiti:

- Il campione ridotto;
- Il numero di ripetizioni (almeno 5 stride per ogni lato per ciascuna modalità di cammino) potrebbe non essere sufficiente a rilevare le varie modificazioni;
- La spinetta irritativa utilizzata come stimolo doloroso per sfuggire al carico completo potrebbe non simulare adeguatamente la realtà clinica;
- La dose di esposizione al movimento ripetuto nel nostro studio è molto bassa e sicuramente non è rappresentativa della condizione patologica;
- Le modalità di addestramento andrebbero indagate in quanto non conosciamo i tempi esatti necessari affinché il soggetto possa definirsi in grado di utilizzare l'ausilio adeguatamente in autonomia;
- Abbiamo registrato solo gli effetti immediati rispetto all'utilizzo dei canadesi. Dunque non possiamo prevedere se questi adattamenti si struttureranno nel tempo e se si evidenzieranno delle modificazioni anche a lungo termine;
- Mancanza di un'analisi statistica inferenziale dei risultati.

Tuttavia l'analisi computerizzata dei dati ha confermato quanto osservato clinicamente. La nostra indagine ha infatti permesso di mettere in luce degli elementi a sostegno della nostra tesi, quali la prevalenza di comportamenti asimmetrici durante il cammino con un singolo bastone canadese. Sebbene non sia stato possibile integrare l'indagine descrittiva dei dati con un'analisi statistica inferenziale, rimane comunque un risultato interessante, che potrà guidare la ricerca e la pratica clinica.

La valutazione e il trattamento devono necessariamente tenere conto di questi elementi, poiché, solo effettuando una valutazione che consideri tutte le componenti del movimento, è possibile individuare i fattori contribuenti e realizzare quindi un progetto riabilitativo specifico e cucito sul paziente.

In quanto professionisti della salute, abbiamo infatti un ruolo chiave rispetto al ripristino della funzione, alla prevenzione e alla promozione del benessere e della qualità di vita.

Questo studio potrebbe essere dunque considerato un'analisi preliminare, in quanto lascia spazio a molteplici sviluppi futuri. Potrebbe essere interessante riproporre lo studio, analizzando un campione patologico, per esempio soggetti post protesi d'anca, al fine di poter simulare maggiormente la realtà clinica e verificare se i dati siano coerenti con quanto è emerso in questa ricerca.

BIBLIOGRAFIA

- 1) Ajemian S., Thon D., Clare P., Kaul L., Zernicke RF., Loitz-Ramage B. (2004) Cane-Assisted Gait Biomechanics and Electromyography After Total Hip Arthroplasty. Arch Phys Med Rehabil.
- 2) Barbero M., Merletti R., Rainoldi A. (2015) Understanding Surface Electromyography and Its Applications. Atlas of Muscle Innervation Zones. Ikona S.r.l., Milan, Italy.
- 3) Barindelli Guido (2015) SINDROMI DA DISFUNZIONE DI MOVIMENTO DELLA COLONNA LOMBARE basate sui concetti sviluppati da SHIRLEY SAHRMANN, PT, PhD e Associati presso la Washington University School of Medicine – St. Louis, Missouri – USA
- 4) Barindelli G., Baroni R., Della Morta GC., Lanzarini C., Nappo D., Quaggio F. (2012) Sindromi da disfunzione del Sistema di movimento. Elsevier
- 5) Bennett E.G., (1986) Controlateral and Ipsilateral Cane Usage by Patients with Total Knee or Hip Replacement. Arch Phys Med Rehabil.
- 6) Brenda M., Joyce M., Kirby Lee R. (1991) Canes, crutches and walkers
- 7) Dworak Lechosław B., Murawa M., Owsian M., Mączyński J., Kabaciński J., Rzepnicka A. (2011) Three point crutch gait from the perspective of biomechanics and kinesiology. State of knowledge and idea behind the research. Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska.
- 8) Leardini A., Biagi F., Merlo A., Belvedere C., Benedetti MG. (2011), Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. Elsevier.
- 9) Leardini A., Sawacha Z., Paolini G., Ingrosso S., Nativo R., Benedetti MG. (2007), A new anatomically based protocol for gait analysis in children. Gait & Posture 26.
- 10) Li S, Armstrong CW, Cipriani D. (2001) Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing. Arch Phys Med Rehabil
- 11) Malviya A., Richards J., Jones r.k., Udwardia A., Doyle J. (2005) Reproducibility of partial weight bearing. Elsevier

- 12) Manca M., Leardini A., Cavazza S., Ferraresi G., Marchi P., Zanaga E., Benedetti MG. (2010), Repeatability of a new protocol for gait analysis in adult subjects. Elsevier.
- 13) Mueller M.J., Maluf K.S. (2002) Tissue Adaptation to Physical Stress: A Proposed “Physical Stress Theory” to Guide Physical Therapist Practice, Education, and Research. Phys. Ther.
- 14) Nagasaki T., Katoh H., Arizono H., Chijimatsu H., Chijiwa N., Wada C. (2014) Analysis of Crutch Position in the Horizontal Plane to Estimate the Stability of the Axillary Pad in the Axilla during Single-crutch Walking. Phys. Ther. Sci
- 15) Neumann DA. (2010) Kinesiology of the Musculoskeletal System. Foundation for Rehabilitation. Elsevier
- 16) Neumann Donald A., (1998) Hip Abductor Muscle Activity as Subjects With Hip Prostheses Walk With Different Methods of Using a Cane. Phys Ther.
- 17) Perry J., (2005) Analisi del movimento, Elsevier
- 18) Sahrman SA. (2014), The human movement system: our professional identity, American Physical Therapy.
- 19) Sahrman SA. (2002) Does Postural assessment contribute to patient care? Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy
- 20) Shoup T.E., Fletcher L.S., Merrill B.R. (1974) Biomechanics of crutch locomotion. Biomechanics Vol. 7
- 21) Youdas JW, Kotajarvi BJ, Padgett DJ, Kaufman KR. (2005) Partial Weight-Bearing Gait Using Conventional Assistive Devices. Arch Phys Med Rehabil

Sitografia:

- 22) (2016) Tutorial: IOR Gait Full-Body Model. Disponibile on-line all'indirizzo: https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_IOR_Gait_Full-Body_Model

Articoli consultati:

- 1) Aragaki D.R., Nasmyth M.C., Schultz S.C., Nguyen G.M., Yentes J.M., Kao K., Perell K., Fang M.A., (2009) Immediate Effects of Contralateral and Ipsilateral Cane Use On Normal Adult Gait. PM&R.

- 2) Dean E., Ross J. (1993) Relationships Among Cane Fitting, Function and Falls. Physical Therapy
- 3) Fischer J., Nuesch C., Gopfert B., Mundermann A., Valderrabano V., Hugle T. (2014) Forearm pressure distribution during ambulation with elbow crutches: a cross-sectional study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation
- 4) Gil-Agudo A., Perez-Rizo E., Del Ama-Espinosa A., Crespo-Ruiz B., Perez-Nombela S., Sanchez-Ramos A. (2009) Comparative biomechanical gait analysis of patient with central cord syndrome walking with one crutch and two crutches. Elsevier.
- 5) Goswami S., Kachanathu S. J., Malhotra M., Natho M., Melam G. (2014) A Comparative study on effect of single vs double elbow crutch gait training in anterior cruciate ligament recovery. MR International Journal of Applied Health Sciences
- 6) Lee J-U., Kim J-H., Lee L-K., Kim M-Y., Yang S-M., Lee T-H., Kim J. (2013) Posture analysis of Various Types of Crutch Gait of Healthy Volunteers. Phys. Ther. Sci.
- 7) Lewis C.L., Sahrman A.S. (2014) Effect of posture on hip angles and moments during gait. Elsevier
- 8) Merret GV., Peters C., Hallet G., White NM. (2009) An instrumented crutch for monitoring patients' weight distribution during orthopaedic rehabilitation. Elsevier
- 9) Shoup TE., Fletcher LS., Merrill BR. (1974) BIOMECHANICS OF CRUTCH LOCOMOTION. Biomechanics

ALLEGATI

LEFT is SOUND, RIGHT is IMPARED

Speed	1.391 m/s	1.391 Statures/s
Stride	Wid(8) 0.099±0.018m	Len(8) 1.443±0.066m
Cycle Time	Computed: 1.022 s	Actual (8) 1.037±0.031 s

Measure±StdDev (Count)		Measure±StdDev (Count)
-------------------------------	--	-------------------------------

Left : 0.712±0.025 m (8)	Step Length	Right : 0.731±0.043 m (8)
--------------------------	--------------------	---------------------------

Left : 0.515±0.019 s (8)	Step Time	Right 0.523±0.012 s (10)
--------------------------	------------------	--------------------------

Left Stance : 0.606±0.022 s (6)	Stance/Swing	Left Swing 0.443±0.008 s (6)
---------------------------------	---------------------	------------------------------

Right Stance 0.567±0.000 s (2)	Stance/Swing	Right Swing 0.438±0.006 s (2)
--------------------------------	---------------------	-------------------------------

Left : 0.606±0.022 s (6)	Stance Time	Right : 0.567±0.000 s (2)
--------------------------	--------------------	---------------------------

Left : 0.443±0.008 s (6)	Swing Time	Right : 0.438±0.006 s (2)
--------------------------	-------------------	---------------------------

Left : 1.049±0.027 s (6)	Cycle Time	Right : 1.004±0.006 s (2)
--------------------------	-------------------	---------------------------

Left : 116.732±4.173 (8)	Steps / Minute	Right : 114.706±2.652 (10)
--------------------------	-----------------------	----------------------------

Left : 57.249±1.437 (6)	Strides / Minute	Right : 59.752±0.351 (2)
-------------------------	-------------------------	--------------------------

Left : 0.076±0.007 s (15)	Initial DBL Support	Right : 0.066±0.016 s (12)
---------------------------	----------------------------	----------------------------

DbL Limb Support (27)		0.142±0.023 s
------------------------------	--	----------------------

SINGLE

LEFT is SOUND, RIGHT is IMPARED

Speed	1.029 m/s	1.029 Statures/s
Stride	Wid(14) 0.107±0.014m	Len(14) 1.355±0.037m
Cycle Time	Computed: 1.340 s	Actual (14) 1.317±0.052 s

Measure±StdDev (Count)		Measure±StdDev (Count)
------------------------	--	------------------------

Left : 0.688±0.040 m (14)	Step Length	Right : 0.667±0.059 m (14)
---------------------------	-------------	----------------------------

Left : 0.660±0.051 s (14)	Step Time	Right 0.657±0.028 s (14)
---------------------------	-----------	--------------------------

Left Stance : 0.805±0.024 s (10)	Stance/Swing	Left Swing 0.533±0.031 s (10)
----------------------------------	--------------	-------------------------------

Right Stance 0.706±0.016 s (4)	Stance/Swing	Right Swing 0.556±0.030 s (4)
--------------------------------	--------------	-------------------------------

Left : 0.805±0.024 s (10)	Stance Time	Right : 0.706±0.016 s (4)
---------------------------	-------------	---------------------------

Left : 0.533±0.031 s (10)	Swing Time	Right : 0.556±0.030 s (4)
---------------------------	------------	---------------------------

Left : 1.338±0.045 s (10)	Cycle Time	Right : 1.263±0.014 s (4)
---------------------------	------------	---------------------------

Left : 91.503±7.395 (14)	Steps / Minute	Right : 91.453±3.796 (14)
--------------------------	----------------	---------------------------

Left : 44.877±1.507 (10)	Strides / Minute	Right : 47.529±0.539 (4)
--------------------------	------------------	--------------------------

Left : 0.116±0.020 s (23)	Initial DBL Support	Right : 0.134±0.029 s (18)
---------------------------	---------------------	----------------------------

DbL Limb Support (41)		0.250±0.048 s
-----------------------	--	---------------

DOUBLE

LEFT is SOUND, RIGHT is IMPARED

Speed	0.964 m/s	0.964 Statures/s
Stride	Wid(11) 0.123±0.017m	Len(11) 1.348±0.081m
Cycle Time	Computed: 1.445 s	Actual (11) 1.398±0.071 s

Measure±StdDev (Count)

Measure±StdDev (Count)

Left : 0.668±0.074 m (11)	Step Length	Right : 0.680±0.054 m (11)
---------------------------	-------------	----------------------------

Left : 0.695±0.044 s (11)	Step Time	Right 0.703±0.049 s (11)
---------------------------	-----------	--------------------------

Left Stance : 0.838±0.039 s (6)	Stance/Swing	Left Swing 0.551±0.021 s (6)
---------------------------------	--------------	------------------------------

Right Stance 0.760±0.104 s (5)	Stance/Swing	Right Swing 0.648±0.046 s (5)
--------------------------------	--------------	-------------------------------

Left : 0.838±0.039 s (6)	Stance Time	Right : 0.760±0.104 s (5)
--------------------------	-------------	---------------------------

Left : 0.551±0.021 s (6)	Swing Time	Right : 0.648±0.046 s (5)
--------------------------	------------	---------------------------

Left : 1.389±0.052 s (6)	Cycle Time	Right : 1.408±0.094 s (5)
--------------------------	------------	---------------------------

Left : 86.696±5.682 (11)	Steps / Minute	Right : 85.720±5.968 (11)
--------------------------	----------------	---------------------------

Left : 43.251±1.647 (6)	Strides / Minute	Right : 42.755±2.832 (5)
-------------------------	------------------	--------------------------

Left : 0.088±0.040 s (14)	Initial DBL Support	Right : 0.157±0.031 s (16)
---------------------------	---------------------	----------------------------

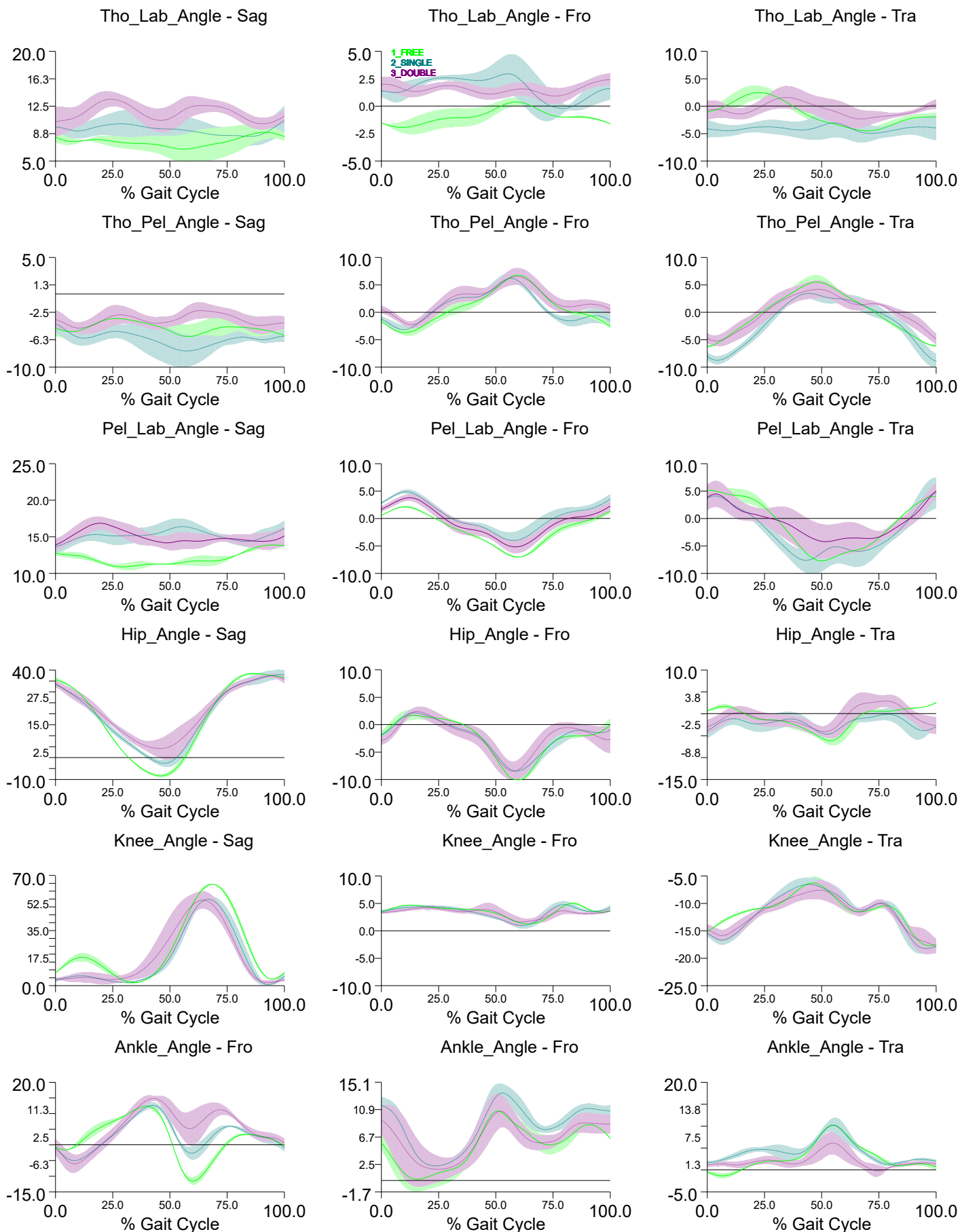
Dbl Limb Support (30)

0.245±0.071 s

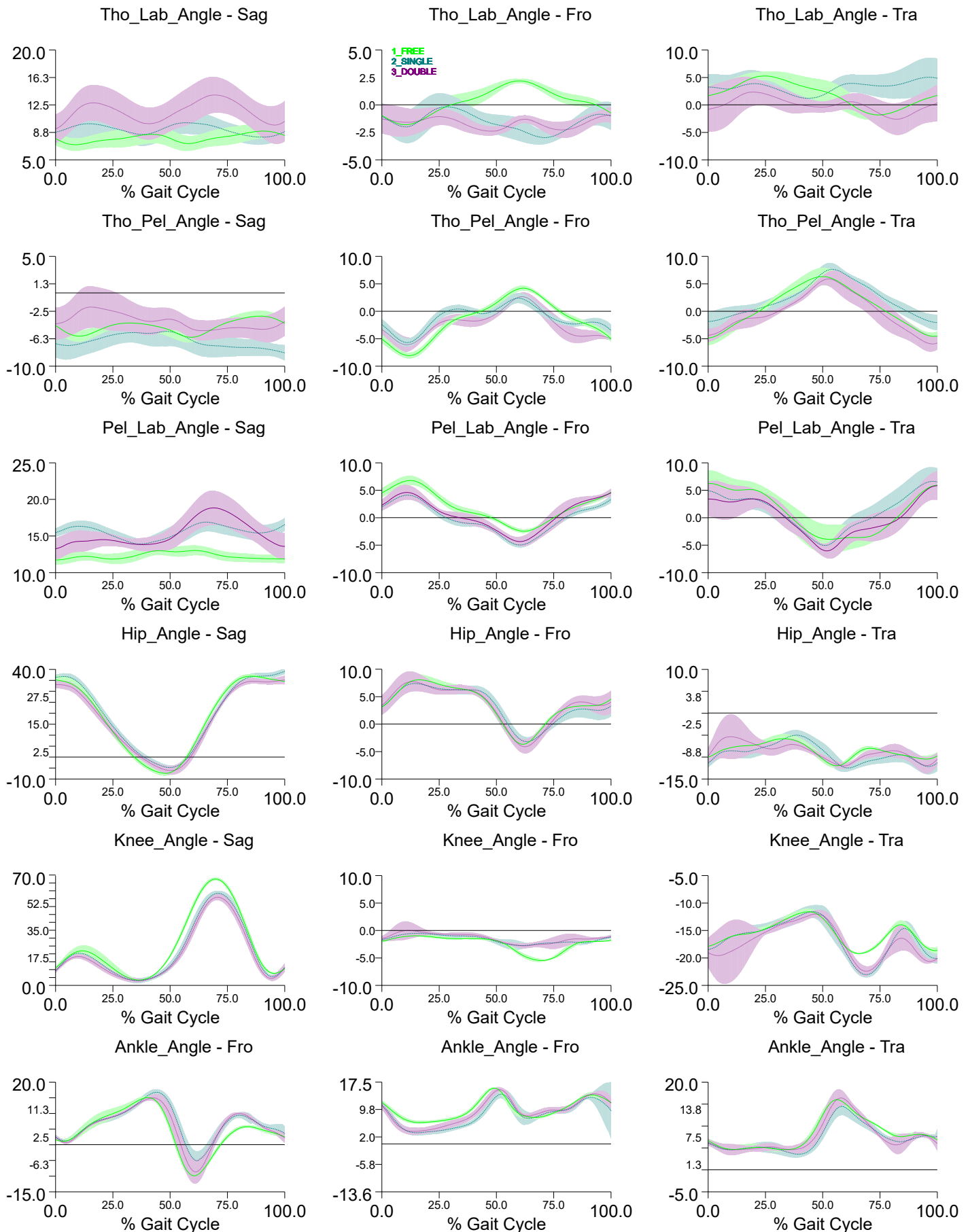
Flight Time (2)

0.067±0.024 s

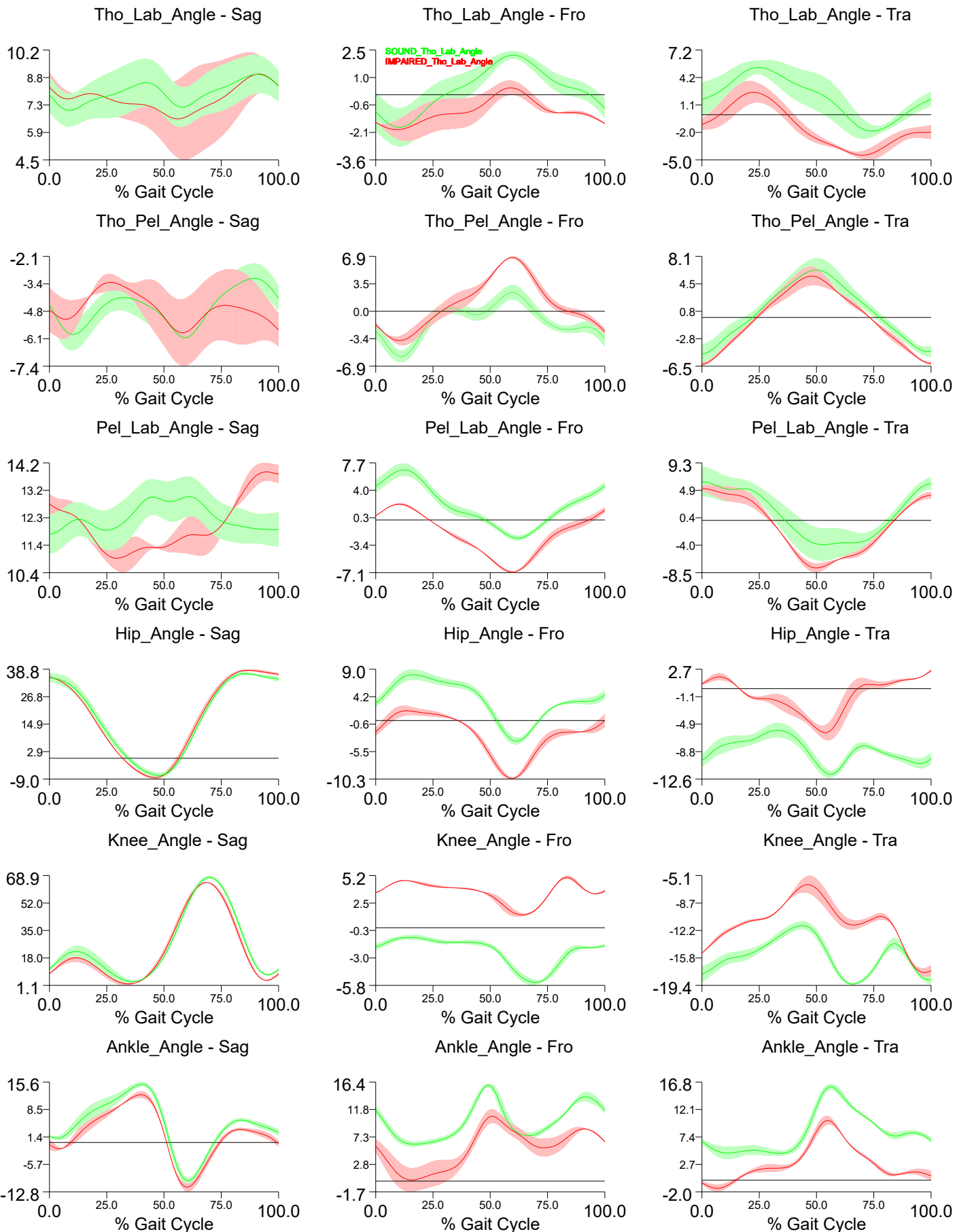
Kinematics - IMPAIRED side



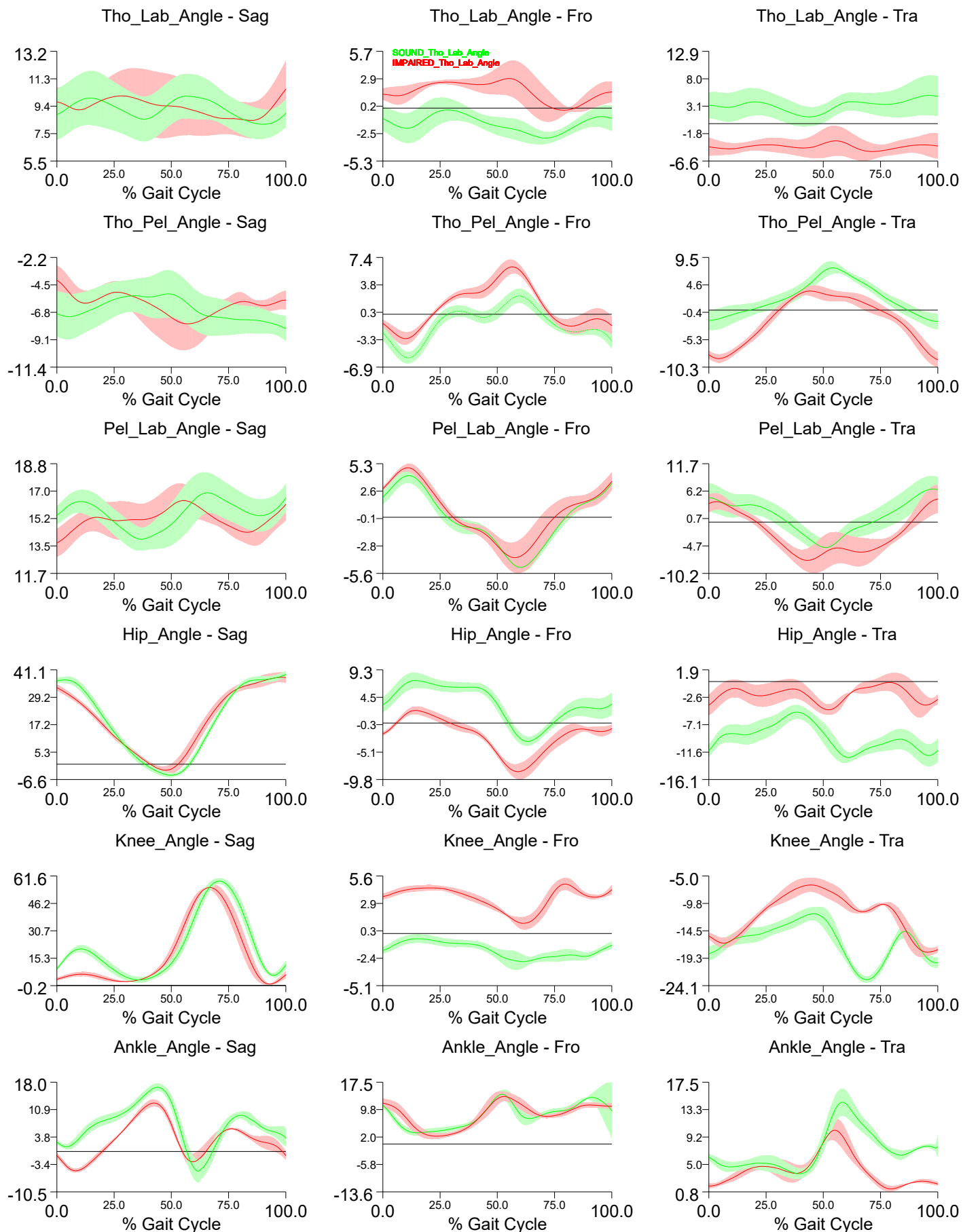
Kinematics - SOUND side



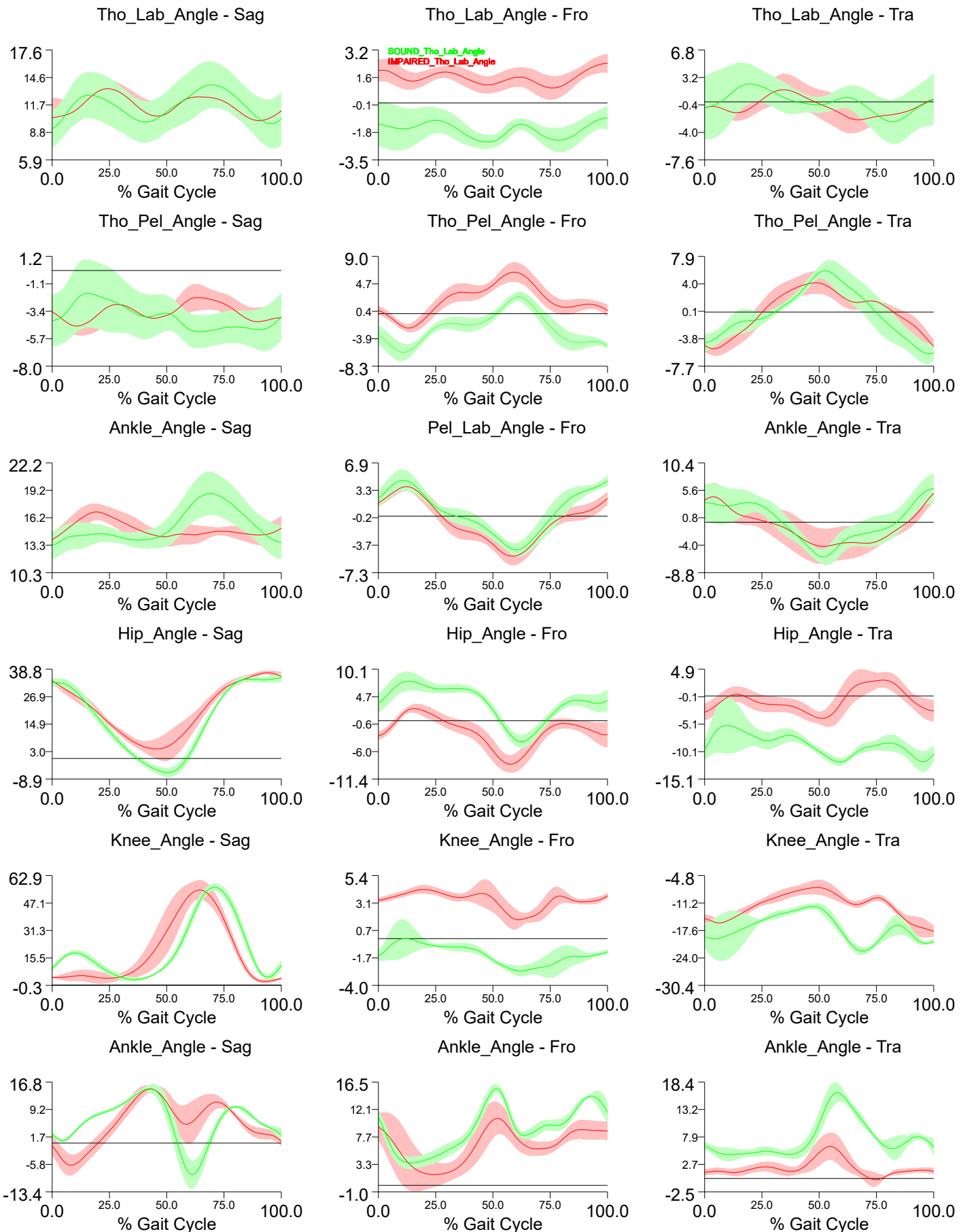
Kinematics - SOUND (green) vs IMPAIRED (red) side - 1_FREE



Kinematics - SOUND (green) vs IMPAIRED (red) side - 2_SINGLE



Kinematics - SOUND (green) vs IMPAIRED (red) side - 3_DOUBLE



ALLEGATO N.2

