



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica
a.a. 2022/2023
Sessione di Laurea Ottobre 2023

**Contributo informativo nei dati di gait
analysis. Dalla complessità alla
semplicità. Applicazione nella
valutazione di pazienti in esiti di stroke
sottoposti a chirurgia funzionale.**

Relatori:

Prof. Marco Gazzoni
Ing. Andrea Merlo

Candidato:

Luca Carena

INDICE

ABSTRACT	2
1. INTRODUZIONE	3
1.1. IL CAMMINO DI PAZIENTI IN ESITI DI STROKE	4
1.2. CHIRURGIA FUNZIONALE.....	8
1.1. GAIT ANALYSIS	12
2. METODI DI ANALISI E SINTESI DELL'INFORMAZIONE	21
2.1. GRAFICI 2D E 3D TRA VARIABILI	22
2.1.1. CURVE INTERJOINT 2D O 3D	22
2.1.2. CURVE MOMENTO-ANGOLO	37
2.1.3. SINERGIE.....	49
2.2. INDICI DI PERFORMANCE	61
2.2.1. INDICI DI PERFORMANCE CINEMATICI.....	61
2.2.2. INDICI DI PERFORMANCE DINAMICI.....	101
2.2.3. PIATTAFORME DI FORZA	107
2.2.4. CONSUMO ENERGETICO (CoM come proxy di VO2)	116
3. SENSIBILITÀ DEI METODI DI SINTESI AGLI ERRORI	130
3.1. ANALISI ERRORE DI OFFSET	131
3.2. ANALISI ERRORE DI TIMING.....	155
3.3. AFFIDABILITÀ DEI METODI DI SINTESI A LIVELLO CLINICO	201
4. SINTESI DELL'INFORMAZIONE IN PAZIENTI IN ESITI DI STROKE PRE-POST CHIRURGIA FUNZIONALE.....	203
5. BIBLIOGRAFIA.....	217

ABSTRACT

L'analisi strumentale del cammino, o gait analysis, è una metodologia sempre più utilizzata per valutare la funzionalità motoria umana in condizioni fisiologiche e patologiche. Le informazioni estratte dalla valutazione strumentale del cammino possono essere spazio-temporali, cinematiche (angoli articolari) e dinamiche (forze, momenti e potenze articolari). Queste informazioni sono utili sia per determinare specifiche limitazioni funzionali dovute a patologie, distinguendo tra segni e compensi, sia per valutare l'efficacia dell'intervento riabilitativo, sia esso fisioterapico, farmacologico o chirurgico. Tuttavia, la grande quantità di dati prodotti, a volte, ne rende complesso l'uso e difficile l'interpretazione. Per ovviare a ciò, in letteratura, sono stati proposti degli indici, cioè delle singole misure o rappresentazioni che in qualche modo riassumessero le peculiarità di un certo cammino fisiologico o patologico. Questa tesi si colloca in tale ambito e si pone quattro obiettivi. Il primo è la ricerca nella letteratura scientifica dei principali metodi di analisi e sintesi dell'informazione estratti dalla valutazione strumentale del cammino di un soggetto. Il secondo obiettivo consiste nell'implementazione in ambiente Matlab di tutti i metodi di sintesi individuati, con successiva verifica della loro correttezza. Il terzo obiettivo è effettuare un'analisi di sensibilità di tali indici agli errori più comuni che si possono verificare durante una sessione clinica di gait analysis. Questi sono gli errori di offset, dovuti al mal posizionamento di uno o più marcatori, e gli errori di timing, dovuti ad una non corretta identificazione degli istanti di contatto e di distacco piede-suolo da parte dell'operatore. L'analisi di sensibilità agli errori è di particolare importanza perché permette di valutare l'affidabilità dei metodi di sintesi quando usati in ambito clinico per documentare la variazione del cammino di un soggetto, ad esempio dopo un trattamento. Il quarto obiettivo è l'applicazione degli indici implementati a dati reali. In particolare, si sono utilizzati i metodi precedentemente implementati per descrivere i cambiamenti nel cammino di pazienti con esiti di stroke sottoposti a chirurgia funzionale, valutati prima e ad 1, 3, e 12 mesi dall'intervento. La ricerca in letteratura, effettuata con stringhe specifiche sul database Medline utilizzando il motore di ricerca PubMed, e successiva selezione degli articoli pertinenti, ha portato a collezionare 146 studi con l'identificazione dei seguenti indici: ciclogrammi, curve momento-angolo, indici estratti dalla ground reaction force (GRF) e dalla cinematica articolare complessiva, come il GDI. L'implementazione in Matlab ha portato ad una collezione di function, testate poi su dati sintetici per verificarne la correttezza del codice. L'analisi di sensibilità agli errori mostra che gli indici derivati dai ciclogrammi e dalle curve momento-angolo non sono sensibili alla presenza di offset sui dati, il GDI è sensibile ad errori di offset e timing, con effetti anche di 10 punti su un valore normativo di 100, e gli indici estratti dalla GRF sono sensibili ad errori di timing. Infine, l'applicazione ai dati reali pre-post chirurgia funzionale di pazienti in esiti di stroke mostra, in generale, un miglioramento di tutti gli indici considerati, con maggiore sensibilità per quegli indicatori che si focalizzano sui singoli distretti articolari oggetto di chirurgia, tipicamente l'articolazione di caviglia, rispetto agli indicatori riassuntivi dell'intera cinematica di arto inferiore.

1. INTRODUZIONE

L'analisi strumentale del cammino, o gait analysis, è una metodologia sempre più utilizzata nella valutazione della funzionalità motoria umana in condizioni fisiologiche e patologiche. Le informazioni estratte dalla valutazione strumentale del cammino possono essere di natura spazio-temporale, cinematica (angoli articolari) e dinamica (forze, momenti e potenze articolari). Queste informazioni sono utili sia per determinare specifiche limitazioni funzionali dovute a patologie, distinguendo tra segni e compensi, sia per valutare l'efficacia dell'intervento riabilitativo, sia esso fisioterapico, farmacologico o chirurgico. Tuttavia, il grande quantitativo di dati prodotti dall'analisi del cammino, a volte, ne rende complesso l'uso e difficile l'interpretazione. Per superare questo problema, nel corso degli anni, sono stati proposti nella letteratura scientifica diversi indici o metodi di sintesi, cioè delle singole misure o rappresentazioni che in qualche modo riassumessero le caratteristiche principali di un certo cammino fisiologico o patologico. Questa tesi si propone di valutare il contributo informativo nei dati di gait analysis analizzando e applicando a dati reali i principali metodi, proposti in letteratura, che hanno come scopo quello di sintetizzare le informazioni, passando da una situazione di complessità interpretativa ad una di semplicità. Per fare ciò sono stati posti quattro obiettivi. Il primo è la ricerca nella letteratura scientifica dei principali metodi di analisi e sintesi dell'informazione estratta dalla valutazione strumentale del cammino di un soggetto. La ricerca degli studi viene effettuata sul database Medline, attraverso il motore di ricerca PubMed, utilizzando delle stringhe di ricerca specifiche. Il secondo obiettivo è l'implementazione in ambiente Matlab di tutti i metodi di sintesi trovati mediante creazione di function. L'insieme di function è poi testata su dati sintetici, per verificarne la correttezza del codice, e resa disponibile al laboratorio, in cui la tesi è stata svolta in collaborazione, per essere inserita nell'interfaccia, sempre in ambiente Matlab, progettata per la gestione ed analisi dell'intero database clinico e strumentale del laboratorio. Il terzo obiettivo è effettuare un'analisi di sensibilità, sugli indici individuati, agli errori più comuni che si possono verificare durante una sessione clinica di gait analysis. Questi sono gli errori di offset, dovuti al mal posizionamento di uno o più marcatori, e gli errori di timing, dovuti ad una non corretta identificazione degli istanti di contatto e di distacco piede-suolo da parte dell'operatore. L'analisi di sensibilità agli errori è di particolare importanza perché permette di valutare l'affidabilità dei metodi di sintesi quando usati in ambito clinico per documentare la variazione del cammino di un soggetto, ad esempio dopo un trattamento riabilitativo o chirurgico. Il quarto, e ultimo, obiettivo è l'applicazione degli indici implementati a dati reali. In particolare, si sono utilizzati i metodi di sintesi dell'informazione precedentemente implementati per descrivere i cambiamenti nel cammino di pazienti con esiti di stroke pre-post chirurgia funzionale, ad un mese dall'intervento.

1.1. IL CAMMINO DI PAZIENTI IN ESITI DI STROKE

L'*ictus* o, dall'inglese, *stroke*, è una condizione medica per cui una scarsa perfusione sanguigna al cervello provoca la morte delle cellule cerebrali. Ci sono due principali tipi di ictus: l'ischemico o l'emorragico. L'ictus ischemico avviene quando un'arteria, che porta sangue ricco di ossigeno al cervello, si occlude. L'ictus ischemico può essere di due tipi: trombotico o embolico. Nell'ictus trombotico, un coagulo di sangue, detto trombo, si forma in un'arteria che fornisce sangue al cervello. Invece, in quello embolico, un coagulo di sangue o di altre sostanze, come placche di grasso, viaggia attraverso il sistema cardio-circolatorio fino ad arrivare ad una arteria del cervello e occluderla. L'ictus emorragico avviene quando un'arteria del cervello perde sangue oppure si rompe. L'emorragia può avvenire all'interno del cervello oppure sulla superficie del cervello, tra le membrane che lo rivestono, se il vaso non si trova all'interno. La mancanza di ossigeno o l'aumento di pressione intracranica, dovuto all'emorragia, possono provocare la rottura oppure la morte delle cellule cerebrali, e di conseguenza un non corretto funzionamento di quella porzione del cervello. I sintomi dello stroke sono collegati alla parte di cervello danneggiata e possono includere incapacità di muoversi o sentire su un lato del corpo, disturbi del linguaggio in produzione o in comprensione, vertigini o perdita della vista da un lato (Donnan et al., 2008). Se i sintomi durano meno di una o due ore, lo stroke è considerato un attacco ischemico transitorio (TIA, transient ischemic attack) o mini-stroke.

Il 75% circa dei pazienti colpiti da ictus presenta delle limitazioni nel cammino, e le più comuni disabilità del cammino post-stroke sono l'emiparesi o emiplegia (Sheffler & Chae, 2015). Il cammino emiparetico è comunemente caratterizzato da un modello di deambulazione asimmetrico associato ad una debolezza motoria controlaterale, ad un deficit del controllo motorio, ad una perdita sensoriale e/o propriocettiva, e ad atassia. Il danno alle cellule cerebrali ha come conseguenza, nel periodo post-ictus, la comparsa di nuovi schemi locomotori primitivi che possono influenzare il controllo motorio selettivo causando un'alterazione della normale tempistica ed intensità della contrazione muscolare dell'arto paretico. In assenza di controllo motorio selettivo, un soggetto emiparetico può modificare gli schemi primitivi locomotori per aumentare la stabilità della posizione e per facilitare la deambulazione. Il posizionamento degli arti inferiori, per raggiungere la stabilità durante l'accettazione del carico, può essere possibile grazie ad uno schema di movimento degli estensori degli arti inferiori, che è tipicamente caratterizzato da estensione dell'anca, estensione del ginocchio, adduzione dell'anca, flessione plantare della caviglia e inversione della caviglia. Il posizionamento sinergico degli estensori risulta, tuttavia, in un relativo allungamento dell'arto paretico rispetto all'arto non paretico. La compensazione risultante è una tendenza a scavalcare l'arto non paretico, sollevare l'anca sull'arto paretico e circondurre l'arto inferiore paretico all'altezza dell'anca durante l'oscillazione per liberare l'arto (Sheffler & Chae, 2015). Nel cammino emiparetico si osserva una diminuzione complessiva dell'ampiezza di attivazione del segnale elettromiografico nel lato paretico, mentre sono osservati livelli di attivazioni migliorati nel lato non paretico, con una tempistica anormale simile a quella del lato affetto (Lamontagne et al., 2007). I modelli del segnale EMG sono stati classificati nei soggetti con ictus cronico in tre tipi, sulla base dell'esame dei tempi e dell'ampiezza delle attivazioni muscolari sul lato paretico. Il tipo 1 (spastico)

è caratterizzato da un'attivazione prematura dei muscoli del polpaccio, come il tricipite surale, durante la fase di appoggio. Il tipo 2 (paretico) ha mostrato livelli di attivazione bassi nella maggior parte dei gruppi muscolari e il tipo 3 ha mostrato una coattivazione che si è diffusa a diversi o tutti i gruppi muscolari (Lamontagne et al., 2007).

Nella tabella 1.1 sono mostrati gli effetti dell'emiparesi sui parametri spazio-temporali del cammino. Questi parametri, cioè velocità del cammino, lunghezza del passo e del semi-passo, cadenza, tipicamente diminuiscono tutti quanti nel cammino emiparetico (Sheffler & Chae, 2015). La velocità del cammino è spesso ridotta per mantenere un dispendio energetico adeguato. L'asimmetria del cammino risulta evidente nella durata della fase di stance/swing e nelle durate del supporto singolo/doppio.

Walking velocity (m/s)	Decreased
Stride length (m)	Decreased
Step length (m)	Decreased
Cadence (steps/min)	Decreased
Paretic single-stance duration (s)	Decreased
Double-stance duration (s)	Increased
Paretic stance duration (s)	Decreased
Paretic swing duration (s)	Increased

Tabella 1.1. *Effetto dell'emiparesi sui parametri spazio-temporali del cammino (Sheffler & Chae, 2015)*

La variabilità della cinematica del cammino post-stroke è grande. Nonostante questa variabilità, ci sono cambiamenti cinematici caratteristici, che possono essere osservabili clinicamente. Soggetti in esiti di stroke mostrano diminuzioni bilaterali nei picchi e nelle escursioni degli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia nel piano sagittale, e questo è legato alla diminuzione della velocità del cammino (Lamontagne et al., 2007). Per quanto riguarda il piano sagittale, a livello delle pelvi può manifestarsi un abbassamento del bacino sul lato dell'arto non paretico dovuto alla debolezza dei muscoli abduttori dell'anca sul lato paretico. A livello dell'anca paretica, l'inizio della flessione nella fase di pre-swing è ritardato e il valore di angolo di flessione, nell'istante di heel strike, è tipicamente ridotto (Sheffler & Chae, 2015). L'instabilità degli arti associata alla flessione del ginocchio nella posizione iniziale è più comunemente un problema nel primo periodo post ictus, quando l'instabilità è associata a un'attivazione ridotta e/o non coordinata del quadricipite. La diminuzione della flessione dell'articolazione di ginocchio durante la fase di oscillazione è comunemente descritta come cammino a ginocchio rigido (stiff-knee gait). La combinazione della diminuzione della flessione dell'anca e del ginocchio, nel lato affetto, durante la fase di swing, contribuisce alla ridotta capacità di muovere l'arto inferiore paretico (Sheffler & Chae, 2015). Nei pazienti affetti da emiparesi cronica è comune un'eccessiva estensione del ginocchio paretico durante la parte finale della fase di appoggio, e questa viene chiamata "genu recurvatum". Il genu recurvatum può essere causato dalla spasticità dei muscoli plantiflessori o del quadricipite, dalla contrattura dei muscoli plantiflessori, o dalla debolezza dei muscoli posteriori della coscia o del quadricipite (Sheffler & Chae, 2015). La

progressione in avanti della tibia sull'arto paretico è compromessa a causa dell'eccessiva estensione del ginocchio durante l'appoggio e della generazione di un'inadeguata potenza plantiflessoria nell'appoggio terminale. La diminuzione del contributo dei muscoli soleo e gastrocnemio alla propulsione e alla generazione di potenza sono i principali impedimenti che distinguono la deambulazione emiparetica da quella di un soggetto con un intatto controllo motorio (Sheffler & Chae, 2015). La combinazione dell'aumento dell'estensione del ginocchio con la diminuzione della flessione dell'anca nella fase di appoggio terminale contribuisce alla riduzione della lunghezza del passo. Durante la fase di swing, nel cammino emiparetico si può spesso osservare il fenomeno del "foot drop". Questo è dovuto ad una insufficiente forza dei muscoli dorsiflessori e/o alla spasticità dei muscoli plantiflessori. La debolezza dei muscoli dorsiflessori può essere la sola manifestazione del cammino emiparetico nei pazienti lievemente invalidi. Nei pazienti con una invalidità maggiore, l'angolo di dorsiflessione all'impatto del tallone può essere ridotto in modo tale che il posizionamento del piede avvenga prima di avampiede o in una posizione di piede piatto. Il termine equino-varo descrive il fenomeno del foot drop associato ad una eccessiva flessione plantare e inversione. La deformità del piede equino-varo si verifica quando la spasticità e gli schemi locomotori primitivi sono predominanti piuttosto che la debolezza dei muscoli dorsiflessori. Di conseguenza, il contatto iniziale avviene con il piede sia in posizione di flessione plantare che invertita (Sheffler & Chae, 2015). La posizione equino-vara della caviglia è la postura patologica dell'arto più comune nell'emiparesi. In tabella 1.2 sono riassunte le principali variazioni cinematiche del cammino emiparetico nel piano sagittale. Sul piano anatomico orizzontale, l'anca e la caviglia paretiche mostrano una rotazione esterna maggiormente ampia durante tutto il ciclo del passo, mentre sul piano frontale, mostrano rispettivamente un'abduzione e un'inversione aumentate (Lamontagne et al., 2007).

Pelvis	
Tilt	Increased
Hip	
Flexion at heel strike	Decreased
Flexion at midswing	Decreased
Extension at preswing	Decreased
Knee	
Flexion at heel strike	Decreased
Flexion in swing	Decreased
Extension in stance	Increased
Ankle	
Dorsiflexion at heel strike	Decreased
Plantar flexion in swing	Increased
Inversion in swing	Increased

Tabella 1.2. Effetto dell'emiparesi sui parametri cinematici del cammino (Sheffler & Chae, 2015).

Sia nella deambulazione normale che in quella emiparetica, le fonti primarie di generazione della potenza sono i flessori plantari della caviglia durante la spinta, gli estensori dell'anca durante l'appoggio iniziale ed i flessori dell'anca durante la fase di pre-oscillazione. Nel cammino emiparetico, tuttavia, l'entità della generazione di potenza, sia all'anca che alla caviglia, è ridotta (Sheffler & Chae, 2015). In generale, la maggior parte dei momenti e delle potenze sono ridotti in ampiezza nelle persone in esiti di ictus, e sono più piccole sul lato paretico rispetto a quello non paretico, e più piccole in entrambi gli arti dei soggetti con ictus rispetto ai soggetti sani che camminano a una velocità confortevole e bassa (Lamontagne et al., 2007).

Il cambiamento del normale ciclo del passo, che si verifica nell'emiparesi post-ictus, ha come conseguenza un aumento del dispendio energetico associato al cammino. L'eccessivo consumo di energia sembra dovuto principalmente al lavoro muscolare extra necessario per sollevare il centro di massa del corpo contro la gravità durante la fase di oscillazione dell'arto paretico (Sheffler & Chae, 2015). Pertanto, l'aumentato costo metabolico della deambulazione emiparetica è attribuito, in parte, alle compensazioni richieste all'arto non paretico per bilanciare la mancata potenza necessaria alla spinta del controlaterale. Il costo energetico più elevato è stato collegato alla riduzione delle prestazioni della deambulazione, all'aumento del decondizionamento e alla ridotta partecipazione in molti sopravvissuti all'ictus. Il costo energetico del cammino può essere ridotto, tuttavia, diminuendo la velocità di deambulazione o eseguendo manovre compensatorie, come sostituzioni muscolari dinamiche, se il paziente ha una riserva neurologica sufficiente.

1.2. CHIRURGIA FUNZIONALE

La *chirurgia funzionale* (CF) è una branca della Neuro-ortopedia che si è sviluppata al fine di correggere le deformità agli arti inferiori e/o superiori dovute a lesioni del sistema nervoso centrale (SNC). Introduce come obiettivo terapeutico il ripristino e il potenziamento della funzione residua, ove presente, consentendo di ottenere il riequilibrio fra le forze statiche (spasticità e rigidità) e quelle dinamiche parzialmente presenti (funzioni motorie residue). Gli obiettivi della chirurgia funzionale possono essere distinti in:

- Obiettivi a breve termine:
 - migliorare la motilità del segmento interessato ed incrementare il range of motion (ROM) attivo e/o passivo
 - risolvere o ridurre alcune deviazioni articolari durante il cammino o a riposo
 - favorire il nursing
 - ridurre il dolore
- Obiettivi a medio/lungo termine:
 - ridurre l'utilizzo di ausili e ortesi durante la deambulazione
 - incrementare l'autonomia del paziente nell'esecuzione delle attività della vita quotidiana incrementando e/o migliorando l'attività deambulatoria
 - ottenere posture più confortevoli

Considerando gli obiettivi della CF è possibile distinguere due scopi del trattamento chirurgico: il primo, finalizzato a migliorare l'aspetto funzionale degli arti inferiori, indirizzato a pazienti che hanno recuperato una funzione motoria e nei quali la chirurgia mira al recupero o al miglioramento dell'attività deambulatoria; infatti, la chirurgia ortopedica funzionale non riguarda solo la correzione di una deformità, ma ogni attività funzionale che il soggetto può esprimere attraverso un utilizzo più appropriato di quel segmento. Il secondo scopo è il trattamento delle contratture fisse, rivolto a soggetti con gravi lesioni cerebrali o midollari che non hanno conservato o recuperato una funzione motoria tale da fare ipotizzare una ripresa del cammino. In questo caso l'obiettivo chirurgico è esclusivamente igienico-posturale (Esquenazi, 2004).

Nei soggetti colpiti da ictus che sopravvivono all'evento acuto, si può assistere nel tempo allo sviluppo di deformità degli arti inferiori, come il piede equino-varo (PEV) o lo stiff knee (SK), cioè ginocchio rigido (Lawrence & Botte, 1994). Queste deformità favoriscono l'instaurarsi di pattern del cammino patologici, caratterizzati da un elevato dispendio energetico e da un'importante riduzione della performance deambulatoria, con conseguente limitazione nelle attività di vita quotidiana (activities of daily living, ADL) (D. C. Kerrigan et al., 1999). Sia il PEV sia lo SK sono deformità che possono essere trattate attraverso la chirurgia funzionale.

Lo stiff knee rappresenta una frequente alterazione della deambulazione che si osserva nei pazienti affetti da una lesione del SNC, che può verificarsi in seguito a stroke o paralisi cerebrale infantile, ed è definito come una riduzione del picco di flessione di ginocchio in swing, con conseguente ridotto accorciamento dell'arto che causa una riduzione della clearance nella fase di swing ed una difficoltà nell'avanzamento in appoggio (D. C. Kerrigan et al., 1999; Mazzoli et al., 2018). Le alterazioni della cinematica del ginocchio in fase di appoggio compromettono non solo l'avanzamento del centro di massa, ma anche la cinematica della successiva fase di swing, e sono rappresentate da una ridotta

flessione durante la prima fase della stance, un'eccessiva estensione del ginocchio nella fase terminale della stance ed un conseguente ritardo nell'iniziare la flessione di ginocchio nella fase preparatoria alla fase di swing (Olney & Richards, 1996). Pertanto, nei pazienti affetti da una lesione del SNC che presentano un ginocchio rigido il picco di flessione di ginocchio durante la fase di swing può ridursi sensibilmente rispetto ai 60° raggiunti dagli individui sani, fino a risultare del tutto assente nei pazienti che presentano un quadro deambulatorio più compromesso (Campanini et al., 2013). Il deficit di flessione del ginocchio riduce la clearance dell'arto durante la fase di swing, che rappresenta uno dei prerequisiti necessari per la deambulazione fisiologica, e può determinare toe o foot-drag, con conseguente aumentato rischio di caduta. Inoltre, la rigidità del ginocchio causa un importante momento di inerzia durante la fase di swing, incrementando significativamente i costi energetici necessari a dare inizio a questa fase del cammino (D. C. Kerrigan et al., 1999). All'aumentata richiesta energetica determinata dal quadro di SK vanno a sommarsi frequentemente dei movimenti compensatori che il soggetto attua per ovviare al deficit di clearance e permettere l'avanzamento dell'arto in oscillazione. La ridotta flessione di ginocchio dello SK viene comunemente attribuita ad una attività patologica dei muscoli della coscia durante la fase di swing. Le alterazioni dell'attività muscolare descritte in letteratura sono rappresentate, ad esempio, dall'ipertono spastico del muscolo quadricipite femorale (QF) o dall'attività prematura e prolungata del QF durante il cammino (Piazza & Delp, 1996). In particolare, molti autori considerano la prolungata attività del muscolo RF osservata nella fase di swing la causa principale dell'anomalo momento estensore di ginocchio nella fase oscillatoria (Boudarham et al., 2014; Goldberg et al., 2003; Roche et al., 2015), mentre altri sottolineano come sia invece l'attività prematura del muscolo retto femorale nella fase preparatoria allo swing la causa della ridotta flessione di ginocchio (Knappe et al., 2013). Un secondo meccanismo che è stato collegato allo SK è la mancanza di propulsione alla caviglia, la quale si traduce in una velocità di flessione del ginocchio allo stacco insufficiente con una conseguente mancanza di flessione del ginocchio passiva (Campanini et al., 2013). Nel corso degli anni sono state sviluppate numerose tecniche chirurgiche finalizzate a correggere l'eccessiva estensione di ginocchio durante la fase di swing. Il primo intervento chirurgico messo a punto per affrontare tale problematica è stato il release prossimale del RF: Sutherland e colleghi (Sutherland et al., 2008), in uno studio condotto su pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile con una ridotta flessione del ginocchio in fase di swing, evidenziarono come la tenotomia prossimale del RF ne riducesse le proprietà estensorie sul ginocchio, ma allo stesso tempo ne diminuì anche l'azione flessoria sull'anca, con conseguente riduzione del momento flessorio di anca in fase preparatoria di swing, pre-requisito necessario per la flessione passiva del ginocchio in fase di oscillazione. Per ovviare a questo problema venne proposto l'intervento di transfer della componente distale del RF posteriormente al ginocchio, con lo scopo di aumentare la flessione attiva di ginocchio durante la fase di Sw preservando però l'azione di flessore di anca di tale muscolo (Perry, 2008). Tuttavia, diversi Autori (Asakawa et al., 2002; Riewald & Delp, 1997), in seguito, dimostrarono come l'intervento di transfer non conferisse al muscolo RF la capacità di flettere il ginocchio attivamente, ma portasse solamente ad una riduzione della sua azione estensoria sul ginocchio. Gage e colleghi (Gage et al., 2008) studiarono due differenti siti di transfer del muscolo RF in base all'angolo di progressione del piede nella fase di stance: nel caso in cui il paziente presentasse un'intra-rotazione del piede il transfer veniva eseguito sul muscolo sartorio, mentre in presenza di un'extra-rotazione del piede la porzione distale del muscolo retto femorale veniva trasferita a livello della bandelletta ileo-tibiale. In seguito a tali interventi gli Autori descrissero un incremento della flessione di ginocchio in swing pur non osservando modificazioni nell'angolo di progressione del piede. In seguito, Gage sottolineò

l'importanza di eseguire il transfer del muscolo RF posteriormente al ginocchio per ottenerne una maggior flessione, proponendo il trasferimento della porzione distale del muscolo a livello del muscolo semitendinoso o della bandelletta ileo-tibiale.

Il piede equino-varo è la deformità dell'arto inferiore più comune nell'adulto con esiti di ictus cerebri (Edwards & Hsu, 1993; Lawrence & Botte, 1994). Dal punto di vista biomeccanico durante il cammino è possibile distinguere tre fasi evolutive della deformità:

- *dinamica*, caratterizzata da atteggiamento in equino-varismo solo nella fase di swing e che scompare con il carico
- *equino-varismo retratto*, con presenza di deformità anche sotto carico
- *equino-varismo osseo*, caratterizzato da deformità osteoarticolari strutturate (Fuller et al., 2002)

Nelle prime due fasi l'equinismo è totalmente o parzialmente correggibile passivamente, mentre nella terza non è riducibile. Le cause di questa deformità sono evidenziabili con lo studio elettromiografico (EMG) dei muscoli maggiormente responsabili: tricipite surale (TS), formato da soleo (SOL), gastrocnemio mediale (GAM) e laterale (GAL), e tibiale anteriore (TA) (Buurke et al., 2004; Yavuzer et al., 2008). Altri muscoli coinvolti possono essere: tibiale posteriore (TP), estensori e flessori delle dita (EDL e FDL) e flessori dell'alluce (FHL). Le opzioni di trattamento dipendono dall'entità e dalla reversibilità della deformità. Infatti, in presenza di una deformità non strutturata è possibile l'utilizzo di un'ortesi gamba-piede, mentre deviazioni in inversione gravi e/o irreversibili rendono non attuabile la soluzione ortesica e indicata la correzione chirurgica. Tuttavia, recenti evidenze suggeriscono che dovrebbe essere considerata l'indicazione chirurgica anche per la deformità dinamica in equino-varismo dato che uno dei vantaggi maggiori della correzione chirurgica è l'opportunità di riacquisire la deambulazione senza calzature, essenziale in alcune ADL (Renzenbrink et al., 2012). La correzione chirurgica dell'equinismo del piede è indicata quando:

- l'ortesi non controlla l'eccessiva plantiflessione della caviglia
- il soggetto non è in grado di indossare l'ortesi o la calzatura a causa della deformità del piede con dolorabilità spesso associata
- si riscontra un peggioramento nel tempo della deformità
- non si verifica un miglioramento funzionale nonostante una terapia adeguata (es. terapia farmacologica, ortesi, blocco neuromuscolare)

Le opzioni chirurgiche sono molteplici e potenzialmente associabili: allungamento mio-entesico e tendineo (il muscolo rimane spastico, ma aumenta la sua lunghezza; l'obiettivo è correggere la retrazione muscolare e ridurre l'effetto deformante sull'osso), trasposizione del tendine (finalizzato all'indebolimento dell'agonista, al rinforzo dell'antagonista e a stabilizzare l'articolazione), tenotomia, tenodesi, aponeurectomia, iponeurotizzazione e neurotomia. Le metodiche chirurgiche più frequentemente utilizzate sono:

- *Allungamento del Tendine d'Achille*. Questa tecnica può essere eseguita secondo due diverse tecniche chirurgiche, percutanea o a cielo aperto. Questa metodica è utilizzata nel caso di piede equino statico o dinamico.

- *Trasposizione dell'Emitendine del Tibiale Anteriore (SPLATT)*. Questa metodica è utilizzata nel caso in cui il varismo del piede interferisca con la deambulazione rendendola difficoltosa o impossibile. Questa deformità è usualmente associata al piede equino, secondario alla spasticità dei muscoli GAM, GAL e SOL, e alla griffe delle dita, determinata dalla spasticità dei muscoli flessori intrinseci ed estrinseci delle dita. Al fine di conseguire un risultato chirurgico ottimale, è possibile associare allo SPLATT altre tecniche, eseguite nella medesima seduta chirurgica, tra cui l'allungamento del tendine d'Achille, la release dei flessori delle dita e la trasposizione dei flessori lunghi delle dita.
- *Release dei Tendini Flessori delle dita*. Questa metodica chirurgica è utilizzata per correggere una griffe digitale statica o dinamica causata dalla spasticità o dall'accorciamento dei muscoli flessori intrinseci o estrinseci delle dita. La release dei flessori delle dita può essere eseguito insieme all'allungamento del tendine d'Achille anche in presenza di dita in griffe asintomatiche per diversi motivi: i muscoli flessori potrebbero essere spastici e causare dita in griffe; con la correzione della deformità in equino, il relativo accorciamento dei flessori lunghi delle dita potrebbe determinare la comparsa di dita in griffe dopo l'intervento chirurgico (Botte et al., 2000); si potrebbe sviluppare un incremento della deformità con la comparsa successiva del dolore.
- *Trasposizione dei flessori superficiali pro-interossei e trasposizione del FHL pro-FHB*. Queste tecniche sono indicate nelle griffe delle ultime quattro dita e dell'alluce quando tale deformità sia correggibile e primitiva.
- *Tenotomia dei Flessori Lunghi*. Le tenotomie del FDL e FHL possono essere effettuate in presenza di una griffe delle dita in retrazione che spesso si manifesta dopo l'allungamento del tendine d'Achille.
- *Trasposizione dei Flessori Lunghi delle Dita*. La tecnica chirurgica prevede la trasposizione anteriore del FHL e del FDL, attraverso la porzione distale della membrana interossea, sulla base del III metatarso.
- *Trasferimento del Peroneo Lungo*. Il trasferimento del Peroneo Lungo si esegue in presenza di un severo valgismo del piede durante la fase di stance. Questa condizione si può presentare in modo isolato o associata alla deformità in equino-varismo in fase di swing.

1.1. GAIT ANALYSIS

L'analisi del cammino, in inglese *gait analysis* (GA), può essere definita come l'obiettivo e sistematica analisi della locomozione umana al fine di fornire informazioni quantitative che possono essere utilizzate per valutare la deambulazione di un paziente, per valutare l'efficacia di un trattamento medico o come base per scegliere in maniera appropriata l'intervento terapeutico (Kaufman, 2003).

Il ciclo del passo (gait cycle)

La locomozione umana ha come obiettivo il movimento in avanti del corpo, dove la forza propulsiva è data dallo spostamento in avanti del centro di gravità del corpo, che fa cadere la massa corporea in avanti. Durante la caduta in avanti del baricentro uno dei due arti inferiori avanza in una fase di volo e, nel momento in cui tocca il terreno, arresta la caduta e svolge il ruolo di appoggio per il carico del peso corporeo (Chaitow & DeLany, 2011). In questo modo ha inizio un ciclo di progressione che si ripete in maniera seriale grazie all'azione reciproca dei due arti inferiori (Fig. 1.1). La locomozione può essere suddivisa in tre distinte fasi: la fase di sviluppo (dallo stato di riposo fino a velocità costante), la fase ritmica (velocità costante di avanzamento) e la fase di decadimento (ritorno allo stato di riposo con velocità nulla) (Kaufman, 2003). La fase ritmica è quella in cui è stato maggiormente descritto il cammino ed è caratterizzata da fasi ed eventi che si ripetono in maniera ciclica. Il cammino, in questa fase, può essere definito in termini di un intervallo di tempo in cui si verificano una serie regolare di eventi ricorrenti. Per definizione, un ciclo del cammino, o *gait cycle*, è il movimento che avviene tra l'appoggio di un piede e il successivo appoggio del piede dello stesso lato (Chambers & Sutherland, 2002).

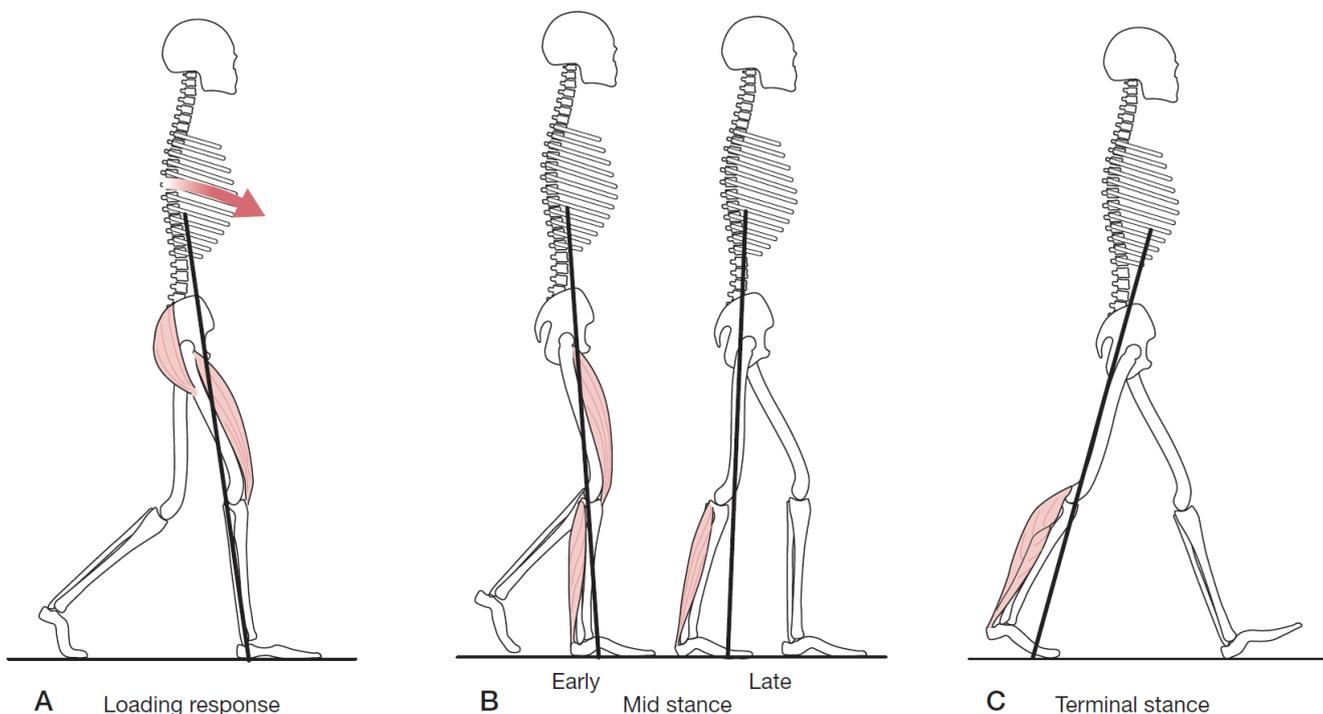


Figura 1.1. La stabilità dinamica durante il cammino è fornita dall'attività di varie combinazioni di muscoli mentre il vettore del corpo, che unisce il centro di pressione con il centro di massa, si sposta da dietro la caviglia a davanti alla caviglia durante ogni passo (Chaitow & DeLany, 2011).

In figura 1.2 è possibile osservare le fasi, i periodi e i principali eventi di un tipico ciclo del passo. Un gait cycle ha inizio con l'appoggio del tallone di un piede a terra. Questo istante prende il nome di contattato iniziale, o *heel strike* o *foot contact*. L'utilizzo di termini diversi è dovuto al fatto che nel cammino patologico il primo contatto con il terreno può non avvenire con il tallone ma con un'altra parte del corpo. Con l'istante di heel strike inizia la fase di appoggio, o *stance phase*, che termina con l'istante di stacco del piede, o *toe off*, in cui il piede si stacca dal terreno. La fase di appoggio dura circa il 62% del ciclo del passo. La seconda fase del gait cycle è la fase di volo o di oscillazione, detta anche *swing phase*, ed inizia dall'istante di toe off e termina con il successivo heel strike. Esprimere ogni evento come percentuale del totale normalizza il ciclo del passo. Gli eventi del ciclo del passo, che definiscono i periodi e le fasi funzionali del ciclo, sono l'appoggio del piede, lo stacco del piede opposto, o *opposite toe off*, l'inversione della spinta da anteriore a posteriore, o *reversal of fore shear to aft shear*, l'appoggio opposto, o *opposite foot strike*, lo stacco del piede, l'allontanamento del piede, o *foot clearance*, la verticale della tibia e successivo appoggio del piede (Tab. 1.3). La fase di stance può essere divisa principalmente in tre periodi: il doppio supporto iniziale o risposta al carico, il singolo appoggio e il secondo doppio appoggio, o pre-swing. Gli eventi che definiscono il primo doppio appoggio sono il foot strike e il toe off controlaterale. Gli istanti che definiscono il periodo di singolo appoggio sono il toe off controlaterale e l'heel strike controlaterale. Il periodo di singolo appoggio è suddiviso ulteriormente dall'inversione della spinta in una fase chiamata *mid-stance* e in una chiamata *terminal stance*. La fase di stance terminale si riferisce alla parte finale del singolo appoggio e non va confusa con il secondo periodo di doppio appoggio. La fase di oscillazione è suddivisa in oscillazione iniziale, *initial swing*, oscillazione intermedia, *mid-swing*, e oscillazione terminale, *terminal swing*. Gli eventi sequenziali che definiscono l'oscillazione iniziale sono il toe off e il foot clearance. Il mid-swing inizia con l'istante di foot clearance

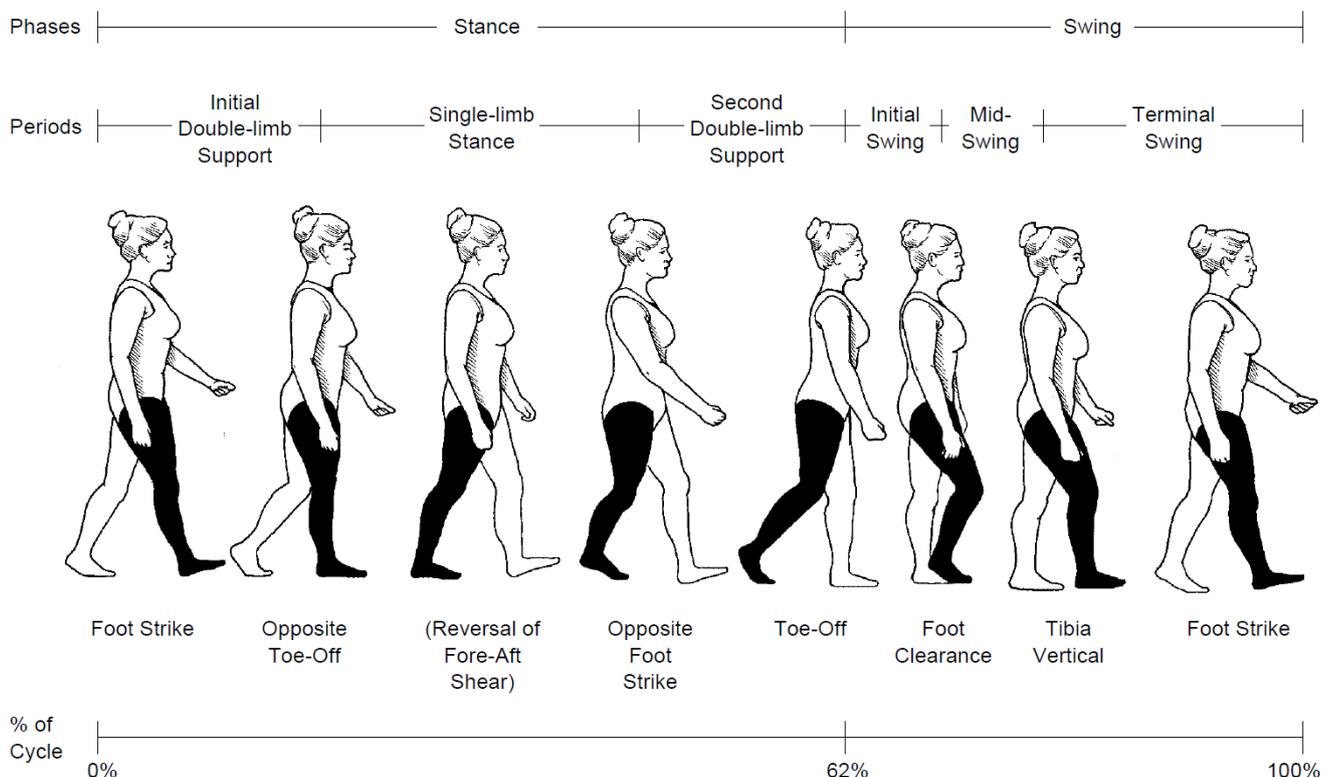


Figura 1.2. Fasi, periodi e principali eventi di un ciclo del passo fisiologico (Chambers & Sutherland, 2002).

e termina con la tibia verticale. L'oscillazione terminale inizia con la tibia verticale e termina con l'appoggio del piede. La suddivisione in periodi del ciclo del passo è associata anche alle diverse funzioni legate al movimento in avanti del centro di massa del soggetto. La fase iniziale di doppio supporto è quella fase in cui viene trasferito e gradualmente caricato il peso corporeo sull'arto in appoggio. Nella fase di singolo appoggio tutto il peso viene supportato da un solo arto e il centro di massa si muove in avanti. La seconda fase di doppio supporto è un periodo preparatorio per la fase di oscillazione e il peso inizia ad essere scaricato sull'arto controlaterale. Nella fase iniziale dello swing avviene l'allontanamento del piede dal terreno mentre nella fase di mid-swing l'arto oscillante passa davanti all'arto controlaterale in appoggio. Quando la tibia si trova in posizione verticale ha inizio la fase terminale di swing in cui l'arto decelera e si prepara ad accettare nuovamente il carico (Tab. 1.4).

Event	% Gait cycle	Period	Phase		
Foot strike	0	Initial double limb support	Stance, 62% of cycle		
Opposite toe-off	12			Single limb support	
Opposite foot strike	50			Second double limb support	
Toe off	62	Initial swing		Swing, 38% of cycle	
Foot clearance	75				Mid Swing
Tibia vertical	85				Terminal swing
Second foot strike	100				

Tabella 1.3. Fasi, periodi e principali eventi del ciclo del passo in relazione alla % del gait cycle (Kaufman, 2003).

Period	% Cycle	Function	Contralateral limb
1. Initial double limb support	0–12	Loading, weight transfer	Unloading and preparing for swing (preswing)
2. Single limb support	12–50	Support of entire body weight; center of mass moving forward	Swing
3. Second double limb support	50–62	Unloading and preparing for swing (preswing)	Loading, weight transfer
4. Initial swing	62–75	Foot clearance	Single limb support
5. Mid swing	75–85	Limb advances in front of body	Single limb support
6. Terminal swing	85–100	Limb deceleration, preparation for weight transfer	Single limb support

Tabella 1.4. Periodi e relative funzioni biomeccaniche del ciclo del passo (Kaufman, 2003).

L'analisi del cammino (gait analysis)

L'obiettivo primario della gait analysis è quello di fornire informazioni quantitative sul cammino. I parametri che sono estratti dall'analisi del cammino di un soggetto possono essere variabili spazio-temporali, variabili cinematiche o variabili dinamiche. I principali parametri spazio-temporali sono: la cadenza o *cadence*, cioè il numero di semipassi, o *steps*, in un minuto, la lunghezza del passo o *stride length*, cioè la distanza tra due successivi foot contact dello stesso piede, la lunghezza del semipasso o *step length*, cioè la distanza tra i foot contact dei due piedi, l'ampiezza del passo o *step width*, e la velocità, *walking speed* o *gait speed*, definita come la media della distanza percorsa in determinato intervallo di tempo (Fig. 1.3). La velocità istantanea varia istante per istante durante il ciclo del passo, ma la velocità media è una combinazione della cadenza e della lunghezza del passo. Le variabili cinematiche misurano il range dinamico di movimento delle articolazioni durante il ciclo del passo (Chambers & Sutherland, 2002). Le articolazioni considerate sono le pelvi, l'anca, il ginocchio e la caviglia. Gli andamenti degli angoli articolari sono analizzati nei tre piani anatomici, quello sagittale, quello frontale, o coronale, e quello orizzontale, o trasversale. Per l'articolazione delle pelvi viene analizzato l'andamento dell'angolo di tilt, dell'angolo di obliquità e dell'angolo di rotazione, per l'anca e il ginocchio vengono analizzati l'angolo di flessione-estensione, di abduzione-adduzione e di intra-extra rotazione, mentre per la caviglia viene analizzato l'angolo di dorsiflessione e l'angolo di intra-extra rotazione, detto anche angolo di progressione del piede.

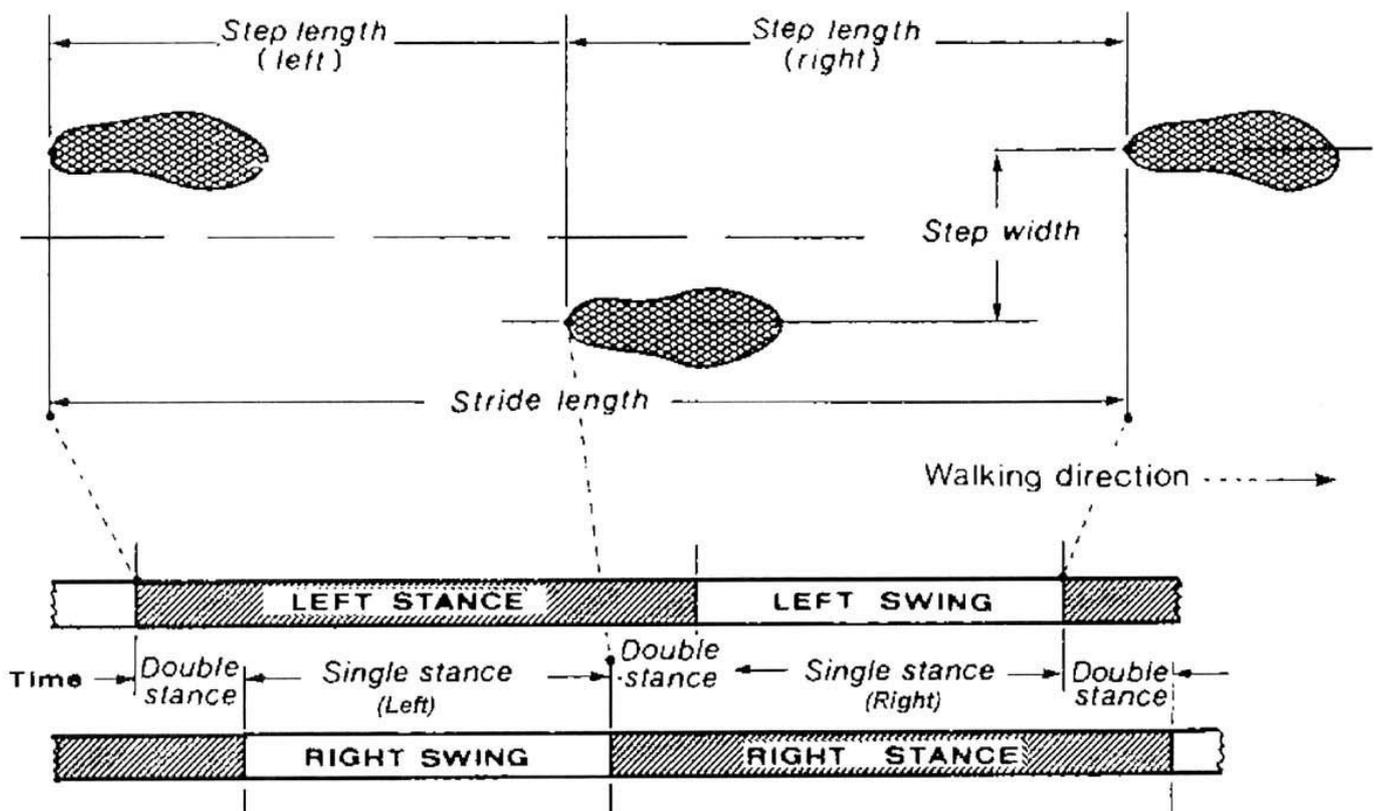


Figura 1.3. Principali parametri spazio-temporali che possono essere ricavati dall'analisi strumentale del ciclo del passo (Kaufman, 2003)

In figura 1.4 è possibile osservare un esempio di variabili cinematiche. Le variabili dinamiche descrivono le forze e i momenti che agiscono a livello articolare durante il cammino. Il momento netto è determinato dalla forza di reazione al suolo, *ground reaction force* (GRF), dal centro di rotazione di ciascuna articolazione e dal centro di massa, accelerazione e velocità angolare di ciascun segmento corporeo (Chambers & Sutherland, 2002). I parametri cinetici possono essere riportati come momenti interni, in cui si presume che la forza su un'articolazione sia secondaria all'attività muscolare, o come momenti esterni, nei casi in cui la forza che agisce sull'articolazione è dovuta a una risposta alla reazione vincolare al terreno. I momenti esterni e interni hanno lo stesso valore assoluto ma segno opposto. Sebbene l'azione dei muscoli possa essere dedotta osservando la camminata del paziente, è spesso difficile determinare se un muscolo è attivo o inattivo durante un particolare movimento. Questa conoscenza è talvolta molto importante per determinare il miglior intervento terapeutico o riabilitativo. Per questo motivo nell'analisi del cammino viene spesso acquisito il segnale EMG di diversi muscoli degli arti inferiori, in modo da poter osservare l'attività muscolare in un determinato istante del ciclo del passo.

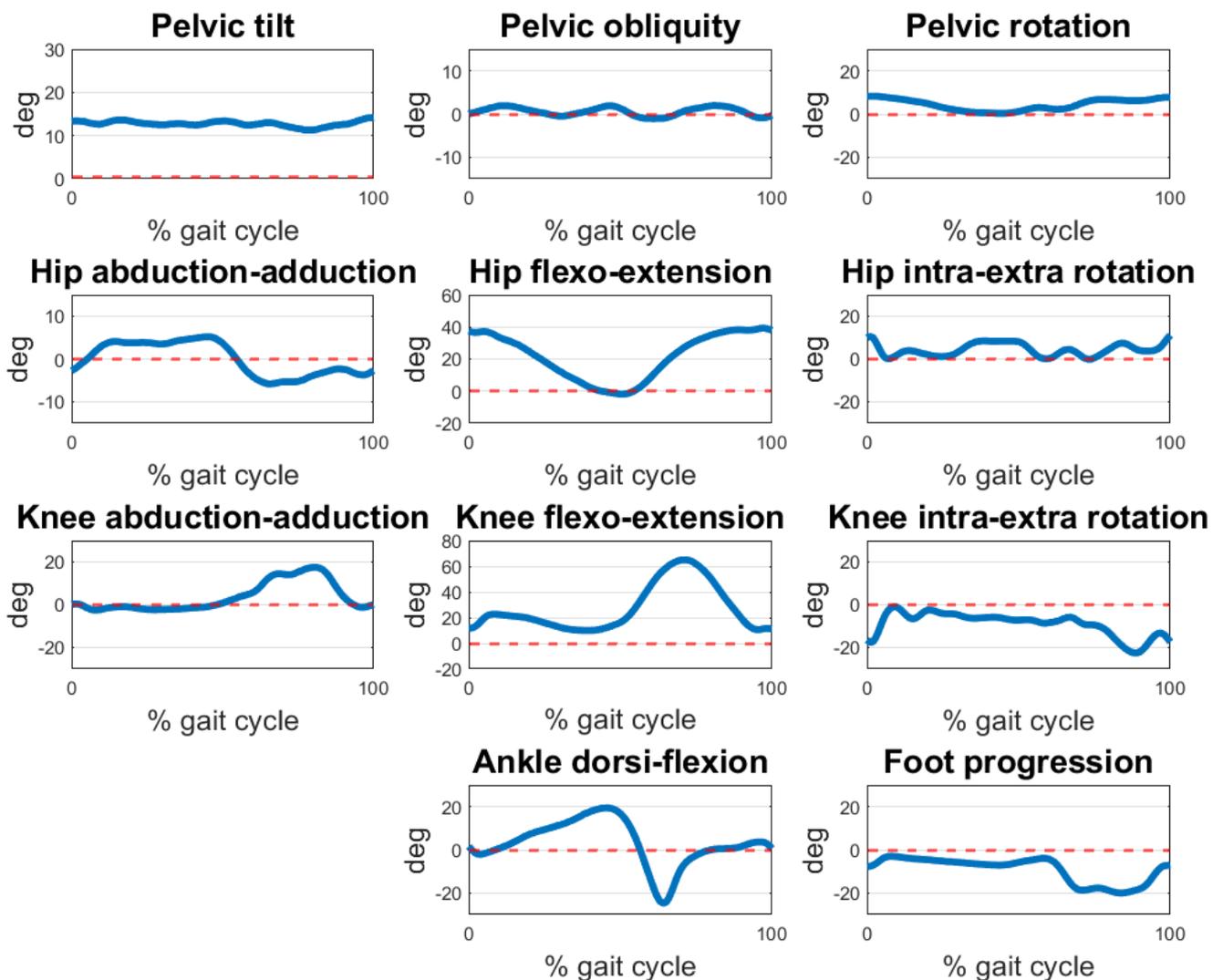


Figura 1.4. Esempio di dati cinematici estratti da un soggetto normale in cammino spontaneo.

Acquisizione dei dati del cammino

La forma più semplice di gait analysis, e la prima utilizzata nel corso della storia, è l'osservazione del cammino, sia in diretta che attraverso riprese video. Le limitazioni di un approccio di questo tipo sono numerose. In particolare, è difficile osservare eventi multipli e l'interazione contemporanea di diversi segmenti corporei. Inoltre, non è possibile visualizzare la posizione dei vettori forza nello spazio e l'attività elettromiografica dei muscoli. Perciò, è facile dedurre che un'analisi del cammino basata sulla semplice osservazione del movimento può portare a interpretazioni errate delle capacità motorie di un soggetto. Per questo motivo, sono state sviluppate diverse tecniche, per quantificare in maniera più precisa il cammino, e diversi sistemi per acquisire i parametri utilizzati per descrivere il cammino (Kaufman, 2003).

Nell'analisi biomeccanica del movimento, i segmenti corporei sono studiati come collegamenti rigidi che si muovono nello spazio. Questi collegamenti rigidi sono assunti essere interconnessi attraverso una serie di giunti privi di attrito. Le traiettorie dei segmenti corporei, approssimate come segmenti rigidi, sono principalmente acquisite per mezzo di sistemi optoelettronici. Questi sistemi utilizzano un sistema di telecamere fisse che acquisisce la traiettoria di un insieme di marker posizionati su un soggetto che cammina avanti e indietro su una passerella. Possono essere utilizzati dei marker passivi, che riflettono la luce, oppure dei marker attivi che si illuminano autonomamente. Questi marker sono comunemente attaccati ai soggetti come punti discreti o cluster rigidi con più marcatori su ciascun cluster. Il posizionamento di questi marcatori esterni sulla superficie dei segmenti corporei è allineato con particolari punti di repere anatomici (Kaufman, 2003). Ci sono diversi protocolli per la posa dei marker sui soggetti, e la successiva acquisizione ed elaborazione dei dati; tra questi c'è il protocollo Davis, sviluppato all'inizio degli anni Ottanta presso l'ospedale Helen Hayes di New York, e il protocollo C.A.S.T., proposto nel 1995 presso l'Istituto di Fisiologia Umana dell'Università La Sapienza, Roma. Questi protocolli si basano su principi stereofotogrammetrici, in cui la proiezione planare dei marker visti da ogni telecamera è utilizzata per ricostruire la posizione relativa 3D istantanea dei marker rispetto al sistema di coordinate inerziali fisso del laboratorio. Se si può ottenere la posizione di almeno tre punti non allineati fissati al segmento corporeo, e si assume che il segmento corporeo sia rigido, allora si possono ottenere i sei gradi di libertà associati alla posizione e all'orientamento di ciascun segmento. Inizialmente, viene calcolato per ogni segmento corporeo un sistema di coordinate fisso con il segmento (Fig. 1.5b). Questo sistema ortogonale prende il nome di sistema di coordinate tecnico. Il sistema di coordinate tecniche viene quindi trasformato in modo da allinearlo con il sistema di coordinate anatomiche per ciascun segmento dell'arto (Fig. 1.5c). Il sistema di marker è accoppiato ad un modello biomeccanico in modo che, una volta determinata la posizione dei segmenti adiacenti, sia possibile determinare l'angolo relativo tra i segmenti adiacenti nelle tre dimensioni o nei tre piani anatomici, e quindi la cinematica articolare (Kaufman, 2003). Oltre ai sistemi optoelettronici, il movimento umano può essere quantificato attraverso l'utilizzo di sistemi di tracking elettromagnetici o inerziali. I sistemi elettromagnetici rilevano il movimento dei sensori posizionati sui segmenti corporei utilizzando un campo elettromagnetico. Il funzionamento è basato sull'eccitazione di una sorgente elettromagnetica e il risultante output di un sensore magnetico. Lo schema di eccitazione della sorgente è composto da tre stati di eccitazione sequenziale, ognuno dei quali produce un vettore eccitazione linearmente indipendente dagli altri due. L'insieme dei tre vettori output del sensore contiene informazioni sufficienti per determinare la posizione e l'orientamento del sensore rispetto alla sorgente. Perciò, questo sistema può fornire i sei gradi di libertà del movimento in real-time. I

sistemi di tracking inerziali utilizzano sensori che contengono al loro interno accelerometri e giroscopi per ricavare la posizione e l'orientamento dei segmenti corporei.

La gait analysis non analizza soltanto gli aspetti cinematici del cammino ma studia anche le forze che causano il movimento e valuta il loro effetto sul cammino (analisi dinamica). I momenti e le potenze relative alle singole articolazioni degli arti inferiori sono ricavati a partire dalla misura della reazione vincolare al terreno o GRF (Kaufman, 2003). La GRF può essere misurata utilizzando delle piattaforme di forza su cui vengono fatti camminare i soggetti. Le piattaforme di forza utilizzano principalmente estensimetri o trasduttori piezoelettrici per ricavare l'ampiezza e la direzione della reazione vincolare applicata al piede dal terreno (Fig. 1.6).

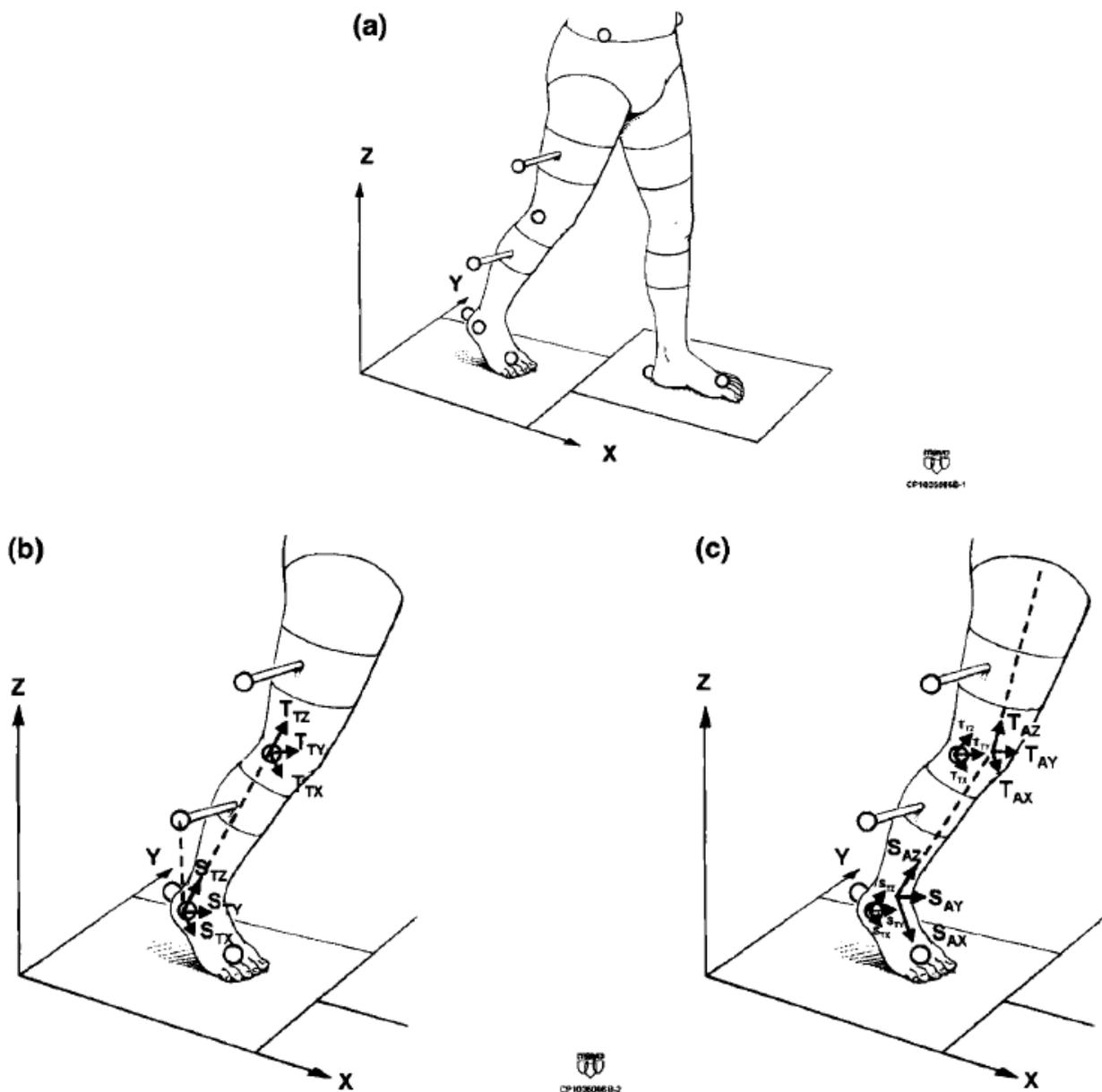


Figura 1.5. Marker riflettenti, fissati al corpo, sono utilizzati per stabilire sistemi di coordinate anatomiche. (a) I sistemi di misurazione del movimento della videocamera calcolano la posizione dei marcatori esterni posizionati sui segmenti corporei e allineati con punti di riferimento ossei specifici. (b) Un sistema di coordinate esterno fissato al corpo viene quindi calcolato da tre o più marcatori su ciascun segmento del corpo. (c) Successivamente, una calibrazione del soggetto mette in relazione il sistema di coordinate esterno con un sistema di coordinate anatomiche attraverso l'identificazione di punti di riferimento anatomici (Kaufman, 2003).

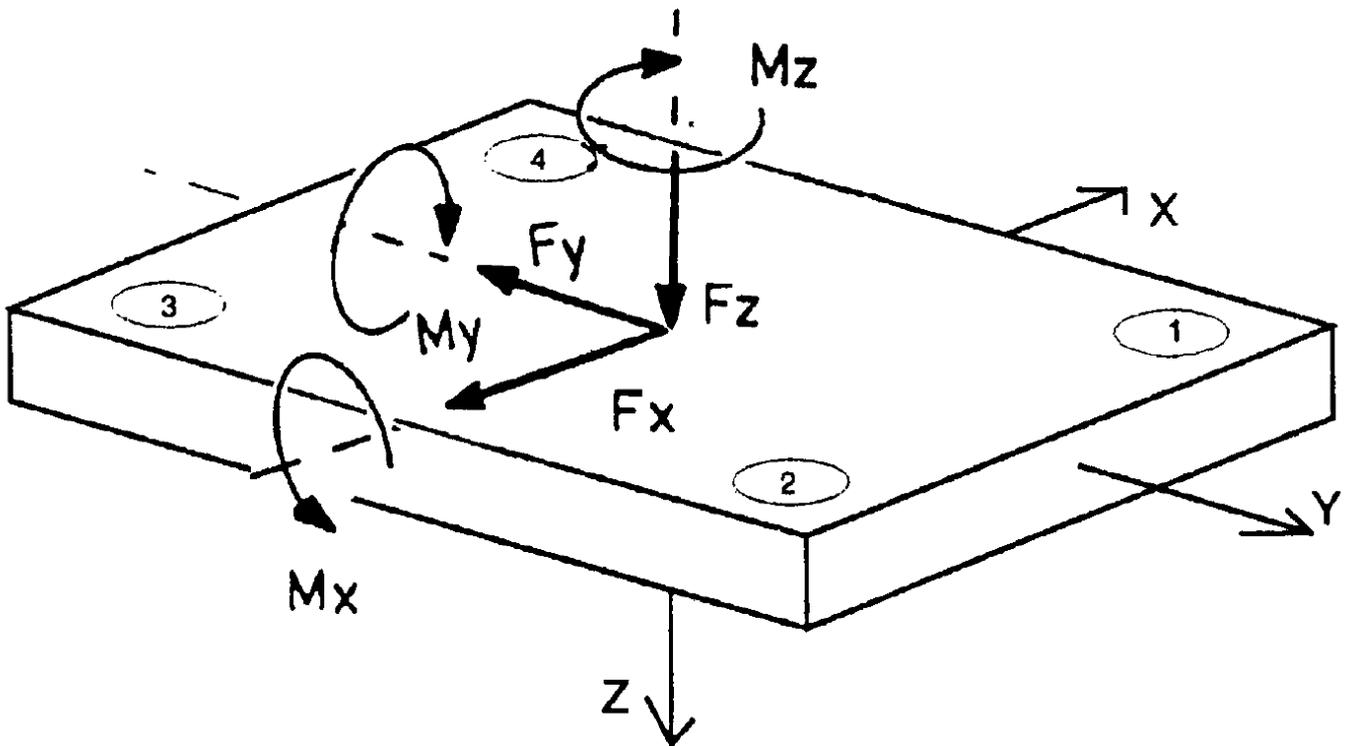


Figura 1.6. Una piattaforma di forza viene utilizzata per misurare la posizione e l'entità della forza di reazione al suolo. I trasduttori si trovano ai quattro angoli della piattaforma. La forza di reazione vincolare è divisa in tre componenti di forza (F_x , F_y e F_z) e tre componenti di momento (M_x , M_y e M_z). F_x e F_y , sono forze di taglio. F_z , è la forza verticale. Alcune piattaforme di forza misurano solo il momento attorno all'asse verticale, cioè M_z , Ciò presuppone che non siano imposte forze di trazione sulla piattaforma, ovvero il piede non si attacchi alla piattaforma. Sotto questa ipotesi, gli altri momenti sono zero (Kaufman, 2003).

La GRF può essere scomposta in tre componenti, una verticale, una antero-posteriore e una medio-laterale. Un'altra variabile, il centro di pressione, è necessaria per definire il punto di applicazione della GRF. Il centro di pressione è definito come il punto nel cui la forza distribuita ha un momento pari a zero quando è applicata al piede. I dati di forza, ottenuti con la piattaforma di forza, sono combinati i dati cinematici, utilizzando la seconda legge di Newton, per calcolare le forze e i momenti articolari che causano il movimento. Questo processo, che parte dai dati cinematici e dalle forze esterne per ottenere le forze e i momenti articolari, è chiamato "approccio dinamico inverso". Le forze gravitazionali che agiscono su ciascun segmento corporeo possono essere determinate dalla massa e dalla posizione del centro di massa di ciascun segmento. Queste quantità possono essere calcolate insieme ai momenti di inerzia utilizzando tecniche di previsione basate sulla misura di dimensioni antropometriche. Le forze inerziali possono essere ottenute dai calcoli della posizione angolare e lineare, così come la velocità e l'accelerazione dei segmenti corporei, rispetto a un sistema di coordinate di laboratorio fisso o riferite a un altro segmento corporeo, utilizzando dati cinematici. Queste informazioni possono essere combinate per risolvere il problema della dinamica inversa (Fig. 1.7).

INVERSE DYNAMIC PROBLEM

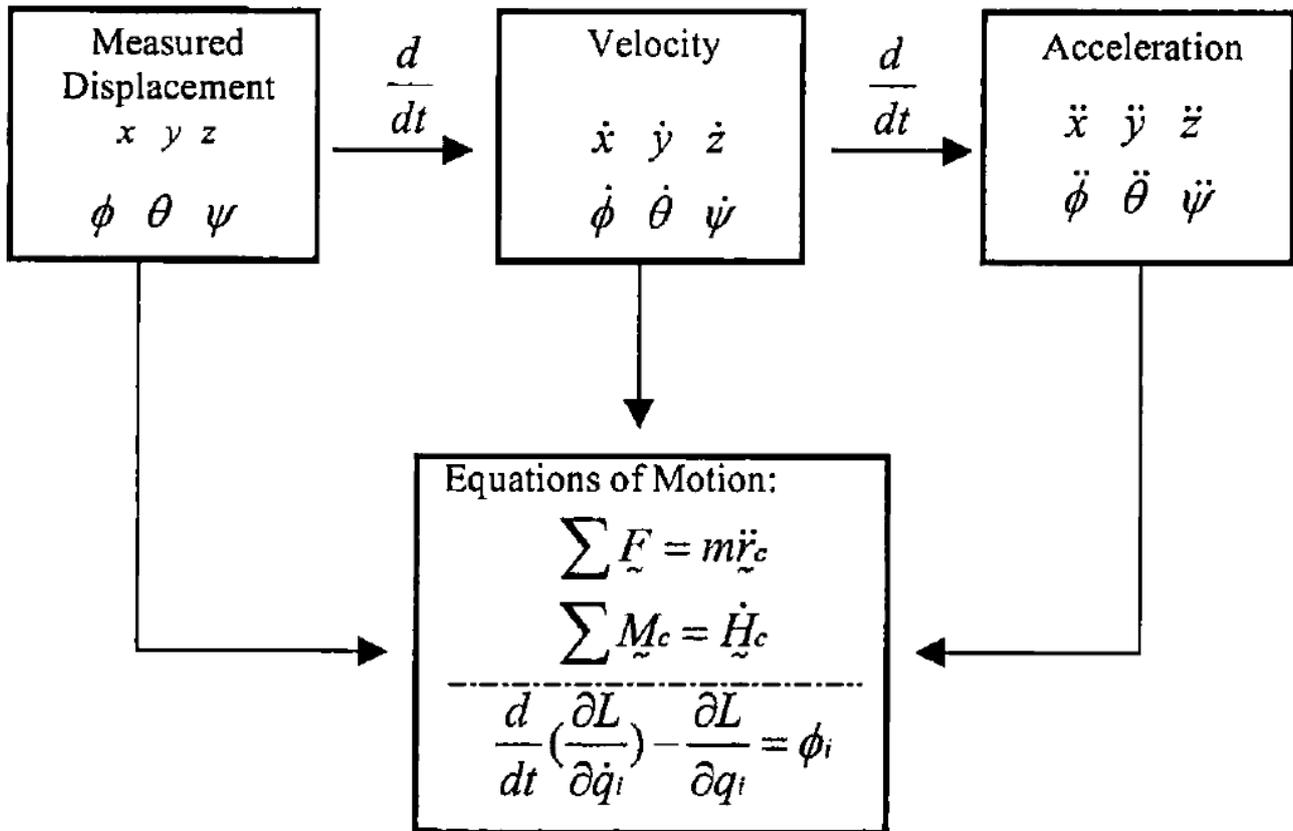


Figura 1.7. Processo risolutivo per problemi di dinamica inversa. Le informazioni sullo spostamento devono essere derivate due volte per ottenere l'accelerazione. Per formulare le equazioni del moto possono essere utilizzate le formulazioni newtoniane o lagrangiane (Kaufman, 2003).

Nell'analisi del cammino, per caratterizzare in maniera più completa il cammino di un soggetto, oltre ai dati cinematici e cinetici, viene acquisito anche il segnale EMG di diversi muscoli, in modo da valutare l'attivazione muscolare durante un particolare movimento (Chambers & Sutherland, 2002). Il segnale EMG può essere acquisito attraverso elettrodi di superficie o attraverso elettrodi ad ago, o filo sottile, che possono essere inseriti all'interno dei muscoli. Gli elettrodi di superficie sono sufficienti per misurare l'attività di grossi muscoli o di gruppi muscolari, come il gastrocnemio-soleo o i muscoli adduttori, anche se il cross-talk di muscoli adiacenti può risultare un problema. In muscoli meno superficiali, come ad esempio il tibiale posteriore, o in piccoli muscoli che risentono molto del cross-talk, gli elettrodi ad ago possono permettere di ottenere più informazioni selettive. Foot switches o dispositivi di temporizzazione simili vengono utilizzati per sincronizzare i dati EMG al ciclo del passo. I dati grezzi ottenuti possono essere presentati come tali oppure elaborati attraverso filtri e medie.

2. METODI DI ANALISI E SINTESI DELL'INFORMAZIONE

Nel capitolo seguente sono descritti i metodi di sintesi ed analisi dell'informazione che possono essere ricavati dall'analisi strumentale del cammino. I metodi e gli indici sono stati individuati attraverso una ricerca di letteratura effettuata sul database Medline utilizzando il motore di ricerca PubMed e stringhe di ricerca specifiche. La successiva selezione degli articoli pertinenti, sulla base dell'abstract e del full text, e la ricerca negli articoli citati, ha portato a collezionare 146 studi con l'identificazione dei seguenti indici o metodi di sintesi: ciclogrammi, curve momento-angolo, indici estratti dalla GRF, indici estratti dalla cinematica articolare complessiva o dalla dinamica articolare. I metodi di sintesi dell'informazione possono essere delle rappresentazioni grafiche, 2D o 3D, che permettano di valutare contemporaneamente più variabili del cammino e la loro interazione, come i ciclogrammi o le curve momento-angolo, oppure possono essere delle singole misure (indici) che riassumono le caratteristiche principali o performance di un certo cammino fisiologico o patologico, come gli indici estratti dalla reazione vincolare piede-terreno o quelli estratti dalla cinematica articolare.

2.1. GRAFICI 2D E 3D TRA VARIABILI

2.1.1. CURVE INTERJOINT 2D O 3D

Ciclogrammi o curve angolo-angolo

Nell'analisi del cammino i *ciclogrammi*, detti anche curve angolo-angolo o diagrammi angolo-angolo, sono traiettorie chiuse ottenute graficando l'andamento di un angolo articolare rispetto ad un altro in modo da riflettere la cinematica del cammino durante il ciclo del passo (Lee et al., 2021a). I ciclogrammi possono fornire informazioni sulla coordinazione interarticolare e sulla relazione tra articolazioni. Nel caso di più di due articolazioni interessate si possono avere diagrammi angolo-angolo 3D. Una curva angolo-angolo per sua stessa definizione fornisce informazioni sugli angoli articolari della gamba e sulla coordinazione di due articolazioni ma non fornisce alcuna informazione sulle velocità coinvolte. L'unico aspetto legato alla velocità è la distanza tra i punti che compongono la curva; infatti, questa è direttamente proporzionale alle rispettive velocità articolari. Perciò quando le articolazioni si muovono più lentamente i punti sulla curva sono più ravvicinati (Goswami, 1998). Le curve angolo-angolo possono mettere a confronto non solo l'andamento dell'angolo di un'articolazione rispetto ad un'altra ma anche mettere in relazione l'andamento di un angolo articolare rispetto allo stesso angolo articolare dell'altro arto. In questo caso si parla di *ciclogrammi bilaterali* (Goswami, 2003). I ciclogrammi bilaterali sono utilizzati per valutare l'asimmetria del cammino di un soggetto. Le curve angolo-angolo bilaterali possono essere sincronizzate o non sincronizzate. Si parla di curva angolo-angolo non sincronizzata quando si confrontano direttamente gli angoli estratti dai segnali, mentre si parla di curva angolo-angolo sincronizzata quando si mettono in fase i due segnali, cioè si sincronizzano i segnali partendo da un evento identificabile, per esempio l'heel strike.

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: ((*cyclograms*) OR ((*angle-angle diagrams*) OR (*angle-angle plots*)) OR ((*inter-joints diagrams*) OR (*inter-joints plots*))) AND ((*gait*) OR (*gait analysis*))

La ricerca ha prodotto 52 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 7 articoli. 30 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 11 perché non trattano l'argomento di interesse e 3 articoli sono stati esclusi perché review. Oltre alla ricerca degli articoli sul database, è stata effettuata anche una ricerca negli articoli citati in bibliografia nei 7 studi selezionati. Questa ricerca non ha portato a selezionare ulteriori articoli.

Nel digramma di flusso in figura 2.1 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

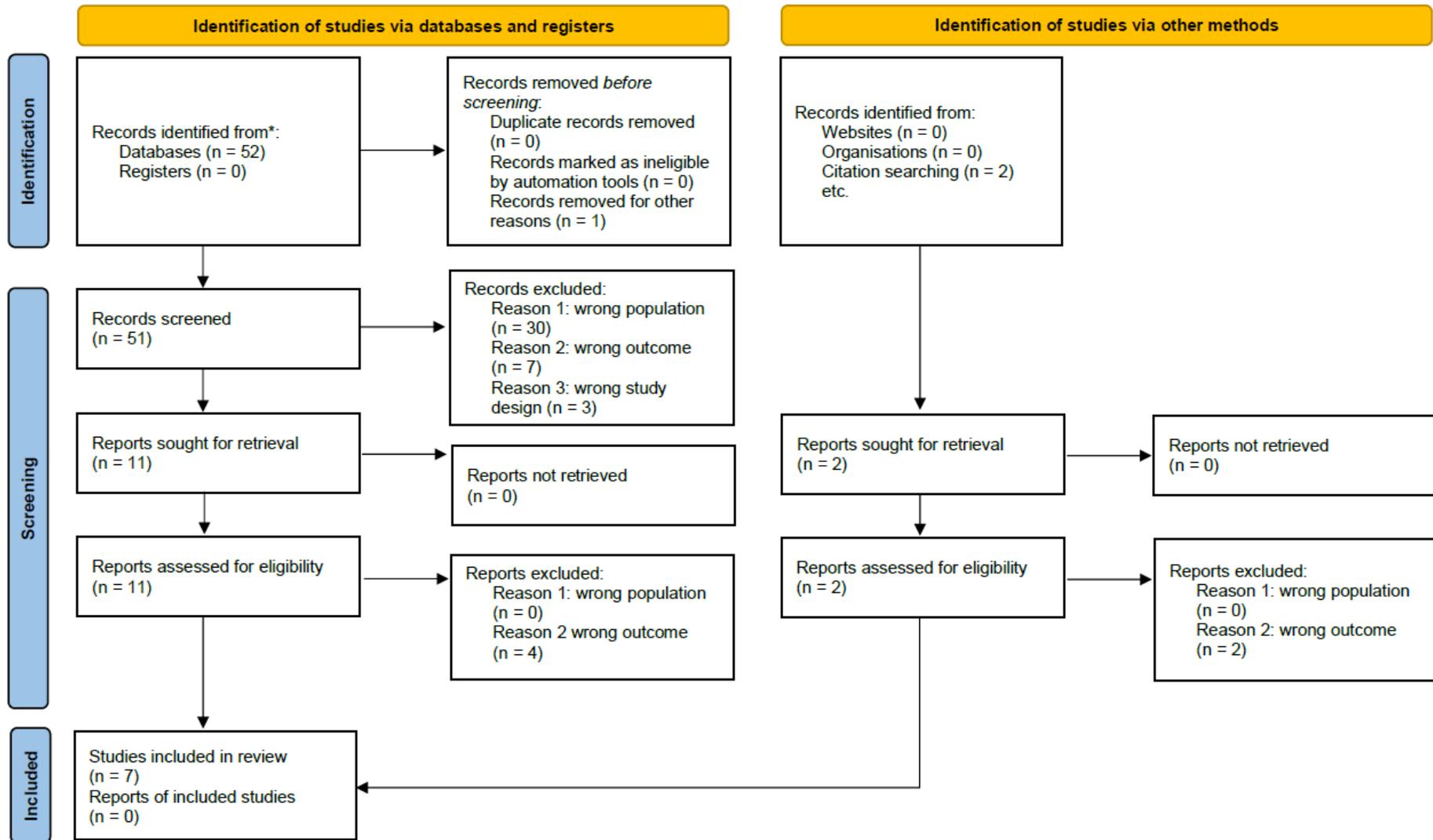


Figura 2.1. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sulle curve angolo-angolo basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.1 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero di pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Goswami A	1998	A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking	Gait & posture - Volume 8, Issue 1, pp. 15-36	Definizione indice	NA	NA	NA	NA	No	NA	Signed area introduces error in cyclograms with intersecting loops	NA
Goswami A	2003	Kinematic quantification of gait symmetry based on bilateral cyclograms	Proc XIXth Congr. Int. Soc. Biomech.	Quantificare una funzione	NA	Stroke	6	6	No	NA	Sensitive to precision of synchronization of the signals	NA
Kutilek P; Viteckova S; Svoboda Z; Smrcka P;	2013	Kinematic quantification of gait asymmetry in patients with peroneal nerve palsy based on bilateral cyclograms	Journal of musculoskeletal & neuronal interactions - Volume 13, Issue 2, pp. 244-50	Quantificare una funzione	NA	Peroneal nerve palsy	9	NA	No	NA	Symmetry quantification technique based on the inclination angle is sensitive to the precision of synchronization.	Only knee-knee bilateral cyclogram; small sample size
Ludwig O; Dillinger S; Marschall F;	2016	Intra-individual gait pattern variability in specific situations: Implications for forensic gait analysis	Forensic science international - Volume 264, Issue , pp. 15-23	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	8	NA	No	NA	Difficult to reproduce the cyclograms of the knee-foot angles	Small sample size
Pilkar R; Ramanujam A; Chervin K; Forrest G; Nolan KJ;	2018	Cyclogram based Joint Symmetry Assessment after Utilization of a Foot Drop Stimulator during Post Stroke Hemiplegic Gait	Journal of biomechanical engineering	Quantificare effetto intervento (pre-post)	FDS	Stroke	13	11	No	S_{hip} with gait speed < 0.8m/s ($R=0.71$ $p<0.005$); S_{hip} , S_{knee} , S with gait speed ≥ 0.8 m/s ($R=0.57, 0.56, 0.55$ $p=0.001$)	Not identify asymmetry source	Two group not age-matched; only sagittal plane; small sample size
Lee HS; Ryu H; Lee SU; Cho JS; You S; Park JH; Jang SH;	2021	Analysis of Gait Characteristics Using Hip-Knee Cyclograms in Patients with Hemiplegic Stroke	Sensors (Basel, Switzerland) - Volume 21, Issue 22, pp.	Descrivere il campione	NA	Stroke	47	32	No	NA	NA	Only sagittal plane and not considered ankle joint; gait speed not controlled; small sample size
Pau M; Leban B; Porta M; Frau J; Coghe G; Cocco E;	2022	Cyclograms Reveal Alteration of Inter-Joint Coordination during Gait in People with Multiple Sclerosis Minimally Disabled	Biomechanics - Volume 2, Issue 3, pp. 331-341	Quantificare una funzione	NA	MS	27	27	No	NA	NA	Small sample size

Tabella 2.1. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi ai ciclogrammi.

Rappresentazioni grafiche delle curve interjoint

La figura 2.2 mostra un tipico ciclogramma anca-ginocchio di un soggetto che cammina su superficie piana. Sulla curva sono evidenziati alcuni dei principali eventi all'interno di un ciclo del passo. Dall'ordine di questi eventi si può dedurre che la direzione di percorrenza della curva è in senso antiorario. Questa direzione dipende dalla convenzione adottata nel calcolo degli angoli articolari e quindi può variare. A titolo esemplificativo, la curva è divisa in dieci segmenti ugualmente separati dal punto di vista temporale e segnati con il simbolo '*'. Dalla distanza dai simboli si può dedurre che nella fase di stance, in particolare tra la l'heel strike e l'heel rise, le velocità articolari siano minori rispetto al resto del ciclo del passo. Percorrendo il diagramma angolo-angolo dall'istante iniziale, il periodo successivo all'heel strike è caratterizzato da una rapida flessione del ginocchio ed una leggera estensione dell'anca. L'impatto del terreno con il tallone è attenuato in questa fase. Dopo il foot flat, l'anca si estende notevolmente fino all'incirca l'istante dell'heel rise. In questa fase il ginocchio prima si estende leggermente fino all'istante del mid-support e poi inizia a flettersi. L'intervallo di tempo che va dall'istante di heel strike fino all'istante di toe off dell'arto controlaterale prende il nome di loading phase (fase di carico) e occupa all'incirca il 10-12% del ciclo del passo. Al termine della fase di stance si può vedere nel ciclogramma l'effetto della propulsione. Infatti, l'estensione dell'anca raggiunge il suo massimo e poi inizia gradualmente a flettersi mentre il ginocchio inizia a flettersi fino a raggiungere il suo massimo, che avviene dopo l'istante di toe off. La fase di swing tipicamente inizia quando l'anca ha un'estensione di 0° e la flessione di ginocchio è intorno al 80% del massimo. Nell'istante di mid-swing il ginocchio è in una fase di estensione che si arresta soltanto nel nuovo istante di contatto del tallone con il terreno, mentre l'anca, a partire da questo momento e fino al successivo heel strike, mantiene all'incirca un angolo articolare costante.

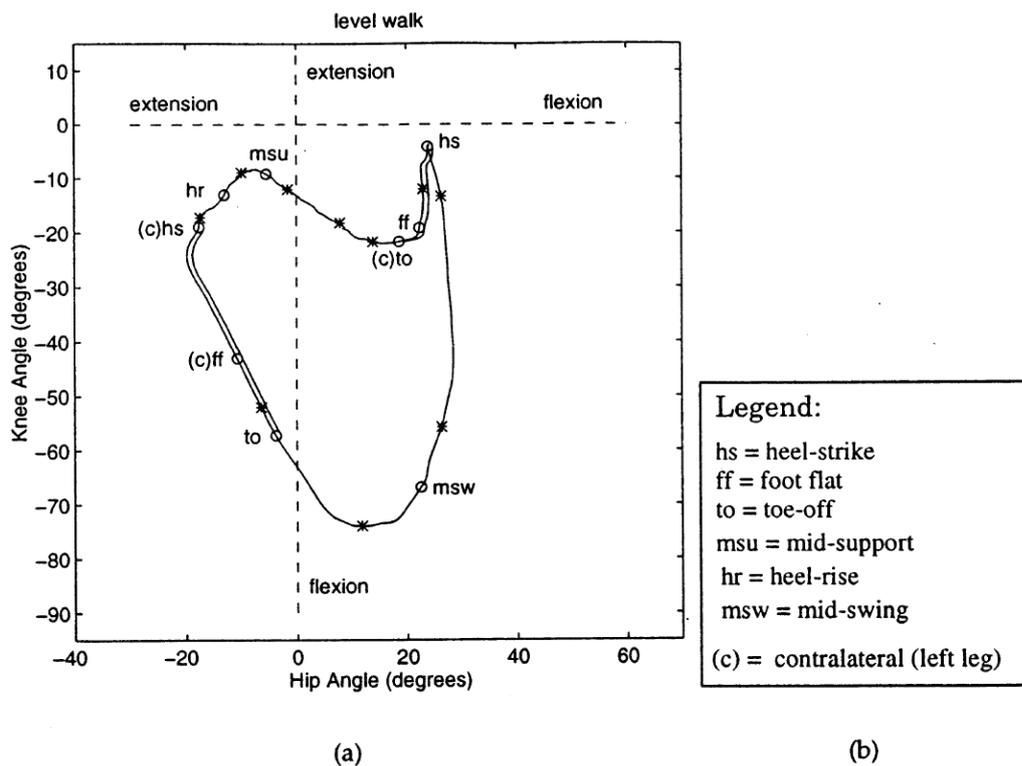


Figura 2.2. Tipico ciclogramma anca-ginocchio di un soggetto che cammina in piano (Goswami, 1998).

Le figure 2.3 e 2.4 rappresentano le curve caviglia-anca e caviglia-ginocchio ricavate da un soggetto adulto sano durante un cammino in piano.

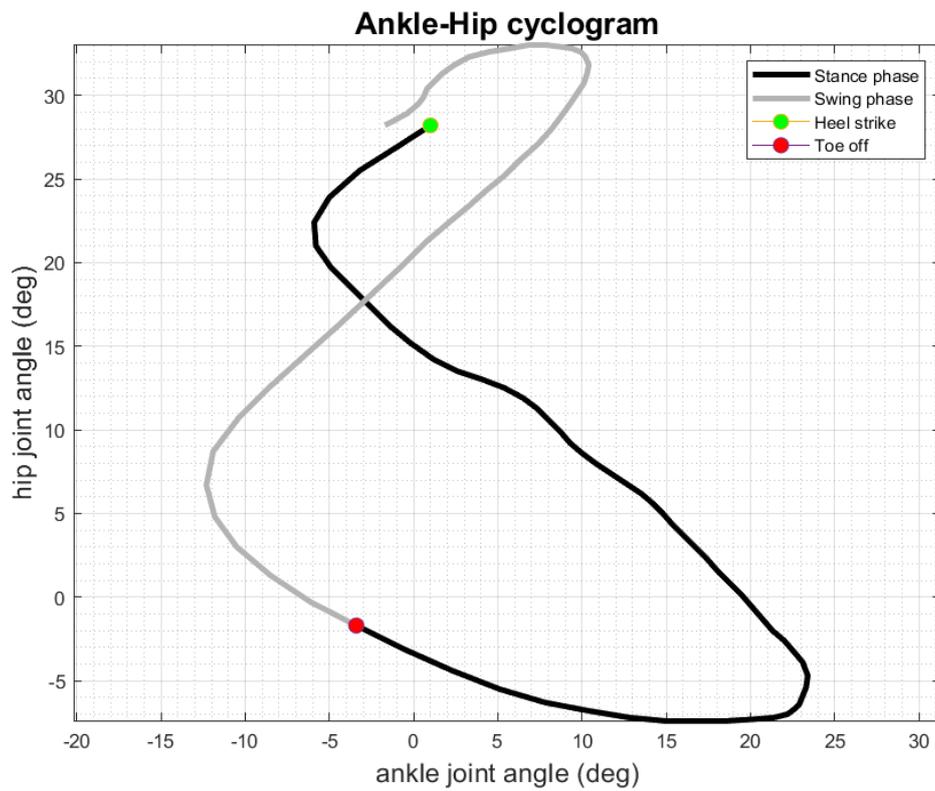


Figura 2.3. Ciclogramma caviglia-anca di un soggetto sano adulto che cammina in piano.

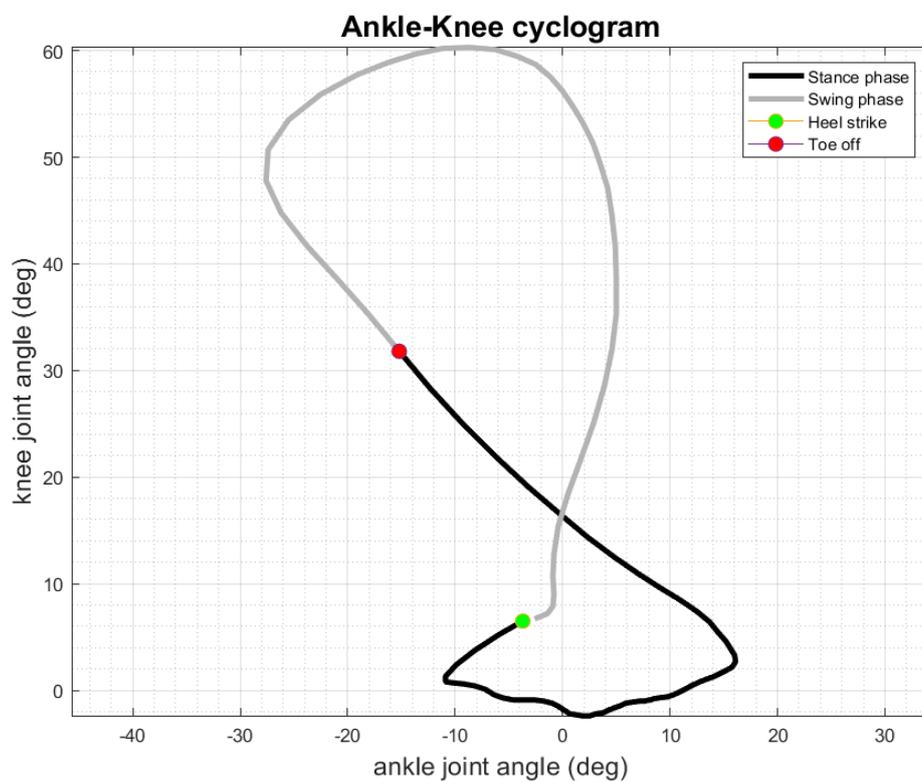


Figura 2.4. Ciclogramma caviglia-ginocchio di un soggetto sano adulto che cammina in piano.

Le informazioni sul movimento congiunto delle articolazioni degli arti inferiori possono essere rappresentate anche su un grafico tridimensionale. Su questo tipo di curve 3D è possibile osservare l'andamento degli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia insieme (Fig. 2.5).

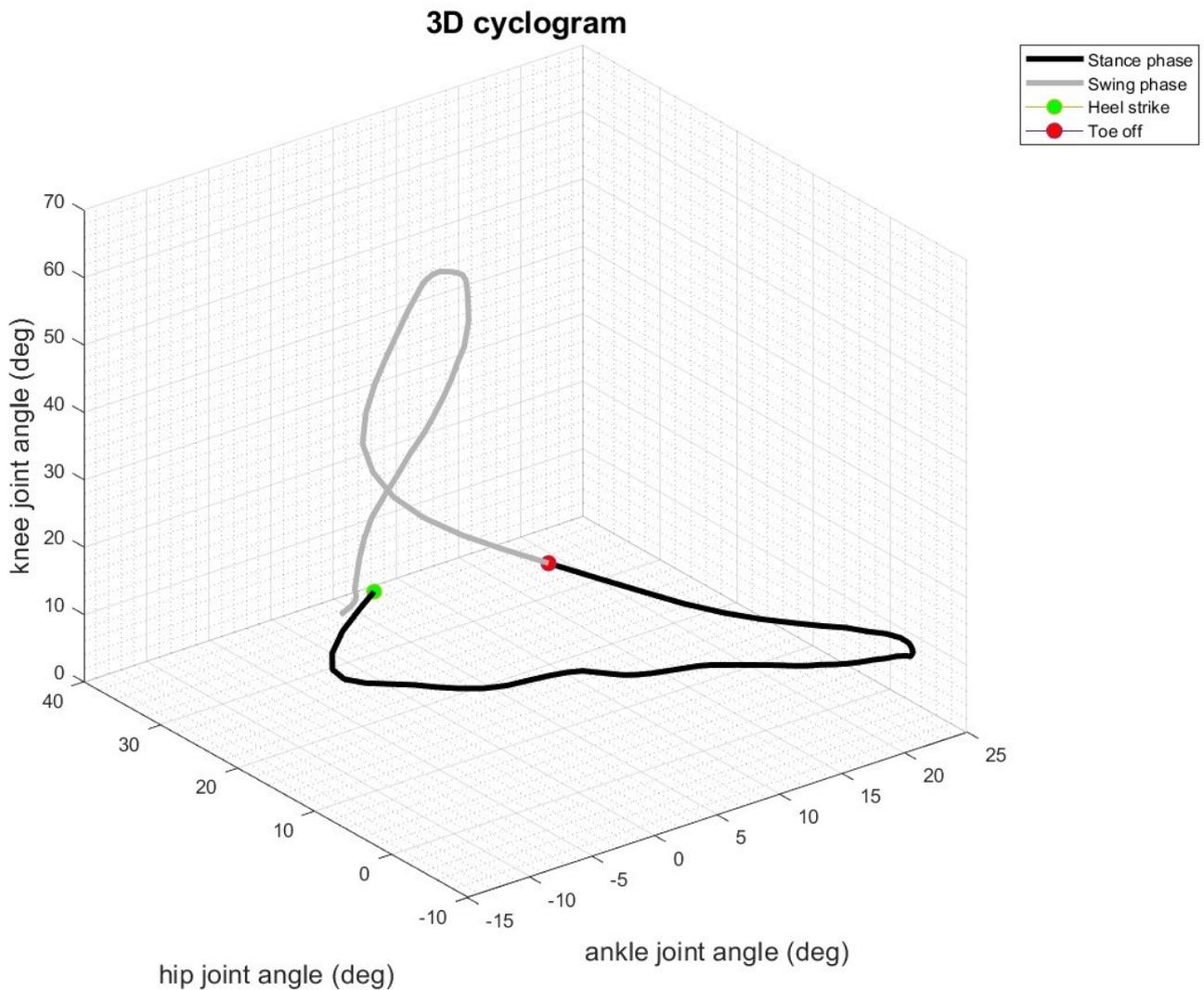


Figura 2.5. Esempio di ciclogramma 3D ricavato da un soggetto sano che cammina in piano.

Per quanto riguarda i ciclogrammi bilaterali, nella figura 2.6 è mostrato il procedimento con cui, a partire dai segnali grezzi dell'andamento dell'angolo articolare, vengono ricavate prima la curva angolo-angolo non sincronizzata e poi quella sincronizzata.

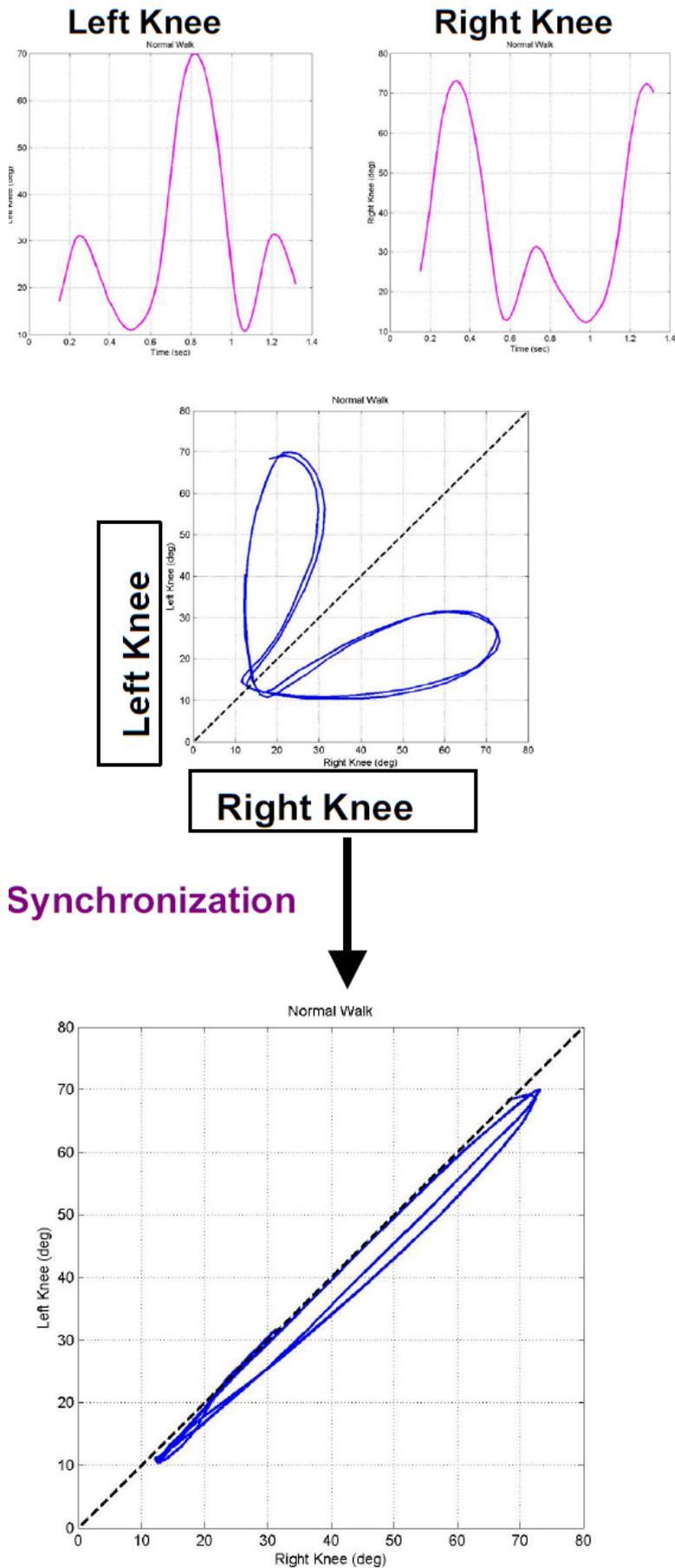


Figura 2.6. Rappresentazioni grafica dei ciclogrammi bilaterali sincronizzati e non sincronizzati. Viene mostrato il procedimento per passare dai segnali grezzi alla curva angolo-angolo sincronizzata (Goswami, 2003).

I diagrammi angolo-angolo di cammini patologici possono differire notevolmente nella forma rispetto a quelli di cammini fisiologici. Nella figura 2.7 sono messe a confronto la curva anca-ginocchio di un soggetto con esiti di stroke (a destra) rispetto a un soggetto sano (a sinistra) mentre nella figura 2.8 è confrontato il ciclogramma bilaterale del ginocchio sempre degli stessi soggetti.

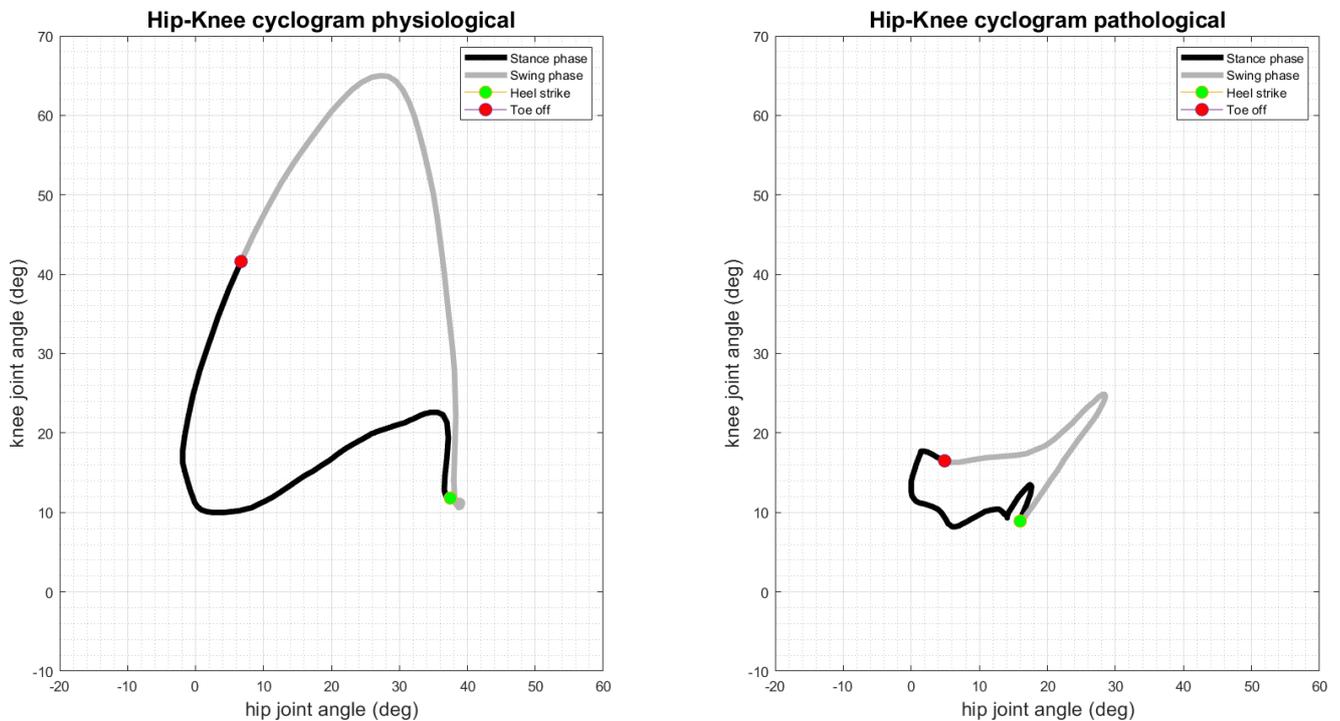


Figura 2.7. Confronto tra la curva anca-ginocchio di soggetto sano e la curva anca-ginocchio di un soggetto con esiti di stroke.

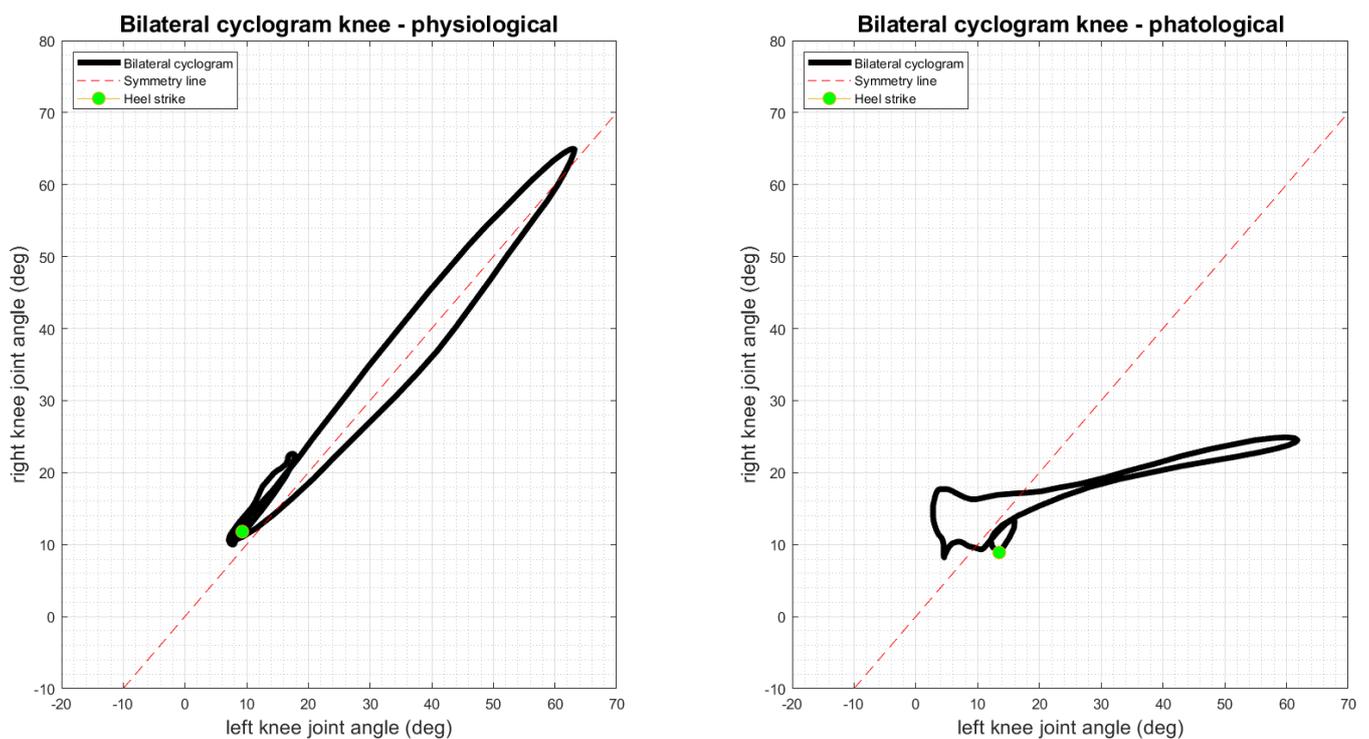


Figura 2.8. Confronto tra il ciclogramma bilaterale dell'articolazione di ginocchio ottenuto da un cammino fisiologico rispetto a quello ottenuto dal cammino di un soggetto affetto da ictus.

Indici numerici calcolati a partire dalle curve interjoint

Un ciclogramma può essere considerato approssimativamente come una curva chiusa piana. A livello quantitativo, l'importanza di caratterizzare numericamente i diagrammi angolo-angolo ha portato ad utilizzare alcune caratteristiche geometriche delle curve quali: perimetro, area e circolarità, compattezza o rotondità (Goswami, 1998). Il perimetro di un ciclogramma, P , viene calcolato come la somma delle distanze tra punti successivi $(\theta_{x_i}, \theta_{y_i})$ e $(\theta_{x_{i+1}}, \theta_{y_{i+1}})$:

$$L_i = \sqrt{(\theta_{x_{i+1}} - \theta_{x_i})^2 + (\theta_{y_{i+1}} - \theta_{y_i})^2} \quad (2.1)$$

$$P = \sum_{i=1}^n L_i \quad (2.2)$$

La distanza tra due punti successivi può anche essere espressa come:

$$L_i = \Delta t_i \sqrt{(\omega_{x_i})^2 + (\omega_{y_i})^2} \quad (2.3)$$

dove ω_{x_i} e ω_{y_i} sono le velocità angolari medie delle due articolazioni interessate durante l'intervallo Δt_i . La seconda equazione per la distanza tra due punti del ciclogramma lega il perimetro alla velocità media delle articolazioni durante un ciclo del passo. Il perimetro è perciò proporzionale alla velocità media articolare per cicli di uguale durata.

L'area di un diagramma angolo-angolo può essere calcolata come l'area segnata di una curva chiusa polilinea:

$$A = \sum_{i=1}^n a_i = \sum_{i=1}^n \theta_{x_i} \theta_{y_{i+1}} - \theta_{x_{i+1}} \theta_{y_i} \quad (2.4)$$

con θ_{x_i} e θ_{y_i} che rappresentano gli angoli articolari del punto i . Il segno positivo dell'area indica una curva angolo-angolo percorsa in senso antiorario mentre un segno negativo indica una curva percorsa in senso orario.

Il perimetro e l'area possono essere utilizzati per calcolare un indice adimensionale γ che caratterizzi la circolarità, la compattezza o la rotondità di una curva chiusa. In letteratura (Goswami, 1998) sono state proposte diverse espressioni di questo indice:

$$\gamma = P^2/4\pi A$$

$$\gamma = 4\pi A/P^2$$

$$\gamma = P^2/A$$

$$\gamma = P/\sqrt{A}$$

(2. 5)

Il calcolo dell'area sottesa ad una curva angolo-angolo riveste un ruolo importante anche nella valutazione quantitativa dei ciclogrammi bilaterali. In particolare, il calcolo dell'area rappresenta uno degli strumenti più semplici per valutare lo stato di asimmetria del cammino di un soggetto in quanto maggiore è l'area di una curva angolo-angolo bilaterale sincronizzata maggiore è il valore di asimmetria del cammino. L'area non è l'unico indice geometrico che può essere utilizzato per caratterizzare quantitativamente l'asimmetria del cammino di un soggetto. In condizione di cammino simmetrico perfetto o ideale, il ciclogramma bilaterale sincronizzato risulta giacere completamente su una retta inclinata di 45° detta linea di simmetria (Goswami, 2003). Perciò, l'inclinazione della curva angolo-angolo o orientamento può essere uno strumento per valutare lo stato di asimmetria. I ciclogrammi bilaterali non sono altro che un insieme di punti o stati, perciò, è possibile utilizzare la regressione lineare per stimare l'orientamento del ciclogramma (Kutilek et al., 2013). La regressione lineare semplice approssima l'insieme di punti o stati ad una retta che minimizza l'errore quadratico medio e, in questo modo, la pendenza della retta può essere usata come valore di inclinazione del diagramma angolo-angolo. L'equazione polinomiale dell'asse maggiore di regressione (asse principale) è l'equazione della retta:

$$Y = Y_0 + \alpha(X - X_0)$$

(2. 6)

L'inclinazione o orientamento del ciclogramma bilaterale, θ , una volta calcolata l'equazione del modello di regressione lineare, può essere ottenuta dall'arcotangente della pendenza α :

$$\theta = \arctan (\alpha)$$

(2. 7)

Sempre per quanto riguarda la valutazione dell'asimmetria del cammino di un soggetto Pilkar e colleghi hanno introdotto un nuovo metodo, detto Cyclogram Based Symmetry (CBS), che si basa non più sull'utilizzo dei ciclogrammi bilaterali sincronizzati ma sull'utilizzo di quelli non sincronizzati (Pilkar et al., 2018). Il metodo introdotto prevede di calcolare per ogni articolazione dell'arto inferiore una misura o indice di simmetria basato sul confronto punto a punto della distanza geometrica dall'origine del piano della curva e dalla linea di simmetria. Sotto condizioni ideali il ciclogramma dovrebbe essere simmetrico rispetto alla linea a 45° che passa per l'origine. Per ogni istante j la distanza perpendicolare (d_j) tra la linea di simmetria e l'angolo del ginocchio destro, $B(x_{i+50}, y_{i+50})$, è confrontata con la corrispondente distanza (c_j) ottenuta dall'angolo sinistro, $A(x_i, y_i)$, a quell'istante. Il ciclogramma mostra come un arto devia dalla linea a 45° rispetto all'altro. Le informazioni delle distanze dei punti della curva angolo-angolo dall'origine e dalla linea di simmetria portano al calcolo della simmetria dell'articolazione come:

$$R_j = \frac{a_j/b_j + c_j/d_j}{2}, \quad j = 1:50$$

(2. 8)

$$S_{joint} = \frac{\sum_{j=1}^{N=50} R_j}{N}$$

(2. 9)

a_j e b_j rappresentano rispettivamente la distanza degli angoli dell'arto sinistro e dell'arto destro dall'origine del piano della curva. Questa misura di simmetria (S_{joint}) viene calcolata per ogni articolazione della gamba nel piano sagittale. La misura totale di simmetria del cammino viene calcolata graficando le misure di simmetria in un sistema di coordinate polari 3D. S è espressa come la distanza radiale dall'origine:

$$S = \frac{\sqrt{(S_{knee}^2 + S_{ankle}^2 + S_{hip}^2)}}{1.73}$$

(2. 10)

Il fattore di normalizzazione di 1.73 (massima distanza radiale possibile dall'origine) è usato per normalizzare S tra 0 e 1.

Analisi e discussioni sulle curve interjoint

I ciclogrammi sono un metodo di sintesi dell'informazione che permettono di analizzare il cammino fisiologico e patologico sia a livello qualitativo sia a livello quantitativo. Da un punto di vista qualitativo il confronto grafico tra una curva angolo-angolo di soggetto sano e quella di un soggetto

patologico permette di osservare le differenze geometriche tra i due grafici. Inoltre, è stato dimostrato che le curve angolo-angolo di cammini patologici sono geometricamente differenti e sono facili da identificare visivamente rispetto a quelle ottenute da cammini normali (Goswami, 1998). Anche nell'analisi della simmetria del cammino le differenze grafiche nei ciclogrammi bilaterali tra condizioni fisiologiche e condizioni patologiche sono molto evidenti. Per caratterizzare meglio queste differenze qualitative si è reso necessario introdurre degli indici quantitativi, in particolare degli indici geometrici, che possano essere utilizzati come descrittori del cammino. Il perimetro di un diagramma angolo-angolo può essere considerato come la distanza totale percorsa dalle due articolazioni nei loro rispettivi spazi articolari. Il perimetro sarà tanto maggiore quanto maggiore è l'escursione articolare. Questa non deve essere però confusa con ROM, che è la differenza tra il

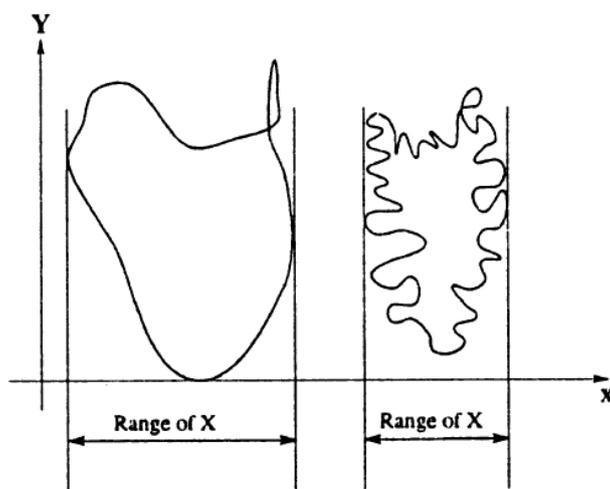


Figura 2.9. Differenza tra escursione articolare (misurata dal perimetro) e range articolare (legato all'area). Il ciclogramma a sinistra a un ROM maggiore ma un'escursione articolare minore rispetto a quello a destra (Goswami, 1998).

massimo angolo articolare e il minimo (Fig. 2.9). Infatti, un'articolazione può avere una grande escursione in un range molto piccolo.

L'area di un diagramma angolo-angolo è un indicatore del range di movimento articolare congiunto. Il calcolo dell'area (Eq. 2.4) è basato su un'integrazione con il metodo dei rettangoli. L'area calcolata con questo metodo ha segno positivo o negativo a seconda del verso di percorrenza della curva; questo può introdurre degli errori nel calcolo dell'area in ciclogrammi con parti delle curve che si intersecano. Il perimetro e l'area, in particolare, sono quantità che dipendono dal range di movimento dell'articolazioni considerate; di conseguenza sono approssimativamente correlate linearmente alla velocità media del cammino perché il ROM delle articolazioni aumenta con la velocità (Goswami, 1998). La dipendenza di questi indici dalla velocità del cammino può essere superata se si utilizza un indice adimensionale γ in cui si calcola il rapporto tra area e perimetro (Eq. 2.5). Le quantità adimensionali calcolate come rapporto tra perimetro e area sono all'incirca costanti, perciò, possono essere considerate un'invariante del cammino rispetto alla velocità (Goswami, 1998). L'area di una curva angolo-angolo può essere utilizzata anche come indice o metodo per misurare il valore di asimmetria del cammino di un soggetto quando viene confrontato l'andamento dell'angolo di un'articolazione di una gamba rispetto all'altro dell'altra gamba (ciclogramma bilaterale sincronizzato). In condizioni di cammino simmetrico perfetto o ideale, il ciclogramma bilaterale risulterebbe giacere completamente su una retta inclinata di 45° detta linea

di simmetria. In realtà, nessun cammino fisiologico è perfettamente simmetrico, perciò, il diagramma angolo-angolo è leggermente deviato dalla linea di simmetria. La natura e l'ampiezza della deviazione della curva angolo-angolo bilaterale dalla linea di simmetria possono essere considerate misure di asimmetria del cammino. In un diagramma angolo-angolo di un cammino perfettamente simmetrico l'area all'interno della curva è pari a zero. Perciò, tanto maggiore è l'area della curva tanto maggiore è il valore di asimmetria. La valutazione del livello di asimmetria può essere effettuata anche analizzando l'orientamento del ciclogramma bilaterale. Questo indice può essere calcolato come l'inclinazione della retta che approssima la curva angolo-angolo nel modello di regressione lineare (Kutilek et al., 2013). Tanto più l'inclinazione è vicina alla linea di simmetria (45°), minore è l'asimmetria del soggetto. È necessario però considerare che il modello di regressione lineare effettua un'approssimazione della curva minimizzando la distanza dei quadrati e, pertanto, esiste la possibilità che alcune forme di ciclogrammi bilaterali abbiano un orientamento di 45° pur appartenendo a soggetti che presentino evidenti segni di asimmetria del cammino. Come sottolineato da Pilkar e colleghi nel loro articolo (Pilkar et al., 2018), la fase di sincronizzazione del ciclogramma bilaterale può introdurre un errore dovuto ad una non perfetta individuazione dell'evento temporale del cammino necessario a mettere in fase i due segnali. Questo errore può propagarsi nel calcolo dell'area e dell'orientamento. Per evitare ciò, gli autori hanno proposto un nuovo metodo per valutare la simmetria articolare basato sui ciclogrammi bilaterali non sincronizzati e su aspetti geometrici. Questo metodo calcola per ogni istante la distanza degli angoli articolari corrispondenti dalla linea di simmetria e dall'origine, e il rapporto tra queste distanze viene utilizzato per calcolare un indice di simmetria (Eq. 2.8, 2.9), il cui valore massimo pari a 1 rappresenta una perfetta simmetria articolare. Gli indici di simmetria articolare sono poi utilizzati per calcolare un indice di simmetria totale del cammino (Eq. 2.10). Per questo indice la condizione di cammino simmetrico perfetto corrisponde ad un valore pari a 1.

I risultati dell'analisi del cammino convenzionale forniscono informazioni su diversi parametri ma non permettono di valutare articolazione multiple in maniera simultanea. Le curve angolo-angolo permettono di valutare il movimento congiunto di più articolazioni e sono stati utilizzati come strumento per valutare le caratteristiche del cammino di pazienti patologici rispetto a quelli fisiologici o per valutare la gravità della patologia. In particolare, per quanto riguarda il cammino di soggetti affetti da emiplegia dovuta ad ictus, lo studio di Lee e colleghi (Lee et al., 2021) ha mostrato come gli indici geometrici, ROM, area e perimetro, estratti dalla curva anca-ginocchio nel piano sagittale permettano di differenziare, in maniera statisticamente significativa, soggetti sani da soggetti con esiti di stroke e soggetti patologici con Functional Ambulation Category (FAC) pari a 4 o 5, cioè che possono camminare in maniera indipendente, da soggetti patologici con FAC pari a 2 o 3, cioè che richiedono un qualche tipo di assistenza per camminare. Inoltre, queste differenze sono osservabili anche a livello di fase di stance e fase di swing separate. A livello di analisi dell'asimmetria del cammino in pazienti con emiparesi dovuta ad ictus, sia a livello dell'articolazione dell'anca che di quella di ginocchio, la differenza tra soggetti fisiologici e soggetti patologici per quanto riguarda il valore dell'area è notevole, mentre i valori di orientamento in alcuni casi possono essere simili (Goswami, 2003). Entrambi questi studi (Goswami, 2003; Lee et al., 2021) hanno il limite di analizzare il movimento congiunto di più articolazioni solo nel piano sagittale e non negli altri piani anatomici; inoltre, non è mai stata analizzata l'articolazione di caviglia. Oltre a questo, nello studio di Lee e colleghi non viene tenuta in considerazione la velocità del passo nell'analisi del cammino del gruppo di soggetti sani, aspetto rilevante poiché area e perimetro sono approssimativamente legate in

maniera lineare alla velocità media del passo. I ciclogrammi bilaterali possono essere usati anche nella modalità non sincronizzata per valutare pazienti patologici. Il metodo di calcolo della simmetria del cammino introdotto da Pilkar e colleghi permette di distinguere in maniera statisticamente significativa il cammino di soggetti con esiti di stroke da quello di soggetti fisiologici (Pilkar et al., 2018). Questo metodo è stato anche utilizzato nello stesso studio per valutare differenze del cammino in soggetti affetti da ictus con o senza utilizzo di Foot Drop Stimulator (FDS). In questo caso soltanto l'indice di simmetria dell'articolazione di caviglia ha mostrato delle differenze a livello statistico. Questo risultato è probabilmente dovuto al fatto che l'utilizzo di FDS influisce in particolare modo sul movimento della caviglia e non su quello delle due altre articolazioni. Gli indici di simmetria di Pilkar sono correlati con la velocità del cammino. In particolare, l'indice dell'articolazione di anca, ginocchio e totale correlano con la velocità se questa è maggiore di 0.8 m/s mentre per velocità inferiori solo l'articolazione di anca correla. Questa correlazione suggerisce che un aumento di simmetria delle articolazioni di anca e ginocchio ha una significativa influenza sulla velocità del cammino. Per quanto riguarda invece l'articolazione di caviglia invece, la presenza di una correlazione non lineare può essere dovuta alla dinamica di questa articolazione (Pilkar et al., 2018). Nel metodo CBS la forma dei ciclogrammi guida il calcolo degli indici sebbene non identifichi la fonte dell'asimmetria in base agli angoli articolari (Pilkar et al., 2018). Anche in questo studio, come nei precedenti di Lee e Goswami, gli autori si sono concentrati sull'analisi del solo piano sagittale, non considerando quello frontale e quello longitudinale; oltre a ciò, in tutti gli studi l'ampiezza del campione di studio e di controllo è ridotta.

Conclusioni

I ciclogrammi possono rappresentare un ottimo strumento nella pratica clinica per valutare condizioni patologiche attraverso l'osservazione di curve, che permettono di analizzare il movimento congiunto di più articolazioni mostrando un quadro più ampio sull'intera cinematica del cammino. Inoltre, l'utilizzo di indici numerici permette di rendere più comprensibile la lettura delle curve angolo-angolo e di confrontare non solo in maniera qualitativa, ma anche quantitativa, i movimenti articolari congiunti.

2.1.2. CURVE MOMENTO-ANGOLO

Curve momento-angolo e joint stiffness

Nell'analisi del cammino, le *curve o diagrammi momento-angolo* sono traiettorie chiuse ottenute graficando il momento delle forze esterne che agisce su una determinata articolazione rispetto all'andamento dell'angolo articolare lungo un ciclo del passo. In queste curve viene descritta la variazione dell'angolo articolare (effetto) dovuta all'applicazione di un momento delle forze esterne (causa). La relazione tra momento e variazione dell'angolo è legata al concetto di *stiffness* (rigidità). La *dynamic joint stiffness* (DJS) viene definita come la resistenza che un'articolazione, cioè i muscoli e le altre strutture dei tessuti molli legate all'articolazione, offre durante il cammino in risposta ad un momento delle forze esterne applicato (Davis & DeLuca, 1996). La rigidità totale legata ad un'articolazione è formata da una componente attiva legata alla contrazione attiva dei muscoli, sia eccentrica che isometrica, ed una componente passiva dovuta allo stiramento passivo dei tessuti molli e alle proprietà viscoelastiche dei muscoli (Lamontagne et al., 2000). La DJS si differenzia dalla rigidità passiva perché può dipendere sia dalla contrazione dei muscoli che dalle componenti passive o entrambi (Davis & DeLuca, 1996). In ambito clinico e di studio le curve momento-angolo sono utilizzate principalmente nella valutazione dell'articolazione di caviglia in soggetti patologici, affetti per esempio da paralisi cerebrale infantile o da ictus.

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: ((*gait*) OR (*gait analysis*)) AND (*moment-angle*)

La ricerca ha prodotto 34 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 4 articoli. Dei rimanenti, 11 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 17 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati e 2 articoli sono stati esclusi perché non reperibili in full-text. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 5 articoli. Di questi 3 sono stati selezionati.

Nel digramma di flusso in figura 2.10 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

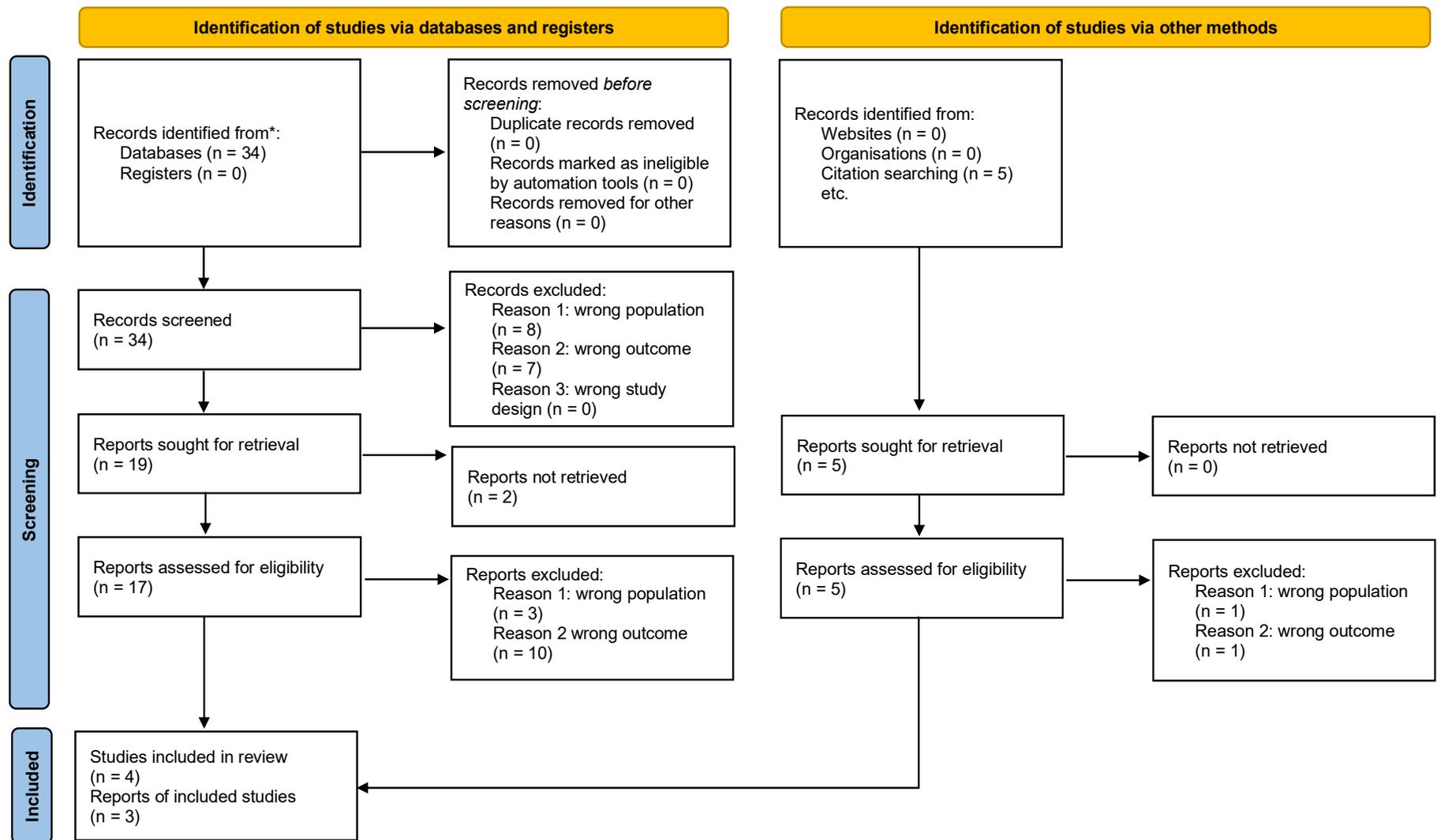


Figura 2.10. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sulle curve momento-angolo basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.2 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Davis RB; DeLuca PA;	1996	Gait characterization via dynamic joint stiffness	Gait & posture - Volume 4, Issue 3, pp. 224-31	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	NA	28 pediatric subjects	NA	Yes	NA	NA	Small sample size; only pediatric subject
Frigo C; Crenna P; Jensen LM;	1996	Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities	Journal of electromyography and kinesiology- Volume 6, Issue 3, pp. 177-90	Descrivere il campione	NA	NA	9	NA	No	NA	NA	Small sample size; only males
Lamontagne A; Malouin F; Richards CL;	2000	Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke	Archives of physical medicine and rehabilitation - Volume 81, Issue 3, pp. 351-8	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	Stroke	14	11	No	Passive stiffness no correlation with gait speed, Ashworth Scale score and Fugl-Meyer leg test; correlation with passive dorsiflexion ROM (R=0.60)	NA	Small sample size ; linear relationship between ankle moment and ankle angle
Gabriel RC; Abrantes J; Granata K; Bulas-Cruz J; Melo-Pinto P; Filipe V;	2008	Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences	Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine - Volume 9, Issue 1, pp. 16-24	Descrivere il campione	NA	NA	21 males, 18 females	NA	No	NA	NA	2D video motion analysis system; only sagittal plane
Crenna P; Frigo C;	2011	Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: gender and age effects	Human movement science - Volume 30, Issue 6, pp. 1185-98	Descrivere il campione	NA	NA	120	NA	No	NA	NA	NA
Sekiguchi Y; Muraki T; Kuramatsu Y; Furusawa Y; Izumi S;	2012	The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis	Clinical biomechanics (Bristol, Avon) - Volume 27, Issue 5, pp. 495-9	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	Stroke	12	9	No	Gait speed (p=0.019), cadence (p=0.023), and stride length (p=0.050) positively with quasi-joint stiffness on paretic side	NA	A critical factor contributing to dynamic joint stiffness can not be identified; included also patients with hemiparesis from brain tumor; gait speeds and sex not matched between groups
Collins JD; Arch ES; Crenshaw JR; Bernhardt KA; Khosla S; Amin S; Kaufman KR;	2018	Net ankle quasi-stiffness is influenced by walking speed but not age for older adult women	Gait & posture - Volume 62, Issue , pp. 311-316	Descrivere il campione	NA	NA	113	NA	No	NAS with gait speed (R=0.59 p<0.001) and stride length (R=0.50 p<0.01)	NAS is quantified using a linear regression analysis	Sample with only women

Tabella 2.2. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi alle curve momento-angolo.

Rappresentazioni grafiche delle curve momento-angolo

Le curve ottenute graficando il momento articolare esterno in funzione dell'angolo articolare hanno caratteristiche tipiche per ogni articolazione degli arti inferiori e mantengono all'incirca le stesse caratteristiche principali fra soggetti. La figura 2.11 mostra un diagramma momento-angolo relativo all'articolazione di anca di un soggetto sano adulto nel piano sagittale. La curva in Figura 18b è stata ottenuta plottando insieme i grafici di figura 2.11a. I valori di momento e di variazione dell'angolo articolare sono stati ottenuti in questo caso mediando 10 cicli del passo. Le ellissi presenti nel digramma momento-angolo rappresentano il valore di deviazione standard per ogni punto. Poiché l'intervallo tra i punti che compongono la curva rappresenta l'1% del ciclo del passo, la densità delle ellissi riflette il parametro tempo. Come appare, la curva presenta due loop o anelli, il primo è relativo ad un momento delle forze esterne flessorio ed è in senso antiorario, il secondo è relativo ad un momento estensore ed in senso orario. Se non consideriamo le fasi di inversione dell'angolo vicino ai punti di massima flessione ed estensione in cui il momento cambia in maniera ripida, possono essere identificate all'interno della curva fasi che possono essere approssimate in maniera lineare. In figura 2.12 è rappresentato il diagramma momento-angolo relativo all'articolazione di ginocchio di un soggetto adulto sano nel piano sagittale. In questo caso la forma della curva appare un po' più complessa rispetto a quella precedente. Nonostante ciò, anche in questo caso è possibile identificare alcune fasi approssimativamente lineari. Due fasi di grande pendenza sono identificate in corrispondenza della flessione del ginocchio che avviene dopo il contatto del tallone. La parte

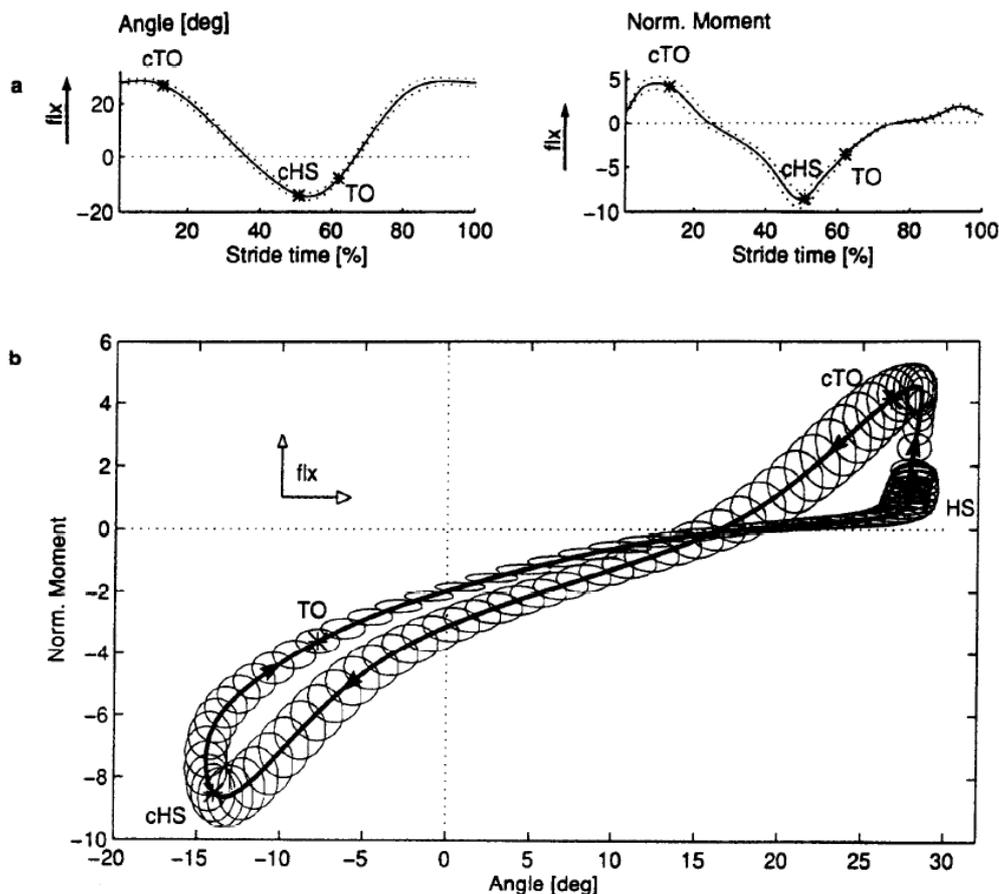


Figura 2.11. (a) Rappresentazione della variazione dell'angolo articolare di anca e del momento durante il ciclo del passo (media su 10 passi); il momento è normalizzato dividendolo per il peso del soggetto e poi moltiplicando per 100). (b) Curva momento-angolo del ginocchio (Frigo et al., 1996)

successiva della curva scorre in orizzontale e rappresenta la fase di flessione del ginocchio. Questa parte ha un andamento piuttosto curvato se messa in confronto alla successiva fase, estensione del ginocchio, che invece a un andamento pressoché lineare. La figura 2.13 mostra una curva momento-angolo relativa all'articolazione di caviglia di un soggetto adulto sano nel piano sagittale. In questo diagramma è possibile identificare principalmente un loop o anello percorso in senso antiorario. Come nelle precedenti curve anche in questo caso è possibile osservare delle fasi di quasi-linearità. In particolare, si può identificare una prima fase relativa alla dorsiflessione della caviglia, una seconda relativa alla flessione plantare nell'ultima parte della fase di stance ed una relativa alla fase di swing con una pendenza pressoché nulla. La prima parte della curva, quella che va dall'heel strike al massimo valore di flessione plantare corrisponde alla fase del primo rocker (rotolamento). Durante questo intervallo la caviglia diventa maggiormente plantiflessa e avviene il rotolamento del tallone sino all'appoggio piatto del piede. Invece, l'intervallo che va dal massimo valore di plantiflessione, nella prima parte della fase di stance, al massimo valore di flessione dorsale, nella fase di mid-stance, corrisponde alla fase del secondo rocker. Durante questo periodo il valore dell'angolo di caviglia e del momento crescono simultaneamente facendo sì che la curva abbia un andamento quasi lineare e avviene il rotolamento della tibia sull'articolazione sottoastragalica sino al distacco del tallone. Il

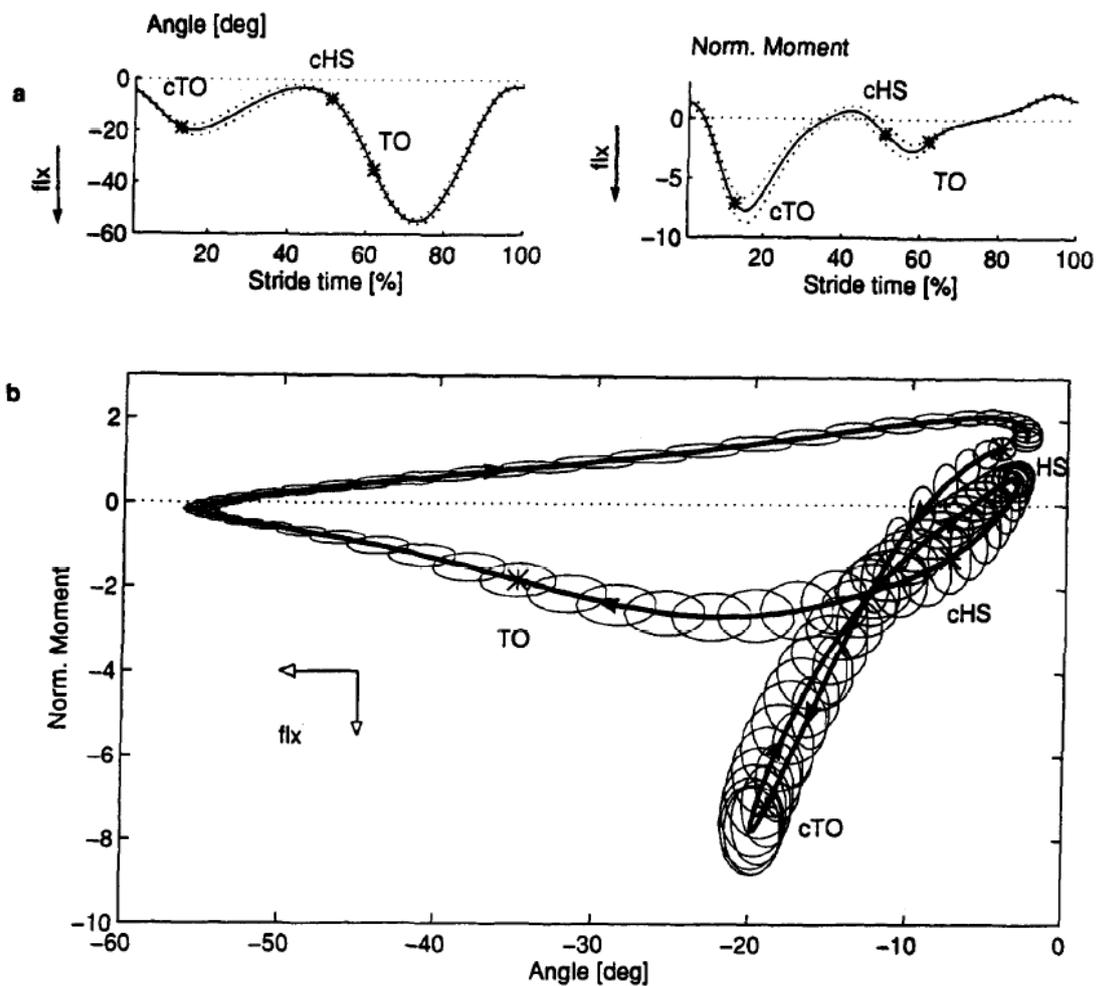


Figura 2.12. (a) Rappresentazione della variazione dell'angolo articolare del ginocchio e del momento durante il ciclo del passo (media su 10 passi); il momento è normalizzato dividendolo per il peso del soggetto e poi moltiplicando per 100. (b) Curva momento-angolo del ginocchio (Frigo et al., 1996)

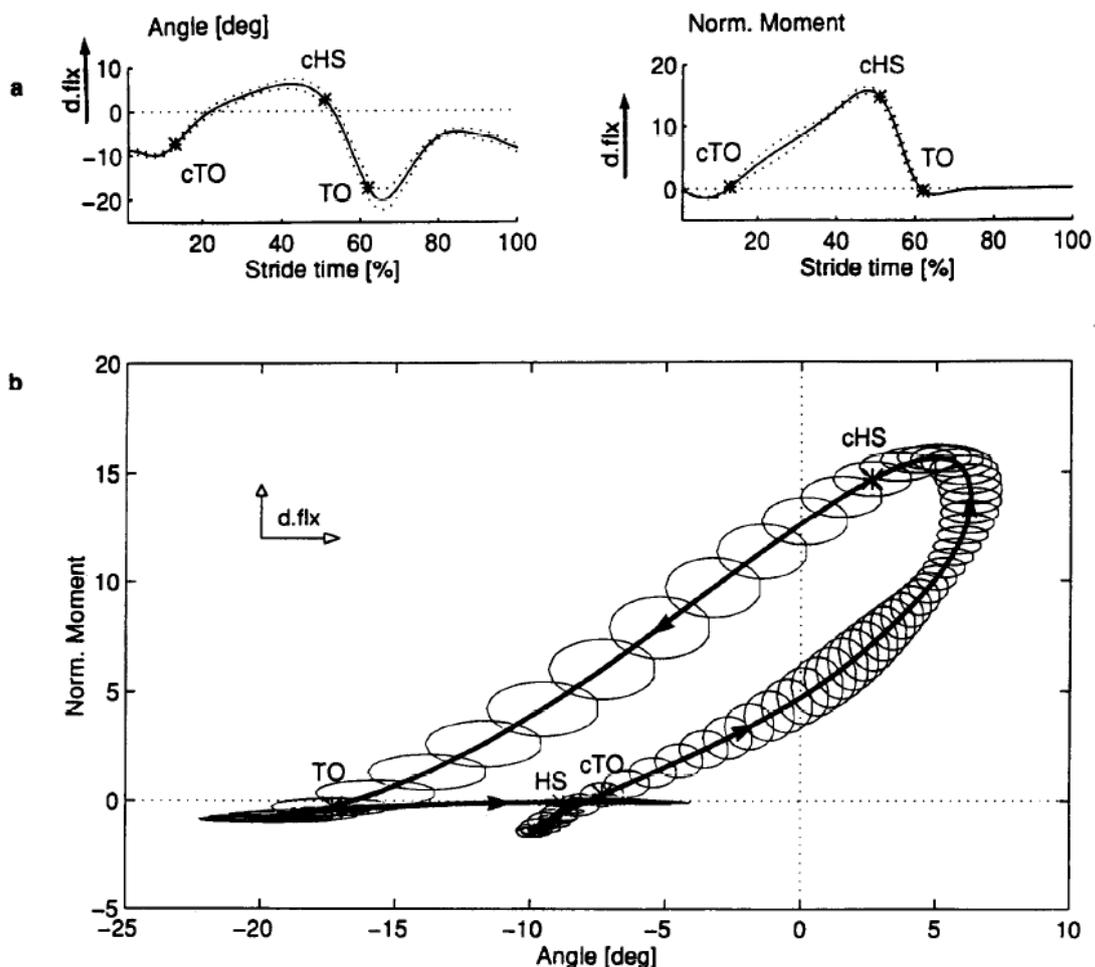


Figura 2.13. (a) Rappresentazione della variazione dell'angolo articolare della caviglia e del momento durante il ciclo del passo (media su 10 passi); il momento è normalizzato dividendolo per il peso del soggetto e poi moltiplicando per 100). (b) Curva momento-angolo del ginocchio (Frigo et al., 1996)

terzo rocker o rotolamento corrisponde al periodo della fase di stance che va dal massimo angolo di dorsiflessione fino all'istante di toe off. In questo periodo avviene il rotolamento sotto le teste metatarsali e nella prima parte di questo intervallo, nel tratto dal massimo valore di dorsiflessione al massimo valore del momento, la curva momento-angolo ha una pendenza negativa.

Per quanto riguarda la forma del diagramma momento-angolo dell'articolazione di caviglia, oltre alla forma individuata in figura 2.13, la più comune, sono state individuate nella popolazione sana altre tre forme ricorrenti: narrow loops, large loops e yielding loops (Fig. 2.14). Basandosi su una popolazione di 90 adulti, le curve narrow loops sono state identificate come quelle curve il cui lavoro netto era minore del decimo percentile e il rapporto tra lavoro prodotto e assorbito era maggiore del novantesimo percentile, mentre le curve large loops come quelle con il lavoro netto maggiore del novantesimo percentile e il rapporto tra i lavori minore del decimo percentile. Le curve yielding loops sono state identificate manualmente (Crenna & Frigo, 2011).

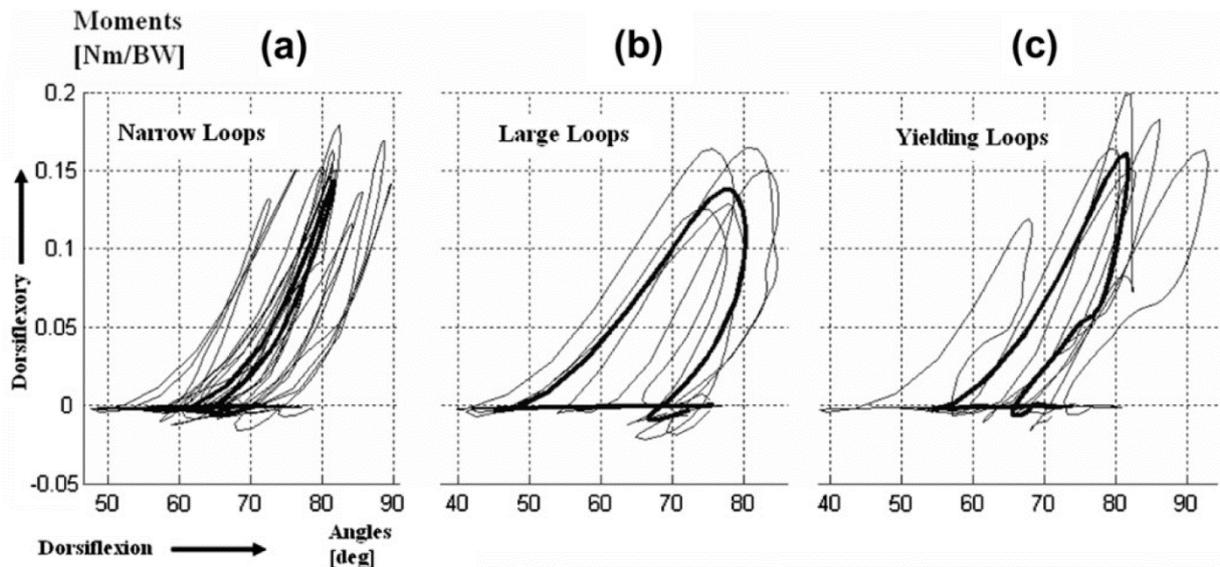


Figura 2.14. Curve momento-angolo atipiche analizzate nella popolazione adulta. La linea spessa nera rappresenta la media delle curve dei singoli soggetti analizzati (Crenna & Frigo, 2011)

Indici numerici calcolati a partire dalle curve momento-angolo

I diagrammi momento-angolo sono stati principalmente studiati in relazione all'articolazione di caviglia e rispetto al piano sagittale. Perciò gli indici che verranno descritti successivamente riguarderanno soltanto l'articolazione di caviglia nel piano sagittale. A livello grafico è possibile identificare alcuni parametri descrittivi globali delle curve come il picco del momento delle forze, angolo all'istante del contatto iniziale, il massimo angolo di dorsiflessione e l'angolo all'istante di toe off (Crenna & Frigo, 2011).

La stiffness o rigidità articolare, come definita in precedenza, è la pendenza della curva momento-angolo, perciò, se si fa riferimento all'articolazione di caviglia, la stiffness della caviglia è la pendenza della tangente alla curva del momento delle forze esterne plottato in funzione dell'angolo di dorsiflessione o plantiflessione. La stiffness articolare da un punto di vista matematico può essere espressa come: $S = dM/d\theta$, dove M è il momento e θ è l'angolo articolare (Crenna & Frigo, 2011). Anche se sono disponibili i dati per valutare la dynamic stiffness della caviglia lungo tutto il ciclo del passo, diversi studi hanno preso in considerazione soltanto il periodo del secondo rocker per valutare la pendenza della curva; questa scelta è stata fatta per via della relativa semplicità dell'attività muscolare legata alla caviglia e per le implicazioni nella meccanica del cammino. Da un punto di vista matematico il calcolo della pendenza della curva, numericamente uguale alla stiffness media, è ottenuto applicando la regressione lineare ai dati dell'intervallo del secondo rocker e quindi approssimando il tratto di curva con una retta (Davis & DeLuca, 1996). Se invece si vuole considerare soltanto la stiffness plantiflessoria, la regressione lineare può essere applicata soltanto ai punti tra 0° e il massimo angolo di dorsiflessione nella fase di stance (Lamontagne et al., 2000). La scelta di considerare soltanto l'intervallo del secondo rotolamento per il calcolo della dynamic joint stiffness della caviglia, non è universale; Crenna e Frigo, nel loro studio del 2011 sull'analisi della dinamica dell'articolazione di caviglia attraverso le curve momento-angolo (Crenna & Frigo, 2011), considerano funzionalmente rilevanti tre fasi: la fase iniziale del tratto crescente della curva (ERP, early rising-phase), la fase finale del tratto crescente della curva (LRP, late rising-phase) e la fase discendente

(DP, descending phase) (Fig. 2.15). Il punto iniziale della fase ERP è selezionato come il primo punto sopra una soglia, Thr.1 corrispondente al 5% del massimo valore del momento ($i=0$). A partire da questo punto, la pendenza locale in ogni punto i è calcolata come il rapporto incrementale tra il momento e l'angolo: $S = (M_{i+1} - M_i)/(\theta_{i+1} - \theta_i)$. La pendenza locale è poi mediata tra i punti che vanno da 0 a i e confrontata con la pendenza locale al punto $i+1$. La fine della fase ERP è selezionata come l'istante in cui la nuova pendenza locale ha un'ampiezza 1.7 volte superiore alla pendenza media. Il valore di 1.7 è stato selezionato perché corrisponde ad un netto aumento di pendenza da un punto di vista visivo tra le fasi ERP e LRP. La fase LRP è definita dal punto in cui termina la fase ERP fino ad una seconda soglia corrispondente al 95% del momento massimo, Thr.2. La fase discendente DP è definita come l'intervallo tra l'istante in cui il momento decresce sotto la soglia Thr.2 e l'istante in cui raggiunge la soglia Thr.1. Per quanto riguarda la fase ERP e DP la pendenza della linea di regressione è calcolata rispetto all'asse delle ascisse, mentre per la fase LRP viene calcolata rispetto all'asse delle ordinate poiché, se calcolata rispetto all'asse orizzontale, darebbe valori molto elevati privi di significato. Questa pendenza rispetto all'asse verticale rappresenta quanto cambia l'angolo rispetto ad un cambiamento unitario di momento (l'abilità di adattamento elastico dell'articolazione).

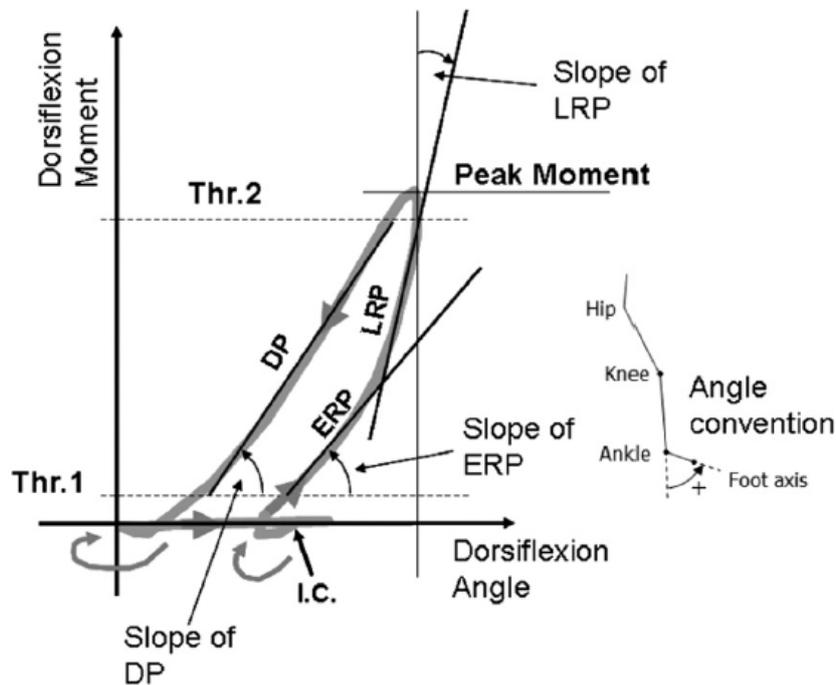


Figura 2.15. Parametri descrittivi della curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia (Crenna & Frigo, 2011)

Per definizione, se un momento è applicato ad un corpo a cui è permesso ruotare, il lavoro meccanico associato è l'integrale del momento calcolato sul range di rotazione: $W = \int_{\theta_1}^{\theta_2} M d\theta$, dove M è il momento e θ indica l'angolo. In un grafico che rappresenta il momento articolare rispetto all'angolo articolare, il lavoro meccanico è rappresentato dall'area sottostante la curva (Fig. 2.16). Nel caso della curva moment-angolo dell'articolazione di caviglia, durante la fase crescente del loop, il momento esterno è dorsiflessorio mentre l'articolazione si dorsiflette, perciò, il lavoro è assorbito dalle strutture interne dell'articolazione (W_{abs}). Invece, durante la fase discendente del loop, il

momento è ancora dorsiflessorio mentre l'articolazione si sta plantaflettendo; per questo motivo l'area sotto questo tratto di curva rappresenta il lavoro prodotto dalle forze interne (W_{prod}) (Crenna & Frigo, 2011). L'area totale sottesa al tratto di curva che compone il loop rappresenta la differenza tra lavoro prodotto e lavoro assorbito (W_{net}). Questo è il lavoro meccanico che, ad ogni passo, è prodotto dalle forze interne e utilizzato nell'articolazione per muovere la caviglia durante il cammino. L'area sotto la curva momento-angolo può essere misurata tramite integrazione con il metodo dei trapezi. A livello di convezione di segni il lavoro assorbito è considerato negativo mentre quello prodotto dalle forze interne è considerato positivo (Frigo et al., 1996).

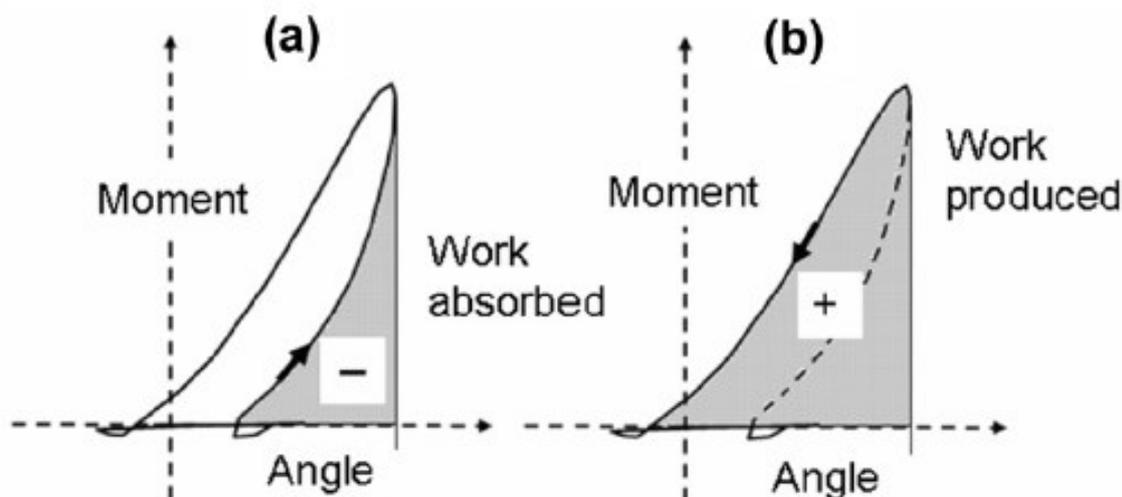


Figura 2.16. Lavoro assorbito e prodotto nel loop della curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia (Crenna & Frigo, 2011)

Analisi e discussioni sulle curve momento-angolo

La pendenza della curva momento-angolo fornisce informazioni su quanto l'angolo articolare in funzione di un momento esterno delle forze applicato. In diversi casi, è stato osservato come l'andamento della curva descriva percorsi simili in fasi ascendenti e discendenti. Questo comportamento ricorda quello di sistemi con molle passive (Frigo et al., 1996). Osservando le curve momento-angolo delle articolazioni degli arti inferiori è possibile identificare, soprattutto nella fase di stance, delle fasi in cui la pendenza rimane quasi costante. Queste fasi caratterizzate da una relazione momento-angolo quasi costante sono separate da fasi, prevalentemente localizzate agli estremi del range di movimento articolare, in cui, in corrispondenza di piccoli cambiamenti di angolo, avvengono brusche variazioni di momento. Queste sono fasi in cui l'articolazione rimane rigida; l'angolo articolare non aumenta o diminuisce perché ha luogo un cambiamento della situazione biomeccanica. Le osservazioni appena riportate indicano che consistenti parti del diagramma momento-angolo di un'articolazione possono essere descritte come sequenze di fasi con pendenza quasi costante separate da periodi di transizione contenenti cambiamenti quasi-isometrici nel momento articolare. Quest'immagine ricorda un sistema meccanico con componenti elastiche, che, in fasi differenti di un'attività ciclica, si muove tra stati discreti caratterizzati da specifiche relazioni lunghezza-tensione (Frigo et al., 1996).

Se consideriamo la pendenza della curva momento-angolo di un'articolazione come la resistenza (dynamic joint stiffness) che questa offre durante in risposta ad un momento delle forze applicate, allora il comportamento dell'articolazione può essere paragonato a quella di una molla torsionale, soprattutto nelle fasi di pendenza quasi-costante. La DJS è determinata in maniera quantitativa come la derivata del momento angolare (M) rispetto alla posizione angolare dell'articolazione (θ) durante il cammino ($dM/d\theta$). Riguardo l'utilizzo dell'espressione "stiffness" e del modo di ricavarla in maniera quantitativa è necessario fare alcune precisazioni. La derivata, $dM/d\theta$, non è necessariamente legata all'abilità del sistema di immagazzinare energia elastica; le misure non tengono in considerazione la viscosità e le forze attive che si oppongono al movimento. Per questo motivo è meglio parlare di "quasi-stiffness", che in ambito fisico è la capacità di un sistema di resistere agli spostamenti imposti dall'esterno, trascurando il corso temporale dello spostamento (Gabriel et al., 2008). Inoltre, la stiffness è calcolata applicando un modello di regressione lineare che approssima la curva ad una retta. Nonostante ciò, per quanto riguarda l'articolazione di caviglia, è stato dimostrato come, per il tratto ascendente del loop, il guadagno di aumentare l'ordine del polinomio che approssima la curva, in termini di coefficiente di correlazione di Pearson, sia minimo (Davis & DeLuca, 1996).

La curva momento-angolo, ed in particolare la valutazione della rigidità articolare, è stata applicata principalmente nell'analisi dell'articolazione di caviglia; questo per via del ruolo essenziale di quest'articolazione nel cammino umano e per la relativa semplicità dell'attività muscolare, soprattutto nel periodo del secondo rocker (Davis & DeLuca, 1996). In un soggetto normale, durante l'intervallo del secondo rotolamento, la tibia si sposta in avanti sopra il piede con un movimento controllato primariamente dalla contrazione eccentrica del gastrocnemio e del soleo. Questo movimento è associato ad una articolazione di caviglia passa da plantiflessa a dorsiflessa con un movimento che è tutto di dorsiflessione, ad una progressione del centro di pressione della reazione vincolare al terreno che si sposta dal tallone verso le dita dei piedi e da un momento interno plantiflessore che bilancia il crescente momento articolare dovuto alle forze esterne (Davis & DeLuca, 1996). Questi aspetti sono importanti perché influenzano la cinetica del cammino, gli aspetti energetici e la propulsione. Lo studio della stiffness della caviglia è stato fatto in funzione di valutare a livello fisiologico e patologico le caratteristiche del cammino umano. A livello patologico, in relazione a soggetti con esiti di stroke affetti da emiparesi, la DJS è stata utilizzata sia per valutare differenze nella rigidità articolare della caviglia nella fase di stance sia per valutare variazioni di contributo delle componenti passive e attive alla stiffness (Lamontagne et al., 2000; Sekiguchi et al., 2012). Non sono presenti differenze statisticamente significative tra i valori di joint stiffness di soggetti sani rispetto a soggetti emiparesi dovuta a tumore del cervello o ictus. Inoltre, non ci sono differenze significative neanche tra il lato paretico e quello non-paretico dei soggetti patologici (Sekiguchi et al., 2012). Alcune differenze tra soggetti sani e soggetti con esiti di stroke sono individuate nell'analisi del contributo delle componenti passive nella valutazione della stiffness plantiflessoria totale. Infatti, nell'arto paretico, il contributo delle componenti passive plantiflessorie, misurate tramite dinamometro isocinetico, alla stiffness articolare, misurata attraverso la pendenza del tratto di curva del secondo rotolamento, è maggiore in maniera significativa rispetto a quello nei soggetti sani o anche solo rispetto all'arto non-paretico (Lamontagne et al., 2000). È possibile pensare che l'aumento del contributo delle componenti passive al momento totale plantiflessore, durante la fase di stance, avvenga in modo da minimizzare l'effetto della mancanza di una adeguata generazione di un momento plantiflessorio attivo (Lamontagne et al., 2000). In merito ai risultati ottenuti bisogna fare

alcune considerazioni. Per prima cosa, i risultati ottenuti nello studio di Sekiguchi e colleghi (Sekiguchi et al., 2012) sono in contrasto con l'ipotesi per cui la rigidità articolare sia diversa nei soggetti emiparetici. La differenza tra l'ipotesi e i risultati ottenuti può essere spiegata dal fatto che, nello studio, sono presi in considerazione sia soggetti con emiparesi dovuta a tumore al cervello che dovuta ad ictus; inoltre, la velocità dei soggetti sani non è fatta combaciare con quella dei soggetti patologici. Secondo, la DJS è definita come quasi-joint stiffness, perciò, rappresenta la coattivazione dei muscoli plantiflessori della caviglia e dei muscoli dorsiflessori così come la rigidità dei plantiflessori della caviglia. Pertanto, non può essere identificato un fattore critico unico che contribuisce alla dynamic joint stiffness (Sekiguchi et al., 2012). Oltre a ciò, con questo metodo è stata assunta l'esistenza di una relazione lineare tra il momento e l'angolo della caviglia sia durante il cammino sia durante movimenti passivi (Lamontagne et al., 2000).

È stato osservato che la rigidità dell'articolazione di caviglia decresce in maniera significativa con la velocità del cammino. La DJS è correlata in maniera positiva con la velocità del cammino ($R=0.59$, $p<0.001$) (Collins et al., 2018). Questa cosa può essere spiegata dal fatto che le componenti cinematiche e cinetiche necessario per calcolare la rigidità articolare sono influenzate dalla velocità del cammino. Infatti, se la velocità del cammino si riduce, il momento plantiflessorio decresce e l'angolo di dorsiflessione aumenta; entrambe queste cose comportano una diminuzione della pendenza della curva momento-angolo (Collins et al., 2018). La velocità del cammino può essere perciò considerata un fattore confondente nella valutazione delle caratteristiche delle curve momento-angolo. Invece, l'età sembra non avere correlazioni significative con la DJS nel confronto tra popolazioni di soggetti giovani e soggetti anziani e sembra che non sia possibile rilevare particolari tendenze nella popolazione over 65 (Collins et al., 2018). Inoltre, non sembrano esserci differenze significative nella stiffness articolare della caviglia tra uomini e donne (Gabriel et al., 2008).

Conclusioni

Le curve momento-angolo sono strumenti utili nell'analisi del cammino per valutare in simultanea il legame tra aspetti cinematici (angolo articolare) e aspetti cinetici (momento delle forze), e anche per quantificare interventi volti a ridurre la stiffness articolare (Campanini et al., 2022). In particolare, l'articolazione di caviglia è stata analizzata in maniera particolare per via del suo ruolo fondamentale nella meccanica del cammino e per via della sua relativa semplicità nell'attivazione dei muscoli collegati ad essa. Per questo motivo ha una maggiore rilevanza a livello clinico. Le altre due articolazioni degli arti inferiori, anca e ginocchio, sono state prese di meno in considerazione anche se entrambe necessarie per il giusto funzionamento del meccanismo del cammino.

2.1.3. SINERGIE

Muscle synergies (Sinergie Muscolari)

Per eseguire qualsiasi movimento, il sistema nervoso centrale (SNC) deve modulare e coordinare la contrazione di un gran numero di muscoli. In ogni muscolo, la generazione della forza contrattile è regolata dal reclutamento di un certo numero di unità motorie. Le forze generate da tutte le unità motorie in tutti i muscoli devono sommarsi per produrre la coppia, o momento, appropriata in ciascuna articolazione. Poiché, nella maggior parte dei casi, ci sono più muscoli che articolazioni, un'ampia gamma di combinazioni di pattern muscolari può produrre lo stesso movimento, cioè il sistema è ridondante. Comprendere come il SNC affronta la ridondanza del sistema muscolo-scheletrico è un obiettivo centrale nelle neuroscienze motorie e ha importanti implicazioni nello scenario clinico, come appare evidente osservando le profonde menomazioni motorie causate anche da una piccola lesione del SNC. Un'idea di lungo corso è che il controllo motorio può essere semplificato in una organizzazione modulare. Sotto questa ipotesi, il problema del controllo motorio si riduce a modulare una selezione appropriata di un numero adeguato di moduli motore, anche detti *muscle synergies*. Registrosioni dell'attività elettromiografica (EMG) hanno mostrato che i pattern di attività nei vari muscoli attivi durante la locomozione umana possono esibire un'alta variabilità tra un passo e l'altro. Tuttavia, quando l'attività muscolare è mediata su un certo numero di passi, ogni muscolo mostra un caratteristico pattern medio di attività, durante il ciclo del passo, e questo è simile tra i soggetti non patologici (Winter, 1991). L'attività media appare differente per ogni muscolo, anche se è alcune caratteristiche, come picchi di attività nell'istante del heel strike, sono comuni a diversi muscoli (Fig. 2.17).

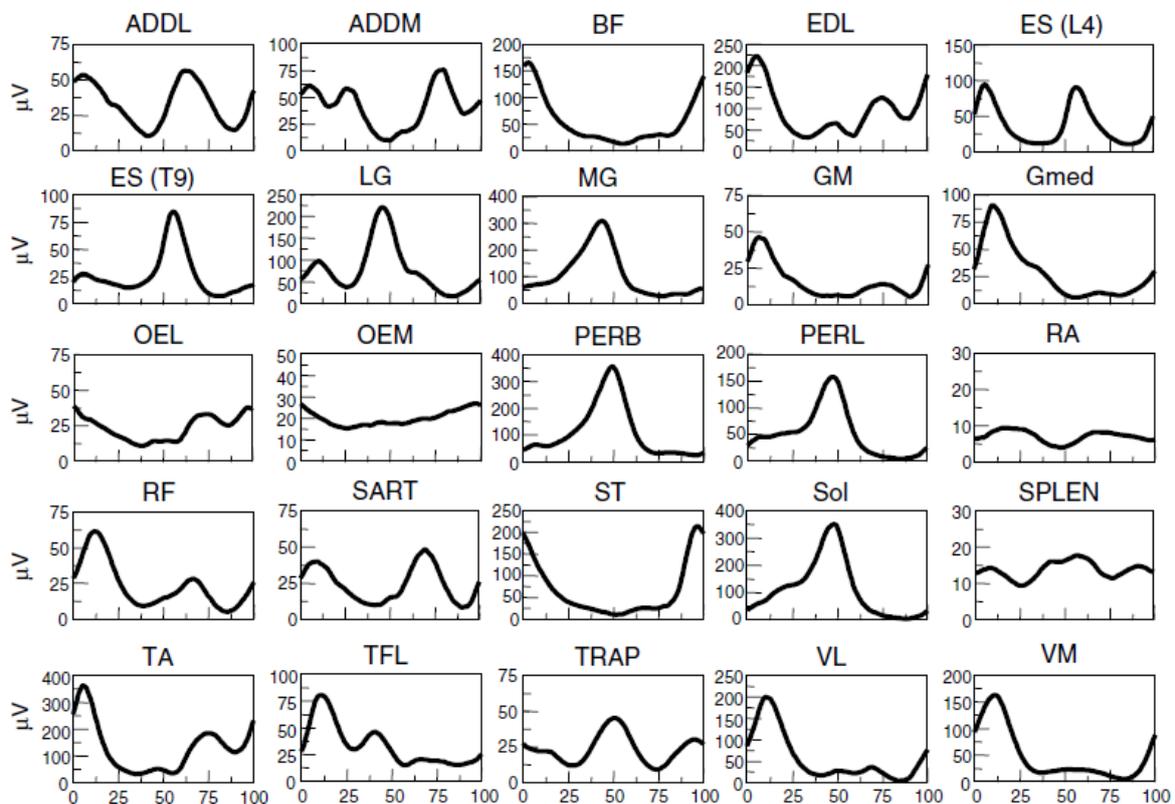


Figura 2.17. Attività muscolare media durante un ciclo del passo di alcuni muscoli degli arti inferiori. Il segnale EMG è stato filtrato passabasso con una frequenza di taglio pari a 3 Hz (Ivanenko et al., 2004).

Diversi studi hanno evidenziato che pochi pattern di base di attivazione muscolare possono essere distribuiti ai motoneuroni con pesi diversi (muscle synergies). Nel caso della locomozione, i pattern di base possono essere distribuiti a tutti i muscoli attivati durante la deambulazione e rappresentano quindi un segnale di controllo globale. Va notato che è probabile che i singoli pattern EMG contengano componenti che riflettono variabili di controllo globali e feedback locali, mentre è più probabile che i modelli di attività comuni tra i muscoli riflettano gli aspetti globali (Ivanenko et al., 2004).

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: *(muscle AND synergy) AND (gait analysis OR gait) AND (stroke)*

La ricerca ha prodotto 57 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 11 articoli. Dei rimanenti, 4 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 36 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati e 4 articoli sono stati esclusi perché il design dello studio non era corretto. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 5 articoli. Di questi 4 sono stati selezionati.

Nel digramma di flusso in figura 2.18 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

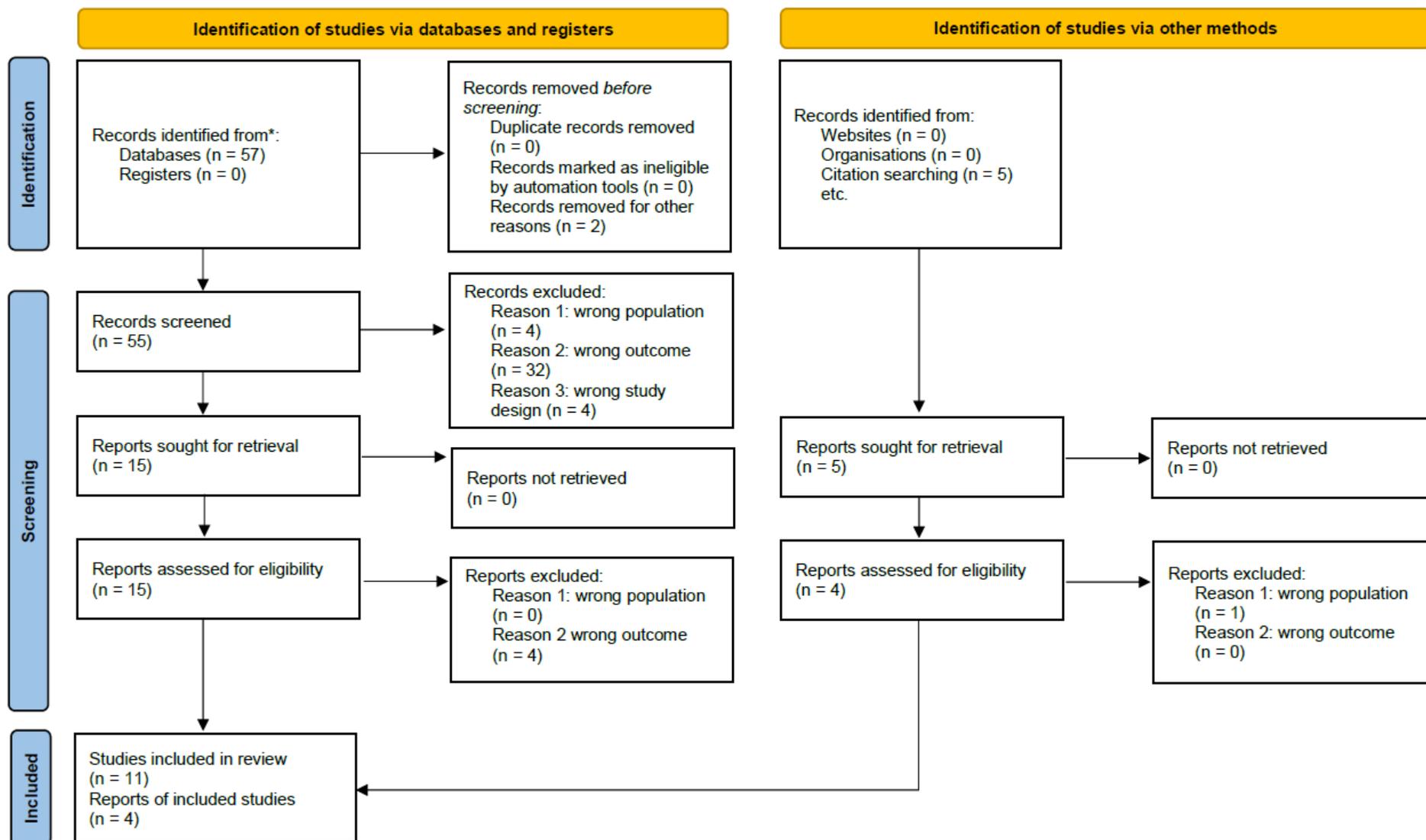


Figura 2.18. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sulle sinergie basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.3 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Ivanenko YP; Poppele RE; Lacquaniti F;	2004	Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion	The Journal of physiology - Volume 556, Issue 0, pp. 267-82	Definizione indice	NA	NA	6	NA	No	NA	Other components may be lost in data averaging and filtering; possibility of electrical cross-talk	NA
Cruz TH; Dhafer YY;	2009	Impaired lower limb muscle synergies post-stroke	IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference - Volume 2009, Issue , pp. 3956-9	Descrivere il campione	NA	Stroke	9	9	No	NA	NA	Small sample size
Clark DJ; Ting LH; Zajac FE; Neptune RR; Kautz SA	2010	Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke	Journal of neurophysiology - Volume 103, Issue 2, pp. 844-57	Neurofisiologia	NA	Stroke	55	20	No	Independent modules of paretic leg with self-selected walking speed (R=0.50 p=0.0002)	NA	NA
Gizzi L; Nielsen JF; Felici F; Ivanenko YP; Farina D;	2011	Impulses of activation but not motor modules are preserved in the locomotion of subacute stroke patients	Journal of neurophysiology - Volume 106, Issue 1, pp. 202-10	Descrivere il campione	NA	Stroke	10	10	No	NA	NA	NA
Allen JL; Kautz SA; Neptune RR;	2013	The influence of merged muscle excitation modules on post-stroke hemiparetic walking performance	Clinical biomechanics (Bristol, Avon) - Volume 28, Issue 6, pp. 697-704	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	Stroke	11	14	No	NA	NA	Not included hip adductor muscles in any modules; only examined how changes in module composition post-stroke affect a select set of biomechanical subtasks
Routson RL; Clark DJ; Bowden MG; Kautz SA; Neptune RR;	2013	The influence of locomotor rehabilitation on module quality and post-stroke hemiparetic walking performance	Gait & posture - Volume 38, Issue 3, pp. 511-7	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	27	19	No	NA	NA	EMG recorded from a small set of muscle
Coscia M; Monaco V; Martelloni C; Rossi B; Chisari C; Micera S;	2015	Muscle synergies and spinal maps are sensitive to the asymmetry induced by a unilateral stroke	Journal of neuroengineering and rehabilitation - Volume 12, Issue , pp. 39	Validazione indice	NA	Stroke	12	10	No	NA	Muscle synergies can be sensitive to the asymmetry of post-stroke patients while walking	Small sample size; great inter-subjects variability; treadmill-based walking at controlled speed
Steele KM; Rozumalski A; Schwartz MH;	2015	Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy	Developmental medicine and child neurology - Volume 57, Issue 12, pp. 1176-82	Descrivere il campione	NA	CP	549	84	No	Walk-DMC decreases significantly (p<0.05) with severity of impairment measured by both GMFCS level and FAQ score	NA	EMG recorded from a small set of muscle

Hashiguchi Y; Ohata K; Kitatani R; Yamakami N; Sakuma K; Osako S; Aga Y; Watanabe A; Yamada S;	2016	Merging and Fractionation of Muscle Synergy Indicate the Recovery Process in Patients with Hemiplegia: The First Study of Patients after Subacute Stroke	Neural plasticity - Volume 2016, Issue , pp. 5282957	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	13	NA	No	NA	Not consistent change in the number of synergies at monthly measurements, even patients significantly improved gait speed	Small sample size; small number of gait cycles assessed; use of a cane by some patients
Barroso FO; Torricelli D; Molina-Rueda F; Alguacil-Diego IM; Cano-de-la-Cuerda R; Santos C; Moreno JC; Miangolarra-Page JC; Pons JL;	2017	Combining muscle synergies and biomechanical analysis to assess gait in stroke patients	Journal of biomechanics - Volume 63, Issue , pp. 98-103	Descrivere il campione	NA	Stroke	9	NA	No	NA	NA	Small sample size;
Ji Q; Wang F; Zhou R; Li J; Wang J; Ye X;	2018	Assessment of ankle muscle activation by muscle synergies in healthy and post-stroke gait	Physiological measurement - Volume 39, Issue 4, pp. 045003	Descrivere il campione	NA	Stroke	22	20	No	NA	NA	Only examined synergies during normal walking; only examined dominant muscles
Allen JL; Kesar TM; Ting LH;	2019	Motor module generalization across balance and walking is impaired after stroke	Journal of neurophysiology - Volume 122, Issue 1, pp. 277-289	Neurofisiologia	NA	Stroke	9	8	No	NA	NA	Small sample size
Brough LG; Kautz SA; Bowden MG; Gregory CM; Neptune RR;	2019	Merged plantarflexor muscle activity is predictive of poor walking performance in post-stroke hemiparetic subjects	Journal of biomechanics - Volume 82, Issue , pp. 361-367	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	Stroke	56	17	No	NA	NA	Subjects walk at their self-selected speed
Shin SY; Kim Y; Jayaraman A; Park HS;	2021	Relationship between gait quality measures and modular neuromuscular control parameters in chronic post-stroke individuals	Journal of neuroengineering and rehabilitation - Volume 18, Issue 1, pp. 58	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	16	NA	No	Total number of modules with gait speed ($p<0.05$) and symmetry index of limb length and footpath area ($p<0.05$)	Lack of physiological meaning in VAF	Selection of EMG locations only in the major sagittal plane motion
Acuña SA; Tyler ME; Thelen DG;	2022	Individuals with Chronic Mild-to-Moderate Traumatic Brain Injury Exhibit Decreased Neuromuscular Complexity During Gait	Neurorehabilitati on and neural repair - Volume 36, Issue 4, pp. 317-327	Descrivere il campione	NA	TBI	44	20	No	NA	Walk-DMC measures insufficient to stratify variations in assessments of gait and balance performance	Gait and balance deficits vary considerably in presentation and severity; TBI group older than control;

Tabella 2.3. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi alle sinergie muscolari.

Estrazione delle sinergie muscolari

In questa sezione viene descritto il procedimento per estrarre le sinergie muscolari a partire dalla registrazione dell'attività muscolare (segnale elettromiografico). In figura 2.19 sono mostrati i passaggi fondamentali della procedura per estrarre ed analizzare le sinergie muscolari (Ivanenko et al., 2004; Torricelli et al., 2016).

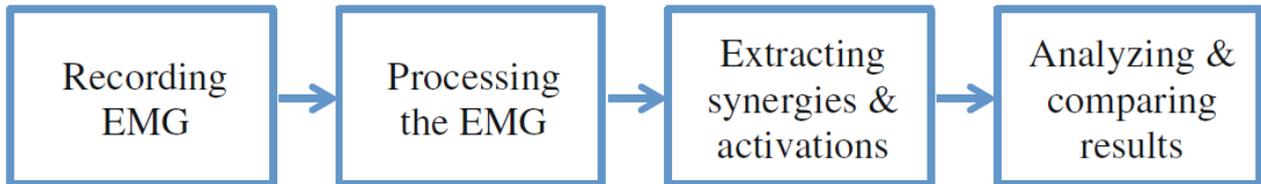


Figura 2.19. Procedura generale per l'estrazione delle sinergie muscolari (Torricelli et al., 2016)

- **Recording EMG**

Il primo step è definire quali muscoli dovrebbero essere registrati. Poiché l'analisi delle sinergie muscolari intende svelare le strategie di coordinazione su un ampio insieme di muscoli, è importante registrare l'attività muscolare di quanti più muscoli possibile. Perciò, è raccomandato registrare almeno l'attività di quelli che svolgono un ruolo importante nel compito o nel comportamento motorio in analisi. Il segnale elettromiografico è acquisito tramite elettrodi posizionati sulla cute del soggetto. Il posizionamento degli elettrodi sulla pelle influenza fortemente la qualità del segnale EMG: elettrodi mal posizionati o orientati in maniera non corretta possono produrre variazioni significative nella qualità e/o nell'affidabilità del segnale. A seconda del comportamento motorio o dell'attività registrata, sono rilevati alcuni eventi aggiuntivi per segmentare i dati in singoli cicli.

- **Processing EMG**

Un corretto posizionamento degli elettrodi non implica che i segnali EMG registrati siano appropriati per l'estrazione delle sinergie. Molti disturbi possono influenzare tali segnali, perciò, è necessario ispezionare ed elaborare il dataset al fine di ridurre al minimo l'influenza dei disturbi sull'analisi. L'idea è di rimuovere tutte le caratteristiche dei dati grezzi che non riguardano l'attivazione muscolare. Sebbene sia impossibile garantire una perfetta rimozione di tutte queste caratteristiche indesiderate senza intaccare il segnale, è possibile adottare una serie di metodologie per minimizzarle. In figura 2.20 viene mostrato e descritto il procedimento per elaborare il segnale EMG grezzo. I segnali EMG sono filtrati per rimuovere gli artefatti da movimento e il rumore sovrapposto al segnale. Per ottenere delle stime precise dei segnali che guidano l'attivazione muscolare durante il cammino, il segnale elettromiografico filtrato viene rettificato (modulo) e viene estratto l'involuppo. Lo scopo della rettificazione è quello di avere segnali con una media diversa da zero mentre l'estrazione degli involuipi permette di ottenere delle curve che sottolineano l'andamento del segnale EMG rettificato.

- **Extracting synergies**

Ognuno degli m segnali EMG, dove m indica il numero di muscoli registrati, è costituito da un numero di campioni t che dipende dalla frequenza di acquisizione del segnale ed dalla durata della registrazione. I dati del segnale EMG (involuppi) vengono organizzati in una matrice M di dimensione $m \times t$, detta matrice EMG. Questa matrice è decomposta nel prodotto di due matrici W e H (da un punto di vista matematico $M = WH$) per mezzo di un appropriato algoritmo di fattorizzazione o decomposizione. La matrice W , detta synergy matrix, rappresenta il contributo di ognuno degli m muscoli alla n -esima sinergia. La matrice H , detta matrice dei coefficienti di attivazione, contiene informazioni su come ogni sinergia è modulata nel tempo. In figura 2.21 è raffigurato il processo di stima delle matrici H e W . Possono essere usati diversi algoritmi di fattorizzazione; quello più frequentemente utilizzato è il *nonnegative matrix factorization* (NMF), il quale assume che la matrice delle sinergie e i coefficienti di attivazione siano non negativi. Per valutare la qualità delle sinergie estratte, due metriche sono comunemente utilizzate: la *variance accounted for* (VAF), e R^2 . Queste metriche indicano fino a che punto il segnale EMG ricostruito, ottenuto moltiplicando le

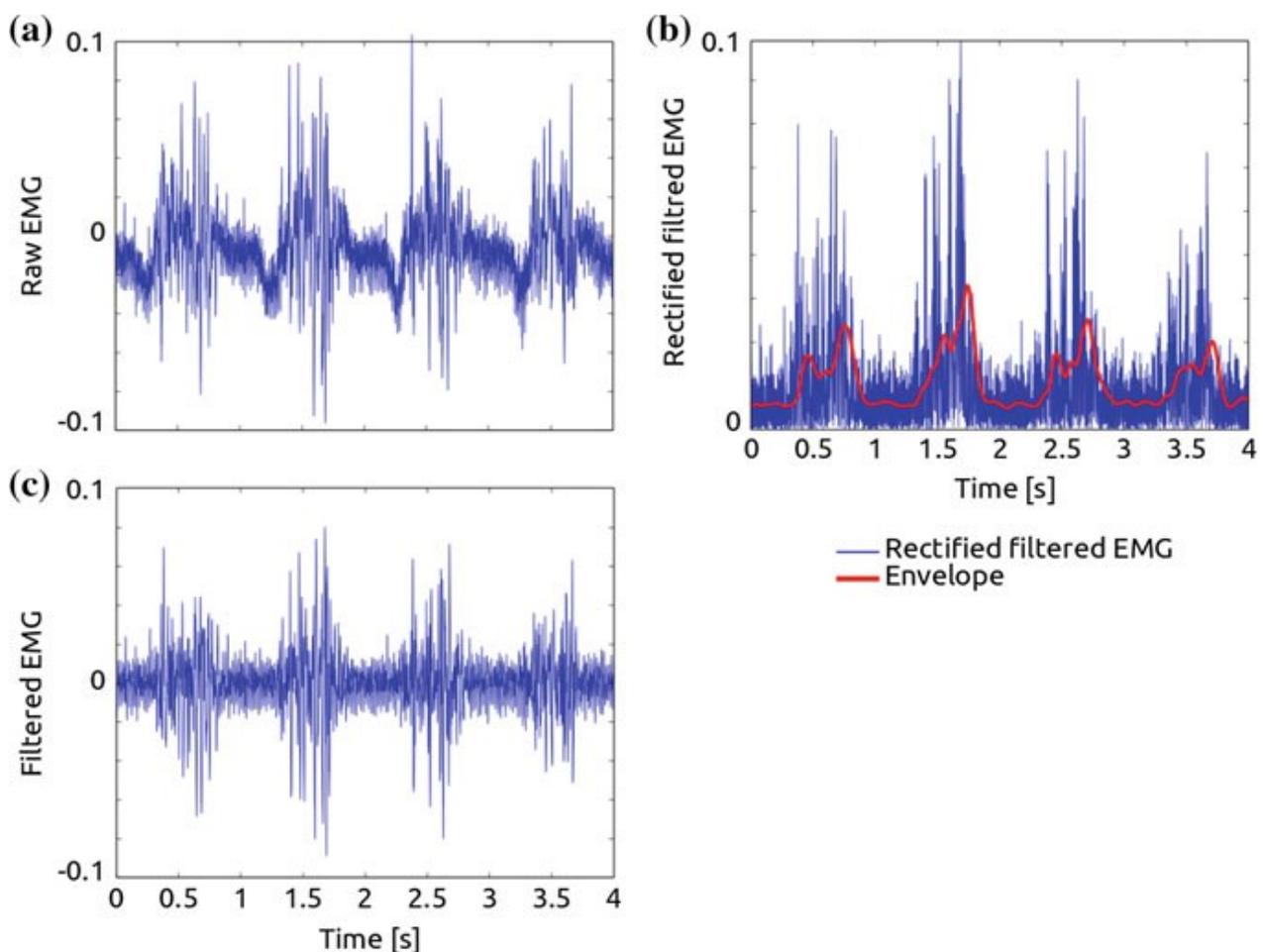


Figura 2.20. Elaborazione del segnale elettromiografico di superficie di un muscolo. Il segnale grezzo (a) è corrotto da artefatti da movimento (fluttuazioni a bassa frequenza) e da rumore ad alta frequenza (non visibile chiaramente in figura). Applicando un filtro passa basso ed uno passa alto, alle frequenze opportune (intorno ai 400 Hz e 20Hz rispettivamente), questi disturbi sono rimossi (c). Il segnale EMG viene poi rettificato (modulo) e viene estratto l'involuppo applicando un filtro passa basso con una frequenza di taglio nell'intorno dei 5Hz (b) (Torricelli et al., 2016).

matrici W e H , è simile ai segnali elettromiografici registrati. Nessuno dei metodi di decomposizione proposti in letteratura può calcolare automaticamente il numero ottimale di sinergie. Questi metodi possono solo approssimare i segnali EMG sulla base di un numero predefinito di sinergie n , introdotte dall'utente (in Fig. 2.21, $n=3$). Un metodo comune per definire il numero ottimale di sinergie consiste nell'eseguire diverse iterazioni, ciascuna con un n diverso, e quindi scegliere il valore di n più basso che produce un risultato qualitativamente sufficiente. In pratica, ciò può essere fatto rappresentando il VAF e/o R^2 in funzione del numero di sinergie (come mostrato in Fig. 2.22) e applicando su di esso alcuni criteri decisionali. Un criterio comunemente utilizzato è il punto in cui il grafico raggiunge un livello di soglia (ad esempio, 90%). Un secondo criterio è quello di individuare il punto di appiattimento, cioè il punto in cui si osserva un netto decremento di pendenza (es. inferiore al 5%).

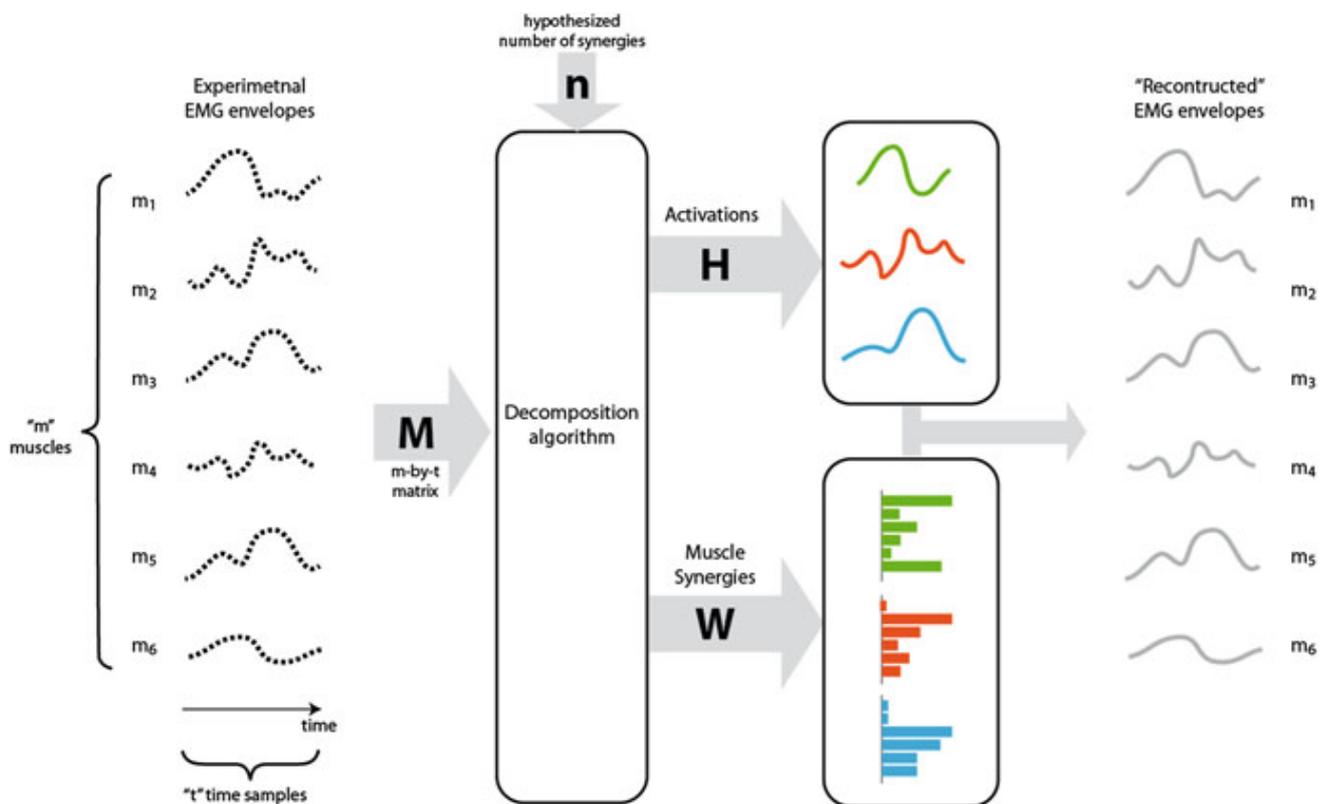


Figura 2.21. Processo di stima della matrice delle sinergie e di quella dei coefficienti di attivazione (Torricelli et al., 2016)

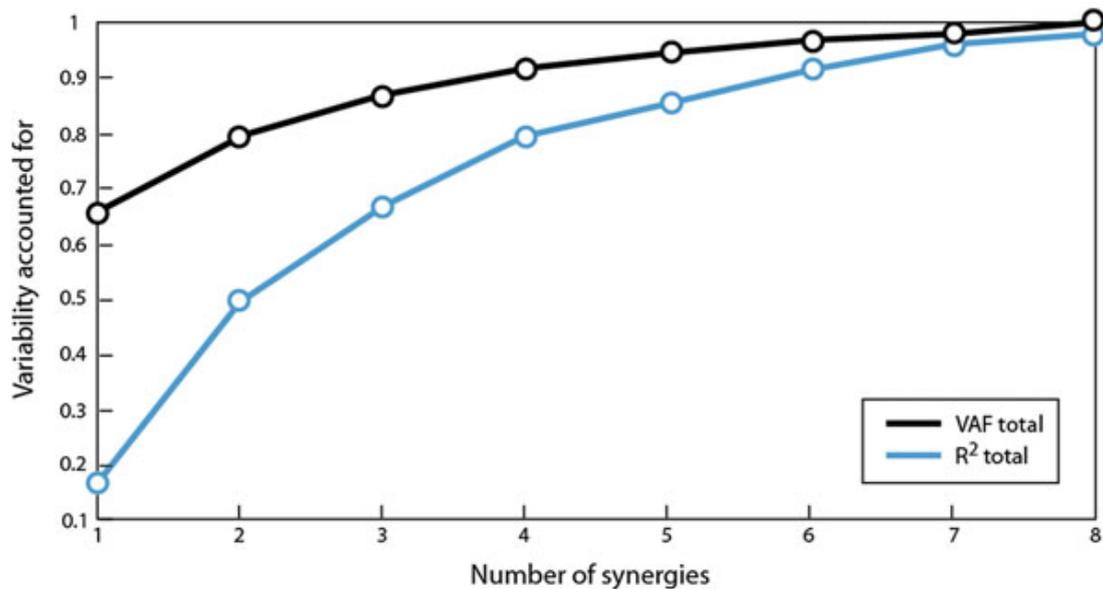


Figura 2.22. In figura è mostrato l'andamento della VAF e di R^2 in funzione del numero di sinergie (Torricelli et al., 2016). Questo grafico può essere utilizzato per decidere il numero ottimale di sinergie muscolari.

Analisi e discussioni sulle sinergie muscolari

Le sinergie muscolari possono essere considerate parte di quella famiglia di metodi o indici che provano a descrivere le “cause” e non gli “effetti” del cammino dei soggetti. È stato trovato che 5 sinergie tengono in considerazione una frazione considerevole della varianza totale del segnale EMG in un consistente numero di muscoli attivi durante la locomozione, inclusi quelli delle gambe, del tronco e della parte superiore del corpo (Ivanenko et al., 2004). Partendo dall'ipotesi che patologie debilitanti del cammino, come ictus o paralisi cerebrale infantile possano alterare l'organizzazione dei moduli motore, riducendone il numero, e i loro output biomeccanici, sono stati condotti diversi studi neurofisiologici. Per quanto riguarda soggetti con esiti di stroke è stato osservato uno schema coordinativo meno complesso, dovuto ad un minor numero di sinergie muscolari necessarie all'attivazione dei muscoli durante il cammino, rispetto ai soggetti normali (Clark et al., 2010). Il numero ridotto di moduli motore è il risultato della fusione dei moduli osservati nella popolazione di controllo. Questa cosa suggerisce una ridotta indipendenza dei segnali di controllo del sistema nervoso centrale. Tuttavia, nello studio di Allen e colleghi (Allen et al., 2019), è stato osservato che non sempre il numero di sinergie muscolari risulta inferiore in pazienti con esiti di stroke. Sebbene il numero di sinergie non si riduca, il gruppo di moduli motore comuni al cammino e all'equilibrio reattivo è risultato più piccolo, suggerendo una ridotta generabilità delle funzioni delle sinergie muscolari tra i vari comportamenti. L'utilizzo di un numero ridotto di sinergie muscolari da parte di soggetti post-stroke con emiparesi presenta alcune conseguenze dal punto di vista biomeccanico (Allen et al., 2013; Brough et al., 2019). Il potenziale dei plantiflessori di generare propulsione è compromesso in maniera indipendente dai moduli fusi mentre altre conseguenze funzionali, come la funzione propulsiva dell'arto paretico durante la fase di swing o il supporto del peso durante la prima parte della stance, dipendono da quali sinergie si sono fuse (Allen et al., 2013). Nei gruppi di soggetti con esiti di stroke in cui una o più sinergie si sono fuse, è stata osservata una diminuzione

del controllo dell'equilibrio con un momento angolare di tutto il corpo sul piano frontale significativamente più alto rispetto ai gruppi con moduli motore indipendenti e di controllo, mentre i gruppi indipendenti e di controllo non erano significativamente diversi tra loro. Il gruppo con moduli motore fusi insieme ha mostrato anche una capacità di frenata dell'arto paretico ed una capacità di propulsione dell'arto non paretico più elevate rispetto sia al gruppo di sinergie indipendenti che a quello di controllo (Brough et al., 2019). Questi risultati non sono cambiati quando i confronti erano limitati ai soggetti che avevano lo stesso numero di moduli, indicando che questo non è un effetto generale dovuto ai soggetti con un minor numero di moduli motore. Oltre a ciò, è stata osservata in soggetti con un numero ridotto di moduli motore, dovuto ad esiti di stroke, una relazione significativa ($p < 0.05$) tra il numero di sinergie e la velocità del cammino (Shin et al., 2021). Inoltre, è stata osservata una maggiore asimmetria in parametri cinematici come la flessione-estensione del ginocchio o l'abduzione/adduzione del ginocchio (in tutti $p < 0.05$). In pazienti con esiti di ictus affetti da emiparesi è stato anche osservato che le sinergie muscolari dell'arto non affetto sono significativamente più comparabili a quelle del gruppo di controllo rispetto a quelle dell'arto affetto (Coscia et al., 2015). Le sinergie muscolari, perciò, possono riflettere l'asimmetria dovuta al deficit motorio post ictus. Se consideriamo invece soggetti affetti da paralisi cerebrale infantile sono risultate necessarie meno sinergie per descrivere l'attività muscolare durante il cammino rispetto a individui sani (Steele et al., 2015). I cambiamenti nelle sinergie, misurati tramite walk-DMC (walking dynamic motor control) sono risultati correlati alla compromissione funzionale e ad alcune misure cliniche, tra cui il controllo motorio selettivo, la forza e la spasticità (Steele et al., 2015). Hashiguchi e colleghi, nel loro studio (Hashiguchi et al., 2016), hanno provato a studiare l'effetto di un mese di attività di riabilitazione motoria sul numero di moduli motori in soggetti in esiti di stroke. Nonostante un miglioramento della velocità del cammino, il numero di sinergie muscolari non è cresciuto dopo un mese di attività riabilitativa.

Le principali limitazioni legate ad un eventuale utilizzo delle sinergie muscolari in ambito clinico sono collegate in particolare al processo di acquisizione e di elaborazione del segnale elettromiografico. La possibilità di cross-talk elettrico tra canali di acquisizione, soprattutto per quanto riguarda muscoli ravvicinati, può rilevarsi un fattore confondente poiché le tecniche di analisi si basano su una matrice di cross-correlazione derivata dai singoli registrazioni del segnale EMG. Qualsiasi segnale di cross-talk potrebbe aumentare la correlazione positiva tra le registrazioni e quindi potenzialmente falsare il risultato (Ivanenko et al., 2004). Oltre a questo, la selezione dei muscoli di cui registrare l'attività influisce sul numero e la composizione dei moduli motore. Per quanto riguarda il processo di elaborazione del segnale EMG, ogni step introduce delle limitazioni. La media e il filtraggio del segnale possono tagliare via un certo numero di informazioni che possono essere rilevanti nell'identificazione dei moduli motore (Ivanenko et al., 2004). L'approssimazione del segnale EMG dipende dal numero di sinergie ipotizzato; anche se l'utilizzo di metodi iterativi ha permesso di superare questo problema, la scelta della metrica da utilizzare, ma soprattutto, la scelta del valore di varianza da considerare, rendono il numero di sinergie estratte fortemente variabile (Torricelli et al., 2016). Tutte queste limitazioni fanno sì che la valutazione del cammino di un soggetto sulla base del numero di sinergie muscolari può risultare poco significativa.

Conclusioni

Le sinergie muscolari rappresentano un interessante strumento per l'investigazione clinica grazie al potenziale di valutare funzioni neurali dalla misura non invasiva dell'attività muscolare. L'analisi dell'attività muscolare riflette l'output del sistema nervoso e l'analisi delle sinergie muscolari può aiutare a interpretare le difficili implicazioni funzionali dell'attività muscolare durante le attività motorie. Sono state proposte diverse applicazioni in campo clinico delle sinergie muscolari, anche se la larga variabilità metodologica del processo di estrazione dei moduli motore causa risultati differenti e in alcuni casi discrepanti, rendendo difficile il confronto tra i vari studi.

2.2. INDICI DI PERFORMANCE

2.2.1. INDICI DI PERFORMANCE CINEMATICI

L'analisi del cammino è uno strumento che fornisce un gran numero di informazioni spazio-temporali, cinematiche (angoli articolari) e cinetiche (forze, momenti e potenze articolari). Queste informazioni sono cruciali per determinare il livello delle limitazioni funzionali dovute a patologie e per valutare il successivo intervento riabilitativo volto a ridurre queste limitazioni. Nonostante ciò, la grande quantità di dati prodotti da un esame strumentale del cammino, a volte, ne rende complesso l'uso e difficile l'interpretazione. Per superare questo problema, nel corso degli anni sono stati proposti diversi indici, cioè delle singole misure, che in qualche modo valutassero la "qualità" di un determinato cammino. In questo paragrafo sono trattati alcuni indici di performance o indici riassuntivi basati solo su variabili cinematiche.

Biomechanical Efficiency Quotient (BEQ)

Molti interventi fisiatrici o di chirurgia funzionale, prescritti a pazienti con disabilità motorie del cammino, hanno come scopo quello di migliorare l'efficienza biomeccanica del cammino. Alcuni parametri utilizzati per valutare l'efficienza del cammino sono il consumo di ossigeno, la frequenza cardiaca e la velocità di cammino confortevole. Questi parametri, però, sono accumulati dal fatto che non sono specifici nella valutazione degli aspetti biomeccanici del cammino perché sono correlati anche ad altri fattori come la condizione cardiaca, la condizione polmonare e altri fattori fisiologici. Inoltre, gli interventi fisiatrici sono tipicamente applicati durante un periodo di tempo esteso durante il quale le condizioni fisiologiche possono cambiare rendendo difficile la valutazione clinica del trattamento.

Al fine di superare questi problemi, Kerrigan e colleghi proposero un nuovo metodo per valutare l'efficienza biomeccanica del cammino basato sullo spostamento del centro di massa, il *Biomechanical Efficiency Quotient (BEQ)* (Kerrigan et al., 1996). Calcoli basati sul movimento del centro di massa durante il cammino erano stati precedentemente introdotti per determinare l'efficienza biomeccanica complessiva del cammino; tuttavia, questi metodi non erano usati in ambito clinico. Il primo motivo è che misurare lo spostamento del centro di massa era tecnicamente difficile. Secondo, i calcoli utilizzati per prevedere l'efficienza biomeccanica erano complessi e si basavano su molti presupposti tali che l'uso della misurazione aveva poco significato dal punto di vista clinico. Il nuovo metodo proposto è basato sui risultati ottenuti in uno studio precedente (Kerrigan et al., 1995). In quello studio è stato dimostrato che per soggetti sani, indipendentemente dalla velocità del cammino, dall'altezza del sacro, o dalla lunghezza del passo, la misura dello spostamento verticale sacrale, vista come stima dello spostamento del centro di massa, è approssimativamente la metà dello spostamento teorico. Lo spostamento teorico è ottenuto da un modello matematico del cammino, detto *compass gait*, basato sulla lunghezza media del passo del soggetto e sulla lunghezza della gamba (altezza del sacro).

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: *biomechanical efficiency quotient*

La ricerca ha prodotto 21 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 2 articoli. Degli articoli rimanenti, 9 sono stati eliminati perché non trattavano la popolazione di interesse e 10 sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 2 articoli. Di questi, 1 è stato selezionato.

Nel digramma di flusso in figura 2.23 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

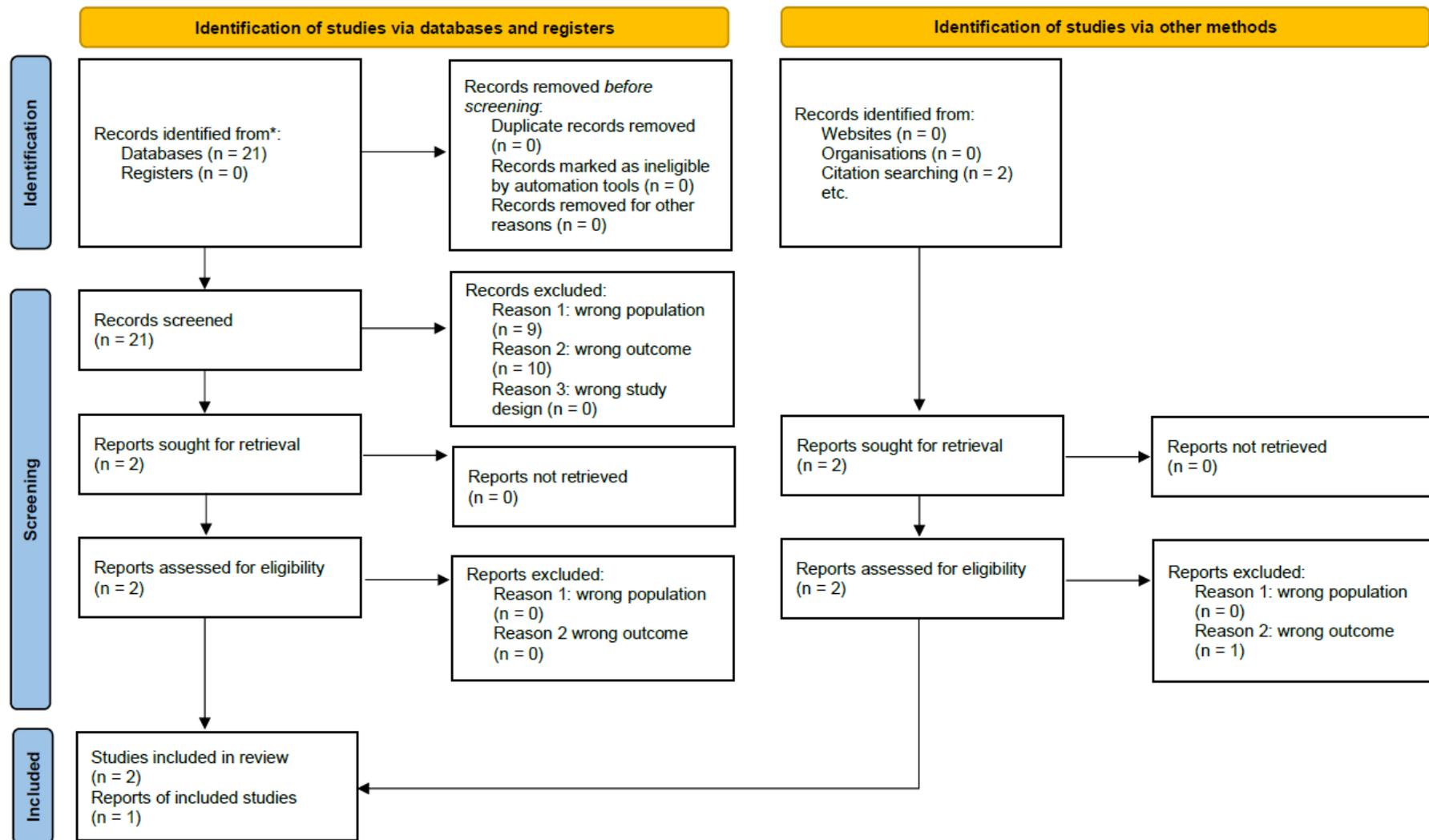


Figura 2.23. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sul BEQ basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.4 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Kerrigan DC; Thirunarayan MA; Sheffler LR; Ribaud TA; Corcoran PJ;	1996	A tool to assess biomechanical gait efficiency; a preliminary clinical study	American journal of physical medicine & rehabilitation - Volume 75, Issue 1, pp. 3-8	Definizione indice	NA	Neurologically based gait disability	20	NA	No	% of comfortable gait speed change, R=0.73 p<0.001, with % of BEQ change with AFOs	Sacrum crude estimation of COM position; muscol effort not detectable	NA
Benda BJ; Smith BT; Lange GW;	2002	Evaluating the effectiveness of the biomechanical efficiency quotient as a measure of gait efficiency in children with cerebral palsy	Proceedings of the IEEE 28th Annual Northeast Bioengineering Conference	Validazione indice	NA	CP	19	8	No	Positive correlation between EE data and calculated BEQ (R=0.74)	BEQ less effective when evaluating pathologies or therapies that influence gait parameters other than vertical sacral displacement	Small sample size
Rosen S; Tucker CA; Lee SC;	2006	Gait energy efficiency in children with cerebral palsy	IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference - Volume 2006, Issue , pp. 1220-3	Validazione indice	NA	CP	18	NA	No	BEQ with oxygen cost (R=0.59 p=0.00)	NA	Small sample size

Tabella 2.4. *Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi al BEQ.*

Calcolo dell'indice

Il calcolo del BEQ è basato sul valore predittivo dello spostamento verticale del centro di massa:

$$p = \frac{1}{2}(h - \sqrt{(h^2 - (1/4)l^2)})$$

(2. 11)

dove p è lo spostamento teorico del sacro, h è l'altezza del sacro in posizione eretta e l è la lunghezza media del passo. Il Biomechanical Efficiency Quotient è calcolato come:

$$BEQ = \frac{m}{p}$$

(2. 12)

dove m è lo spostamento verticale del sacro misurato e p è il valore predetto. Lo spostamento verticale del sacro può essere misurato durante il cammino attraverso sistemi optoelettronici per l'analisi del cammino grazie ad un marker posizionato in zona sacrale.

In uno studio successivo (Benda et al., 2002), sono state proposte alcune modifiche al metodo di calcolo del BEQ. Per ogni passo compiuto dal soggetto vengono misurati lo spostamento verticale sacrale e la lunghezza del passo e viene determinato il corrispondente valore di BEQ. L'altezza sacrale statica utilizzata per calcolare il valore di spostamento previsto è stimata come l'altezza media del marker sacrale durante una prova di cammino. Questo metodo di calcolo fornisce un campionamento di valori BEQ in numero pari al numero di passi effettuati.

Analisi e discussioni

In un cammino fisiologico il valore teorico di BEQ dovrebbe essere 1. Nella realtà questo non può essere vero sia perché il modello predittivo usato per lo spostamento verticale del sacro fornisce una stima sia per errori nei sistemi di acquisizione dei dati del cammino. Nel cammino patologico, considerando il fatto che l'efficienza del cammino diminuisce e di conseguenza lo spostamento verticale del centro di massa aumenta, il BEQ dovrebbe avere valori superiori a 1. Questa ipotesi è confermata dai risultati ottenuti applicando l'indice a soggetti con disordini neurologici del cammino (Kerrigan et al., 1996). Inoltre, la valutazione degli stessi pazienti con o senza l'ausilio di una ortesi per la caviglia, AFO (dall'inglese Ankle Foot Orthosis), ha mostrato come il valore di BEQ sia minore quando viene utilizzata l'ortesi (Kerrigan et al., 1996). Il fatto che le altre variabili del cammino, come lo spostamento verticale sacrale misurato, la lunghezza del passo e la velocità di cammino confortevole, non migliorino in tutti i soggetti dimostra come l'indice proposto da Kerrigan e colleghi predica in modo migliore l'efficienza del cammino rispetto alle altre variabili citate. Il cambiamento percentuale del valore dell'indice con o senza l'ausilio della AFO correla in modo significativo ($R=0.73$, $p<0.001$) con il cambiamento percentuale della velocità del passo confortevole (Kerrigan et

al., 1996). Il BEQ si è dimostrato efficace nel valutare l'efficienza del cammino sia nella forma proposta da Kerrigan e colleghi (Rosen et al., 2006) sia nella forma rivista da Benda e colleghi (Benda et al., 2002), mostrando significativi valori di correlazione con il consumo di ossigeno in entrambi gli studi.

Il BEQ, valutando lo spostamento verticale del centro di massa, rappresenta una misura di energia potenziale e non tiene in conto dell'energia cinetica del cammino (Kerrigan et al., 1996). Un altro aspetto importante riguarda il fatto che l'indice, così come è proposto, non prende in considerazione lo sforzo interno (lavoro) che i muscoli compiono durante il cammino (Kerrigan et al., 1996). Il tentativo di ridurre lo spostamento verticale del centro di massa, e quindi ridurre il valore di BEQ, attraverso per esempio un intervento riabilitativo può in realtà portare ad un aumento dello sforzo muscolare necessario a ridurre il movimento del centro di massa. Oltre a ciò, è necessario sottolineare che la posizione del sacro è una stima approssimativa della posizione del centro di massa. Anche se in condizioni statiche la posizione del sacro può essere considerata coincidente con quella del centro di massa, la vera posizione di quest'ultimo si muove con il movimento dei segmenti degli arti inferiori (Kerrigan et al., 1996). Inoltre, il BEQ deve essere considerato un valore poco efficiente se si valutano soggetti affetti da patologie che non influenzano lo spostamento verticale del sacro (Benda et al., 2002).

Conclusioni

Il Biomechanical Efficiency Quotient è stato uno dei primi indici di performance utilizzati nell'analisi del cammino. Nonostante alcune limitazioni, legate in particolare alla sua formulazione, per alcune categorie di pazienti può rappresentare un'ottima alternativa per valutare l'efficienza della deambulazione in modo semplice e rapido partendo da dati ottenuti da semplici sistemi di analisi del cammino.

Normalcy Index (NI) o Gillette Gait Index (GGI)

La necessità di sintetizzare le informazioni ottenute da sistemi di analisi del cammino, in modo da renderne più semplice e immediata l'interpretazione ha portato Schutte e alcuni colleghi a proporre un indice, il *Normalcy Index* (NI), che cerca di caratterizzare il cammino di un soggetto in senso globale (Schutte et al., 2000). Questo indice utilizza metodi statistici multivariati per quantificare di quanto il cammino di un paziente devia dal cammino medio ottenuto da un gruppo di controllo (Romei et al., 2004). Il NI è calcolato applicando l'analisi delle componenti principali a variabili cinematiche acquisite durante la gait analysis. Le variabili cinetiche sono escluse dal calcolo perché renderebbero la procedura non applicabile a soggetti che camminano con ausili. Il Normalcy Index può essere considerato una misura della distanza tra un insieme di variabili discrete, che descrivono il cammino di un paziente, e la media di queste variabili ottenute da persone con nessuna anomalia del cammino. Poiché le variabili discrete sono correlate tra loro, un semplice calcolo della distanza tra le variabili discrete originali e il valor medio non rappresenta in maniera accurata il grado di anomalia del cammino. Per questo motivo il Normalcy Index è calcolato come il quadrato di una distanza non correlata (Schutte et al., 2000). Il NI è anche chiamato *Gillette Gait Index* (GGI) dal nome della struttura ospedaliera in cui Schutte e colleghi elaborarono la procedura per definire l'indice e lo applicarono per la prima volta su dati reali.

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: ("*Gillette Gait Index*" OR *GGI* OR "*Normalcy Index*") AND (*gait analysis* OR *gait*)

La ricerca ha prodotto 61 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 32 articoli. Dei rimanenti, 12 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 17 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati e 4 articoli sono stati esclusi perché il design dello studio non era corretto. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 3 articoli. Di questi un solo articolo è stato selezionato.

Nel digramma di flusso in figura 2.24 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

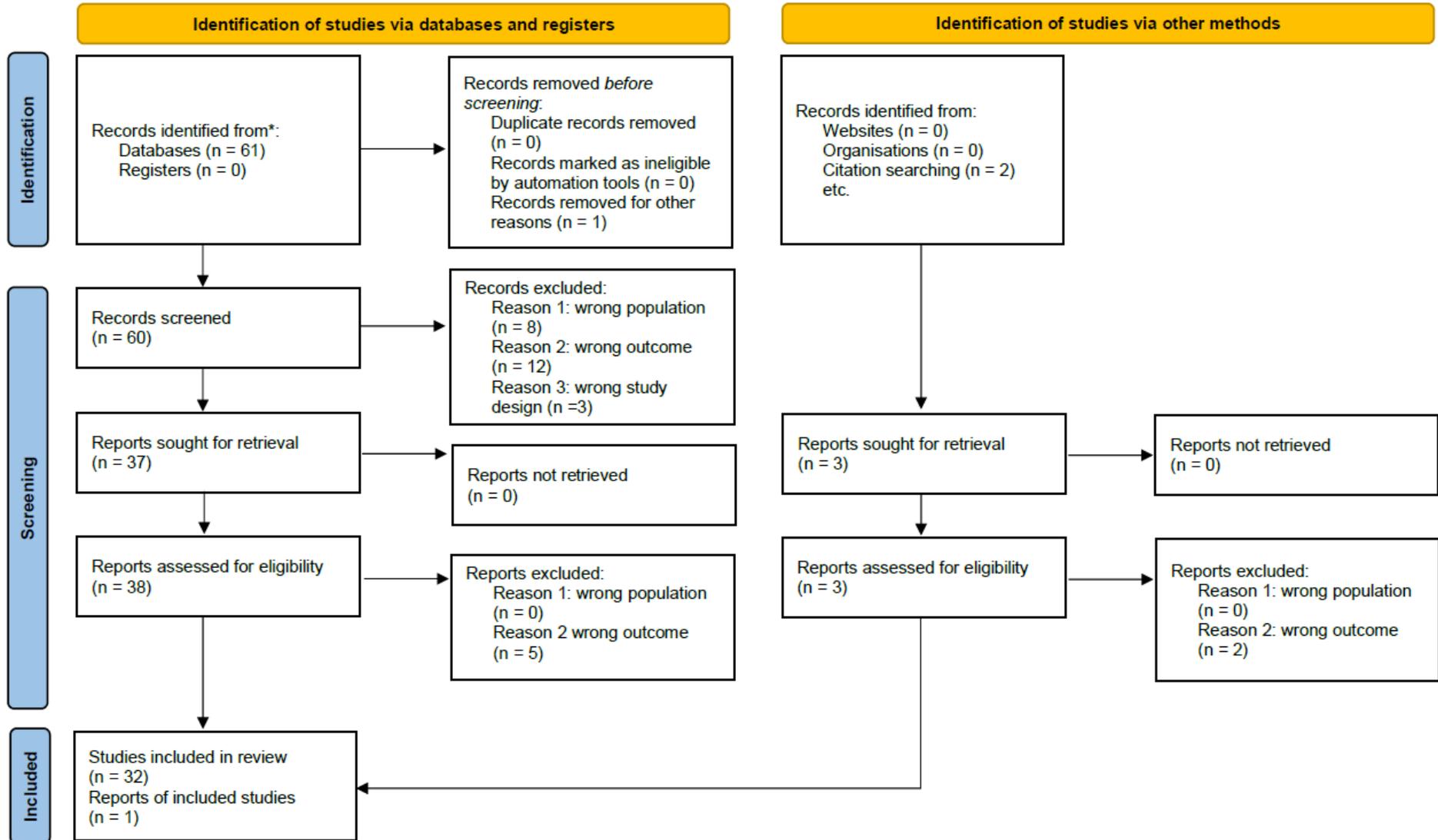


Figura 2.24. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sul NI basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.5 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Schutte LM; Narayanan U; Stout JL; Selber P; Gage JR; Schwartz MH;	2000	An index for quantifying deviations from normal gait	Gait & posture - Volume 11, Issue 1, pp. 25-31	Definizione indice	NA	CP	71	24	Yes	NA	Kinematic variables selected by authors; no kinetic variables used	NA
Romei M; Galli M; Motta F; Schwartz M; Crivellini M;	2004	Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology	Gait & posture - Volume 19, Issue 1, pp. 85-90	Descrivere il campione	NA	CP	144	12	No	NA	Choose of variables not absolute; not included kinetic variables	NI is susceptible to the same sources of error that are inherent to clinical GA
Hillman SJ; Hazlewood ME; Schwartz MH; van der Linden ML; Robb JE;	2007	Correlation of the Edinburgh Gait Score with the Gillette Gait Index, the Gillette Functional Assessment Questionnaire, and dimensionless speed	Journal of pediatric orthopedics - Volume 27, Issue 1, pp. 7-11	Validazione indice	NA	CP	58	NA	No	GGI with EVGS (R=0.89 for subject, R=0.83 for single leg)	NA	NA
Romei M; Galli M; Fazzi E; Maraucci I; Schwartz M; Uggetti C; Crivellini M;	2007	Analysis of the correlation between three methods used in the assessment of children with cerebral palsy	Functional neurology - Volume 22, Issue 1, pp. 17-21	Validazione indice	NA	CP	21	NA	No	GGI with GMFM (R=-0.76 p<0.05)	GMFM considers not only gait but other motor tasks	NA
Wren TA; Do KP; Hara R; Dorey FJ; Kay RM; Otsuka NY;	2007	Gillette Gait Index as a gait analysis summary measure: comparison with qualitative visual assessments of overall gait	Journal of pediatric orthopedics - Volume 27, Issue 7, pp. 765-8	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	25	NA	No	GGI with Mean Video Ratings preoperatively (R ² =0.34; p=0.003), postoperatively (R ² =0.30; p=0.005).	NA	Visual assessment of gait can not accurately replace objective gait data
Brehm MA; Harlaar J; Schwartz M;	2008	Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy	Journal of rehabilitation medicine - Volume 40, Issue 7, pp. 529-34	Quantificare effetto intervento (pre-post)	AFO	CP	80	NA	No	NA	Shift in gait efficiency with AFO not reflected in the GGI	No information regarding AFO configuration and prescription goals; barefoot walking as the control condition; retrospective data collection with subjects seen over nearly 10 years
Gordon AB; Baird GO; McMullin ML; Caskey PM; Ferguson RL;	2008	Gait analysis outcomes of percutaneous medial hamstring tenotomies in children with cerebral palsy	Journal of pediatric orthopedics - Volume 28, Issue 3, pp. 324-9	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	48	NA	No	NA	NA	Patients not randomly selected
Gough M; Schneider P; Shortland AP;	2008	The outcome of surgical intervention for early deformity in young ambulant children with bilateral spastic cerebral palsy	The Journal of bone and joint surgery. British volume - Volume 90, Issue 7, pp. 946-51	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	24 (11 control group)	NA	No	NA	NA	Group is very specific and size is small

McMulkin ML; MacWilliams BA;	2008	Intersite variations of the Gillette Gait Index	Gait & posture - Volume 28, Issue 3, pp. 483-7	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	3	181 (5 separate control sets)	No	NA	Underlying control data sets create large differences in computed GGI values for both pathologic and able bodied subjects	Random sampling of 3 patients not give a true range of expected differences; sampling of five data sets from four labs does not determine the true range of expected deviations between labs; CoV in the input variables not necessarily reflect the variability of the independent variable combinations
Trost JP; Schwartz MH; Krach LE; Dunn ME; Novacheck TF;	2008	Comprehensive short-term outcome assessment of selective dorsal rhizotomy	Developmental medicine and child neurology - Volume 50, Issue 10, pp. 765-71	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	136	NA	No	NA	GGI remains significantly elevated compared with unimpaired gait	NA
Viehweger E; Haumont T; de Lattre C; Preseido A; Filipetti P; Ilharreborde B; Lebarbier P; Loundou A; Simeoni MC;	2008	Multidimensional outcome assessment in cerebral palsy: is it feasible and relevant?	Journal of pediatric orthopedics - Volume 28, Issue 5, pp. 576-83	Validazione indice	NA	CP	160	NA	No	GGI with GMFM (R=-0.42 p<0.001), FAQ (R=-0.45 p<0.001) and EEI (R=0.33 p<0.001)	NA	NA
Assi A; Ghanem I; Lavaste F; Skalli W;	2009	Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index	Gait & posture - Volume 30, Issue 1, pp. 22-6	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	30	17	No	NA	GGI and its 2SD error are linearly correlated with an offset of ± 24	NA
Brochard S; Lempereur M; Filipetti P; Rémy-Néris O;	2009	Changes in gait following continuous intrathecal baclofen infusion in ambulant children and young adults with cerebral palsy	Developmental neurorehabilitation - Volume 12, Issue 6, pp. 397-405	Quantificare effetto intervento (pre-post)	ITB	CP	7	NA	No	NA	NA	Small sample size
Gorton GE 3rd; Abel MF; Oeffinger DJ; Bagley A; Rogers SP; Damiano D; Romness M; Tytkowski C;	2009	A prospective cohort study of the effects of lower extremity orthopaedic surgery on outcome measures in ambulatory children with cerebral palsy	Journal of pediatric orthopedics - Volume 29, Issue 8, pp. 903-9	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	75 surgical, 75 nonsurgical	NA	No	NA	NA	Not a randomized control trial; surgical procedures are heterogeneous
Tulchin K; Campbell S; Browne R; Orendurff M;	2009	Effect of sample size and reduced number of principle components on the Gillette Gait Index	Gait & posture - Volume 29, Issue 4, pp. 526-9	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	24	152 (128 control subjects)	Yes, matched	NA	Value of the GGI is strongly influenced by the number of controls used in determining the principle components	152 controls used represent able-bodied subjects tested over a 10-year period; age range of the controls ranged from three to adult
Cretual A; Bervet K; Ballaz L;	2010	Gillette Gait Index in adults	Gait & posture - Volume 32, Issue 3, pp. 307-10	Validazione indice	NA	CNS pathology	19	25	Yes	GGI with EVGS ($R^2=0.851$ for single leg, $R^2=0.931$ for subject)	NA	NA
Gannotti ME; Gorton GE 3rd; Nahorniak MT; Masso PD;	2010	Walking abilities of young adults with cerebral palsy: changes after multilevel surgery and adolescence	Gait & posture - Volume 32, Issue 1, pp. 46-52	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	23 (11 multilevel surgery, 12 adolescent)	NA	No	NA	NA	Small sample size; not analysis of individual parameters bit overall measure, GGI

Syczewska M; Dembowska-Bagińska B; Perek-Polnik M; Kalinowska M; Perek D;	2010	Gait pathology assessed with Gillette Gait Index in patients after CNS tumour treatment	Gait & posture - Volume 32, Issue 3, pp. 358-62	Descrivere il campione	NA	CNS tumour	105	21	No	NA	GGI not statistical differs between tumour sites	Large discrepancy in the number of patients in each group
Rutz E; Baker R; Tirosh O; Romkes J; Haase C; Brunner R;	2011	Tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy	Gait & posture - Volume 33, Issue 2, pp. 152-7	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	29	NA	No	NA	NA	Short-term follow up; lack of a non-operative control group
Dreher T; Vegvari D; Wolf SI; Geisbüsch A; Gantz S; Wenz W; Braatz F;	2012	Development of knee function after hamstring lengthening as a part of multilevel surgery in children with spastic diplegia: a long-term outcome study	The Journal of bone and joint surgery. American volume - Volume 94, Issue 2, pp. 121-30	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	39	NA	No	NA	NA	Lack of long-term reports; other procedures performed at the time of multilevel surgery
Zwick EB; Svehlík M; Kraus T; Steinwender G; Linhart WE;	2012	Does gender influence the long-term outcome of single-event multilevel surgery in spastic cerebral palsy?	Journal of pediatric orthopedics. Part B - Volume 21, Issue 5, pp. 448-51	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	34 (19 boys, 15 girls)	NA	No	NA	NA	Some follow-up assessments missing for some patients
Domagalska M; Szopa A; Syczewska M; Pietraszek S; Kidoń Z; Onik G;	2013	The relationship between clinical measurements and gait analysis data in children with cerebral palsy	Gait & posture - Volume 38, Issue 4, pp. 1038-43	Validazione indice	NA	CP	36	18	No	GGI with DROM I (R=0.481 p<0.001) and DROM II (R=0.381 p=0.0009) for T3; GGI with DROM I (R=-0.234 p=0.0481) and DROM II (R=-0.269 p=0.0223) for T4	NA	NA
Thomason P; Selber P; Graham HK;	2013	Single Event Multilevel Surgery in children with bilateral spastic cerebral palsy: a 5 year prospective cohort study	Gait & posture - Volume 37, Issue 1, pp. 23-8	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	19	NA	No	NA	NA	Small sample size; lack of a control group
Szopa A; Domagalska-Szopa M; Czamara A;	2014	Gait pattern differences in children with unilateral cerebral palsy	Research in developmental disabilities - Volume 35, Issue 10, pp. 2261-6	Descrivere il campione	NA	CP	45 (51 mild scoliosis as reference group)	NA	No	NA	NA	NA
McMulkin ML; MacWilliams BA;	2015	Application of the Gillette Gait Index, Gait Deviation Index and Gait Profile Score to multiple clinical pediatric populations	Gait & posture - Volume 41, Issue 2, pp. 608-12	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	77	NA	No	NA	GGI is less sensitive to assess treatment outcome than GDI and GPS; ability to determine relative distance from control and improvement is not as clear for the GGI	Small sample size; pathological groups selected from a sample of convenience; indices limited to individual lab analysis
Danino B; Erel S; Kfir M; Khamis S; Batt R; Hemo Y; Wientroub S; Hayek S;	2016	Are Gait Indices Sensitive Enough to Reflect the Effect of Ankle Foot Orthosis on Gait Impairment in Cerebral Palsy Diplegic Patients?	Journal of pediatric orthopedics - Volume 36, Issue 3, pp. 294-8	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	53	NA	No	NA	GGI not reflect spatio-temporal parameters improvements with AFO	Research cohort is small and heterogenous; 2/3 of the individuals are less involved children, and almost half of them are GMFCS level I
Putz C; Döderlein L; Mertens EM; Wolf SI; Gantz S; Braatz F; Dreher T;	2016	Multilevel surgery in adults with cerebral palsy	The bone & joint journal - Volume 98, Issue 2, pp. 282-8	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	97	NA	No	NA	NA	Lack of patient reported outcome data and functional outcome data from childhood

Szopa A; Domagalska-Szopa M; Lasek-Bal A; Zak A;	2017	The link between weight shift asymmetry and gait disturbances in chronic hemiparetic stroke patients	Clinical interventions in aging - Volume 12, Issue , pp. 2055-2062	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	22	22	No	NA	NA	Findings from treadmill-based gait research; small sample size
Litrenta J; Gorton G; Ahuja B; Masso P; Drvaric D;	2018	An Analysis of Relative Gait Impairment in Commonly Diagnosed Pediatric Conditions	Journal of pediatric orthopedics - Volume 38, Issue 6, pp. 337-342	Descrivere il campione	NA	Pediatric conditions	1439	NA	No	NA	NA	NA
Schreiber C; Armand S; Moissenet F;	2018	Influence of normative data's walking speed on the computation of conventional gait indices	Journal of biomechanics - Volume 76, Issue , pp. 68-73	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	54	NA	Yes	NA	Spontaneous walking speed different between pathological and healthy group	Fitting function selected empirically; walking speed same impact on gait parameters for both asymptomatic and pathologic populations; spatiotemporal parameters and kinematics could be corrected prior to gait indices computation; very low walking speed considered
Domagalska-Szopa M; Szopa A;	2019	Gait Pattern Differences Among Children With Bilateral Cerebral Palsy	Frontiers in neurology - Volume 10, Issue , pp. 183	Descrivere il campione	NA	CP	58	45	No	NA	NA	Walk without assistive device, no previous surgery inclusion criterion; treadmill based gait
Schwarze M; Block J; Kunz T; Alimusaj M; Heitzmann DWW; Putz C; Dreher T; Wolf S;	2019	The added value of orthotic management in the context of multi-level surgery in children with cerebral palsy	Gait & posture - Volume 68, Issue , pp. 525-530	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	20	30	No	NA	NA	Small sample size; heterogeneous both in terms of surgical interventions and orthotic design; possible influence of natural growth
Tsitlakidis S; Schwarze M; Westhauser F; Heubisch K; Horsch A; Hagmann S; Wolf S; Götze M;	2020	Gait Indices for Characterization of Patients with Unilateral Cerebral Palsy	Journal of clinical medicine - Volume 9, Issue 12, pp.	Descrivere il campione	NA	CP	89	NA	No	NA	NA	Patients included retrospectively; lack of control group

Tabella 2.5. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi al NI.

Calcolo dell'indice

Il procedimento per il calcolo del GGI è descritto nell'articolo di Schutte e colleghi (Schutte et al., 2000). Le variabili discrete, utilizzate nel calcolo del GGI, sono state selezionate da clinici in modo da essere strettamente legate ad un particolare problema di deambulazione. Nella tabella 2.6 sono mostrate le variabili cinematiche selezionate.

Scelte N variabili discrete cinematiche, rappresentate da x_j , con $j = 1:N$, Il GGI è ottenuto nel seguente modo:

1. Presa una popolazione di M soggetti normali, sono calcolate la media, μ_j , e la deviazione standard, σ_j , delle variabili x_j .
2. Le variabili discrete x_j sono standardizzate (valore medio zero e deviazione standard unitaria) nel seguente modo:

$$z_j = \frac{x_j - \mu_j}{\sigma_j}, \quad j = 1:N$$

(2. 13)

La standardizzazione è necessaria per evitare che le diverse unità di misura delle variabili distorcano il risultato.

3. Viene calcolata la matrice di covarianza C_{ij} per le N variabili standardizzate discrete. La matrice di covarianza è una matrice $N \times N$ con la ij posizione occupata dal coefficiente di correlazione tra l' i -esima e la j -esima variabile.
4. Sono calcolate le N coppie autovalore - autovettore, $\lambda_i - e_i$, della matrice di covarianza. Gli autovettori formano un insieme di N variabili indipendenti/non correlate, chiamate componenti principali, che sono una combinazione lineare delle N variabili discrete originali. Gli autovettori possono essere espressi come:

Time of toe off (% gait cycle)
Walking speed/leg length
Cadence (step/sec)
Mean pelvic tilt (°)
Range of pelvic tilt (°)
Mean pelvic rotation (°)
Minimum hip flexion (°)
Range of hip flexion (°)
Peak abduction in swing (°)
Mean hip rotation in stance (°)
Knee flexion at Initial Contact (°)
Time of peak flexion (% gait cycle)
Range of knee flexion (°)
Peak dorsiflexion in stance (°)
Peak dorsiflexion in swing (°)
Mean foot progression angle in stance (°)

Tabella 2.6. Variabili cinematiche utilizzate nel calcolo del Gillette Gait Index (Romei et al., 2004).

$$e_i = \sum_{j=1}^N \alpha_j x_j$$

(2. 14)

dove α_j sono i pesi relativi determinati solamente dai vincoli di ortonormalità.

5. Viene definito un nuovo insieme di variabili scalate indipendenti/non correlate, y_i , tali che ogni y_i ha uguale varianza sulla popolazione di M soggetti normali.

$$y_i = \frac{1}{\sqrt{\lambda_i}} \sum_{j=1}^N \alpha_j z_j$$

(2. 15)

Applicando questo ridimensionamento si tiene conto dell'entità della variazione inerente alle determinate variabili, cioè, se una delle N variabili originali (o una qualche combinazione lineare delle N variabili) ha una grande variazione all'interno della popolazione normale, allora una grande deviazione dal valore medio di quella variabile non conterà eccessivamente rispetto alla 'normalità' di un soggetto con qualche patologia.

6. Il cammino di un qualunque soggetto può essere rappresentato dalle stesse N discrete variabili, \tilde{x}_j , con $j = 1:N$
7. \tilde{x}_j viene standardizzato rispetto alla media e deviazione standard della popolazione normale

$$\tilde{z}_j = \frac{\tilde{x}_j - \mu_j}{\sigma_j}, \quad j = 1:N$$

(2. 16)

8. Le variabili del cammino del soggetto sono rese indipendenti/non correlate:

$$\tilde{y}_i = \frac{1}{\sqrt{\lambda_i}} \sum_{j=1}^N \alpha_j \tilde{z}_j$$

(2. 17)

dove λ_i e α_j sono derivate dalla popolazione normale (step 4).

9. Il quadrato della lunghezza euclidea di \tilde{y}_i è calcolato:

$$d = \sum_{i=1}^N \tilde{y}_i^2$$

(2. 18)

Il numero d rappresenta il quadrato della distanza dei dati di un paziente dalla media degli stessi dati in una popolazione di soggetti normali in un nuovo sistema di coordinate non correlate. Questo numero è definito Normalcy Index o Gillette Gait Index.

Analisi e discussioni sul Normalcy Index

Il NI o GGI è un indice ottenuto dalla combinazione di 16 variabili del cammino che includono parametri temporali e cinematici legati alle pelvi, all'anca, al ginocchio e alla caviglia. Queste variabili sono state selezionate da medici in funzione del fatto che la loro variazione può descrivere problematiche legate alla deambulazione. In particolare, il Normalcy Index è nato come uno strumento per valutare pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile, perciò, le variabili selezionate sono legate agli effetti che la patologia può comportare sul normale cammino. L'applicazione dell'indice su soggetti affetti da patologie differenti dovrebbe comportare una scelta differente delle variabili che descrivono il cammino del soggetto in modo che queste siano maggiormente legate alla patologia che si sta valutando. Il NI, essendo ottenuto da parametri cinematici selezionati in base ad una specifica patologia, si è rivelato un ottimo strumento sia nel quantificare la deviazione del cammino di soggetti affetti da paralisi cerebrale infantile rispetto a quello di soggetti normali (Romei et al., 2004), sia nel rilevare differenze del pattern del cammino nei soggetti affetti da paralisi cerebrale unilaterale e bilaterale (Domagalska-Szopa & Szopa, 2019; Szopa et al., 2014). Il NI si è dimostrato, inoltre, abbastanza robusto per categorizzare la patologia, distinguendo i soggetti a partire da quelli con disordini moderati fino a quelli quadriplegici, ma non ha mostrato differenze statisticamente significative, anche se presenti, tra l'arto affetto e quello non affetto dei soggetti emiplegici (Romei et al., 2004).

La validità dell'applicazione del Gillette Gait Index, per valutare il cammino patologico, soprattutto in pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile, è stata valutata in diversi studi analizzando la correlazione tra l'indice e alcune scale cliniche. Il GGI correla in modo significativo ($p < 0.001$) nei bambini, età media del campione 11 anni, con il Gross Motor Function Classification System (GMFCS), il Functional Assessment Questionnaire (FAQ) e l'Energy Expenditure index (EEI) (Viehweger et al., 2008). La correlazione con il GMFCS è confermata anche nello studio condotto da Romei e colleghi (Romei et al., 2007), dove è valutato il NI di una popolazione con età media inferiore, 6 anni rispetto a 11. Inoltre, il GGI ha mostrato una correlazione significativa anche con l'Edinburgh Gait Score (EGS), sviluppato specificatamente per analizzare il cammino di pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile, sia in una popolazione con un'età media pari a 12 anni (Hillman et al., 2007), sia in una popolazione adulta, età media pari a 33 anni (Cretual et al., 2010). Il Normalcy Index, nei bambini affetti da paralisi cerebrale che soffrono di spasticità, ha mostrato una scarsa ma significativa correlazione con uno strumento utilizzato per valutare il livello di spasticità, il Dynamic Evaluation of Range of Motion (DAROM) (Domagalska et al., 2013).

Il Gillette Gait Index, essendo un indice la cui natura è quella di misurare la deviazione di un cammino rispetto ad un cammino definito normale, può essere utilizzato per valutare gli effetti che interventi riabilitativi o di chirurgia funzionale hanno nel tempo. Una diminuzione dell'indice implica un cammino che si sta avvicinando alla normalità, e quindi un suo miglioramento. Il GGI è stato utilizzato soprattutto come strumento per verificare miglioramenti nel cammino di soggetti affetti da paralisi

cerebrale infantile sottoposti a chirurgia funzionale. Riduzione significative dell'indice sono state osservate in bambini sottoposti a tenotomia percutanea del tendine mediale del ginocchio (A. B. Gordon et al., 2008), in bambini sottoposti a rizotomia selettiva dorsale (Trost et al., 2008), anche se i valori di GGI sono rimasti elevati rispetto all'arto non affetto, in bambini/ragazzi sottoposti ad accorciamento del tendine del tibiale anteriore (Rutz et al., 2011) e in generale in bambini sottoposti a SEMLS (Single Event Multilevel surgery) (Gorton et al., 2009; Thomason et al., 2013), mantenendo nel tempo gli effetti dell'intervento (Gannotti et al., 2010). Per quanto riguarda invece soggetti adulti affetti da paralisi cerebrale bilaterale spastica sottoposti a SEMLS, sono stati osservati dei significativi miglioramenti nel valore di GGI (Putz et al., 2016). L'utilizzo di ortesi come l'AFO (Ankle Foot Orthoses) per migliorare il cammino di bambini affetti da paralisi cerebrale non risulta in un miglioramento significativo del valore di GGI (Brehm et al., 2008), anche se la combinazione intervento di chirurgia funzionale ed ortesi mostra significativi miglioramenti del valore dell'indice (Schwarze et al., 2019).

Il NI è una singola misura che rappresenta la deviazione che il cammino di un soggetto ha rispetto al cammino medio calcolata su una popolazione di soggetti normali. La scelta del dataset di controllo, da cui ricavare le variabili del cammino di riferimento, influisce sul valore del NI calcolato. Differenze nel dataset di controllo creano grandi differenze nel valore dell'indice calcolato, sia per i soggetti patologici che per quelli sani (McMulkin & MacWilliams, 2008). Bisogna sottolineare il fatto che un campionamento casuale di tre pazienti, utilizzato per valutare i diversi valori dell'indice tra gruppi di controllo, non fornisce una gamma reale di differenze attese. Le grandi variazioni determinate da questo piccolo campione evidenziano solo l'importanza dei gruppi di controllo sottostanti nella determinazione del NI (McMulkin & MacWilliams, 2008). La composizione del gruppo di controllo, in termini di differenza tra i soggetti, non è l'unico aspetto che influisce sul valore di Normalcy Index di un determinato cammino. Il calcolo dell'indice è basato sull'analisi delle componenti principali. Il numero di elementi che compone il gruppo di controllo influisce sull'estrazione delle componenti principali e perciò sul calcolo del NI. Per avere una stima dell'indice che abbia un errore approssimativamente minore del 20% sono necessari un minimo di 40 soggetti normali, per avere invece un errore minore del 10% sono necessari almeno 96 soggetti, se tutte e 16 le componenti principali sono utilizzate (Tulchin et al., 2009). L'accuratezza del calcolo può migliorare anche se si utilizzano non tutte e 16 le componenti. Infatti, se si utilizza un numero sufficiente di componenti principali che tiene in considerazione il 95% circa della varianza, allora, con un numero di elementi del gruppo di controllo superiore a 40 unità, il calcolo del GGI ha un'accuratezza che rimane superiore al 90% (Tulchin et al., 2009). Tuttavia, è necessario prestare attenzione quando si utilizza il NI, poiché anche con più di 40 elementi nel gruppo di controllo, le differenze nel punteggio NI per un singolo soggetto CP possono arrivare fino a 150 basandosi esclusivamente sul set di controllo. L'accuratezza del calcolo del Normalcy Index dipende anche dall'analisi del cammino effettuata per estrarre i dati necessari. Errori nell'acquisizione dei dati cinematici, come ad esempio errori di offset, possono propagarsi nel calcolo dell'indice. Perciò, il NI è soggetto ai comuni errori che possono verificarsi durante un esame di gait analysis. L'impatto della patologia sul modello di deambulazione può essere sovrastimato dal Normalcy Index, poiché le conseguenze invalidanti sulla cinematica possono essere amplificate da un cambiamento nella velocità di deambulazione. I risultati dello studio di Schreiber e colleghi (Schreiber et al., 2018) mostrano che i valori di Normalcy Index, per le condizioni con una velocità di cammino media corrispondente tra i dati registrati e i dati normativi, sono vicini ai valori di riferimento pubblicati per le popolazioni asintomatiche. Tuttavia, quando

questa corrispondenza non viene rispettata (ovvero esiste una discrepanza tra la velocità media di camminata dei dati registrati e i dati normativi), il valore dell'indice viene alterato.

Conclusioni

Il Normalcy Index è stato uno dei primi indici di gait analysis proposti in letteratura. La sua validità nel descrivere la performance del cammino è ben consolidata soprattutto in pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile unilaterale o bilaterale. La selettività dei parametri cinematici utilizzati, legati ad una singola patologia, ha fatto sì che gli studi si concentrassero in particolare sull'applicazione dell'indice a pazienti affetti da paralisi cerebrale mentre altre patologie debilitanti del cammino, come per esempio gli ictus, sono state analizzate in maniera minima. A livello di applicazione clinica, ma anche di studio, i valori di NI vanno interpretati alla luce del dataset di controllo utilizzato. I risultati dell'indice possono essere confrontati solo se il cammino normale è definito con lo stesso gruppo di controllo; perciò, il NI per uno stesso soggetto ha valori diversi a seconda del laboratorio di analisi del cammino. Sviluppi futuri del NI possono riguardare la scelta di set di variabili del cammino meno legate in maniera specifica ad una singola patologia debilitante e la creazione di un dataset di controllo comune tra laboratori di analisi del cammino.

Gait Deviation Index (GDI)

Il *Gait Deviation Index* (GDI) è una misura della patologia complessiva del cammino basata su 9 variabili cinematiche estratte dalla gait analysis (Schwartz & Rozumalski, 2008). Questo indice, come il NI, utilizza metodi statistici per estrarre una misura che indica la qualità del cammino di un soggetto rispetto ad un cammino normale e fisiologico di riferimento. La necessità di sviluppare un nuovo indice è nata dal fatto che, nonostante il NI abbia dimostrato una certa validità a livello clinico, sono state notate una serie di limitazioni. Queste includono la natura arbitraria, sbilanciata e incompleta dei 16 parametri cinematici utilizzati nell'indice, l'incertezza che circonda il ridimensionamento dei componenti principali, la non normalità dell'indice, la mancanza di significato fisico per i componenti multivariati e le difficoltà nell'implementazione, inclusa l'eccessiva sensibilità ai dati di controllo specifici del laboratorio (Schwartz & Rozumalski, 2008).

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: ("*Gait Deviation Index*" OR *GDI*) AND (*gait analysis* OR *gait*) AND (*stroke*)

La ricerca ha prodotto 9 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 3 articoli. Dei rimanenti, 1 articolo è stato escluso a causa di una diversa popolazione di interesse, 5 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 5 articoli. Di questi, 3 sono stati selezionati.

Nel digramma di flusso in figura 2.25 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

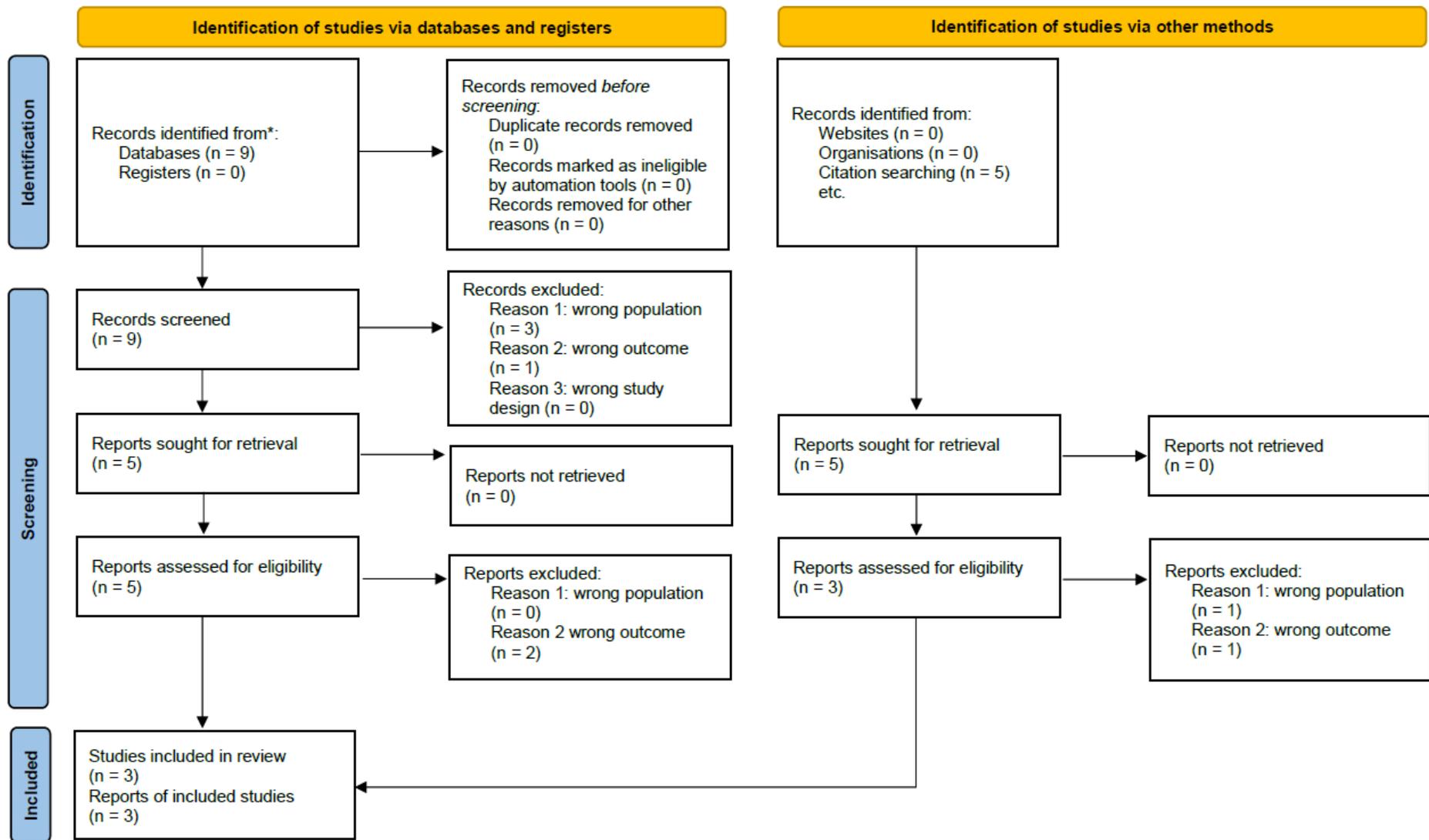


Figura 2.25. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sul GDI basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.7 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Nella tabella sono presenti un numero di articoli maggiore rispetto a quelli selezionati dalla ricerca nella letteratura. Questi articoli sono stati selezionati dalla ricerca sul GGI e sul GPS e contengono al loro interno informazioni sul GDI.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Schwartz MH; Rozumalski A;	2008	The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology	Gait & posture - Volume 28, Issue 3, pp. 351-7	Definizione indice	NA	NA	NA	NA	Yes	GDI scales with FAQ level, distinguishing levels from one to another, and is normally distributed across FAQ levels 6 to 10	No kinetic variables used	NA
Molloy M; McDowell BC; Kerr C; Cosgrove AP;	2010	Further evidence of validity of the Gait Deviation Index	Gait & posture - Volume 31, Issue 4, pp. 479-82	Validazione indice	NA	CP	184	48	No	GDI with GMFM-66 (R=0.70 p<0.001); significant differences in mean GDI scores between GMFCS levels (p<0.001)	NA	Only included multiple gait cycles in the sagittal plane
Rutz E; Baker R; Tirosch O; Romkes J; Haase C; Brunner R;	2011	Tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy	Gait & posture - Volume 33, Issue 2, pp. 152-8	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	29	NA	No	NA	NA	Short-term follow up; lack of a non-operative control group
Thomason P; Selber P; Graham HK;	2013	Single Event Multilevel Surgery in children with bilateral spastic cerebral palsy: a 5 year prospective cohort study	Gait & posture - Volume 37, Issue 1, pp. 23-9	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	19	NA	No	NA	NA	Small sample size; lack of a control group
Massaad A; Assi A; Skalli W; Ghanem I;	2014	Repeatability and validation of gait deviation index in children: typically developing and cerebral palsy	Gait & posture - Volume 39, Issue 1, pp. 354-8	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	134	49	No	GDI with GMFCS (r=-0.44 p<0.0001)	Significant clinical changes could be detected only if GDI decreases or increases more than 10	NA
McMulkin ML; MacWilliams BA;	2015	Application of the Gillette Gait Index, Gait Deviation Index and Gait Profile Score to multiple clinical pediatric populations	Gait & posture - Volume 41, Issue 2, pp. 608-12	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	77	NA	No	NA	NA	Small sample size; pathological groups selected from a sample of convenience; indices limited to individual lab analysis
Danino B; Erel S; Kfir M; Khamis S; Batt R; Hemo Y; Wientroub S; Hayek S;	2016	Are Gait Indices Sensitive Enough to Reflect the Effect of Ankle Foot Orthosis on Gait Impairment in Cerebral Palsy Diplegic Patients?	Journal of pediatric orthopedics - Volume 36, Issue 3, pp. 294-10	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	53	NA	No	NA	GDI not reflect spatio-temporal parameters improvements with AFO	Research cohort is small and heterogenous; 2/3 of the individuals are less involved children, and almost half of them are GMFCS level I
McMulkin ML; Gordon AB; Caskey PM; Tompkins BJ; Baird GO;	2016	Outcomes of Orthopaedic Surgery With and Without an External Femoral Derotational Osteotomy in Children With Cerebral Palsy	Journal of pediatric orthopedics - Volume 36, Issue 4, pp. 382-6	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	66 FDO, 67 no-FDO	NA	No	NA	NA	Data over a 1-year postoperative follow-up time period; 1/2 subjects in both groups had previous soft tissue surgeries
Correa KP; Devetak GF; Martello SK; de Almeida JC; Pauleto AC; Manffra EF;	2017	Reliability and Minimum Detectable Change of the Gait Deviation Index (GDI) in post-stroke patients	Gait & posture - Volume 53, Issue , pp. 29-34	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	Stroke	20	NA	Yes	NA	MDC values suggest that very large changes in GDI are necessary to observe clinical progress	outcomes at faster speeds

Schreiber C; Armand S; Moissenet F;	2018	Influence of normative data's walking speed on the computation of conventional gait indices	Journal of biomechanics - Volume 76, Issue , pp. 68-74	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	54	NA	Yes	NA	Spontaneous walking speed different between pathological and healthy group	Fitting function selected empirically; walking speed same impact on gait parameters for both asymptomatic and pathologic populations; spatiotemporal parameters and kinematics could be corrected prior to gait indices computation; very low walking speed considered
Guzik A; Drużbicki M; Maistrello L; Turolla A; Agostini M; Kiper P;	2019	Relationship Between Observational Wisconsin Gait Scale, Gait Deviation Index, and Gait Variability Index in Individuals Poststroke	Archives of physical medicine and rehabilitation - Volume 100, Issue 9, pp. 1680-1687	Validazione indice	NA	Stroke	50	50	No	GDI with WGS total score (R=-0.87 p<0.05)	NA	No examined correlations of the specific subscales of the WGS
Schwarze M; Block J; Kunz T; Alimujaj M; Heitzmann DWW; Putz C; Dreher T; Wolf S;	2019	The added value of orthotic management in the context of multi-level surgery in children with cerebral palsy	Gait & posture - Volume 68, Issue , pp. 525-531	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	20	30	No	NA	NA	Small sample size; heterogeneous both in terms of surgical interventions and orthotic design; possible influence of natural growth
Guzik A; Drużbicki M;	2020	Application of the Gait Deviation Index in the analysis of post-stroke hemiparetic gait	Journal of biomechanics - Volume 99, Issue , pp. 109575	Validazione indice	NA	Stroke	65	65	No	GDI with 10-MWT (R=0.51 p<0.001) and 2-min test (R=0.48 p<0.001)	Relationships between the GDI unaffected leg and most of the outcome measures of gait are statistically insignificant (p > 0.05)	NA
Kim DW; Kim HW; Yoon JY; Rhee I; Oh MK; Park KB;	2020	Endoscopic Transverse Gastrocnoleus Recession in Children With Cerebral Palsy	Frontiers in pediatrics - Volume 8, Issue , pp. 112	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	27 endoscopy group, 7 open group	NA	No	NA	NA	Small sample size; follow-up gait analysis outcomes compared after 2 years of postoperative follow-up
Tsitlakidis S; Schwarze M; Westhauser F; Heubisch K; Horsch A; Hagmann S; Wolf S; Götze M;	2020	Gait Indices for Characterization of Patients with Unilateral Cerebral Palsy	Journal of clinical medicine - Volume 9, Issue 12, pp.	Descrivere il campione	NA	CP	89	NA	No	NA	NA	Patients included retrospectively; lack of control group

Tabella 2.7. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi al GDI.

Calcolo dell'indice

Il processo per calcolare il GDI è descritto nell'articolo di Schwartz e Rozumalski (Schwartz & Rozumalski, 2008). I parametri cinematici utilizzati per il calcolo dell'indice sono gli angoli articolari delle pelvi e dell'anca in tutti e tre i piani anatomici, l'angolo di flessione-estensione del ginocchio, l'angolo di dorsiflessione-plantiflessione dell'articolazione di caviglia e l'angolo di progressione del piede. I dati del cammino, utilizzati nell'articolo per calcolare l'indice, sono stati acquisiti presso il Gillette Children's Specialty Healthcare Center for Gait and Motion Analysis ($N_{sides} = 6702$), e contengono esempi di tutte le probabili deviazioni del cammino. Le variabili cinematiche sono estratte con incrementi del 2% lungo l'intero ciclo del passo (9 angoli x 51 punti = 459 dati). I dati sono quindi organizzati in vettori 459x1, chiamati *gait vectors* (\mathbf{g}):

$$\begin{aligned}\mathbf{g} &= [\{\text{pel tilt}\}, \{\text{pel obliq}\}, \dots, \{\text{foot prog}\}]^T \\ &= [\{g_{1-51}\}, \{g_{52-102}\}, \dots, \{g_{358-408}\}, \{g_{409-459}\}]^T\end{aligned}$$

I vettori di ogni lato dei soggetti sono concatenati a formare una matrice 459x6702, chiamata *gait matrix* (\mathbf{G}):

$$\mathbf{G} = \left[\begin{array}{ccc} \begin{pmatrix} g_1^1 \\ g_1^2 \\ \vdots \\ g_{459}^1 \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} g_1^2 \\ g_2^2 \\ \vdots \\ g_{459}^2 \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} g_1^{6702} \\ g_2^{6702} \\ \vdots \\ g_{459}^{6702} \end{pmatrix} \end{array} \right]$$

Viene calcolata la singular value decomposition (SVD) di \mathbf{G} , e sono presi in considerazione i vettori singolari di lunghezza unitaria $\{\hat{\mathbf{f}}_1, \dots, \hat{\mathbf{f}}_{459}\}$ e i valori singolari $\{\lambda_1, \dots, \lambda_{459}\}$. Questi vettori singolari, indicati d'ora in poi come *gait features*, formano una base ortonormale ottimale (*f-basis*) per ricostruire i dati del cammino. La base \mathbf{f} è ottimale in quanto massimizza la VAF (variance accounted for) utilizzando il numero minimo di caratteristiche. Data la *f-basis*, un'approssimazione di ordine m di ogni vettore del cammino può essere calcolato come:

$$\tilde{\mathbf{g}}^m = \sum_{k=1}^m c_k \hat{\mathbf{f}}_k$$

(2. 19)

dove le *feature components* c_k sono:

$$c_k = \mathbf{g} * \hat{\mathbf{f}}_k$$

(2. 20)

Le feature components possono essere organizzate in un vettore, $\mathbf{c} = (c_1, \dots, c_m)$. Al fine di scegliere un ordine di ricostruzione appropriato, cioè, scegliere $m = m_{crit}$ in modo che $\tilde{\mathbf{g}}^m$ sia 'sufficientemente' vicino a \mathbf{g} , sono esaminati due criteri. Il primo criterio è una valutazione della parte di VAF complessiva delle prime m features (VAF_m). Questa può essere calcolata come:

$$VAF_m = \frac{\sum_{i=1}^m \lambda_i^2}{\sum_{j=1}^{459} \lambda_j^2}$$

(2. 21)

Il secondo criterio misura la precisione del vettore del cammino ricostruito ($\tilde{\mathbf{g}}^m$) rispetto a quello originale (\mathbf{g}). Questa accuratezza può essere espressa come la proiezione del vettore ricostruito sul vettore originale, normalizzata per il vettore originale:

$$\varphi = \frac{\mathbf{g} * \tilde{\mathbf{g}}^m}{\|\mathbf{g}\|^2}$$

(2. 22)

Il valore di φ è pari a 1 quando $\tilde{\mathbf{g}}^m = \mathbf{g}$ e decresce fino a 0 quando i due vettori sono completamente diversi.

Una volta ottenuto il numero critico m_{crit} di feature components è possibile passare al calcolo del GDI. Prima di ciò è necessario sottolineare ancora un concetto. Dati due soggetti, α e β , la distanza euclidea tra i gait vectors dei due soggetti, $\tilde{\mathbf{g}}^\alpha$ e $\tilde{\mathbf{g}}^\beta$, è definita come:

$$d^{\alpha,\beta} = \|\mathbf{c}^\alpha - \mathbf{c}^\beta\|$$

(2. 23)

Se consideriamo un gruppo di controllo, CG, per esempio un gruppo di bambini in via di sviluppo, e prendiamo la media delle feature components su questo gruppo di controllo, $\bar{\mathbf{c}}^{CG}$, la quale descrive il cammino medio del gruppo, la distanza tra un soggetto α e la media del CG è:

$$d^{\alpha,CG} = ||\mathbf{c}^{\alpha} - \bar{\mathbf{c}}^{CG}||$$

(2. 24)

Definita questa distanza euclidea, $d^{\alpha,CG}$, il *raw* GDI per il soggetto α è definito come:

$$GDI_{raw}^{\alpha} = \ln(d^{\alpha,CG})$$

(2. 25)

Questa misura, di per sé, può già essere utilizzata come misura della patologia. Per migliorare l'interpretabilità, il GDI può essere scalato nel modo seguente. Per prima cosa sono calcolati i GDI_{raw}^k di ogni soggetto del gruppo di controllo ($k=1, N_{control}$). Poi sono calcolate la media e la deviazione standard dei GDI_{raw}^k (Mean(GDI_{raw}^{CG}) e S.D.(GDI_{raw}^{CG})). Viene poi calcolato lo z-score del soggetto α rispetto al CG:

$$zGDI_{raw}^{\alpha} = \frac{GDI_{raw}^{\alpha} - Mean(GDI_{raw}^{CG})}{S. D. (GDI_{raw}^{CG})}$$

(2. 26)

Infine, lo z-score viene moltiplicato per 10 e poi sottratto a 100 per dare il valore di GDI al soggetto α :

$$GDI^{\alpha} = 100 - 10 * zGDI_{raw}^{\alpha}$$

(2. 27)

Analisi e discussioni sul Gait Deviation Index

Il GDI misura una distanza scalata dal cammino medio di un gruppo di controllo. L'indice può essere interpretato nel modo seguente:

- $GDI \geq 100$ indica un soggetto il cui cammino è tanto vicino alla media del CG quanto quello di un soggetto scelto casualmente nel gruppo di controllo. In altre parole, un GDI maggiore o uguale a 100 indica l'assenza di patologie debilitanti del cammino.
- Ogni 10 punti che il GDI scende sotto 100 corrisponde ad una differenza di una deviazione standard rispetto alla media del CG. Per esempio, un GDI^{α} pari a 75 significa che il cammino del soggetto α è $2.5 * S. D. (GDI_{raw}^{CG})$ distante dalla media del CG.

La scelta del numero di feature components che si vuole considerare è determinata da quanta varianza si vuole tenere in considerazione e dall'accuratezza che si vuole tenere nella ricostruzione del gait vector. Per esempio, nello studio di Schwartz e Rozulmaski, l'esame della VAF e della φ ha mostrato che 15 feature components rappresentavano il 98% della variazione totale e producevano un vettore del cammino preciso al 98%, come misurato dalla media del φ . Il numero di features da tenere in considerazione, m_{crit} , è una valutazione soggettiva. È possibile che per alcune applicazioni si desideri un'approssimazione più stretta dei dati del cammino originali, nel qual caso è possibile utilizzare più features. Può anche accadere che per un diverso insieme di dati del cammino (ad esempio solo angoli del piano sagittale), un numero inferiore di caratteristiche possa fornire una ricostruzione sufficientemente accurata (Schwartz & Rozulmaski, 2008). Da un punto di vista metrico, per il GDI è stato calcolato un coefficiente di ripetibilità (2 deviazioni standard della differenza tra test-retest), in una popolazione di 16 bambini (32 arti) pari a ± 10 (A. Massaad et al., 2014). Lo studio test-retest non ha mostrato differenze statisticamente significative ($p > 0.05$) del valore medio del GDI tra una sessione e l'altra, a riprova del fatto che il GDI descrive il profilo del cammino in generale. Il valore di ripetibilità ottenuto indica che cambiamenti clinici significativi possono essere rilevati solo se il valore di GDI aumenta o diminuisce di 10. Cambiamenti inferiori a ± 10 possono essere etichettati come errori relativi al sistema di acquisizione dei dati del cammino. Oltre a ciò, al fine di valutare la propagazione degli errori derivanti dall'acquisizione dei dati cinematici, è stata applicata una simulazione di Monte Carlo ad una popolazione di 49 bambini sani e 134 bambini affetti da CP (paralisi cerebrale infantile) e questa ha mostrato un range di incertezza compreso tra 0.8 e 1.3, sia per i bambini sani che per quelli patologici (A. Massaad et al., 2014). L'utilità delle simulazioni Monte Carlo è osservare come gli errori sull'ingresso di un sistema possono essere propagati ai risultati. Sarebbe utile valutare come un eventuale errore sulle curve del passo potrebbe influenzare il valore del GDI. In realtà, gli errori che possono influenzare le curve cinematiche possono essere dovuti a molte fonti: errori intrinseci del sistema di acquisizione dei dati del cammino, posizionamento errato dei marker, artefatti da tessuti molli e variabilità del profilo di deambulazione del soggetto tra due sessioni. Gli errori complessivi possono essere valutati mediante una valutazione di ripetibilità (metodo test-retest) e possono essere presentati come un intervallo di confidenza (IC) al 95% ($\pm 2SD$ della differenza tra le due sessioni), il che significa che il 95% delle incertezze è incluso in questo intervallo. Quando si aggiunge l'intero margine dell'IC come possibile errore sulle curve cinematiche nelle simulazioni Monte Carlo, si assume lo scenario peggiore e il massimo di errori che possono verificarsi. Sempre a livello di caratterizzazione metrica del GDI, su bambini affetti da CP è stato calcolato il Minimum Detectable Change (MDC) del GDI totale (media tra arto destra e sinistro) e questo è risultato pari a 10.8, circa pari ad una deviazione standard (Rasmussen et al., 2015). Invece, in pazienti affetti da stroke, è stata valutata sia il MDC che la reliability (Correa et al., 2017). La reliability è stata valutata attraverso l'ICC (coefficiente di correlazione intraclass). Più il valore del coefficiente si avvicina a 1 più la riproducibilità delle misurazioni è migliore. Dall'analisi di una popolazione di 20 pazienti post-stroke è emerso che, su una media di tre passi, l'ICC, tra sessioni diverse, ha un valore di 0.84 per l'arto paretico e 0.89 per l'arto non-paretico. Il MDC, invece, sempre tra sessioni diverse e su una media di tre passi, è risultato pari 9.4 per l'arto paretico e 7.5 per quello non-paretico. I valori elevati di Minimum Detectable Change, osservati negli studi, indicano il fatto che grandi cambiamenti di GDI sono necessari per identificare progressi clinici, sia in pazienti con esiti di stroke sia in pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile.

La validità del GDI, come strumento clinico, è stata analizzata attraverso il confronto con il GGI e il FAQ in pazienti con diagnosi di paralisi cerebrale infantile (Schwartz & Rozumalski, 2008). Sia il GDI che il GGI confrontano il cammino di un soggetto con il cammino medio di un gruppo di controllo. Poiché il GGI rappresenta una distanza quadrata, per confrontarlo con GDI, è necessario effettuare una trasformazione, $GGI^* = \ln(\sqrt{GGI})$. È stata osservata una relazione lineare moderatamente forte ($R^2 = 0.56$) tra i due indici. Questa relazione suggerisce che entrambe le misure sono associate allo stesso contenuto di base (patologia dell'andatura). Tuttavia, c'è anche una diffusione relativamente ampia nei dati che indica che le due misure riflettono diversi aspetti della patologia dell'andatura. Invece, rispetto al FAQ, è stato osservato che il GDI scala in maniera monotona distinguendo i livelli da uno all'altro, ed è distribuito in maniera normale per i livelli del FAQ dal 6 al 10. Il Gait Deviation Index ha mostrato una forte correlazione ($R = 0.70$, $p < 0.001$) anche con il GRFM (Gross Motor Function Measure), in pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile; inoltre, ha mostrato differenze significative ($p < 0.001$) tra i livelli del GMFCS (Molloy et al., 2010). La validità del GDI, come strumento per misurare in maniera globale il cammino di un soggetto, è stata analizzata anche in individui con esiti di stroke. Il GDI dell'arto affetto ha mostrato una significativa e forte correlazione ($R = -0.87$, $p < 0.001$) con il WGS (Wisconsin Gait Scale) (Guzik et al., 2019). Inoltre, il GDI medio, tra arto affetto e non affetto, in pazienti con esiti di ictus, ha mostrato una significativa ma moderata correlazione con alcune misure del cammino, come la velocità passo, il 10-m walk test, il 2-min walk test. (Guzik & Druzbicki, 2020).

Nella pratica clinica, il GDI è uno strumento che può essere utilizzato per valutare gli effetti che, un intervento riabilitativo o di chirurgia funzionale, hanno su soggetti affetti da patologie debilitanti del cammino. In pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile sottoposti a SEMLS (Single Event Multilevel Surgery) il GDI mostra una differenza statisticamente significativa 5 anni dopo l'intervento (Thomason et al., 2013). Rispetto al GGI, l'aggiunta di una ortesi in un contesto di MLS (Multilevel Surgery) non comporta un significativo miglioramento, almeno non quanto l'intervento di chirurgia funzionale in sé (Schwarze et al., 2019). Il GDI non si è dimostrato abbastanza sensibile per riflettere gli effetti di una AFO (ankle foot orthesis) sul cammino di pazienti diplegici affetti da CP (Danino et al., 2016). Se il SEMLS rappresenta un insieme di interventi eterogenei, alcuni studi hanno dimostrato che in pazienti affetti da paralisi cerebrale sottoposti ad interventi più specifici, come l'accorciamento del tendine del tibiale anteriore in combinazione con l'allungamento del tendine d'Achille, nel trattamento del piede spastico equino, il valore del GDI post-intervento migliora in modo significativo rispetto quello pre-intervento (Rutz et al., 2011). Rispetto al Normalcy Index, ci sono molte più esperienze di applicazioni del GDI in altre patologie, come per esempio stroke, malattia di Batten, distrofia muscolare, amputazione degli arti inferiori e malattia di Parkinson (Cimolin & Galli, 2014). Questa cosa è dovuta alla minore specificità dell'indice rispetto ad una sola e determinata patologia del cammino.

È importante sottolineare che, rispetto al Normalcy Index, il GDI presenta diversi vantaggi. Per prima cosa, viene utilizzata l'intera variabilità delle variabili cinematiche durante il ciclo del passo piuttosto che un piccolo numero di parametri discreti, eliminando così gran parte della soggettività nella scelta dei parametri. Secondo, la selezione dei parametri per il NI era specifica per i bambini con paralisi cerebrale, mentre il GDI sembra essere una misura più generale della patologia dell'andatura, anche se nasce come strumento per valutare bambini affetti da CP (Cimolin & Galli, 2014). Inoltre, è stato dimostrato che il NI richiede un numero ragionevolmente elevato di persone nel set di dati di

riferimento e che i valori possono variare in modo significativo tra i diversi set di dati di riferimento. Al contrario, i valori del GDI sono apparsi molto meno sensibili alle differenze nei dati del cammino della popolazione di riferimento (Cimolin & Galli, 2014). Nonostante ciò, la creazione della base ortonormale *f-basis* dipende dal dataset di partenza, perciò, se laboratori di analisi del movimento utilizzano una popolazione di partenza differente, allora anche la base *f* sarà differente e quindi il valore della misura del GDI. Rispetto al GGI, il GDI si è mostrato molto più sensibile nella valutazione del trattamento di diverse patologie e, inoltre, richiede un numero di soggetti di controllo che è circa un quarto di quello richiesto dal GGI (McMulkin & MacWilliams, 2008). Come il GGI, anche il GDI è influenzato dalla velocità del cammino (Schreiber et al., 2018). Per le condizioni con una velocità di cammino media corrispondente tra i dati registrati e i dati normativi, i valori di GDI sono vicini ai valori di riferimento pubblicati per le popolazioni asintomatiche. Quando questa corrispondenza non viene rispettata il valore dell'indice viene alterato.

Conclusioni

Il Gait Deviation Index è un indice di performance basato su variabili cinematiche che ha mostrato una buona validità clinica in pazienti affetti da CP, ma anche in pazienti con esiti di stroke. Inoltre, l'utilizzo dell'intera variabilità delle variabili cinematiche, oltre ad una minore selettività delle variabili, ha fatto sì che, almeno a livello di studi, il GDI fosse applicato ad un numero maggiore di patologie. Così come il GGI, sviluppi futuri di questo indice possono riguardare una selezione delle variabili del cammino maggiormente legata alla patologia di studio e la creazione o condivisione di una *f-basis* comune per permettere il confronto dei valori tra laboratori differenti.

Gait profile Score (GPS)

Il Gait Deviation Index è stato proposto come indice che descrive in maniera generale il cammino di un soggetto confrontandolo con un cammino medio ottenuto da un dataset di partenza. Baker e colleghi hanno proposto un'interpretazione delle differenti misure che stanno alla base del GDI, che, in maniera naturale, ha portato alla definizione di un indice simile, il Gait Profile Score (GPS) (Baker et al., 2009). Capire cosa le differenti misure sottostanti rappresentano suggerisce anche che riportare misure grezze, come il GPS fa, può avere dei vantaggi rispetto alla trasformazione logaritmica e allo z-scaling incorporate nel GDI. Il GPS è una misura calcolata indipendentemente dalla feature analysis e porta anche al concetto di Movement Analysis Profile (MAP). Il MAP è un insieme di valori (indici) che riassume molte delle informazioni contenute all'interno dei dati cinematici.

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: (*"Gait Profile Score"*) AND (*gait OR gait analysis*) AND (*stroke*) OR (*"Movement Analysis Profile"*) AND (*gait OR gait analysis*)

La ricerca ha prodotto 24 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 13 articoli. Dei rimanenti, 4 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 6 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati e 1 articolo è stato escluso a causa del design dello studio. Dalla ricerca effettuata

nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 8 articoli. Di questi 5 sono stati selezionati.

Nel digramma di flusso in figura 2.26 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

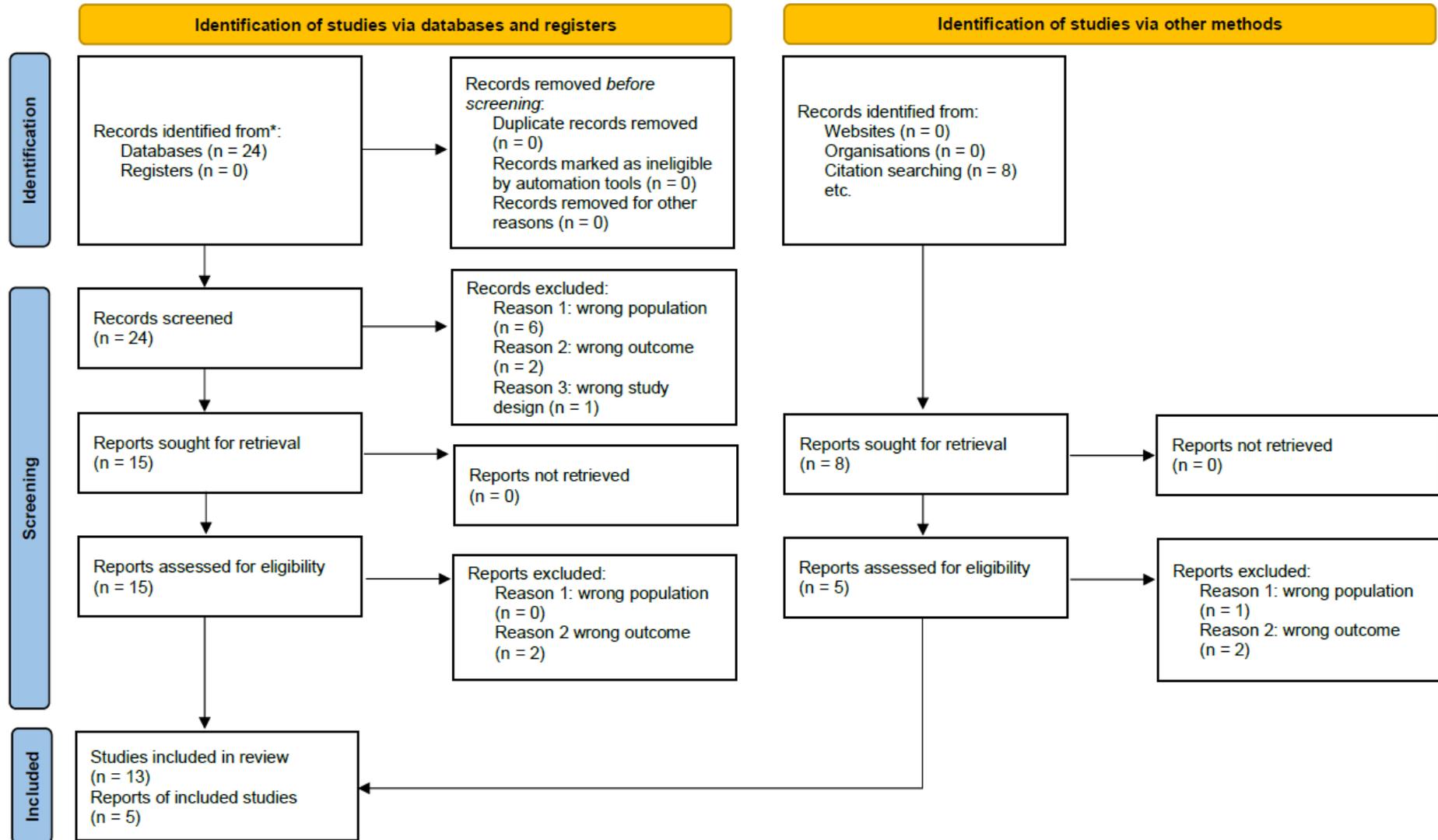


Figura 2.26. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sul GPS basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.8 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Nella tabella sono presenti un numero di articoli maggiore rispetto a quelli selezionati dalla ricerca nella letteratura. Questi articoli sono stati selezionati dalla ricerca sul GGI e sul GPS e contengono al loro interno informazioni sul GDI

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Kim DW; Kim HW; Yoon JY; Rhee I; Oh MK; Park KB;	2020	Endoscopic Transverse Gastrocssoleus Recession in Children With Cerebral Palsy	Frontiers in pediatrics - Volume 8, Issue , pp. 113	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	27 endoscopy group, 7 open group	NA	No	NA	NA	Small sample size; follow-up gait analysis outcomes compared after 2 years of postoperative follow-up
Tinney A; Thomason P; Sangeux M; Khot A; Graham HK;	2015	The transverse Vulpius gastrocssoleus recession for equinus gait in children with cerebral palsy	The bone & joint journal - Volume 97, Issue 4, pp. 564-71	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	26	NA	No	NA	NA	Short-term follow up; variable surgical SEMLS prescription
Baker R; McGinley JL; Schwartz M; Thomason P; Rodda J; Graham HK;	2012	The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score	Gait & posture - Volume 35, Issue 4, pp. 612-5	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	380 (268 with CP)	38	Yes	Linearity of the correlation between GPS median values and both FAQ (R ² =0.96) and GMFCS levels (R ² =0.99)	An MCID for the GPS of 1.6° is sufficient to reflect mean difference between adjacent FAQ levels	NA
Baker R; McGinley JL; Schwartz MH; Beynon S; Rozumalski A; Graham HK; Tirosh O;	2009	The gait profile score and movement analysis profile	Gait & posture - Volume 30, Issue 3, pp. 265-9	Definizione indice	NA	NA	407 (271 with CP)	38	Yes	GPS differs with both FAQ (p<0.001) and GMFCS (p<0.001), differences are also between all levels of the FAQ and GMFCS (p<0.02)	Correlation between GPS and walking speed is weak (R=0.28)	
Beynon S; McGinley JL; Dobson F; Baker R;	2010	Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments	Gait & posture - Volume 32, Issue 1, pp. 129-32	Validazione indice	NA	NA	60 (37 with CP)	38	No	GPS with clinician ratings of overall gait (R=0.84 p<0.001)	NA	NA
Bigoni M; Cimolin V; Vismara L; Tarantino AG; Clerici D; Baudo S; Galli M; Mauro A;	2021	Relationship between gait profile score and clinical assessments of gait in post-stroke patients	Journal of rehabilitation medicine - Volume 53, Issue 5, pp. Jrm00192	Validazione indice	NA	Stroke	33	20	No	GPS with FAC (R=-0.412 p=0.017), TIS (R=-0.436 p=0.011), 10-MWT (R=0.49 p=0.009) and BBS (R=-0.561 p=0.001)	Moderate correlation with balance functional scales	Not considered walking speed
Danino B; Erel S; Kfir M; Khamis S; Batt R; Hemo Y; Wientroub S; Hayek S;	2016	Are Gait Indices Sensitive Enough to Reflect the Effect of Ankle Foot Orthosis on Gait Impairment in Cerebral Palsy Diplegic Patients?	Journal of pediatric orthopedics - Volume 36, Issue 3, pp. 294-9	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	53	NA	No	NA	GPS not reflect spatio-temporal parameters improvements with AFO	Research cohort is small and heterogenous; 2/3 of the individuals are less involved children, and almost half of them are GMFCS level I

Devetak GF; Martello SK; de Almeida JC; Correa KP; Lucksch DD; Manfra EF;	2016	Reliability and minimum detectable change of the gait profile score for post-stroke patients	Gait & posture - Volume 49, Issue , pp. 382-387	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	Stroke	17	NA	Yes	NA	NA	Imbalance in the number of subjects with hemiparesis on the right and left sides
Fukuchi CA; Duarte M;	2019	Gait Profile Score in able-bodied and post-stroke individuals adjusted for the effect of gait speed	Gait & posture - Volume 69, Issue , pp. 40-45	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	Stroke	16	15	No	NA	NA	Small sample size with only older adults
Jarvis HL; Brown SJ; Butterworth C; Jackson K; Clayton A; Walker L; Rees N; Price M; Groenevelt R; Reeves ND;	2022	The gait profile score characterises walking performance impairments in young stroke survivors	Gait & posture - Volume 91, Issue , pp. 229-234	Descrivere il campione	NA	Stroke	39	15	No	GPS with metabolic cost (R=0.644 p<0.001), walking speed (R=-0.543 p<0.001) and stride length (R=-0.732 p<0.001)	NA	Small sample size for the control group; in the stroke group the ratio between male and female participants is uneven
Kiernan D; Hosking J; O'Brien T;	2016	Is adult gait less susceptible than paediatric gait to hip joint centre regression equation error?	Gait & posture - Volume 45, Issue , pp. 133-7	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	12 adult subjects	NA	No	NA	GPS no statistical or clinical significant difference for any set when compared to the Harrington reference	Small sample size
Kiernan D; Malone A; O'Brien T; Simms CK;	2015	The clinical impact of hip joint centre regression equation error on kinematics and kinetics during paediatric gait	Gait & posture - Volume 41, Issue 1, pp. 175-10	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	18 paediatric subjects	NA	No	NA	No statistically and clinically significant differences for GPS scores for Bell, Davis or Orthotrak regression equation sets when compared to the Harrington reference	Small sample size
Kläusler M; Speth BM; Brunner R; Tirosch O; Camathias C; Rutz E;	2017	Long-term follow-up after tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy	Gait & posture - Volume 58, Issue , pp. 457-462	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	23	NA	No	NA	NA	Small sample size; lack of control group
McMulkin ML; MacWilliams BA;	2015	Application of the Gillette Gait Index, Gait Deviation Index and Gait Profile Score to multiple clinical pediatric populations	Gait & posture - Volume 41, Issue 2, pp. 608-12	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	77	NA	No	NA	GPS is less sensitive to assess treatment outcome than GDI; ability to determine relative distance from control and improvement is not as clear for the GPS	Small sample size; pathological groups selected from a sample of convenience; indices limited to individual lab analysis
Opheim A; McGinley JL; Olsson E; Stanghelle JK; Jahnsen R;	2013	Walking deterioration and gait analysis in adults with spastic bilateral cerebral palsy	Gait & posture - Volume 37, Issue 2, pp. 165-71	Descrivere il campione	NA	CP	16 (8 case, 8 control)	NA	No	NA	No between-group differences in the GPS	Small sample size; cross-sectional case-control design

Opheim A; McGinley JL; Olsson E; Stanghelle JK; Jahnsen R;	2013	Walking deterioration and gait analysis in adults with spastic bilateral cerebral palsy	Gait & posture - Volume 37, Issue 2, pp. 165-71	Descrivere il campione	NA	CP	16 (8 case, 8 control)	NA	No	NA	No between-group differences in the GPS	Small sample size; cross-sectional case-control design
Putz C; Döderlein L; Mertens EM; Wolf SI; Gantz S; Braatz F; Dreher T;	2016	Multilevel surgery in adults with cerebral palsy	The bone & joint journal - Volume 98, Issue 2, pp. 282-9	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	97	NA	No	NA	NA	Lack of patient reported outcome data and functional outcome data from childhood
Rutz E; Baker R; Tirosh O; Romkes J; Haase C; Brunner R;	2011	Tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy	Gait & posture - Volume 33, Issue 2, pp. 152-9	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	29	NA	No	NA	NA	Short-term follow up; lack of a non-operative control group
Rutz E; Passmore E; Baker R; Graham HK;	2012	Multilevel surgery improves gait in spastic hemiplegia but does not resolve hip dysplasia	Clinical orthopaedics and related research - Volume 470, Issue 5, pp. 1294-302	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	11	NA	No	NA	NA	Small sample size ; lack of control group
Schreiber C; Armand S; Moissenet F;	2018	Influence of normative data's walking speed on the computation of conventional gait indices	Journal of biomechanics - Volume 76, Issue , pp. 68-75	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	54	NA	Yes	NA	Spontaneous walking speed different between pathological and healthy group	Fitting function selected empirically; walking speed same impact on gait parameters for both asymptomatic and pathologic populations; spatiotemporal parameters and kinematics could be corrected prior to gait indices computation; very low walking speed considered
Schwarze M; Block J; Kunz T; Alimusaj M; Heitzmann DWW; Putz C; Dreher T; Wolf SI;	2019	The added value of orthotic management in the context of multi-level surgery in children with cerebral palsy	Gait & posture - Volume 68, Issue , pp. 525-532	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	20	30	No	NA	NA	Small sample size; heterogeneous both in terms of surgical interventions and orthotic design; possible influence of natural growth

Thomason P; Selber P; Graham HK;	2013	Single Event Multilevel Surgery in children with bilateral spastic cerebral palsy: a 5 year prospective cohort study	Gait & posture - Volume 37, Issue 1, pp. 23-10	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	19	NA	No	NA	NA	Small sample size; lack of a control group
Tsang STJ; McMorran D; Robinson L; Herman J; Robb JE; Gaston MS;	2016	A cohort study of tibialis anterior tendon shortening in combination with calf muscle lengthening in spastic equinus in cerebral palsy	Gait & posture - Volume 50, Issue , pp. 23-27	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	26	NA	No	NA	NA	Lack of a control group; short term follow-up in a heterogeneous population; patients additional surgery
Tsitlakidis S; Schwarze M; Westhauser F; Heubisch K; Horsch A; Hagmann S; Wolf SI; Götze M;	2020	Gait Indices for Characterization of Patients with Unilateral Cerebral Palsy	Journal of clinical medicine - Volume 9, Issue 12, pp.	Descrivere il campione	NA	CP	89	NA	No	NA	NA	Patients included retrospectively; lack of control group
Visscher R; Hasler N; Freslier M; Singh NB; Taylor WR; Brunner R; Rutz E;	2021	Long-term follow-up after multilevel surgery in cerebral palsy	Archives of orthopaedic and trauma surgery - Volume 142, Issue 9, pp. 2131-2138	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Chirurgia funzionale	CP	13	NA	No	NA	NA	Small sample size; lack of control group; different index surgery ageNa;

Tabella 2.8. *Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi al GPS.*

Calcolo dell'indice

Il metodo per calcolare il Gait Profile Score è stato descritto da Baker e colleghi nel loro articolo (Baker et al., 2009). La quantità fondamentale su cui si basa il GDI è la differenza RMS (root mean square) tra il gait vector di un soggetto e il gait vector medio di un insieme di persone non affette da patologie. Riconoscere l'importanza di questa quantità suggerisce che può essere una cosa di valore considerare la differenza RMS di ogni singola variabile del cammino considerata nel GDI.

La differenza RMS tra ogni singola variabile del cammino che compone il gait vector e la media di ogni singola variabile calcolata sulla popolazione viene calcolata e questa prende il nome di Gait Variable Score (GVS).

$$GVS_i = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_{i,t} - \bar{x}_{i,t}^{ref})^2$$

(2. 28)

dove T è il numero di istanti in cui viene diviso il ciclo del passo. Il GVS per le nove variabili cinematiche del lato destro e del lato sinistro, utilizzate nel GDI, può essere combinato per formare il Movement Analysis Profile (MAP) (Fig. 2.27). La media RMS di tutti i punteggi delle variabili, per un lato in particolare, è uguale al GPS calcolato dall'intero vettore del cammino.

$$GPS = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N GVS_t^2$$

(2. 29)

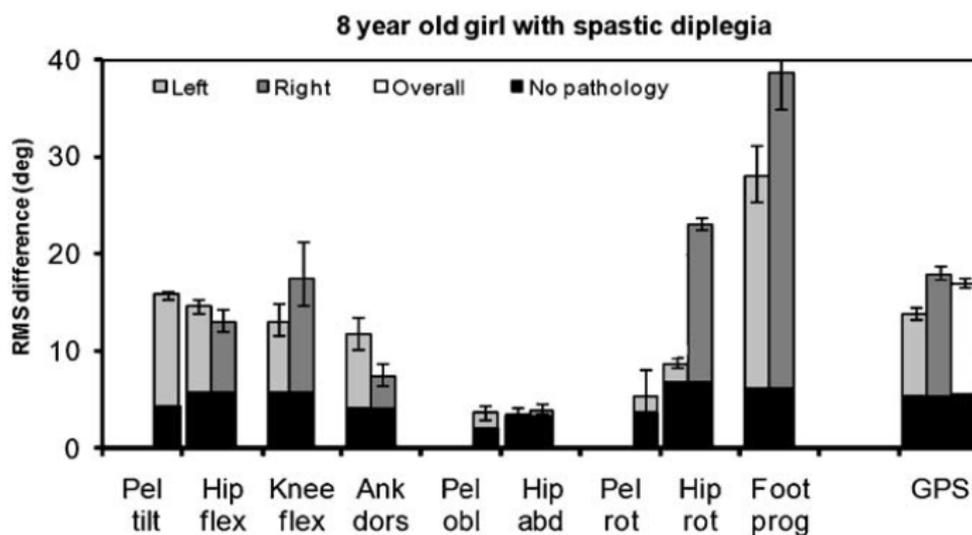


Figura 2.27. Movement Analysis Profile. Ogni colonna corrisponde ad una delle variabili cinematiche. La loro altezza rappresenta la differenza media (RMS) nel tempo tra un ciclo del cammino specifico e il ciclo del cammino medio di persone senza patologia del cammino. L'area nera ai piedi delle colonne rappresenta il valore medio per le persone senza patologie del cammino. Il GPS per il lato sinistro, il lato destro e quello globale vengono visualizzati nella colonna più a destra (Baker et al., 2009).

È anche possibile calcolare un GPS complessivo dai punteggi delle variabili di entrambi i lati. Dato che il bacino è comune a entrambi i segmenti, è ragionevole includere la cinematica pelvica di un solo lato.

Analisi e discussioni sul Gait Profile Score

Il Gait Profile Score non è basato su una distanza euclidea logaritmica scalata e sull'estrazione di features del cammino come il GDI o su un quadrato della distanza come il GGI, ma è semplicemente basato su differenze RMS tra variabili del cammino. Rispetto al GDI o al GGI, i quali sono indici adimensionali, il GPS rappresenta un angolo. Analisi sulla variabilità intra-sessione, effettuata su una popolazione di 407 bambini (più della metà affetti da paralisi cerebrale infantile), suggerisce che il GPS è una misura affidabile all'interno di una singola sessione (Baker et al., 2009). Il valore mediano di IQR (inter-quartile range) è risultato pari a 0.67° e solo nel 6% della popolazione è risultato un IQR maggiore di 2° . La reliability e la Minimum Detectable Change (MDC) del GPS e dei GVS è stata valutata in un gruppo di 17 soggetti con emiparesi dovuta ad esiti di stroke (Devetak et al., 2016). La reliability inter-sessione è stata ottenuta attraverso l'ICC (coefficiente di correlazione intraclass) ed è risultata abbastanza alta con valori compresi tra 0.81 e 0.95 per la maggior parte delle variabili. La reliability intra-sessione ha mostrato risultati ancora più elevati, come è lecito aspettarsi dato che, tra una sessione e l'altra, i fattori che possono contribuire ad una maggiore variabilità sono maggiori rispetto a quelli della stessa sessione. Il valore di MDC trovato per il GPS dell'arto paretico e quello non-paretico è pari rispettivamente a 2.3° e 2.9° . Per quanto riguarda la MDC per le GVS dell'arto paretico e non-paretico, i valori sono molto simili, ad eccezione della rotazione dell'anca, della flessione/estensione del ginocchio e dell'angolo di progressione del piede, per i quali viene osservata una MDC maggiore nell'arto inferiore paretico.

La validità clinica del Gait Profile Score è stata valutata in diversi studi. Il GPS ha mostrato una correlazione lineare moderata ($R = 0.79$) con la radice quadrata del GGI, mentre, come era prevedibile, il GPS ha mostrato una forte correlazione esponenziale con il GDI ($R = 0.995$), confermando la forte relazione matematica tra questi due indici (Baker et al., 2009). Una conseguenza di ciò è che qualsiasi prova che valida un indice automaticamente è validante anche per l'altro. Il GPS differisce in maniera significativa ($p < 0.001$) sia con FAQ che con il GMFCS. Inoltre, sono state mostrate differenze significative ($p < 0.02$) tra tutti i livelli del FAQ, eccetto tra il settimo e l'ottavo, e tra tutti i livelli del GMFCS (Baker et al., 2009). Le misure di GPS e il MAP sono state valutate anche, in riferimento ad una popolazione di 60 bambini, rispetto ad una valutazione da 0 a 10 del grado di anormalità del pattern del cammino effettuata da 17 clinici esperti (Beynon et al., 2010). Il GPS e le componenti del MAP hanno mostrato una forte, significativa e positiva correlazione con l'indice di valutazione del cammino offerto dai clinici, con valori di R compresi tra 0.84 e 0.97. La misura di Gait Profile Score si è dimostrata anche valida in una popolazione di 33 soggetti con esiti di stroke (Bigoni et al., 2021). Il GPS ha mostrato una discreta correlazione con il FAC ($p = 0.017$, $R = -0.412$), con il Trunk Impairment Scale (TIS) ($p = 0.011$, $R = -0.436$) e con il Ten Meter Walk Test (10-MWT) ($p = 0.009$, $R = 0.49$) e una buona correlazione con il Berg Balance Scale (BBS) ($p = 0.001$, $R = -0.561$) nel gruppo emiparetico. Per quanto riguarda i soggetti con esiti di stroke affetti da emiparesi, in alcuni studi (Devetak et al., 2016; Jarvis et al., 2022) è emerso che, sia i valori di GPS che i valori dei punteggi del GVS, sono maggiori per l'arto non paretico che per quello paretico nella maggior parte degli angoli, e questo fenomeno è maggiormente pronunciato per l'articolazione di ginocchio. Poiché valori più elevati di GVS e GPS indicano un cammino più anormale, questo risultato suggerisce che i

meccanismi compensatori presenti nell'andatura emiparetica hanno una forte influenza sul GPS e GVS. Ciò indica che, anche se il lato paretico mostra importanti cambiamenti neuromuscolari rispetto all'altro lato, il GPS appare più distante del normale sul lato non paretico. La minima differenza clinicamente importante (MCID) è un concetto importante per interpretare i risultati della ricerca clinica. Nessuna delle misure della qualità del cammino precedentemente descritte, GGI e GDI, hanno un MCID definito. Baker e colleghi (Baker et al., 2012) hanno definito il MCID per il GPS. Partendo da un dataset di 382 bambini con un FAQ compreso tra 6 e 10, di cui 268 bambini affetti da CP con un livello di GMFCS da 1 a 3, è stato calcolato il gradiente della linea di regressione del grafico GPS – livello FAQ o GRMFCS. Questo gradiente è preso come misura della differenza media del valore mediano del GPS tra livelli adiacenti ed è pari a 1.68 (s.e. 0.28) per il FAQ e 2.98 (s.e. 0.48) per il GMFCS. La MCID è pari al valore del gradiente e rappresenta la differenza minima tra valori di GPS per differenziare livelli diversi di FAQ, tra 6 e 10, e GMFCS, tra 1 e 3.

Gli effetti pre-post intervento di chirurgia funzionale possono essere valutati anche con il Gait Profile Score. La SEMLS (single-event multilevel surgery) è spesso utilizzata per correggere il pattern del cammino patologico in bambini affetti da paralisi cerebrale bilaterale spastica. L'utilizzo di questo tipo di intervento ha mostrato miglioramenti significativi nella misura del GPS in bambini affetti da CP, sia nel breve che nel lungo periodo (Thomason et al., 2013; Visscher et al., 2021), e anche negli adulti (Putz et al., 2016). Sempre in pazienti affetti da CP, l'intervento di accorciamento del tendine del tibiale anteriore in combinazione con l'allungamento del tendine d'Achille, nel trattamento del piede equino spastico, ha portato ad una riduzione significativa del GPS, sia nel breve che nel lungo periodo (Kläusler et al., 2017; Rutz et al., 2011). La riduzione dell'indice non è dovuta ad una riduzione significativa di tutti i punteggi del GVS ma solo di quelli maggiormente legati al distretto di intervento della chirurgia funzionale. Nello studio di Tsang e colleghi (Tsang et al., 2016), invece, è presente solo una significativa riduzione del GVS dell'angolo di dorsi-plantaflessione della caviglia e non di tutto il GPS. Le differenze nei risultati tra gli studi possono derivare da differenze nella popolazione studiata, legate in particolare ad interventi chirurgici aggiuntivi. L'utilizzo di ortesi come l'AFO (ankle foot orthosis) in pazienti diplegici affetti da paralisi cerebrale non ha mostrato dei miglioramenti significativi nel GPS (Danino et al., 2016). Inoltre, l'aggiunta del AFO in contesti di chirurgia funzionale non ha permesso ulteriori miglioramenti dell'indici (Schwarze et al., 2019). Questo dimostra che i cambiamenti nel Gait Profile Score sono maggiormente legati all'intervento chirurgico in sé piuttosto che all'effetto dell'ortesi.

Il Movement Analysis Profile fornisce informazioni utili su quali variabili contribuiscano a un GPS elevato. La mancanza di correlazioni forti delle singole GVS con il GPS, e tra loro, suggerisce che ci sono molte più informazioni contenute all'interno del MAP piuttosto che nel solo GPS (Baker et al., 2009). Esiste una semplice relazione matematica tra GPS e GVS poiché il GPS è la media RMS dei GVS. L'estensione della trasformata logaritmica e dello z-score alle variabili costituenti del cammino, in particolare, porta a una relazione complessa tra i punteggi dei componenti e il GDI. La trasformazione logaritmica utilizzata per derivare il GDI comporta proprietà statistiche migliori rispetto al GPS (Baker et al., 2009). Il Gait Profile Score è meno sensibile nel differenziare popolazioni con diverse patologie rispetto al GDI, ma maggiormente sensibile rispetto al GGI. Inoltre, è richiesto un numero di individui di controllo inferiore al GGI ma superiore rispetto al GDI per avere risultati significativi (McMulkin & MacWilliams, 2015). Così come il GGI e il GDI, anche il GPS è influenzato dalla velocità del cammino (Fukuchi & Duarte, 2019; Schreiber et al., 2018).

Conclusioni

Il Gait Profile Score è un indice il cui calcolo, rispetto al GGI o al GDI, è legato ad aspetti matematici più semplici. Nonostante ciò, questo indice può fornire sia informazioni globali sul cammino sia informazioni di carattere più specifico. Il MAP è uno strumento utile perché permette di caratterizzare in maniera più specifica le differenze tra il cammino di un soggetto e il cammino medio normale analizzando parametri cinematici legati a singole articolazioni. Il GPS, a livello clinico, si è dimostrato uno strumento valido sia per pazienti affetti da CP sia per pazienti con esiti di stroke. Anche per il GPS, come per il GGI e il GDI, sviluppi futuri possono riguardare la scelta delle variabili cinematiche da utilizzare in modo da renderle più specifiche per le varie patologie debilitanti della deambulazione.

2.2.2. INDICI DI PERFORMANCE DINAMICI

Nell'analisi del cammino c'è il bisogno, e l'interesse, di metodi per quantificare le patologie che debilitano il normale cammino dei soggetti. Il bisogno va dalla classificazione del cammino fino alla valutazione obbiettiva del risultato. La valutazione del cammino utilizzando solamente parametri spazio-temporali o cinematici non è sufficiente perché fornisce una visione limitata del pattern del cammino dei pazienti. L'integrazione di questi parametri con dati cinetici è importante poiché permette di investigare meglio le forze, i momenti e le potenze articolari. Perciò, è possibile valutare i meccanismi che controllano o producono il movimento, sviluppando potenzialmente una comprensione più completa del cammino e fornendo informazioni non solo sull'effetto (cinematica) ma anche sulla causa (cinetica) del movimento che noi osserviamo. Per questo motivo, oltre ad indici di basati solo su variabili cinematiche, sono stati proposti degli indici di performance basati su variabili cinetiche.

GDI-kinetic

Il Gait Deviation Index è stato introdotto come misura generale del cammino patologico. Il GDI rappresenta una distanza scalata tra la cinematica del cammino di un soggetto e quella di un cammino normale mediato su una popolazione di soggetti sani. Il GDI-kinetic è una misura analoga a quella del GDI in cui non sono utilizzate variabili cinematiche del cammino ma variabili cinetiche (Rozumalski & Schwartz, 2011).

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: (*"Gait Deviation Index"*) AND (*kinetic*) OR (*"GDI-kinetic"*)

La ricerca ha prodotto 29 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 6 articoli. 15 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 8 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, non è stato identificato nessun ulteriore articolo.

Nel digramma di flusso in figura 2.28 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

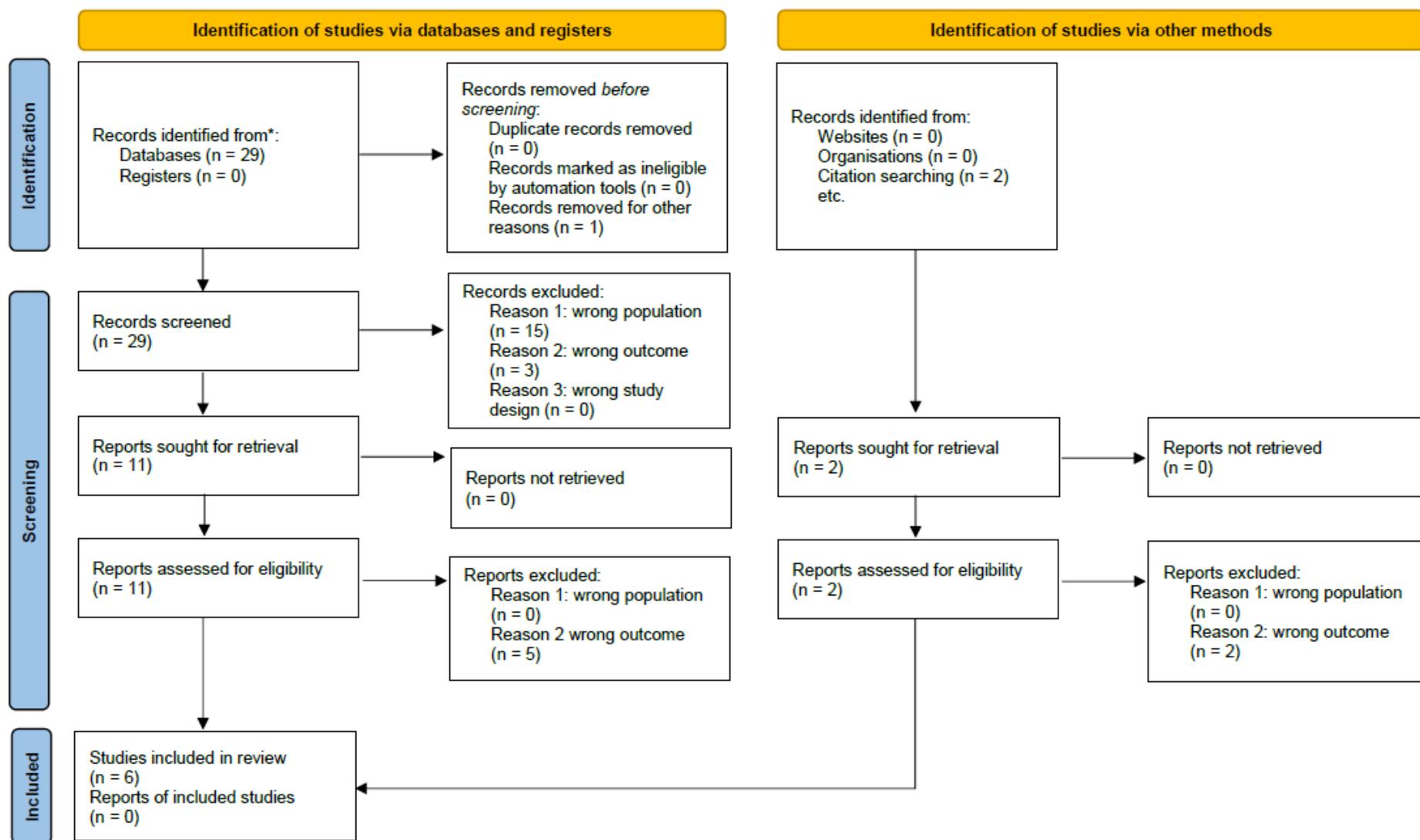


Figura 2.28. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sul GDI-kinetic basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.9 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Rozumalski A; Schwartz MH;	2011	The GDI-Kinetic: a new index for quantifying kinetic deviations from normal gait	Gait & posture - Volume 33, Issue 4, pp. 730-2	Definizione indice	NA	CP	2792	NA	Yes	GDI-Kinetic staistically scales with FAQ level and is normally distributed across FAQ levels 6 to 10	Choice of 20 gait features is arbitrary	Only subjects able to walk without assistive devices
Kiernan D; Walsh M; O'Sullivan R; O'Brien T; Simms CK;	2014	The influence of estimated body segment parameters on predicted joint kinetics during diplegic cerebral palsy gait	Journal of biomechanics - Volume 47, Issue 1, pp. 284-8	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	14	14	No	NA	No clinically meaningful difference in GDI-kinetic between anthropometric sets	Small sample size
Kiernan D; Malone A; O'Brien T; Simms CK;	2015	The clinical impact of hip joint centre regression equation error on kinematics and kinetics during paediatric gait	Gait & posture - Volume 41, Issue 1, pp. 175-9	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	18 paediatric subjects	NA	No	NA	Statistically (p=0.03) and clinically significant difference in GDI-Kinetic between the Davis regression equation set and the Harrington reference	Small sample size
Kiernan D; Hosking J; O'Brien T;	2016	Is adult gait less susceptible than paediatric gait to hip joint centre regression equation error?	Gait & posture - Volume 45, Issue , pp. 133-6	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	12 adult subjects	NA	No	NA	GDI-kinetic scores no statistical or clinical significant difference for any set when compared to the Harrington reference	Small sample size
Brady K; Kiernan D;	2019	The impact of centre of pressure error on predicted joint kinetics during cerebral palsy and typically developed gait: A clinical perspective	Journal of biomechanics - Volume 92, Issue , pp. 155-161	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	CP	12	12	No	NA	Children with TD clinically significant changes in GDI-Kinetic for CoP displacements of 9 mm and above	Small sample size
Brady K; Kiernan D;	2020	Centre of pressure error with increasing gait velocity: The clinical impact on predicted inverse dynamics during gait in children with typical development	Gait & posture - Volume 82, Issue , pp. 96-99	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	8 children with TD	NA	No	NA	GDI-kinetic only clinically significant for the walking condition for CoP displacement of 9 mm and above	Small sample size; fixed speed not implemented

Tabella 2.9. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi al GDI-kinetic.

Calcolo dell'indice

La metodologia utilizzata per calcolare il GDI (Schwartz & Rozumalski, 2008) è applicata a variabili cinetiche. In breve, il metodo, descritto nel paragrafo 2.2.1, consiste in:

1. Identificazione delle *features* dei dati cinetici grezzi del cammino utilizzando la *singular value decomposition*.
2. Identificazione delle *features* che tengono in considerazione una grossa percentuale delle informazioni dei dati cinetici grezzi.
3. Espressione dei dati grezzi del cammino di un gruppo di controllo come combinazione lineare delle *features* scelte (*control feature score*).
4. Espressione dei dati grezzi del cammino di un soggetto come combinazione lineare delle *features* scelte (*subject feature score*).
5. Calcolo della differenza tra il *subject feature score* e la media del *control feature score*.
6. La differenza trovata nel punto 5 è scalata e trasformata, al fine di fornire una misura semplice e statisticamente corretta.

Le variabili cinetiche utilizzate sono i momenti nel piano sagittale e coronale e la potenza totale alle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. Le variabili sono normalizzate rispetto alla massa corporea.

Analisi e discussioni sul GDI-kinetic

Il GDI-kinetic può essere interpretato in maniera analoga al GDI. Un GDI-kinetic maggiore o uguale a 100 indica un soggetto il cui cammino è tanto vicino alla media del gruppo di controllo quanto quello di un soggetto scelto casualmente all'interno del gruppo. In altre parole, un GDI-kinetic maggiore o uguale a 100 indica l'assenza di patologie debilitanti del cammino. Ogni 10 punti che il GDI-kinetic scende sotto 100 corrisponde ad una differenza di una deviazione standard rispetto alla media del gruppo di controllo. Anche per questo indice, la scelta del numero di feature components da tenere in considerazione è determinata da quanta varianza si vuole considerare e dall'accuratezza che si vuole tenere nella ricostruzione del gait vector. Rozumalski e Schwartz, nel loro articolo hanno considerato 20 features, le quali corrispondono al 91% di varianza. Il GDI-kinetic è stato validato come strumento clinico sia rispetto al FAQ che rispetto al GDI (Rozumalski & Schwartz, 2011). Per quanto riguarda il FAQ, l'indice si è dimostrato normalmente distribuito tra i soggetti con cammino patologico, decrescendo in maniera monotona tra i livelli 10 e 6 del FAQ insieme ai livelli stessi. Il GDI-kinetic scala anche rispetto alla classificazione dei soggetti affetti da CP nei tipi di emiplegia, I-IV, diplegia, triplegia e tetraplegia. È interessante notare che, nell'emiplegia, l'arto non affetto presenta punteggi dell'indice inferiori rispetto al lato affetto; questo indica che le compensazioni nell'arto non affetto determinano maggiori deviazioni dal cammino normale rispetto a quelle osservate nell'arto affetto. Il GDI e il GDI-kinetic hanno mostrato una significativa ($p < 0.01$) ma debole ($R^2 = 0.24$) relazione lineare. Il coefficiente di correlazione basso tra i due indici significa che per ogni livello di GDI-kinetic è presente una grande varietà di pattern cinematici, e viceversa; questo suggerisce che i due indici misurano aspetti differenti del cammino patologico. La CMID (Clinically Meaningful Important Difference) per il GDI-kinetic è risultata pari a 3.6 punti (Kiernan et al., 2014).

Il valore della misura del GDI-kinetic può essere influenzato dal numero di features scelto, dalla composizione del gruppo di controllo e dalla composizione della popolazione iniziale utilizzata per estrarre la base ortonormale. Oltre a ciò, differenze cliniche nelle misure dell'indice possono essere

anche determinate da errori nella misura e nel calcolo delle variabili cinetiche. Le equazioni di regressione basate sull'anatomia pelvica vengono abitualmente utilizzate per stimare il centro dell'articolazione dell'anca durante l'analisi dell'andatura. L'insieme di equazioni di regressione di Davis e colleghi ha mostrato, nell'analisi dinamica inversa su bambini, possibili errori maggiori della soglia clinica significativa, cosa che non è avvenuta utilizzando le equazioni di Bell e colleghi o l'Orthotrak software (Kiernan et al., 2015). Studi successivi hanno mostrato come, con l'aumento della lunghezza delle gambe e dell'altezza, gli errori dei set di equazioni di regressione diminuiscano e vadano tutti sotto la soglia di significatività clinica (Kiernan et al., 2016). L'effetto di utilizzare set di misure antropometriche diverse nel calcolo delle variabili è risultato insignificante dal punto di vista clinico per il GDI-kinetic in una popolazione di bambini affetti da paralisi cerebrale infantile (Kiernan et al., 2014b). In una popolazione di bambini sani e in una di bambini affetti da CP è stato valutato l'effetto di errori nella localizzazione del centro di pressione (CoP). La posizione del CoP è importante per calcolare le forze intersegmentali e i momenti netti articolari. I risultati del GDI-Kinetic hanno suggerito differenze ancora clinicamente accettabili. Nei bambini sani sono stati dimostrati cambiamenti clinicamente significativi nell'indice per spostamenti di CoP di 9 mm e 12 mm. Al contrario, la soglia clinicamente significativa non è stata raggiunta per i bambini con paralisi cerebrale; questa cosa potrebbe essere correlata a una velocità di deambulazione più lenta (Brady & Kiernan, 2019). La differenza del GDI-kinetic rimane al di sotto della soglia clinica per cammino veloce e corsa; questa cosa suggerisce che un errore di CoP fino a 12 mm potrebbe essere accettato se i soggetti fossero valutati in queste condizioni (Brady & Kiernan, 2020).

Conclusioni

Il GDI-kinetic è un indice che dal punto di vista matematico è identico al GDI. L'analisi di correlazione tra due indici mostra però che la relazione è debole. Questo significa che da un punto di vista clinico il GDI-kinetic e il GDI possono portare informazioni complementari nell'analisi del cammino di un soggetto. Sviluppi futuri dell'indice possono riguardare studi sull'applicazione e la validità clinica rispetto a patologie del cammino.

2.2.3. PIATTAFORME DI FORZA

Ground Reaction Force (GRF)

L'analisi della forza scambiata tra piede e terreno, *ground reaction force* (GRF), è uno strumento interessante che permette di valutare il cammino di soggetti patologici, fornendo informazioni importanti sull'abilità di propulsione e di weight-bearing, o accettazione del carico, le quali hanno un ruolo primario nei processi di riabilitazione. Le informazioni di GRF possono essere acquisite tramite l'utilizzo di piattaforme di forza. L'utilizzo di questo strumento per acquisire dati sul cammino dei pazienti permette di valutare anche quei soggetti che hanno bisogno di dispositivi di assistenza per deambulare, oppure hanno un indice di massa corporea molto elevato o hanno una limitata autonomia del cammino. La GRF o reazione vincolare al terreno può essere scomposta in tre componenti, una verticale, una antero-posteriore ed una medio-laterale. I metodi più utilizzati dai clinici per valutare il cammino dei soggetti attraverso le componenti della ground reaction force è quello di calcolare picchi e aree dei segnali ottenuti dalle piattaforme di forza.

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: ("*ground reaction force*" OR GRF) AND (*gait* OR *gait analysis*) AND (*stroke*)

La ricerca ha prodotto 78 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 21 articoli. Dei rimanenti, 4 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 50 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati, 1 articolo è stato escluso perché non reperibile in full-text e 1 è stato escluso per un design dello studio non corretto. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 3 articoli. Di questi 2 sono stati selezionati.

Nel digramma di flusso in figura 2.29 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

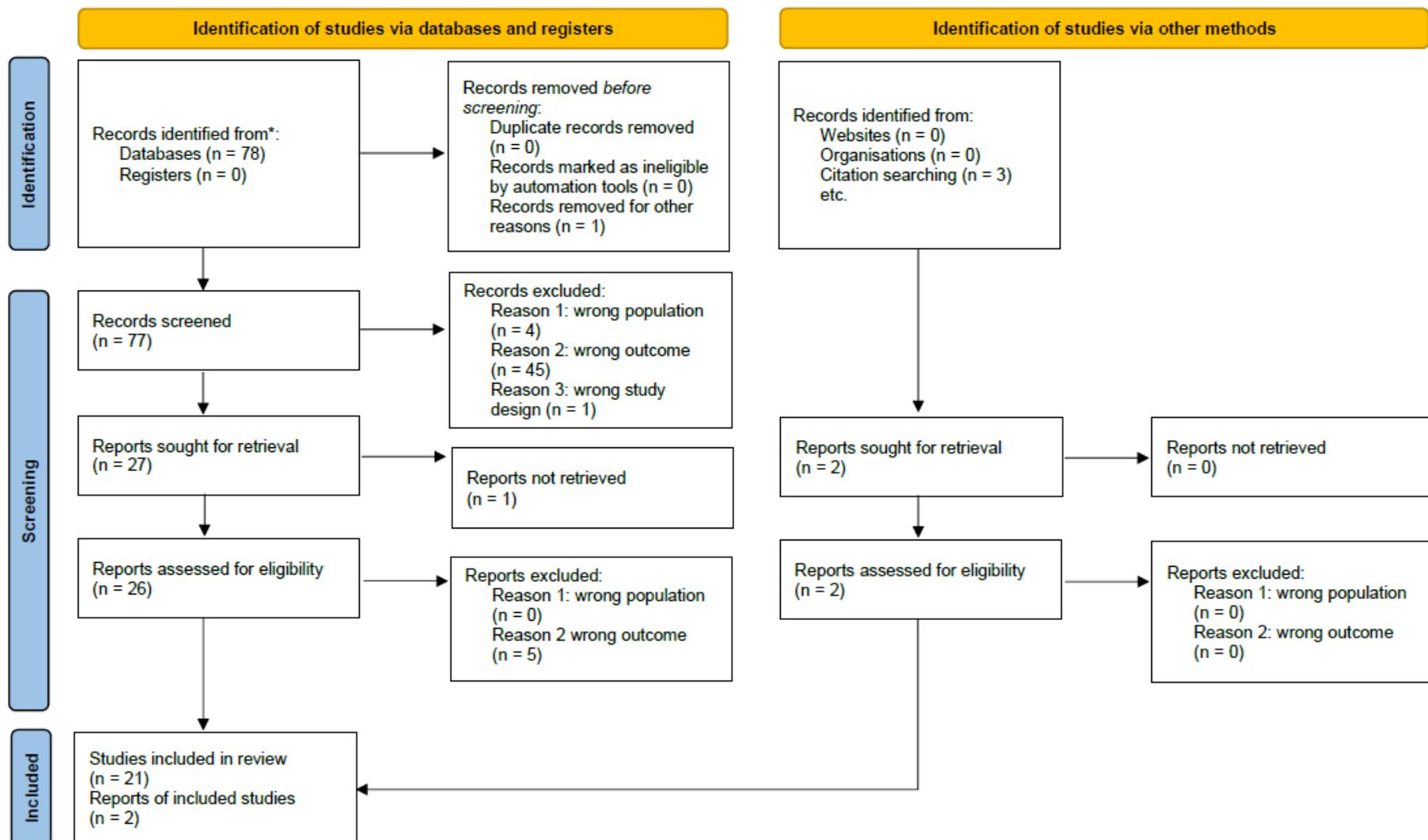


Figura 2.29. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sugli indici derivati dalla GRF basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.10 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Morita S; Yamamoto H; Furuya K;	1995	Gait analysis of hemiplegic patients by measurement of ground reaction force	Scandinavian journal of rehabilitation medicine - Volume 27, Issue 1, pp. 37-42	Validazione indice	NA	Stroke	58	NA	No	Parameters extracted from GRF are correlated with walking speed	Evaluations basis on GRF peak are difficult	NA
Kim CM; Eng JJ;	2003	Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke	Gait & posture - Volume 18, Issue 1, pp. 23-8	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	28	NA	No	S_{GRF} with gait speed ($R=-0.686$ $p<0.001$); S_{GRF} with S_{swing} ($R=0.678$ $p<0.001$) and S_{stance} ($R=0.586$ $p<0.001$)	S_{GRF} no correlation with distance measures symmetry	Gait symmetry data from non-consecutive steps
Burnfield JM; Tsai YJ; Powers CM;	2005	Comparison of utilized coefficient of friction during different walking tasks in persons with and without a disability	Gait & posture - Volume 22, Issue 1, pp. 82-8	Descrivere il campione	NA	NA	48 (10 stroke)	NA	No	NA	NA	Assistive device used by some subjects
Bowden MG; Balasubramanian CK; Neptune RR; Kautz SA;	2006	Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking	Stroke - Volume 37, Issue 3, pp. 872-6	Validazione indice	NA	Stroke	47	NA	No	P_p significantly correlated with both speed ($R=0.551$ $p=0.000$) and with hemiparetic severity, Brunnstrom motor recovery stages, ($R=0.737$ $p=0.000$)	A-P GRF quantities appropriate measures for assessing the paretic leg contribution to walking	NA
Balasubramanian CK; Bowden MG; Neptune RR; Kautz SA;	2007	Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis	Archives of physical medicine and rehabilitation - Volume 88, Issue 1, pp. 43-9	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	49	NA	No	P_p with step length ratio ($R=-0.785$ $p<0.001$)	NA	NA
Turns LJ; Neptune RR; Kautz SA;	2007	Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking	Archives of physical medicine and rehabilitation - Volume 88, Issue 9, pp. 1127-35	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	49	NA	No	NA	Paretic propulsion negatively associated with increased leg flexor activity	Method not consider the mechanics of foot placement with respect to the pelvis; EMG activity of some hip flexor muscles omitted; some of the bins defined based on average values determined in separate trials
Campanini I; Merlo A;	2008	Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients	Gait & posture - Volume 30, Issue 2, pp. 127-31	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	Stroke	56	NA	Yes	Normalized walking speed with GRF vertical component ($p<0.001$) except for P2; normalized walking speed with GRF fore-aft component, $v\geq 30\%/h/s$, ($p<0.001$) except for PA/(BA + PA)	High values of ICC obtained for GRF component; small value of SRD obtained for GRF component	NA
Corrêa JC; Rocco CC; de Andrade DV; Oliveira CS; Corrêa FI;	2008	Functional implication of gait after left or right-sided stroke	Electromyography and clinical neurophysiology - Volume 48, Issue 8, pp. 323-7	Descrivere il campione	NA	Stroke	15 left-side affected, 15 right-side affected	NA	No	NA	No statistically significant difference on GRF between left or right affected side	NA

Allen JL; Kautz SA; Neptune RR;	2011	Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking	Gait & posture - Volume 33, Issue 4, pp. 538-43	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	54	21	No	NA	NA	Treadmill-based walking
Kesar TM; Binder-Macleod SA; Hicks GE; Reisman DS;	2011	Minimal detectable change for gait variables collected during treadmill walking in individuals post-stroke	Gait & posture - Volume 33, Issue 2, pp. 314-7	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	Stroke	19	NA	Yes	NA	Good between-session (ICCs range from 0.799 to 0.986) and within-session reliability (ICCs ≥ 0.9) for GRF data	Treadmill-based walking; MDC values not be applicable to post-stroke individuals who differ from those recruited in this study
Kesar TM; Reisman DS; Perumal R; Jancosko AM; Higginson JS; Rudolph KS; Binder-Macleod SA;	2011	Combined effects of fast treadmill walking and functional electrical stimulation on post-stroke gait	Gait & posture - Volume 33, Issue 2, pp. 309-13	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	13	NA	No	NA	NA	Small sample size
Reisman D; Kesar T; Perumal R; Roos M; Rudolph K; Higginson J; Helm E; Binder-Macleod S;	2013	Time course of functional and biomechanical improvements during a gait training intervention in persons with chronic stroke	Journal of neurologic physical therapy : JNPT - Volume 37, Issue 4, pp. 159-65	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	13	NA	No	NA	NA	Small sample size; time course of change outcomes can depend on training aspects; self-selected speed walking
Sousa ASP; Silva A; Santos R; Sousa F; Tavares JMRS;	2013	Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke	Archives of physical medicine and rehabilitation - Volume 94, Issue 12, pp. 2515-2522	Correlazioni tra variabili	NA	Stroke	16	22	No	NA	NA	Small sample size
Hsiao H; Awad LN; Palmer JA; Higginson JS; Binder-Macleod SA;	2015	Contribution of Paretic and Nonparetic Limb Peak Propulsive Forces to Changes in Walking Speed in Individuals Poststroke	Neurorehabilitation and neural repair - Volume 30, Issue 8, pp. 743-52	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	38	NA	No	Peak AGRF paretic side with walking speed ($R^2=0.68$ $p<0.01$); peak AGRF non-paretic side with walking speed ($R^2=0.65$ $p<0.01$)	NA	Comparisons between different training groups not reported; possibility of use of handrails
Kesar TM; Reisman DS; Higginson JS; Awad LN; Binder-Macleod SA;	2015	Changes in Post-Stroke Gait Biomechanics Induced by One Session of Gait Training	Physical medicine and rehabilitation international - Volume 2, Issue 10, pp.	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	13	NA	No	NA	NA	Small sample size with a majority of male subjects
Mahon CE; Farris DJ; Sawicki GS; Lewek MD;	2015	Individual limb mechanical analysis of gait following stroke	Journal of biomechanics - Volume 48, Issue 6, pp. 984-9	Descrivere il campione	NA	Stroke	26	NA	No	NA	NA	External work correlates poorly with muscolotendon work; not considered effect of AFO

Sharma S; McMorland AJ; Stinear JW;	2015	Stance limb ground reaction forces in high functioning stroke and healthy subjects during gait initiation	Clinical biomechanics (Bristol, Avon) - Volume 30, Issue 7, pp. 689-95	Descrivere il campione	NA	Stroke	18	28	No	NA	NA	Small sample size
Hsiao H; Zabielski TM Jr; Palmer JA; Higginson JS; Binder-Macleod SA;	2016	Evaluation of measurements of propulsion used to reflect changes in walking speed in individuals poststroke	Journal of biomechanics - Volume 49, Issue 16, pp. 4107-4112	Validazione indice	NA	Stroke	43	NA	No	Propulsive impulse AGRF (R=0.58 p<0.01), peak propulsive force AGRF (R=0.85 p<0.01), mean propulsive value AGRF (R=0.81 p<0.01) with walking speed	NA	Use of handrail if needed
Daniilidis K; Jakubowitz E; Thomann A; Ettinger S; Stukenborg-Colsman C; Yao D;	2017	Does a foot-drop implant improve kinetic and kinematic parameters in the foot and ankle?		Quantificare effetto intervento (pre-post)	FDS	Stroke	18	NA	No	NA	NA	Positive training and therapeutic effects not be excluded; due to the long duration of the examination fatigue can affect results
Dean JC; Bowden MG; Kelly AL; Kautz SA;	2020	Altered post-stroke propulsion is related to paretic swing phase kinematics	Clinical biomechanics (Bristol, Avon) - Volume 72, Issue , pp. 24-30	Descrivere il campione	NA	Stroke	29	NA	No	NA	NA	Not investigate joint mechanics; treadmill-based walking
Lee DH; Chang WN; Jeon HJ;	2020	Comparison of ground reaction force during gait between the nonparetic side in hemiparetic patients and the dominant side in healthy subjects	Journal of exercise rehabilitation - Volume 16, Issue 4, pp. 344-350	Descrivere il campione	NA	Stroke	20	20	No	NA	NA	Small sample size
Mazzoli D; Basini G; Prati P; Galletti M; Mascioli F; Rambelli C; Zerbini P; Campanini I; Merlo A;	2021	Indices of Loading and Propulsive Ability in the Gait of Patients With Chronic Stroke With Equinus Foot Deviation: A Correlation Study	Frontiers in human neuroscience - Volume 15, Issue , pp. 771392	Validazione indice	NA	Stroke	40	NA	No	DLA with RMI (R=0.328 p<0.05) and WHS (R=0.361 p<0.05); DPA with FAC (R=0.473 p<0.01), RMI (R=0.440 p<0.01) and WHS (R=0.474 p<0.01)		Small sample size
Rowland DM; Lewek MD;	2022	Linking gait mechanics with perceived quality of life and participation after stroke	PloS one - Volume 17, Issue 9, pp. E0274511	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	40 cross-sectional analysis pretraining, 31 longitudinal analysis	NA	No	NA	Limb propulsion not influence perceptions of quality of life and participation beyond that arising from walking performance	Gait training not designed to target limb propulsion; Only assessed linear relationship

Tabella 2.10. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi agli indici derivati dalla GRF.

Calcolo degli indici

Gli indici legati all'analisi della Ground Reaction Force sono calcolati a partire dai segnali delle componenti di reazione vincolare al terreno durante la fase di stance (Fig. 2.30). I dati di GRF sono normalizzati rispetto al peso corporeo.

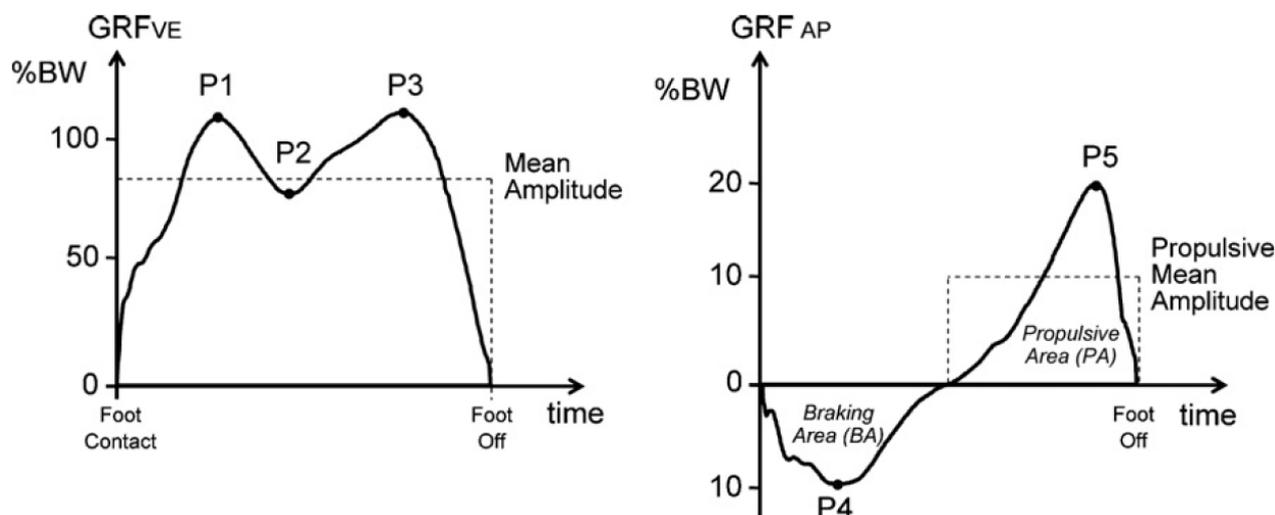


Figura 2.30. Indici derivati dalla GRF verticale ed antero-posteriore (Campanini & Merlo, 2009)

Per quanto riguarda la componente verticale della reazione vincolare al terreno i principali indici calcolati sono il *braking peak* (P1), il minimo nella fase di mid-stance (P2), il *propulsive peak* (P3) e l'ampiezza media del segnale. Quest'ultima, che è calcolata come il rapporto tra l'area sotto la curva e la durata della fase di stance, prende il nome di *dynamic loading ability* (DLA). Per il segnale antero-posteriore della GRF sono calcolati il *braking peak* (P4), il *propulsive peak* (P5), l'ampiezza media del segnale della parte positiva e il rapporto tra la *propulsive area* (PA) e la somma tra *propulsive area* (PA) e *braking area* (BA), $PA/(PA + BA)$. L'ampiezza media del segnale della parte propulsiva, calcolata come il rapporto tra l'area propulsiva e la durata della parte positiva del segnale, prende il nome di *dynamic propulsive ability* (DPA). L'area sotto la curva del segnale di GRF ha il significato fisico di impulso della forza. Per il segnale medio-laterale della ground reaction il principale indice che viene ricavato è l'ampiezza media del segnale. Gli indici basati sulla ground reaction force medio-laterale però non sono considerati a livello clinico per via della loro mancanza di reliability.

Analisi e discussioni sugli indici derivati dalla ground reaction force

La GRF, e gli indici o misure derivate da essa, sono uno strumento che permette di analizzare le "cause" del cammino e non gli "effetti" sui movimenti articolari come fanno gli indici di performance cinematici. La validità di questo strumento è stata analizzata calcolando l'intraclass correlation coefficient (ICC), il quale indica l'abilità di discriminare tra soggetti, il smallest real difference (SRD), il quale indica l'abilità di rilevare cambiamenti nel tempo, e la concurrent validity con la velocità del cammino (Campanini & Merlo, 2009). La validazione è avvenuta rispetto ad una popolazione di soggetti adulti in esiti di stroke. Nello studio è stata osservata un'eccellente reliability (ICC > 0.90) per tutti i picchi e le aree, sia per la componente verticale che per quella antero-posteriore. Il valore alto di ICC ottenuto indica che gli indici ottenuti dalla GRF sono capaci di riconoscere differenze

nell'abilità del cammino tra soggetti, e questo è positivo per un utilizzo diagnostico di questo strumento. I valori ottenuti di SRD variavano tra il 5% e il 10% della media del campione per gli indici basati sulla componente verticale della GRF e tra il 20% e il 40% per gli indici basati sulla componente antero-posteriore. Entrando più nello specifico dei singoli indici, il risultato ottenuto per il valore medio della componente verticale (SRD = 4 %BW) suggerisce che questo indice può essere utile per valutare cambiamenti nel tempo in risposta ad un intervento. In maniera simile, il piccolo valore di SRD per il valore medio della parte propulsiva nella componente antero-posteriore suggerisce che questo può essere l'indice più adatto per valutare cambiamenti longitudinali. L'analisi di correlazione ha mostrato la presenza di una concurrent validity tra gli indici e la velocità del cammino. Questo implica che un aumento nella velocità del cammino determina un aumento nel valore degli indici. La concurrent validity è stata trovata per tutti gli indici, eccetto per il minimo nella fase di mid-stance, consentendo così il loro utilizzo nella valutazione delle capacità di carico e spinta del paziente. Valori alti di correlazione ($R = 0.834$) sono stati trovati con il valore medio della componente verticale e per il picco e la parte propulsiva nella componente antero-posteriore ($R = 0.788$). L'alto valore di correlazione con la velocità del cammino per l'ampiezza media della GRF verticale contrasta con i valori ottenuti nello studio di Morita e colleghi (Morita et al., 1995) in cui il valore di R era pari a 0.306. Questa differenza può essere attribuita al fatto che nello studio di Morita i soggetti camminavano con le proprie scarpe e le velocità non erano normalizzate per l'altezza dei pazienti o la lunghezza della gamba, cosa che è raccomandata per rimuovere la variabilità intrinseca. In conclusione, tra tutti gli indici calcolati dalla componente GRF verticale, il valore medio ha mostrato le migliori prestazioni nel riassumere l'abilità di carico. Tra gli indici calcolati dalla componente antero-posteriore della GRF, il valore propulsivo medio ha mostrato le migliori prestazioni nel riassumere la capacità di propulsione dell'arto interessato durante l'appoggio.

Da un punto di vista metrico, per gli indici di GRF è stato calcolato il Minimal Detectable Change (MDC) in una popolazione di soggetti in esiti di stroke (Kesar et al., 2011). Il MDC, per le variabili del cammino, fornisce un indice utile per determinare se l'entità del cambiamento, prodotto dopo un intervento, è maggiore della quantità di cambiamento attribuibile alla variabilità giornaliera del cammino o agli errori di misurazione test-retest. I valori di MDC ottenuti per il picco propulsivo della GRF antero-posteriore e per il valore medio della GRF verticale sono stati rispettivamente 2.85 %BW e 4.65 %BW. Tuttavia, questi valori positivi sono stati ottenuti con pazienti che camminavano su un treadmill, perciò, questi risultati possono non avere validità per cammini non lineari e su terreno.

Da un punto di vista clinico, diversi studi si sono concentrati sul valutare l'applicabilità degli indici derivati dalla GRF nella valutazione di soggetti con problemi di deambulazione derivati da esiti da ictus. È stata osservata, in pazienti emiplegici, un'alta correlazione tra i parametri estratti dalle componenti della GRF e il grado di recupero motorio, misurato utilizzando il metodo di Brunnström (Morita et al., 1995). Il legame tra l'abilità di propulsione dell'arto paretico e il grado di severità dell'emiparesi è stato analizzato anche da Bowden e colleghi (Bowden et al., 2006). La propulsione paretica, misurata, a partire dalla GRF antero-posteriore, come il rapporto tra l'impulso propulsivo dell'arto paretico e la somma degli impulsi propulsivi dei due arti inferiori, ha mostrato una significativa e forte correlazione con la velocità del cammino e il grado di severità dell'emiparesi, misurato attraverso il Brunnström Motor Recovery. La propulsione paretica si è dimostrata sensibile ai vari livelli di severità dell'emiparesi. Inoltre, anche l'impulso propulsivo paretico e l'impulso paretico netto si sono dimostrati sensibili al grado di severità della patologia e alla velocità del

cammino, indicando che le quantità ricavate dalla componente antero-posteriore sono misure appropriate per valutare il contributo dell'arto paretico al cammino. La forte relazione tra gli indici legati alla propulsione, picco, area e valore medio, derivati dalla componente antero-posteriore, e la velocità del cammino è stata confermata dallo studio di Hsiao e colleghi (Hsiao, Zabielski, et al., 2016). La validità dell'utilizzo clinico degli indici derivati dalla GRF è stata anche analizzata su una popolazione di soggetti emiparetici post-ictus con deviazione equina del piede, rispetto ad un insieme di strumenti clinici per la valutazione dell'abilità del cammino e delle deviazioni dell'articolazione di caviglia (Mazzoli et al., 2022). Sia il DLA che il DPA hanno mostrato una significativa correlazione con 8 delle 10 variabili cliniche e funzionali investigate. Tra le variabili investigate è stata osservata una forte correlazione con la velocità del cammino, mentre, sono state osservate moderate correlazioni con scale cliniche come il RMI (Rivermead Mobility Index), il WHS (Walking handicap Scale) e il FAC (Functional Ambulation Category), ma solo per il DPA. La relazione tra l'attività muscolare e la componente antero-posteriore della reazione vincolare al terreno stata valutata nello studio di Turns e colleghi (Turns et al., 2007). I risultati mostrano che la propulsione paretica è fortemente correlata con un aumento di attività plantiflessoria e correlata in maniera negativa con l'aumento dell'attività dei flessori della gamba, specialmente per i soggetti con una severa emiparesi. Questi risultati suggeriscono che un'attività muscolare flessoria esagerata può contrastare gli effetti dei flessori plantari scaricando la gamba e interferendo con la capacità dell'arto di generare adeguate forze di reazione vincolari al terreno antero-posteriori.

L'abilità di propulsione e di accettazione del carico sono componenti tenute fortemente in considerazione nei processi riabilitativi. Per questo motivo gli indici ottenuti dalla GRF verticale e antero-posteriore sono stati utilizzati per valutare gli effetti di interventi riabilitativi. La combinazione di camminata veloce su treadmill e utilizzo di FES (functional electrical stimulation) su pazienti post-stroke ha mostrato un aumento statisticamente significativo ($p < 0.05$) del picco propulsivo e dell'impulso di propulsione della componente antero-posteriore nell'intervallo di tempo tra il pre-training e 4 settimane ma non in quelle successive (Reisman et al., 2013). Un aumento della velocità del cammino è stato osservato durante le settimane di riabilitazione (fast walking treadmill + FES). Prima del training, l'aumento della velocità nei soggetti post-stroke era dovuto ad un aumento della forza propulsiva dell'arto non paretico. Con il training, il contributo della propulsione dell'arto paretico nella velocità del cammino è aumentato considerevolmente (Hsiao, Awad, et al., 2016). Cambiamenti significativi nel picco e nell'impulso propulsivo della GRF antero-posteriore, in soggetti post-stroke, sono stati individuati anche dopo un singolo training (Kesar et al., 2015).

Conclusioni

Gli indici o misure calcolati a partire dalle componenti verticale e antero-posteriore della Ground Reaction Force sono uno strumento valido per valutare la forza necessaria al movimento del cammino. La validata metrica e clinica di queste misure è stata valutata in pazienti con esiti di stroke e si è dimostrata ottima, rendendo l'analisi della GRF uno strumento importante nella gait analysis.

2.2.4. CONSUMO ENERGETICO (CoM come proxy di VO₂)

Per i soggetti sani il cammino è una forma di locomozione efficiente che tende a consumare meno energia possibile. Tuttavia, per soggetti con disordini motori della deambulazione, dovuti per esempio ad esiti di stroke o di paralisi cerebrale infantile, il cammino perde la sua efficienza e il consumo energetico cresce considerevolmente. La quantificazione dell'energia spesa durante il cammino può fornire dei dati oggettivi sul cammino di pazienti con disabilità motorie per valutare l'efficacia degli interventi terapeutici, come interventi chirurgici o riabilitativi. Il consumo energetico può essere misurato attraverso la misurazione diretta del consumo di ossigeno che può essere effettuata attraverso una spirometria a circuito aperto. La misurazione diretta dell'ossigeno consumato è un processo in cui viene richiesto al soggetto di respirare in un apparato di raccolta dell'aria espirata mentre cammina, o corre, su un treadmill o una passerella molto ampia in modo da poter prima raggiungere uno stato stazionario. Questo test risulta ingombrante e a volte diventa difficile ottenere delle misurazioni valide e ripetitive soprattutto quando si ha che fare con pazienti con disabilità motorie. Di conseguenza, metodi per misurare il lavoro meccanico svolto dai muscoli del corpo sono stati suggeriti come alternativa per determinare il consumo di energia. Questi metodi includono la stima del lavoro fatto dal centro di massa del corpo (CoM) e la stima del lavoro fatto dai segmenti corporei (Burdett et al., 1983). Poiché i momenti articolari sono misure indirette della forza muscolare, si è provato anche a cercare l'esistenza di una relazione tra il consumo di energia metabolica e i momenti articolari. Sebbene sia chiaro che né il lavoro meccanico né i momenti articolari sono misure esatte del consumo di energia, le variabili necessarie per stimare il consumo di energia possono essere ottenute o calcolate a partire dai dati di analisi del cammino di un soggetto, i quali possono essere ottenuti in qualunque laboratorio di analisi del movimento.

Nel loro lavoro, Saunders e colleghi (Saunders et al., 1953) hanno delineato le determinanti del cammino come sei eventi cinematici che si verificano durante la deambulazione naturale, tra cui la rotazione del bacino, l'inclinazione pelvica, la flessione del ginocchio e dell'anca, l'interazione del ginocchio e della caviglia e lo spostamento laterale del bacino. Questi determinanti presumibilmente servono a minimizzare lo spostamento verticale del centro di massa del corpo. È stato suggerito che ridurre al minimo lo spostamento verticale del CoM del corpo si tradurrebbe in un'andatura più efficiente dal punto di vista energetico. Nel corso degli anni sono stati effettuati diversi studi per comprendere il legame tra lo spostamento del centro di massa del soggetto e il costo metabolico della deambulazione (K. E. Gordon et al., 2009; Herndon et al., 2006; Ortega & Farley, 2005; Wurdeman et al., 2017). La normale deambulazione umana è caratterizzata da uno spostamento verticale periodico del CoM del corpo che si muove attraverso un ciclo completo di movimento verticale ad ogni semipasso, o due cicli durante ogni passo. L'ampiezza da picco a picco dello spostamento del CoM verticale, indicata come escursione verticale, è generalmente considerata essere di circa 4-5 cm per gli adulti ad una velocità di cammino liberamente selezionata. I ricercatori hanno utilizzato il movimento verticale del centro di massa del corpo durante la deambulazione per stimare i cambiamenti di energia meccanica e per stimare il costo metabolico del cammino.

Ricerca in letteratura

La ricerca degli articoli riguardanti l'argomento è stata effettuata sul database Medline, utilizzando il motore di ricerca PubMed, con la seguente stringa di ricerca:

Search: ("*center of mass*") AND ((*gait analysis*) OR (*gait*) OR (*walking*)) AND ((*energy expenditure*) OR (*energy cost*) OR (*VO2*))

La ricerca ha prodotto 156 risultati. Sulla base dei titoli, degli abstract e in alcuni casi del full text, sono stati selezionati 21 articoli. Dei rimanenti, 4 articoli sono stati esclusi a causa di una diversa popolazione di interesse, 50 articoli sono stati esclusi perché lo scopo o l'argomento dell'articolo non erano quelli cercati, 1 articolo è stato escluso perché non reperibile in full-text e 1 è stato escluso per un design dello studio non corretto. Dalla ricerca effettuata nella bibliografia dei lavori inclusi, sono stati identificati altri 3 articoli. Di questi 2 sono stati selezionati.

Nel digramma di flusso in figura 2.31 è possibile vedere il processo di selezione degli articoli basato sul modello PRISMA 2020.

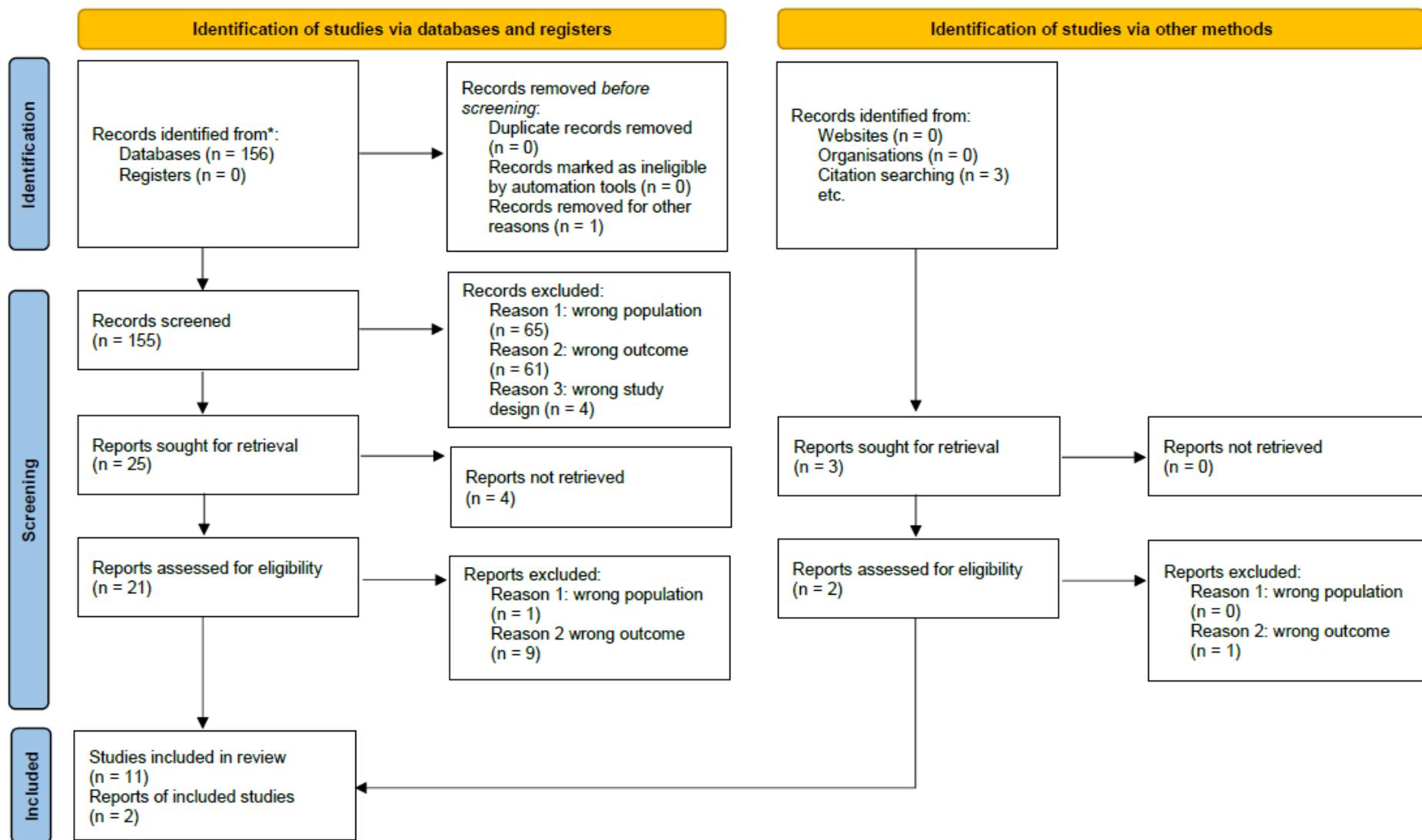


Figura 2.31. Digramma di flusso del procedimento di selezione degli articoli sul centro di massa come proxy di VO2 basato sul modello PRISMA 2020.

Estrazione delle informazioni

La tabella 2.10 riassume le principali informazioni estratte dagli articoli selezionati. In particolare, oltre a informazioni di carattere generale come autore, titolo, anno di pubblicazione e rivista o giornale, sono state sintetizzate informazioni quali obbiettivo dello studio, metodo utilizzato, patologia, numero pazienti e gruppo di controllo, valori normativi o di riferimento riportati, limitazioni metriche discusse, associazione o correlazione con scale cliniche e limitazioni dello studio.

Authors	Year	Title	Journal	Study objective	Intervention type	Pathology	n Patients	n Healthy comparators	Normative values reported	Association/Correlation with clinical scales	Metric limitations discussed	Main study limitations
Burdett RG; Skrinar GS; Simon SR;	1983	Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait	Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society - Volume 1, Issue 1, pp. 63-72	Validazione indice	NA	NA	6	NA	No	Wcm, Wseg and Wm with walking speed (R>0.80), with walking speed squared (R>0.80) and with metabolic energy consumption/Kg x s (R>0.79)	Poorer correlation was found between each measure of mechanical work per meter walked and net metabolic energy consumption/Kg x m	Small sample size
Gard SA; Miff SC; Kuo AD;	2004	Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking	Human movement science - Volume 22, Issue 6, pp. 597-610	Caratteristiche metriche dell'indice	NA	NA	10	NA	No	NA	At faster speeds the sacral marker significantly (p < 0.001) overestimated the vertical excursion of the BCOM compared with the other two methods	Small sample size
Ortega JD; Farley CT;	2005	Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking	Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985) - Volume 99, Issue 6, pp. 2099-107	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	NA	8	NA	No	NA	NA	Small sample size
Herndon SK; Bennett BC; Wolovick A; Filachek A; Gaesser GA; Weltman A; Abel MF;	2006	Center of mass motion and the effects of ankle bracing on metabolic cost during submaximal walking trials	Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society - Volume 24, Issue 12, pp. 2170-5	Validazione indice	NA	NA	12	NA	No	CoM vertical excursion with net O2 cost (p<0.01)	Correlations between CoMz and net O2 cost are strongest and statistically significant at fast walking conditions but weak at slow speed	Small sample size
Gordon KE; Ferris DP; Kuo AD;	2009	Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait	Archives of physical medicine and rehabilitation - Volume 90, Issue 1, pp. 136-44	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	NA	10	NA	No	NA	NA	Small sample size
Massaad F; Lejeune TM; Detrembleur C;	2010	Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study	Neurorehabilitation and neural repair - Volume 24, Issue 4, pp. 338-47	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	6	NA	No	NA	NA	Small sample size; no walking assistive device

Hakansson NA; Kesar T; Reisman D; Binder-Macleod S; Higginson JS;	2011	Effects of fast functional electrical stimulation gait training on mechanical recovery in poststroke gait	Artificial organs - Volume 35, Issue 3, pp. 217-20	Quantificare effetto intervento (pre-post)	Rehabilitation /Training/FES	Stroke	11	NA	No	NA	Improvements can not be determine if occure independently of changes in each subject's walking speeds	Small sample size
Kobayashi T; Leung AK; Akazawa Y; Hutchins SW;	2012	Effect of ankle-foot orthoses on the sagittal plane displacement of the center of mass in patients with stroke hemiplegia: a pilot study	Topics in stroke rehabilitation - Volume 19, Issue 4, pp. 338-44	Quantificare effetto intervento (pre-post)	AFO	Stroke	5	NA	No	NA	NA	Small sample size
Bennett BC; Russell SD; Abel MF;	2012	The effects of ankle foot orthoses on energy recovery and work during gait in children with cerebral palsy	Clinical biomechanics (Bristol, Avon) - Volume 27, Issue 3, pp. 287-91	Quantificare effetto intervento (pre-post)	AFO	CP	21	NA	No	NA	NA	Small sample size
Michnik R; Nowakowska K; Jurkojć J; Jochymczyk-Woźniak K; Kopyta I;	2017	Motor functions assessment method based on energy changes in gait cycle	Acta of bioengineering and biomechanics - Volume 19, Issue 4, pp. 63-75	Validazione indice	NA	CP	56	56	No	EE with GGI (R=0.74 p<0.05) and GDI (R=-0.68 p<0.05)	NA	NA
Wurdeman SR; Raffalt PC; Stergiou N;	2017	Reduced vertical displacement of the center of mass is not accompanied by reduced oxygen uptake during walking	Scientific reports - Volume 7, Issue 1, pp. 171-82	Quantificare l'effetto di una deformità/alterato controllo sulla funzione	NA	NA	10	NA	No	Vertical CoM displacement with walking speed (p<0.001)	Used method to assess the vertical displacement of the CoM has been shown to slightly overestimate the result compared to a whole-body kinematic models and ground reaction force recordings	Small sample size
Balbinot G; Schuch CP; Bianchi Oliveira H; Peyré-Tartaruga LA;	2020	Mechanical and energetic determinants of impaired gait following stroke: segmental work and pendular energy transduction during treadmill walking	Biology open - Volume 9, Issue 7, pp.	Quantificare una funzione	NA	Stroke	7	10	No	NA	NA	CO2 production in the metabolic cost analysis, which may bias the C
Cavagna GA; Legramandi MA;	2020	The phase shift between potential and kinetic energy in human walking		Definizione indice	NA	NA	5	NA	No	NA	NA	Small sample size

Tabella 2.10. Principali informazioni estratte dalla selezione degli articoli in letteratura (database Medline) relativi agli indici legati al CoM e al dispendio energetico.

Calcolo degli indici

Nel corso degli anni i ricercatori hanno sviluppato diverse metodiche per calcolare lo spostamento del centro di massa del corpo durante il cammino. Alcuni metodi utilizzano i dati cinematici del cammino ottenuti da marker posizionati sul corpo, altri utilizzano dati cinetici ottenuti da piattaforme di forza. Uno dei metodi cinematici più semplici è il metodo del marker sacrale, il quale utilizza un marker posto sul sacro per approssimare il movimento del CoM del corpo (Gard et al., 2004). Il metodo del marker sacrale assume che il movimento del centro di massa può essere approssimato con il movimento del marker posto sul sacro. Un approccio più sofisticato, il metodo dell'analisi segmentale, utilizza più marker per misurare la posizione dei segmenti corporei ed incorpora un modello antropometrico per calcolare la posizione dei centri di massa dei segmenti. Queste posizioni sono poi utilizzate per calcolare la posizione del CoM del corpo (Gard et al., 2004). Questo metodo assume che le masse e la posizione dei CoM possa essere determinata in modo accurato. Data la posizione dei centri di massa di ogni segmento, la posizione verticale del centro di massa del corpo è calcolata mediando le posizioni verticali dei CoM dei segmenti in modo pesato rispetto alla frazione di massa di ogni segmento. Un metodo basato sui dati cinetici del cammino è il metodo della piattaforma di forza, il quale utilizza le misure di Ground Reaction Force per calcolare il movimento del CoM del corpo basandosi sulla seconda legge di Newton (Gard et al., 2004). La velocità e la posizione del centro di massa del corpo sono determinate attraverso l'integrazione su un semipasso completo del vettore somma della GRF verticale. L'accelerazione verticale del CoM, $a_z(t)$, è calcolata a partire dalla somma delle forze di reazione vincolare al terreno, $F_z(t)$, come:

$$a_z(t) = \frac{F_z(t) - mg}{m}$$

(2. 30)

dove m indica la massa del soggetto e g l'accelerazione di gravità. La velocità verticale del CoM è ottenuta integrando l'accelerazione lungo un singolo semipasso:

$$v_z(t) = v_0 + \int_0^t a_z(\tau) d\tau = v_0 + \frac{1}{m} \int_0^t (F_z(\tau) - mg) d\tau$$

(2. 31)

dove v_0 è la costante di integrazione che rappresenta la velocità verticale del CoM all'inizio del ciclo del semipasso. La costante di integrazione è stata determinata richiedendo che la velocità verticale media del centro di massa del corpo fosse zero. La posizione verticale del centro di massa, $z_{CoM}(t)$, è ottenuta integrando la velocità lungo un ciclo del semipasso:

$$z_{CoM}(t) = z_0 + \int_0^t v_z(\tau) d\tau$$

(2. 32)

dove z_0 è la costante di integrazione che rappresenta la posizione verticale del CoM all'inizio del ciclo del semipasso. La costante di integrazione è posta a zero poiché si desidera solo lo spostamento verticale, piuttosto che la posizione assoluta, del CoM. L'escursione verticale del centro di massa del corpo è calcolata come l'ampiezza da picco a picco della forma d'onda di spostamento verticale. Il metodo della piattaforma di forza non richiede un accurato posizionamento dei marker sul corpo del soggetto, però assume che le costanti di integrazione possano essere determinate in modo accurato.

Il lavoro di Burdett e colleghi (Burdett et al., 1983) descrive alcuni metodi alternativi per stimare il consumo energetico del cammino. Il primo metodo descritto è il calcolo del lavoro compiuto dal centro di massa del corpo. Il lavoro svolto dal CoM per ogni ciclo del passo è calcolato a partire dalla GRF ottenuta dalle piattaforme di forza. L'energia totale del centro di massa del corpo è la somma dell'energia cinetica e dell'energia potenziale:

$$E_{cm} = \frac{1}{2} mV * V + mgh$$

(2. 33)

dove V è la velocità istantanea del CoM e h è l'altezza del centro di massa. Queste due variabili non possono essere ottenute direttamente dai dati cinetici delle piattaforme di forze. Tuttavia, integrando le tre componenti di forza che agiscono sul corpo durante un ciclo del passo, è possibile calcolare le tre componenti di velocità del CoM del corpo rispetto a tre componenti medie di velocità del CoM, e le tre componenti di altezza del CoM rispetto a tre componenti di altezza medie del CoM. I calcoli sono gli stessi rappresentati precedentemente in questo paragrafo per determinare la posizione del centro di massa del corpo (Eq. 2.31, 2.32). L'energia relativa del CoM del corpo è perciò calcolata come:

$$E'_{cm} = \frac{1}{2} m(V'_v{}^2 + V'_{ml}{}^2 + V'_f{}^2 + 2V'_f{}^2 V'_{f_{ave}}) + mgh'$$

(2. 34)

dove V'_v è la velocità verticale relativa, V'_{ml} è la velocità medio-laterale relativa, V'_f è la velocità relativa antero-posteriore (di avanzamento), $V'_{f_{ave}}$ è la velocità media antero-posteriore e h' è l'altezza relativa del centro di gravità. È stato assunto che la velocità media verticale e medio-laterale siano pari a zero. La velocità media antero-posteriore può essere considerata pari al rapporto tra la

lunghezza del passo e la durata del ciclo del passo. I passaggi per ottenere questa equazione sono descritti in maniera più approfondita nell'appendice dell'articolo di Burdett e colleghi (Burdett et al., 1983). Il lavoro compiuto dal centro di massa, durante un ciclo del passo, è calcolato come la somma sul numero di intervalli di campionamento delle variazioni assolute dell'energia relativa istantanea:

$$W_{cm} = \sum |\Delta E'_{cm}| / mT \quad (2.35)$$

La sommatoria è divisa per la massa corporea e l periodo del ciclo del passo per ottenere una misura di lavoro meccanico, svolto dal CoM, per kilogrammo per secondo. Il lavoro fatto dal centro di massa per kilogrammo per metri camminati è ottenuto dividendo W_{cm} per la velocità di avanzamento media del CoM nel piano sagittale:

$$W_{cm} = W_{cm} / V_{fave} \quad (2.36)$$

Un altro metodo per stimare il consumo energetico del cammino è quello di determinare il lavoro totale dei segmenti corporei. Le energie potenziali e cinetiche dei segmenti sono calcolate a partire dai dati cinematici ottenuti attraverso l'utilizzo di marker posti sul corpo ed un sistema optoelettronico. Le coordinate tridimensionali dei segmenti corporei sono utilizzate per calcolare le posizioni, le velocità e le accelerazioni di questi punti. Grazie ad un modello multisegmentale del corpo le posizioni e le velocità sono utilizzate per calcolare le energie potenziali e cinetiche di ogni segmento. L'energia di ogni singolo segmento corporeo considerato, i , è data dalla somma dell'energia potenziale, dell'energia cinetica traslazionale e dell'energia cinetica rotazionale:

$$E_i = \frac{1}{2} mV * V + \frac{1}{2} \omega * I * \omega + mgh \quad (2.37)$$

L'energia totale del corpo è calcolata come la somma delle energie segmentali $E_{tot} = \sum E_i$. Il lavoro totale dei segmenti corporei, durante un ciclo del passo, è calcolato come la somma sul numero di intervalli di campionamento delle variazioni assolute dell'energia relativa istantanea:

$$W_{seg} = \sum |\Delta E_{tot}| / mT \quad (2.38)$$

La sommatoria è divisa per la massa corporea e il periodo del ciclo del passo per ottenere una misura di lavoro meccanico per kilogrammo per secondo. Il lavoro totale dei segmenti corporei per kilogrammo per metri camminati è ottenuto dividendo W_{seg} per la velocità di avanzamento media del CoM nel piano sagittale:

$$W_{seg} = W_{seg} / V_{fave}$$

(2. 39)

Per quanto riguarda i momenti delle forze articolari come strumento per valutare il consumo energetico del cammino umano, per ogni articolazione il momento interno esercitato su quell'articolazione in un determinato piano è calcolato come:

$$M_j = I_s \alpha_s - M_{ex}$$

(2. 40)

Dove I_s è il momento di inerzia del segmento corporeo distale dell'articolazione, α_s è l'accelerazione angolare del segmento corporeo e M_{ex} è il momento esterno esercitato su quel segmento corporeo. Le posizioni dei centri articolari e le accelerazioni angolari dei segmenti corporei sono calcolate a partire dai dati cinematici ottenuti grazie a sistemi optoelettronici; le grandezze, le direzioni e le posizioni delle forze di reazione esterne sono calcolate dai dati cinetici ottenuti dalle piattaforme di forza. Il valore assoluto del momento viene integrato nel tempo e diviso per la massa corporea e l'altezza al fine di ottenere l'impulso del momento normalizzato, IM_j , per ogni articolazione. I valori assoluti sono utilizzati per evitare che i momenti di flessione ed estensione o abduzione e adduzione si annullino a vicenda. Questi impulsi di momento normalizzati sono sommati su tutte le articolazioni e le direzioni analizzate per ottenere la somma degli impulsi di momento normalizzati esercitati durante il ciclo del passo. Si presume che l'energia consumata per chilogrammo di massa corporea durante un ciclo del passo sia proporzionale a questo impulso di momento normalizzato. L'energia consumata per kilogrammo per secondo è stimata dividendo l'impulso di momento normalizzato per la durata del ciclo del passo per ottenere un valore chiamato \dot{M} (impulso di momento normalizzato per secondo):

$$\dot{M} = \sum \dot{IM}_j / T$$

(2. 41)

Questo valore è stato diviso per la velocità media di avanzamento per fornire una stima del consumo di energia per chilogrammo di massa corporea per metro camminato:

$$W_M = \dot{M} / V_{fave}$$

(2. 42)

Analisi e discussioni

I sei determinanti del cammino (Saunders et al., 1953) suggeriscono che il concetto di minimizzare lo spostamento verticale del centro di massa del corpo (CoMz) sia uno degli obiettivi del cammino umano perché si pensa che eccessivi spostamenti verticali del CoM siano energeticamente e metabolicamente costosi. Studi compiuti da Kerrigan e colleghi (D. C. Kerrigan et al., 1995) hanno dimostrato che l'effettivo spostamento verticale del sacro, quando correlato al peso corporeo, prevede in modo affidabile il consumo di ossigeno ($R^2=0.91$). La relazione tra lo spostamento verticale sacrale e il consumo di ossigeno persiste quando sono tenute sotto controllo alcune variabili come velocità, quadrato della velocità, cadenza o lunghezza del passo, le quali sono note per variare insieme alle prestazioni cardiopolmonari. La correlazione tra CoMz e il consumo netto di ossigeno (net O_2) risulta forte e statisticamente significativa in condizioni di cammino veloce mentre risulta debole in condizioni di cammino lento (Herndon et al., 2006). La mancanza di una correlazione significativa alle basse velocità di cammino può essere dovuta alla mancanza di variazione del net O_2 , la quale indica che la condizione di cammino lento non stressa a sufficienza i soggetti sani. Nonostante il legame tra spostamento verticale del centro di massa e consumo energetico sia stato dimostrato sotto determinate condizioni, in diversi studi è stato ipotizzato che la minimizzazione dello spostamento verticale non comporti una minimizzazione del costo metabolico del cammino umano (K. E. Gordon et al., 2009; Ortega & Farley, 2005; Wurdeman et al., 2017). I risultati delle ricerche hanno mostrato come anche un cammino con un movimento verticale minimo del centro di massa comporti un aumento del consumo energetico. In accordo con Saunders e colleghi (Saunders et al., 1953), camminare con una traiettoria piatta del centro di massa riduce il lavoro muscolare richiesto per sollevare in avanti il corpo e di conseguenza riduce il costo metabolico del cammino. Sebbene nessuno studio abbia esaminato se l'utilizzo di una traiettoria piatta riduca al minimo il costo metabolico della deambulazione, diversi studi hanno fornito informazioni sui singoli determinanti del cammino in relazione allo spostamento verticale del CoM. Due determinanti del cammino, la rotazione pelvica e il sollevamento del tallone, riducono i movimenti verticali del centro di massa. Al contrario, la flessione del ginocchio durante la fase di appoggio e l'inclinazione pelvica non influenzano in modo apprezzabile lo spostamento verticale del CoM nella deambulazione normale. Inoltre, gli individui che naturalmente preferiscono camminare con un'esagerata flessione del ginocchio durante la fase di appoggio, svolgono più lavoro esterno per spostare il centro di massa. In accordo con un'altra visione, il movimento verticale del CoM del corpo permette uno scambio di energia meccanica e perciò di ridurre il lavoro meccanico richiesto per muovere il CoM e il costo metabolico del cammino (Cavagna & Legramandi, 2020). Questo scambio di energia, e la traiettoria del centro di massa durante la deambulazione, sono stati modellati utilizzando un pendolo inverso con la gamba in posizione di appoggio rappresentata come una struttura rigida che sostiene una massa puntiforme pari alla massa corporea. Come un pendolo inverso, il centro di massa di un camminatore umano sale e rallenta nella prima metà della fase di appoggio e poi cade e accelera durante la seconda metà della fase di appoggio. Di conseguenza, nella prima metà, l'energia cinetica viene convertita in energia potenziale gravitazionale. Nella seconda metà avviene la conversione opposta.

Poiché l'energia potenziale gravitazionale e le fluttuazioni dell'energia cinetica sono quasi uguali in grandezza e sfasate di circa 180° durante la deambulazione, gli esseri umani possono scambiare una notevole energia meccanica. Per ottenere questo scambio, i muscoli devono generare forza per mantenere un arto in posizione rigida e impedire il collasso del centro di massa, e quindi lo scambio di energia non è un processo puramente passivo negli esseri umani che camminano. Secondo il modello del pendolo inverso, le fluttuazioni sfasate dell'energia potenziale gravitazionale e dell'energia cinetica rappresentano uno scambio continuo di energia meccanica. Questo scambio riduce il lavoro meccanico netto svolto dall'intero sistema muscolare per sollevare e accelerare il baricentro (lavoro esterno netto) e di conseguenza riducono il costo metabolico del cammino. Nel caso di cammino con traiettoria del CoM piatta, lo scambio di energia meccanica simile a un pendolo passivo fornisce solo una piccola parte dell'energia richiesta per accelerare baricentro perché l'energia potenziale gravitazionale fluttua in maniera minima. Perciò, nonostante i minori movimenti verticali nella deambulazione su traiettoria piana, il lavoro meccanico esterno netto, necessario per spostare il centro di massa, è simile a quello di un cammino normale. Nella deambulazione a traiettoria piatta, i soggetti tendono a camminare con gli arti in posizione di appoggio più flessi e il conseguente aumento della generazione di forza degli arti in posizione di appoggio contribuisce ad aumentare il costo metabolico rispetto al cammino normale (K. E. Gordon et al., 2009; Ortega & Farley, 2005). L'effetto di una riduzione dello spostamento verticale del CoM sul consumo di ossigeno e sull'economia del cammino senza alterare il modello naturale del cammino è stato analizzato anche da Wurdeman e colleghi (Wurdeman et al., 2017). Attraverso l'utilizzo di due treadmill, uno curvo e uno piatto in modo da manipolare lo spostamento verticale del CoM del corpo senza che gli individui alterino consapevolmente la loro andatura, è stato trovato, come negli studi precedenti, che la diminuzione dello spostamento verticale del CoM non è accompagnata da una riduzione del consumo di ossigeno. Al contrario, il costo metabolico aumenta durante la deambulazione con un ridotto spostamento verticale del CoM.

I metodi per stimare in modo quantitativo il consumo di ossigeno, a partire dal lavoro svolto dal centro di massa del corpo, dai segmenti corporei o dalla media del valore assoluto dei momenti articolari, mostrano una forte correlazione ($R > 0.79$) con il consumo metabolico di energia per kilogrammo di massa corporea per secondo, con il lavoro fatto dal centro di massa che mostra la correlazione maggiore, ed una forte correlazione con la velocità di cammino ($R > 0.80$). Invece, la correlazione tra ogni misura di lavoro meccanico per metro e il consumo di energia metabolico per kilogrammo per metro, o il consumo netto metabolico di energia per kilogrammo per metro, risulta debole, così come con la velocità di cammino (Burdett et al., 1983). Nonostante il lavoro totale svolto dai segmenti corporei sia assunto essere una rappresentazione più accurata del lavoro svolto durante il cammino rispetto al lavoro meccanico svolto dal centro di massa, quest'ultimo risulta maggiormente correlato al consumo di energia durante la deambulazione. Ciò potrebbe essere dovuto a due motivi. In primo luogo, i cambiamenti di energia segmentale relativi alle rotazioni reciproche degli arti sono almeno parzialmente misurati dal lavoro svolto sul centro di massa. Le rotazioni reciproche degli arti comportano generalmente cambiamenti nella posizione verticale del baricentro. In secondo luogo, l'errore di misurazione associato al calcolo del lavoro del centro di massa risulta inferiore (Burdett et al., 1983). Il lavoro segmentale totale del corpo viene calcolato utilizzando i dati di spostamento del segmento corporeo. Questi dati devono essere accuratamente raccolti, livellati e differenziati per ottenere informazioni cinematiche accurate. Queste misure meccaniche del consumo di energia utilizzano anche stime delle proprietà inerziali dei segmenti

corporei, che differiscono nella loro accuratezza per i vari individui. D'altra parte, il calcolo del lavoro svolto sul centro di massa dipende solo dalla precisione delle piattaforme di forza e dalle tecniche di integrazione utilizzate. Non sono necessarie ipotesi riguardanti le proprietà inerziali del segmento corporeo poiché l'effetto dell'accelerazione del centro di massa del corpo è misurato direttamente dalla piattaforma di forza. La validità dell'utilizzo dei momenti articolari per indicare il consumo di energia è influenzata sia da considerazioni biologiche che da errori di misurazione (Burdett et al., 1983). Le articolazioni incluse e il relativo costo energetico assegnato alle contrazioni muscolari concentriche, eccentriche e isometriche influiscono sui risultati. I bracci dei momenti cambiano con il movimento articolare, quindi, la forza muscolare non è sempre direttamente proporzionale al momento. Le posizioni delle forze di reazione al suolo, misurate dalle piattaforme di forza, devono essere sincronizzate nel tempo e devono essere trasformate nello stesso sistema di coordinate dei dati di movimento. D'altra parte, gli errori introdotti da proprietà inerziali segmentali imprecise possono influenzare l'accuratezza del calcolo del momento articolare medio in modo diverso da quello del lavoro segmentale totale del corpo. I momenti articolari sono generalmente più alti durante la fase di appoggio, quando le accelerazioni dei segmenti corporei sono generalmente basse, mentre il lavoro segmentale è massimo durante le accelerazioni rapide.

Conclusioni

Il legame tra lo spostamento verticale del centro di massa e il consumo energetico nel cammino vede contrapporsi due diverse ipotesi: da un lato quella dei determinanti del cammino in cui la deambulazione ha come obiettivo fisiologico quello di minimizzare il movimento verticale del CoM per minimizzare il costo metabolico, dall'altra quella del modello del pendolo inverso in cui il movimento verticale del centro di massa è necessario per favorire la trasformazione dell'energia cinetica in energia potenziale e ridurre il lavoro meccanico svolto dai muscoli per camminare, con conseguente riduzione del consumo energetico. Nonostante diversi studi abbiano dimostrato la validità della seconda ipotesi, l'idea alla base dello studio di Saunders e colleghi (Saunders et al., 1953) non è sbagliata nel caso di cammino non fisiologico in quanto minimizzare il movimento verticale del CoM comporta un aumento nel costo metabolico del cammino nel caso in cui lo spostamento vada oltre il range preferito del soggetto (K. E. Gordon et al., 2009). Da un punto di vista clinico, lo spostamento verticale del centro di massa può essere utilizzato in ambito riabilitativo per cercare di ridurre il costo energetico del cammino, per esempio in pazienti con esiti da ictus (F. Massaad et al., 2010), oppure può essere utilizzato come strumento per valutare l'effetto di una ortesi, per esempio l'utilizzo di una AFO in pazienti con esiti di ictus (Kobayashi et al., 2012).

La misurazione diretta del costo metabolico della deambulazione, ad esempio attraverso la misurazione del consumo di ossigeno, può risultare non semplice, soprattutto per soggetti patologici. Metodi come la stima del lavoro fatto dal centro di massa del corpo o come la stima del lavoro fatto dai segmenti corporei sono stati introdotti per cercare di stimare il costo energetico della deambulazione. Questi metodi hanno mostrato un'ottima correlazione con il consumo energetico metabolico, in particolare a livello temporale. La scelta della misura meccanica da utilizzare può dipendere non tanto da quale metodo è teoricamente più accurato ma può dipendere di più da quanto accuratamente un dato metodo di stima può essere misurato data l'attrezzatura disponibile. Da un punto di vista clinico, i metodi di stima del consumo energetico possono essere utilizzati per valutare gli effetti riabilitativi su pazienti patologici, per esempio con esiti di stroke, della Functional

Electrical Stimulation (Hakansson et al., 2011), oppure valutare gli effetti di un'ortesi di caviglia, in pazienti affetti da paralisi cerebrale infantile (Bennett et al., 2012).

3. SENSIBILITÀ DEI METODI DI SINTESI AGLI ERRORI

L'analisi di sensibilità agli errori permette di valutare l'affidabilità e la robustezza degli indici e metodi di sintesi quando usati in ambito clinico per documentare le variazioni del cammino di un soggetto, ad esempio dopo un trattamento farmacologico, riabilitativo o chirurgico. Gli errori più comuni che possono verificarsi durante una sessione di gait analysis sono gli errori di offset, dovuti al mal posizionamento di uno o più marcatori o marker, e gli errori di timing dovuti ad una non corretta identificazione degli istanti di contatto e di distacco piede-suolo da parte dell'operatore.

3.1. ANALISI ERRORE DI OFFSET

L'errore di offset, detto anche di fuori zero o statico, è un errore che si somma ad una misura di una grandezza e fa sì che il valore misurato sia differente dal valore nominale o di riferimento. Nell'ambito dell'analisi del cammino un eventuale errore di offset può interessare la misurazione delle variabili cinematiche. Questo errore è dovuto principalmente ad un non corretto posizionamento dei marker necessari al sistema optoelettronico per calcolare la posizione dei segmenti corporei del soggetto e l'andamento degli angoli articolari. Nel paragrafo seguente viene analizzato l'effetto che l'aggiunta di un errore di offset, sulle variabili cinematiche, ha sul calcolo di alcuni indici utilizzati nella gait analysis. Al fine dell'analisi si considera che l'effetto dell'offset interessi una sola variabile alla volta, anche se, nella realtà, il posizionamento errato di uno o più marker, può avere effetti sulla misurazione non di una sola ma di più variabili.

Gait Deviation Index (GDI)

Calcolo errore di offset

Riprendendo la terminologia e le procedure utilizzate nel capitolo 2.3.1, consideriamo \mathbf{g} il vettore, 459×1 , con i dati cinematici di un soggetto, \mathbf{f} la matrice $459 \times m$ che rappresenta la base ortonormale *o*-*f*-basis, dove m è l'ordine di ricostruzione del vettore del cammino, e \mathbf{c} il vettore, $1 \times m$, che contiene le feature components. Le componenti del vettore \mathbf{c} sono ottenute dal prodotto scalare tra \mathbf{g} e \mathbf{f} :

$$c_j = g * f_j = \sum_{i=1}^N g_i f_{ij}$$

(3.1)

Consideriamo l'offset come un vettore \mathbf{o} , di dimensioni 459×1 , i cui elementi hanno un determinato valore nella finestra di interesse e valgono zero altrove. Per semplicità dell'analisi consideriamo \mathbf{o} come un vettore in cui tutti gli elementi sono diversi da zero. Se consideriamo che l'offset interessi il vettore \mathbf{g} , allora il valore delle feature components diventa:

$$\begin{aligned} c_j^* &= (\mathbf{g} + \mathbf{o}) * f_j = \\ &= \mathbf{g} * f_j + \mathbf{o} * f_j = \\ &= c_j + \mathbf{o} \sum_{i=1}^N f_{ij} \end{aligned}$$

(3.2)

$\sum_{i=1}^N f_{ij}$ rappresenta l'area della base ortonormale e per questo motivo la indichiamo con A_j . Partendo dal nuovo valore delle feature components calcoliamo l'effetto che un eventuale offset sulle variabili cinematiche può avere sul calcolo del GDI.

Calcoliamo la distanza euclidea d^* tra \mathbf{c}^* e $\bar{\mathbf{c}}$:

$$\begin{aligned} d^* &= \|\mathbf{c}^* - \bar{\mathbf{c}}\| = \\ &= \sqrt{\sum_{j=1}^m (c_j^* - \bar{c}_j)^2} = \\ &= \sqrt{\sum_{j=1}^m (c_j^{*2} - 2c_j^* \bar{c}_j + \bar{c}_j^2)} \end{aligned}$$

(3.3)

Sviluppiamo la parte all'interno della sommatoria considerando che $c_j^* = c_j + oA_j$:

$$\begin{aligned} &(c_j^{*2} - 2c_j^* \bar{c}_j + \bar{c}_j^2) = \\ &= (c_j + oA_j)^2 - 2(c_j + oA_j)\bar{c}_j + \bar{c}_j^2 = \\ &= c_j^2 + o^2 A_j^2 + 2c_j oA_j - 2c_j \bar{c}_j - 2oA_j \bar{c}_j + \bar{c}_j^2 = \\ &= (c_j - \bar{c}_j)^2 + 2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2 A_j^2 \end{aligned}$$

(3.4)

Considerando lo sviluppo algebrico della parte interna alla sommatoria la distanza euclidea tra \mathbf{c}^* e $\bar{\mathbf{c}}$ è pari a:

$$d^* = \sqrt{\sum_{j=1}^m [(c_j - \bar{c}_j)^2 + 2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2 A_j^2]}$$

(3.5)

Definita la distanza d^* , il GDI_{raw}^* per un soggetto, i cui dati cinematici sono affetti da offset, è calcolato nel seguente modo:

$$\begin{aligned}
GDI_{raw}^* &= \ln d^* = \\
&= \ln \sqrt{\sum_{j=1}^m [(c_j - \bar{c}_j)^2 + 2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2A_j^2]} = \\
&= \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m [(c_j - \bar{c}_j)^2 + 2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2A_j^2]
\end{aligned}$$

(3. 6)

Se raccogliamo $\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2$ e utilizziamo le proprietà dei logaritmi il valore di GDI_{raw}^* diventa:

$$GDI_{raw}^* = \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2 + \frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m [2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2A_j^2]}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right)$$

(3. 7)

Per essere corretti da un punto di vista matematico, tenendo conto della condizione di esistenza creatasi raccogliendo $\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2$, l'espressione per il calcolo di GDI_{raw}^* deve essere scritta nel seguente modo:

$$\left\{ \begin{array}{l} GDI_{raw}^* = \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2 + \frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m [2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2A_j^2]}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right) \quad \text{con } c_j \neq \bar{c}_j \\ GDI_{raw}^* = \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m [o^2A_j^2] \quad \text{con } c_j = \bar{c}_j \end{array} \right.$$

(3. 8)

$$\left\{ \begin{array}{l} GDI_{raw}^* = \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2 + \frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m [2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2A_j^2]}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right) \quad \text{con } c_j \neq \bar{c}_j \\ GDI_{raw}^* = \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m o^2A_j^2 \quad \text{con } c_j = \bar{c}_j \end{array} \right.$$

(3. 9)

Se consideriamo il caso in cui $c_j \neq \bar{c}_j$, il primo termine del secondo membro dell'equazione corrisponde al valore di GDI_{raw} , nel caso in cui i dati non fossero corrotti da offset:

$$d = \sqrt{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2}$$

(3. 10)

$$\begin{aligned} GDI_{raw} &= \ln d = \\ &= \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2 \end{aligned}$$

(3. 11)

In questo modo il valore di GDI_{raw}^* può essere espresso come:

$$GDI_{raw}^* = GDI_{raw} + GDI_{raw}^{off}$$

(3. 12)

L'aggiunta di un offset sui dati cinematici ha come conseguenza che il nuovo valore di GDI è pari al GDI senza offset più un termine, $GDI_{raw}^{off} = \frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m (2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2 A_j^2)}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right)$, che dipende dall'offset ma anche dalla distanza delle singole feature components dalla media delle stesse sul gruppo di controllo.

Normalizziamo e scaliamo il valore di GDI_{raw}^* per ricavare il valore di GDI^* :

$$\begin{aligned} zGDI^* &= \frac{GDI_{raw}^* - GDI_{mean}}{GDI_{S.D.}} = \\ &= \frac{GDI_{raw} + GDI_{raw}^{off} - GDI_{mean}}{GDI_{S.D.}} = \\ &= zGDI + \frac{GDI_{raw}^{off}}{GDI_{S.D.}} \end{aligned}$$

(3. 13)

$$\begin{aligned}
GDI^* &= 100 - (10zGDI) = \\
&= 100 - \left(10zGDI + 10 \frac{GDI_{raw}^{off}}{GDI_{S.D.}} \right) = \\
&= GDI - 10 \frac{GDI_{raw}^{off}}{GDI_{S.D.}}
\end{aligned}$$

(3. 14)

L'errore di offset, $GDI_{off} = GDI - GDI^*$, risulta essere pari a:

$$\begin{aligned}
GDI_{off} &= 10 \frac{GDI_{raw}^{off}}{GDI_{S.D.}} = \\
&= 10 \frac{\frac{1}{2} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m [2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2 A_j^2]}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right)}{GDI_{S.D.}} = \\
&= \frac{5}{GDI_{S.D.}} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m [2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2 A_j^2]}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right)
\end{aligned}$$

(3. 15)

Effetto offset sui dati reali

Per valutare nella realtà l'effetto che un eventuale offset, presente su una delle variabili cinematiche, ha sul calcolo del GDI, prendiamo i dati cinematici di una popolazione di soggetti sani e calcoliamo il GDI prima e dopo aver applicato un certo offset ai dati. La popolazione considerata (N=166) è il gruppo di controllo utilizzato nell'articolo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008). I valori di offset applicati variano da -20° a 20° e consideriamo che l'eventuale errore interessi la misurazione di una sola delle variabili cinematiche alla volta. L'errore sul calcolo dell'indice dovuto all'offset è ottenuto come la differenza tra GDI (no offset) e GDI* (offset). In figura 3.1 sono riportati i risultati dell'effetto dell'errore di offset sul calcolo del GDI. In particolare, sono riportati i valori medi dell'errore assoluto sulla popolazione considerata e l'intervallo di confidenza al 95%.

In precedenza, l'errore sul calcolo del GDI è stato sviluppato in maniera analitica ed è stata ottenuta una formula per cui, preso un soggetto, l'errore dipende dalla base ortonormale, dalla differenza tra le feature components del soggetto e quelle medie calcolate su una popolazione di controllo, e dal valore di offset. Per verificare la correttezza dei calcoli eseguiti, prendiamo nuovamente i dati del gruppo di controllo di Schwartz e calcoliamo l'errore di offset utilizzando l'equazione ricavata precedentemente. Anche in questo caso, come in precedenza, i valori di offset applicati sono fatti variare da -20° a 20° e viene considerato che l'eventuale errore interessi la misurazione di una sola delle variabili cinematiche. La tabella 3.1 mostra i valori medi dell'errore assoluto calcolati per ogni

variabile cinematica in funzione del valore di offset applicato ai dati. Nella tabella 3.2, invece, sono riportati i valori medi dell'errore calcolati come differenza tra GDI e GDI*. Questi valori sono ricavati dai grafici di figura 3.1.

variable	offset: -20 deg	offset: -10 deg	offset: -5 deg	offset: -2 deg	offset: -1 deg	offset: 0 deg	offset: 1 deg	offset: 2 deg	offset: 5 deg	offset: 10 deg	offset: 20 deg
PTILT	11,2	3,4	0,9	0,1	0,0	0,0	0,1	0,2	1,0	3,6	11,3
POBLI	9,2	2,9	0,8	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,7	2,7	9,0
PROT	16,3	5,9	1,7	0,3	0,1	0,0	0,1	0,3	1,7	5,8	16,3
HPFE	11,1	3,2	0,7	0,1	0,0	0,0	0,1	0,2	1,1	3,7	11,4
HPAA	13,6	4,7	1,3	0,2	0,1	0,0	0,0	0,2	1,3	4,6	13,6
HPIE	14,8	4,7	1,2	0,2	0,1	0,0	0,0	0,2	1,2	4,7	14,9
KFE	15,6	5,4	1,4	0,2	0,0	0,0	0,1	0,3	1,6	5,6	15,8
AFE	16,6	5,8	1,5	0,2	0,0	0,0	0,1	0,4	2,0	6,3	16,9
AIE	15,9	5,2	1,3	0,1	0,0	0,0	0,1	0,3	1,7	5,6	16,2

Tabella 3.1. *Valor medio dell'errore assoluto commesso sul calcolo del GDI considerando che l'eventuale errore di offset interessi una sola variabile cinematica alla volta. L'errore è calcolato attraverso l'equazione 3.15.*

variable	offset: -20 deg	offset: -10 deg	offset: -5 deg	offset: -2 deg	offset: -1 deg	offset: 0 deg	offset: 1 deg	offset: 2 deg	offset: 5 deg	offset: 10 deg	offset: 20 deg
PTILT	11,2	3,4	0,9	0,1	0,0	0,0	0,1	0,2	1,0	3,6	11,3
POBLI	9,2	2,9	0,8	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	0,7	2,7	9,0
PROT	16,3	5,9	1,7	0,3	0,1	0,0	0,1	0,3	1,7	5,8	16,3
HPFE	11,1	3,2	0,7	0,1	0,0	0,0	0,1	0,2	1,1	3,7	11,4
HPAA	13,6	4,7	1,3	0,2	0,1	0,0	0,0	0,2	1,3	4,6	13,6
HPIE	14,8	4,7	1,2	0,2	0,1	0,0	0,0	0,2	1,2	4,7	14,9
KFE	15,6	5,4	1,4	0,2	0,0	0,0	0,1	0,3	1,6	5,6	15,8
AFE	16,6	5,8	1,5	0,2	0,0	0,0	0,1	0,4	2,0	6,3	16,9
AIE	15,9	5,2	1,3	0,1	0,0	0,0	0,1	0,3	1,7	5,6	16,2

Tabella 3.2. *Valor medio dell'errore assoluto commesso sul calcolo del GDI considerando che l'eventuale errore di offset interessi una sola variabile cinematica alla volta. L'errore è calcolato come differenza tra il GDI e GDI* (GDI calcolato con la presenza di offset sulle variabili cinematiche).*

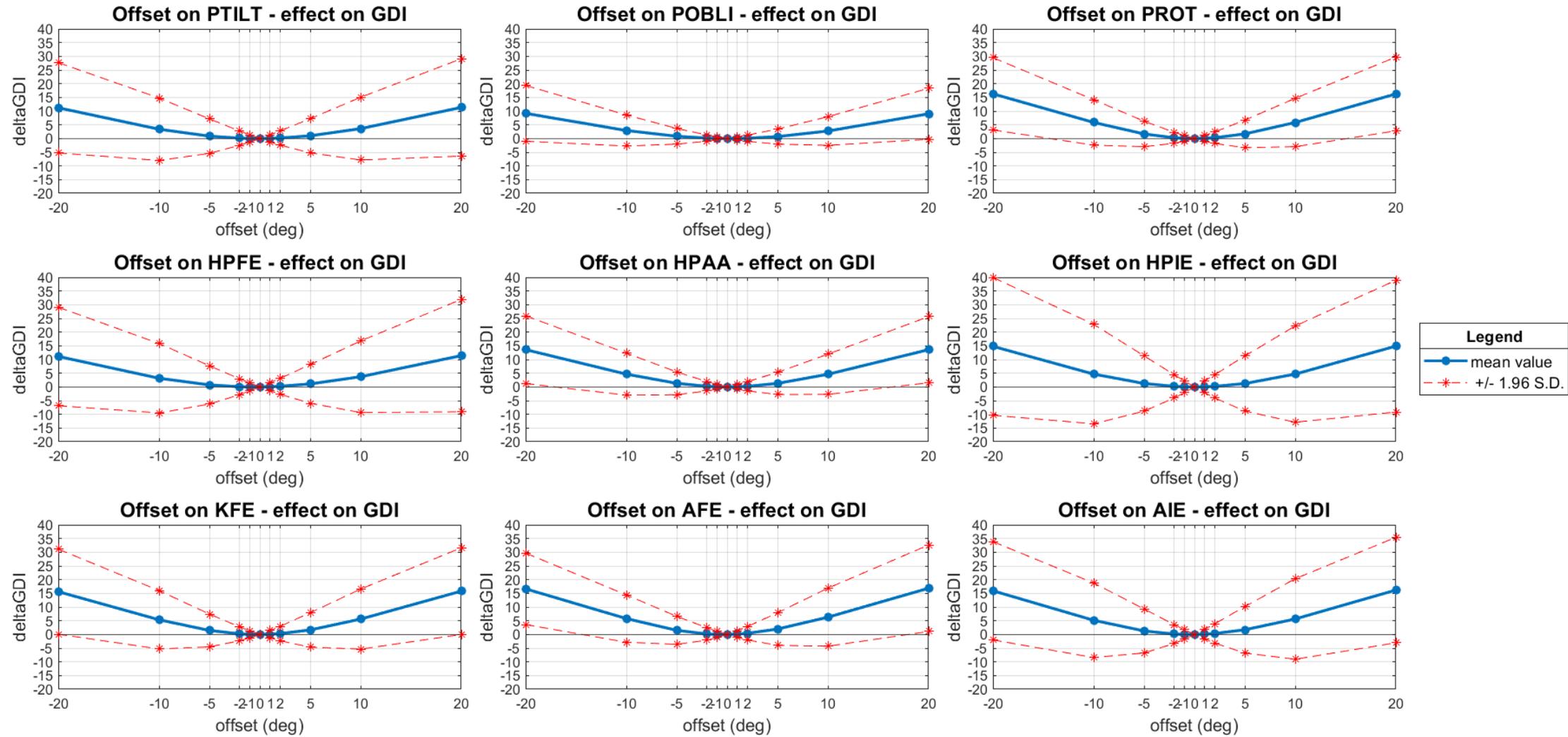


Figura 3.1. Effetto dell'errore di offset sul calcolo del Gait Deviation Index. Sono rappresentati nove grafici, uno per ogni variabile cinematica utilizzata nel GDI. Ogni grafico mostra l'effetto che un eventuale offset su quella variabile ha sul calcolo dell'indice. I valori riportati nei grafici sono l'errore medio sulla popolazione sana e l'intervallo di confidenza al 95%.

L'errore di offset sulla misurazione dei dati cinematici è spesso dovuto ad un non corretto posizionamento dei marker. Nel caso del GDI può capitare che il posizionamento errato del marker sacrale influisca non solo sulla misurazione dell'angolo di tilt delle pelvi ma anche sull'angolo di flessione-estensione dell'anca. In figura 3.2 si può osservare come varia il valore di GDI in funzione di un angolo di offset che influenza contemporaneamente l'angolo di tilt e l'angolo di flessione-estensione dell'anca. Per questioni di studio si considera che le due variabili cinematiche siano affette dal medesimo angolo di offset anche se, nella realtà, questo può differire.

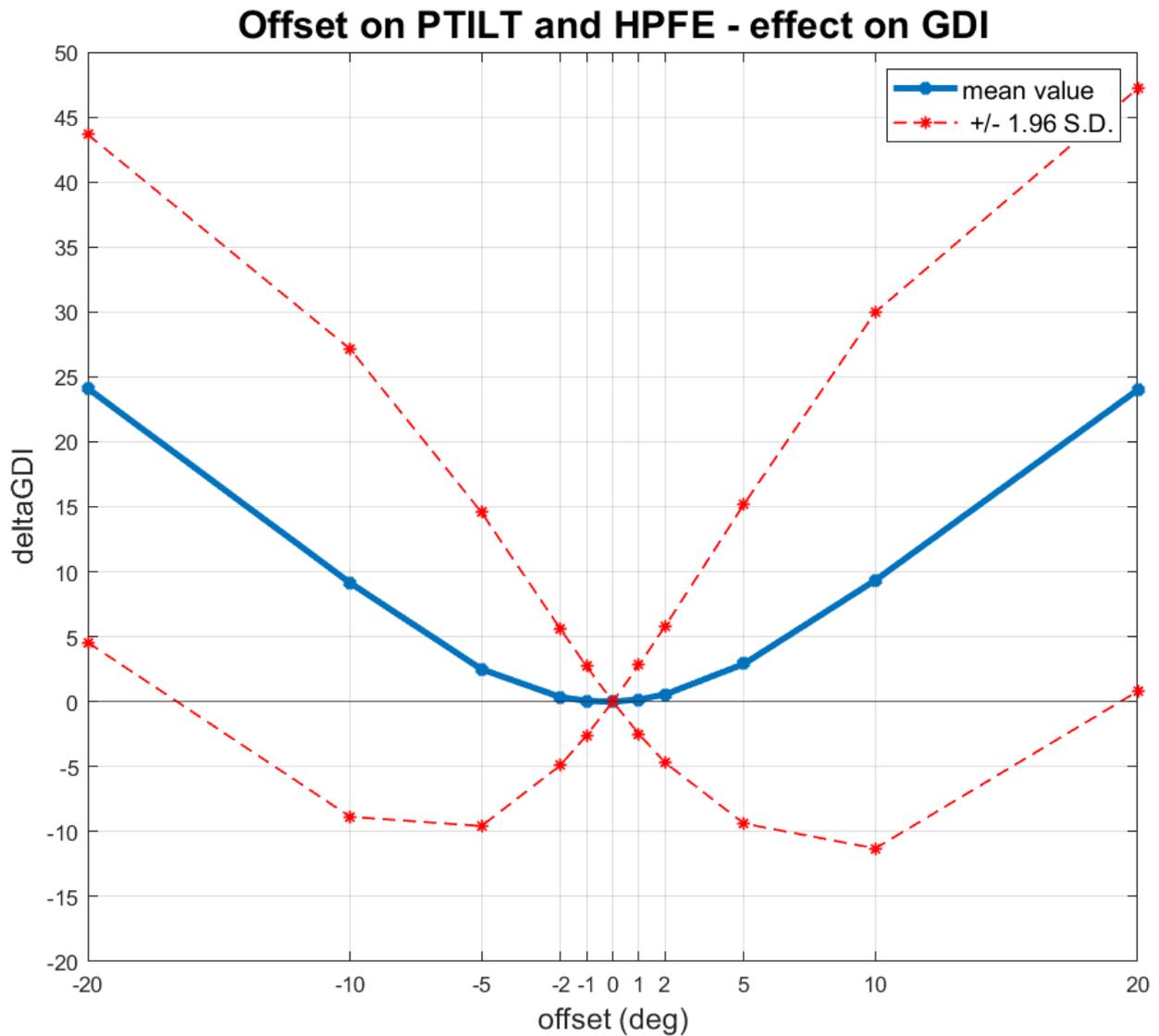


Figura 3.2. Effetto sul calcolo del GDI di un'eventuale offset che colpisce la misurazione dell'angolo di tilt delle pelvi e dell'angolo di flessione-estensione d'anca. L'offset, che colpisce queste due variabili contemporaneamente, è dovuto ad un mal posizionamento del marker sacrale.

Analisi e discussioni

Nel calcolo del GDI, un eventuale offset sui dati cinematici ha come conseguenza l'insorgenza di un errore. L'errore di offset può essere descritto dalla seguente formula (Eq. 3.15):

$$offset\ error = \frac{5}{GDI_{S.D.}} \ln \left(1 + \frac{\sum_{j=1}^m [2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2 A_j^2]}{\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2} \right)$$

L'errore dipende dal valore di offset o , dalla differenza tra le feature components del soggetto e le feature componets medie della popolazione di controllo, $c_j - \bar{c}_j$, e dall'area sottesa alla base ortonormale f-basis, A_j . La base ortonormale, essendo indipendente dai dati cinematici del soggetto con cui si calcola il GDI, rimane costante. Per questo motivo i valori A_j non variano nel calcolo dell'errore di offset. Nella tabella 3.3 sono riportati i valori A_j per ogni variabile cinematica.

variable	fc 1	fc 2	fc 3	fc 4	fc 5	fc 6	fc 7	fc 8	fc 9	fc 10	fc 11	fc 12	fc 13	fc 14	fc 15
PTILT	-2,43	-0,48	-0,65	-1,93	-3,39	-1,75	-0,93	-0,42	-0,56	0,62	-0,51	1,63	-0,73	-0,37	-0,67
POBLI	0,02	-0,14	-0,49	-0,01	-0,10	0,08	-0,73	2,31	-3,20	-0,25	0,12	-0,46	-0,47	-1,17	1,37
PROT	0,01	-0,02	-2,25	0,91	-0,66	2,44	-5,38	2,13	0,69	0,80	0,03	0,03	-0,08	0,41	-0,40
HPFE	-3,81	-0,22	-0,76	-0,52	-1,66	-3,25	-0,04	1,06	1,07	0,24	0,24	-0,74	0,43	0,38	0,09
HAAA	0,12	-0,29	0,58	0,06	0,34	-1,01	0,60	2,42	-5,15	-0,25	0,23	-0,19	0,60	0,79	-0,43
HPIE	-1,20	-2,85	5,94	0,73	-0,92	1,16	-1,45	0,49	0,43	0,45	0,64	-0,26	0,10	-0,19	0,19
KFE	-4,37	-0,24	-0,62	2,84	4,27	0,02	0,11	0,05	0,08	0,16	-0,62	-0,13	0,14	-0,12	0,29
AFF	-0,23	1,71	-0,09	5,32	-3,47	0,90	1,41	-0,92	-0,91	0,93	-0,61	0,79	-0,62	-0,16	-0,13
AIE	1,22	-6,18	-2,60	1,49	-0,53	-0,40	1,19	-0,09	0,29	-0,17	-0,09	-0,24	-0,10	0,23	0,06

Tabella 3.3. Valori di area, sottesa alla base ortonormale f-basis, per ogni variabile cinematica e per ogni feature components (fc). I valori A_j sono calcolati come $\sum_{i=n1}^{n2} f_{ij}$ dove f_{ij} è la matrice che rappresenta la base ortonormale e $n1$ e $n2$ rappresentano il campione di inizio e fine di una certa variabile cinematica all'interno del gait vector \mathbf{g} .

Dati i dati cinematici di un soggetto, all'interno dell'equazione dell'errore di offset A_j e la differenza $c_j - \bar{c}_j$ possono essere considerate delle costanti. In questo modo è possibile prevedere l'andamento dell'errore sul calcolo del GDI in funzione del valore di offset o . Considerando i parametri costanti l'equazione dell'errore di offset può essere riscritta nel seguente modo:

$$offset\ error = k_1 \ln \left(\frac{k_3}{k_4} o^2 + 2 \frac{k_2}{k_4} o + \frac{k_4}{k_4} \right)$$

(3. 16)

dove $k_1 = \frac{5}{GDI_{S.D.}}$, $k_2 = \sum_{j=1}^m A_j (c_j - \bar{c}_j)$, $k_3 = \sum_{j=1}^m A_j^2$ e $k_4 = \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2$. L'errore sul calcolo del GDI è legato al valore di offset da una funzione logaritmica di una parabola con concavità verso l'alto, poiché $\frac{k_3}{k_4}$ è sempre maggiore di zero. La funzione logaritmica impone una condizione di esistenza per cui l'argomento deve essere maggiore di zero. Se raccogliamo $1/k_4$ l'equazione dell'errore diventa:

$$\text{offset error} = k_1 \ln \left(\frac{1}{k_4} (k_3 o^2 + 2k_2 o + k_4) \right)$$

(3. 17)

Poiché k_4 è sempre positivo, la condizione di esistenza del logaritmo naturale si riduce a valutare il l'andamento della parabola $k_3 o^2 + 2k_2 o + k_4$ in funzione del valore di o . Consideriamo $a = k_3 = \sum_{j=1}^m A_j^2$, $b = 2k_2 = 2 \sum_{j=1}^m A_j (c_j - \bar{c}_j)$ e $c = k_4 = \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2$. Poiché la concavità della parabola è rivolta verso l'alto, $a > 0$, la parabola risulta sempre maggiore di zero, per ogni valore di o , se il delta della parabola risulta sempre minore di zero. Il delta di una parabola è pari a:

$$\begin{aligned} \Delta &= b^2 - 4ac = \\ &= (2k_2)^2 - 4k_3 k_4 = 4 \left[\left(\sum_{j=1}^m A_j (c_j - \bar{c}_j) \right)^2 - \sum_{j=1}^m A_j^2 * \sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2 \right] \end{aligned}$$

(3. 18)

Consideriamo il caso in cui $m = 2$ e proviamo a sviluppare i conti in modo da analizzare il delta della parabola. Non prendiamo in considerazione il caso $m = 1$ perché privo di significato nella realtà. Per semplicità di scrittura consideriamo $D_j = c_j - \bar{c}_j$.

$$\begin{aligned} \Delta &= 4[(A_1 D_1 + A_2 D_2)^2 - (A_1^2 + A_2^2)(D_1^2 + D_2^2)] = \\ &= 4[A_1^2 D_1^2 + A_2^2 D_2^2 + 2A_1 D_1 A_2 D_2 - A_1^2 D_1^2 - A_2^2 D_2^2 - A_1^2 D_2^2 - A_2^2 D_1^2] \\ &= -4[(A_1 D_2 - A_2 D_1)^2] \end{aligned}$$

(3. 19)

Considerando l'espressione di Δ , risulta:

$$\begin{cases} \Delta = 0 & \text{quando } A_1 D_2 = A_2 D_1 \\ \Delta < 0 & \text{quando } A_1 D_2 \neq A_2 D_1 \end{cases}$$

(3. 20)

La condizione di esistenza della funzione logaritmica è sempre verificata tranne quando $A_1 D_2 = A_2 D_1$; in questo caso esiste un valore di offset per cui un punto della parabola è pari a zero e perciò

l'argomento della funzione logaritmo è pari a zero. Il valore di o può essere trovato considerando la parabola come un'equazione di secondo grado:

$$ao^2 + bo + c = 0 \quad (3.21)$$

$$o = \frac{-b \pm \sqrt{\Delta}}{2a} \quad (3.22)$$

Poiché stiamo considerando il caso in cui delta è uguale a zero, il valore o per cui non si verifica la condizione di esistenza è uguale a:

$$o = \frac{-b}{2a} = -\frac{2 \sum_{j=1}^2 A_j (c_j - \bar{c}_j)}{2 \sum_{j=1}^2 A_j^2} = -\frac{\sum_{j=1}^2 A_j (c_j - \bar{c}_j)}{\sum_{j=1}^2 A_j^2} \quad (3.23)$$

Consideriamo adesso il caso in cui $m = 3$.

$$\begin{aligned} \Delta &= 4[(A_1 D_1 + A_2 D_2 + A_3 D_3)^2 - (A_1^2 + A_2^2 + A_3^2)(D_1^2 + D_2^2 + D_3^2)] = \\ &= 4[A_1^2 D_1^2 + A_2^2 D_2^2 + A_3^2 D_3^2 + 2A_1 D_1 A_2 D_2 + 2A_2 D_2 A_3 D_3 + 2A_1 D_1 A_3 D_3 - (A_1^2 D_1^2 + A_2^2 D_2^2 + A_3^2 D_3^2 \\ &\quad + A_1^2 D_2^2 + A_2^2 D_1^2 + A_2^2 D_3^2 + A_3^2 D_2^2 + A_1^2 D_3^2 + A_3^2 D_1^2)] \\ &= -4[(A_1 D_2 - A_2 D_1)^2 + (A_3 D_2 - A_2 D_3)^2 + (A_1 D_3 - A_3 D_1)^2] \end{aligned} \quad (3.24)$$

Considerando l'espressione di Δ , risulta:

$$\begin{cases} \Delta = 0 & \text{quando } A_1 D_2 = A_2 D_1 \cap A_3 D_2 = A_2 D_3 \cap A_1 D_3 = A_3 D_1 \\ \Delta < 0 & \text{quando } A_1 D_2 \neq A_2 D_1 \cup A_3 D_2 \neq A_2 D_3 \cup A_1 D_3 \neq A_3 D_1 \end{cases} \quad (3.25)$$

Se consideriamo il caso in cui delta è uguale a zero, il valore o per cui non si verifica la condizione di esistenza della funzione logaritmica è uguale a:

$$o = \frac{-b}{2a} = -\frac{2 \sum_{j=1}^3 A_j (c_j - \bar{c}_j)}{2 \sum_{j=1}^3 A_j^2} = -\frac{\sum_{j=1}^3 A_j (c_j - \bar{c}_j)}{\sum_{j=1}^3 A_j^2}$$

(3. 26)

In generale, la condizione di esistenza della funzione logaritmica, all'interno dell'equazione dell'errore di offset, risulta sempre verificata quando il delta della parabola, che è l'argomento della funzione, risulta minore di zero. Il delta della parabola è sempre minore di zero ad eccezione di una particolare condizione in cui si verificano un numero di uguaglianze $A_i D_j = A_j D_i$ pari a $\sum_{b=2}^m b - 1$.

In questo caso, per un valore di o uguale a $-\frac{\sum_{j=1}^m A_j (c_j - \bar{c}_j)}{\sum_{j=1}^m A_j^2}$, l'argomento del logaritmo risulta pari a 0 e perciò la condizione di esistenza dell'equazione dell'errore di offset non è verificata. Se avessimo considerato il caso $c_j = \bar{c}_j$ e avessimo analizzato l'equazione $GDI_{raw}^* = \frac{1}{2} \ln \sum_{j=1}^m [(c_j - \bar{c}_j)^2 + 2oA_j(c_j - \bar{c}_j) + o^2A_j^2]$ saremmo giunti alla stessa considerazione sulla condizione di esistenza della funzione logaritmica.

L'errore sul calcolo dell'indice, perciò, ha un andamento, in funzione del valore di offset, che è quello del logaritmo di una parabola. I risultati rappresentati in figura 3.1 confermano quanto appena ricavato da un punto di vista analitico. Oltre a ciò, va sottolineato il fatto che, nonostante l'argomento della funzione logaritmica risulti sempre positivo ad eccezione del caso in cui $\Delta = 0$, il risultato della funzione logaritmica può essere negativo e questo avviene quando l'argomento risulta minore di 1. Questo aspetto è confermato anche dai dati delle tabelle 3.1 e 3.2, nelle quali, per un offset pari a -1 grado sulla variabile di flessione-estensione d'anca, l'errore medio risulta minore di 0.

Da un punto di vista matematico, possono essere effettuate altre considerazioni sull'equazione per il calcolo dell'errore di offset. Così come è formulata, l'equazione presenta una condizione di esistenza per cui $\sum_{j=1}^m (c_j - \bar{c}_j)^2$ deve essere diversa da 0. Questa condizione è verificata a meno che c_j sia uguale a \bar{c}_j , per ogni feature component. Se consideriamo il valore di offset come una costante e la differenza $c_j - \bar{c}_j$ come una variabile, quando la differenza tende a zero allora l'errore di offset tende ad essere infinito. Al contrario, quando la differenza $c_j - \bar{c}_j$ tende ad infinito, il valore dell'errore tende a zero. Quest'ultimo aspetto, anche se puramente matematico e poco vicino alla realtà, ci permette di dire che, in situazioni patologiche, nelle quali le feature components del soggetto si discostano maggiormente dai valori medi rispetto a soggetti sani, un eventuale presenza di offset sui dati cinematici comporta un minor errore sul calcolo del GDI.

A livello applicativo, osservando i grafici riportati in figura 3.1, possono essere effettuate diverse considerazioni. Per valori di offset compresi tra -10 gradi e 10 gradi, inclusi, per ogni variabile cinematica il valore medio dell'errore risulta minore di 10. Questi valori ottenuti possono essere considerati ottimi perché risultano minori del coefficiente di ripetibilità calcolato da Massaad e colleghi nel loro articolo (A. Massaad et al., 2014). In questo articolo è stata valutata la ripetibilità del GDI all'interno di una popolazione di bambini sani con il metodo test-retest. Il coefficiente di ripetibilità è stato calcolato come due volte la deviazione standard della differenza test-retest ed è risultato pari ± 10 . Per questo motivo, un eventuale offset inferiore a ± 10 gradi sulle singole variabili da cui si calcola l'indice comporta una differenza nel valore di GDI calcolato che non è significativa

da un punto di vista clinico. Tuttavia, è necessario sottolineare il fatto che, se oltre al valor medio consideriamo anche l'intervallo di confidenza al 95%, allora soltanto per l'angolo obliquo delle pelvi l'errore di offset risulta inferiore a ± 10 se consideriamo un valore di offset compreso tra -10 gradi e 10 gradi. Considerando l'intervallo di confidenza al 95% risulta che per tutte le variabili, eccetto l'angolo di intra-extra rotazione d'anca, l'errore sul calcolo del GDI risulta minore del coefficiente di ripetibilità per un valore di offset compreso tra ± 5 gradi. Gli elevati valori di variabilità delle misure dell'errore possono essere collegati alla variabilità, nella popolazione considerata, delle singole variabili cinematiche utilizzate. In figura 3.3 sono riportati il valore medio e l'intervallo di confidenza delle variabili utilizzate nel calcolo del GDI. Dall'osservazione dei grafici risulta che le variabili di intra-extra rotazione di anca e caviglia siano quelle con una variabilità maggiore all'interno della popolazione considerata, mentre l'angolo obliquo delle pelvi è quella con la minore variabilità. Se confrontiamo le deviazioni standard dei grafici di figura 3.1 con quelli di figura 3.3 risulta evidente che, laddove la variabilità dell'angolo articolare considerato è maggiore, risulta una maggiore variabilità anche nella misura dell'errore di offset. È possibile ipotizzare che, se la variabilità legata ad un certo angolo articolare è grande, allora è anche grande la variabilità del parametro $c_j - \bar{c}_j$ nella formula del calcolo dell'errore di offset. Tuttavia, se prendiamo un soggetto ed un determinato valore di offset, nell'equazione per il calcolo dell'errore di offset il parametro $c_j - \bar{c}_j$ non varia tra una variabile cinematica e l'altra, perciò, la variabilità nei dati di analisi del cammino non è trasmessa attraverso la differenza tra le feature components e il loro valore medio. L'unica variabile che cambia nel calcolo dell'errore sul GDI è il valore dell'area sottesa alla base ortonormale f-basis. Perciò, la variabilità dei dati cinematici è trasmessa attraverso il parametro A_j . La base ortonormale, però, non è ottenuto dai dati cinematici del gruppo di controllo ma da una popolazione di soggetti differenti (Schwartz & Rozumalski, 2008). Il possibile legame tra la variabilità dei dati e la variabilità dell'errore può essere spiegato dal fatto che, così come nel gruppo di controllo, anche nella popolazione utilizzata per ottenere la base ortonormale f-basis la variabilità nei dati cinematici segue l'andamento presente nei grafici di figura 3.3. Se Schwartz e Rozumalski nel loro studio hanno utilizzato, per entrambe le popolazioni, lo stesso protocollo per ottenere i dati cinematici, allora è possibile che il protocollo utilizzato abbia introdotto una certa variabilità nella misura di alcuni angoli articolari, in particolare quello di intra-extra rotazione d'anca e caviglia. La base ortonormale permette di ricostruire il vettore del cammino g , considerando una certa varianza; per questo motivo è in grado di catturare l'informazione di variabilità dei dati cinematici e trasmetterla fino al calcolo dell'errore di offset.

Osservando il grafico di figura 3.2 risulta evidente come nel caso in cui l'offset non interessi una sola variabile ma cinematica ma due o più, l'errore sul calcolo del GDI sia elevato, soprattutto se paragonato a quello dovuto alla presenza di offset su una sola variabile (Fig. 3.1). Se prendiamo in considerazione l'equazione per il calcolo dell'errore, l'unica variabile che cambia rispetto al caso di offset su una sola variabile è A_j . Infatti, il valore di A_j nel caso di offset su una sola variabile è pari a $\sum_{i=n1}^{n2} f_{ij}$ mentre nel caso di offset su due variabili è pari a $\sum_{i=n1}^{n2} f_{ij} + \sum_{i=n3}^{n4} f_{ij}$, dove f_{ij} è la matrice che rappresenta la base ortonormale e, $n1$, $n2$, $n3$ e $n4$ rappresentano il campione di inizio e fine di una certa variabile cinematica all'interno del gait vector g . Perciò, maggiore è il numero di variabili interessate da offset maggiore è l'errore sul calcolo del Gait Deviation Index.

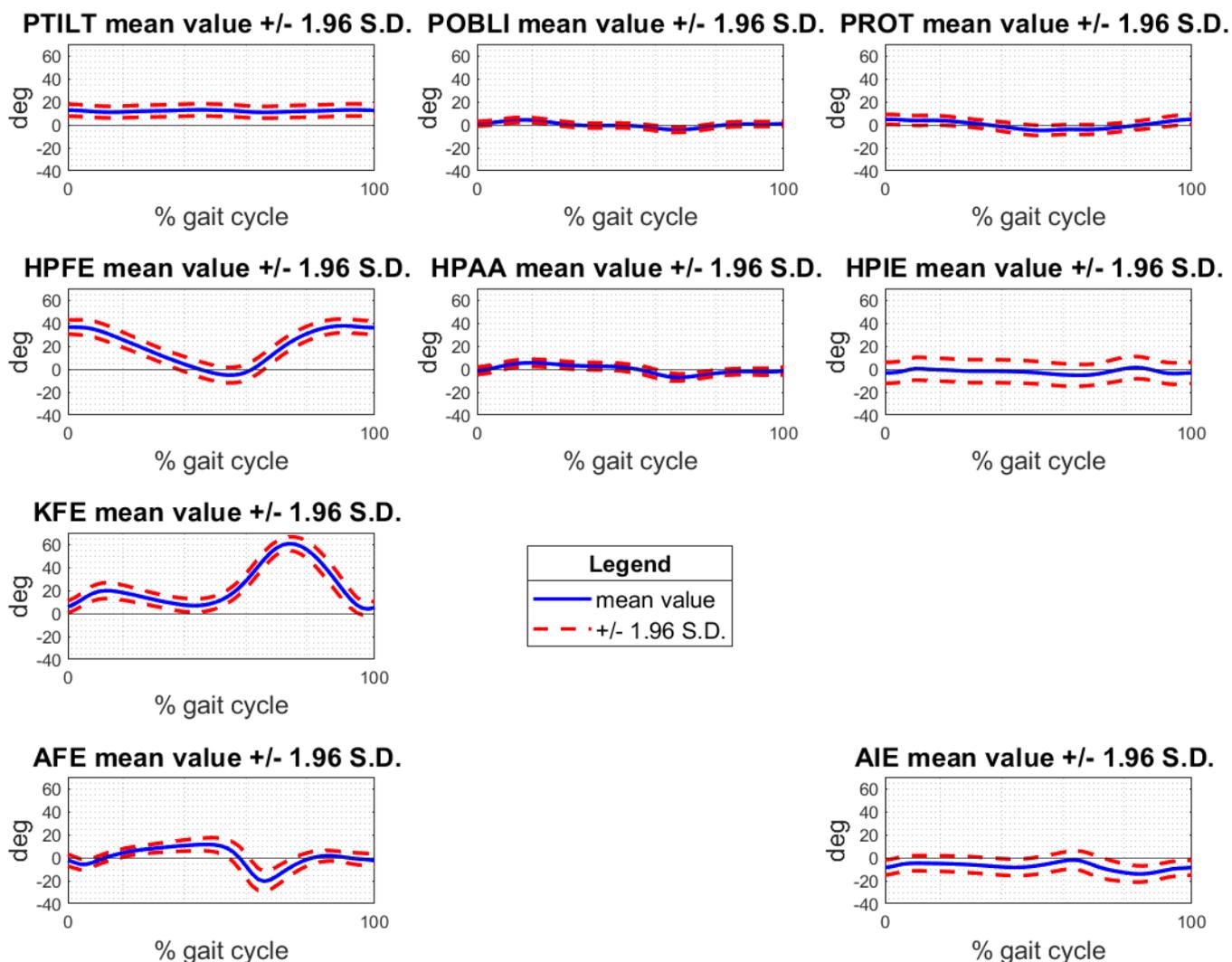


Figura 3.3. Valor medio e intervalo di confidenza al 95% delle variabili cinematiche utilizzate per calcolare il GDI. I calcoli sono stati utilizzati prendendo come popolazione il gruppo di controllo utilizzato da Schwartz nel suo studio (Schwartz & Rozumalski, 2008).

In conclusione, la presenza di offset introduce un errore sul calcolo del GDI il cui valore risulta significativo, da un punto di vista di clinico, per valori di offset maggiori di $\pm 5^\circ$, nel caso di offset su una singola variabile cinematica, mentre, nel caso di offset su più variabili, l'errore sull'indice può risultare significativo già per valori di offset maggiori di $\pm 2^\circ$. L'errore sul calcolo del GDI dipende dall'area sottesa alla base ortonormale *f-basis* e dalla differenza delle feature components del soggetto rispetto al valor medio delle stesse calcolato su una popolazione di controllo. La formula per calcolare l'errore dovuto all'offset permette di valutare il possibile andamento dell'errore in funzione del valore di offset e perciò può essere uno strumento utile per analizzare in modo critico il valore di GDI di un soggetto. In particolare, nel caso di valutazione del GDI pre-post intervento di chirurgia funzionale, la comparazione del possibile errore dovuto ad offset può essere utilizzata per confrontare in maniera maggiormente critica i valori dell'indice prima e dopo l'intervento, poiché un criterio di egualità tra i due errori permette un confronto più accurato tra i valori di GDI.

Ciclogrammi

Calcolo errore di offset (perimetro)

Consideriamo \mathbf{x} un vettore 1×101 che contiene i dati cinematici di un'articolazione, per esempio l'andamento dell'angolo articolare dell'anca, e \mathbf{y} un vettore 1×101 che contiene i dati cinematici di un'altra articolazione, per esempio l'andamento dell'angolo articolare di ginocchio. Consideriamo l'offset \mathbf{o} come un vettore di lunghezza 1×101 i cui elementi sono tutti diversi da zero. Riprendendo l'equazione 2.2, il perimetro di un ciclogramma può essere calcolato come:

$$L = \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

Se consideriamo che l'offset interessi sia i dati cinematici x che quelli y , allora il nuovo valore del perimetro è pari a:

$$\begin{aligned} L^* &= \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} + o - (x_i + o))^2 + (y_{i+1} + o - (y_i + o))^2} = \\ &= \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} + o - x_i - o)^2 + (y_{i+1} + o - y_i - o)^2} = \\ &= \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \end{aligned}$$

(3. 27)

Perciò, $L = L^*$ e quindi l'eventuale presenza di offset sui dati cinematici non ha alcun effetto sul perimetro di una curva angolo-angolo.

Calcolo dell'offset (area)

Consideriamo \mathbf{x} un vettore 1×101 che contiene i dati cinematici di un'articolazione, per esempio l'andamento dell'angolo articolare dell'anca, e \mathbf{y} un vettore 1×101 che contiene i dati cinematici di un'altra articolazione, per esempio l'andamento dell'angolo articolare di ginocchio. Consideriamo l'offset \mathbf{o} come un vettore di lunghezza 1×101 i cui elementi sono tutti diversi da zero. Riprendendo l'equazione 2.4, l'area del ciclogramma può essere calcolata come:

$$A = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1}y_i - x_iy_{i+1})$$

Se consideriamo che l'offset interessi i dati cinematici x, allora il nuovo valore dell'area è pari a:

$$\begin{aligned}
 A^* &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} [(x_{i+1} + o)y_i - (x_i + o)y_{i+1}] = \\
 &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1}y_i - x_iy_{i+1} + oy_i - oy_{i+1}) = \\
 &= A + \frac{1}{2} o \sum_{i=1}^{N-1} (y_i - y_{i+1})
 \end{aligned}$$

(3. 28)

Se consideriamo il ciclogramma come una curva chiusa in cui il punto (x_1, y_1) è uguale a (x_N, y_N) allora:

$$\begin{aligned}
 &\sum_{i=1}^{N-1} (y_i - y_{i+1}) = \\
 &= \sum_{i=1}^{N-1} y_i - \sum_{i=1}^{N-1} y_{i+1} = \\
 &= y_1 - y_N = 0
 \end{aligned}$$

(3. 29)

Perciò, considerando la curva angolo-angolo come una curva chiusa, $A = A^*$, quindi l'eventuale presenza di offset sui dati cinematici x non ha effetto sul valore dell'area del ciclogramma.

Se consideriamo che l'offset interessi i dati cinematici y, allora il nuovo valore dell'area è pari a:

$$\begin{aligned}
 A^* &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} [x_{i+1}(y_i + o) - x_i(y_{i+1} + o)] = \\
 &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1}y_i - x_iy_{i+1} + ox_{i+1} - ox_i) =
 \end{aligned}$$

$$= A + \frac{1}{2} o \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)$$

(3. 30)

Se consideriamo il ciclogramma come una curva chiusa in cui il punto (x_1, y_1) è uguale a (x_N, y_N) allora:

$$\begin{aligned} & \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i) = \\ &= \sum_{i=1}^{N-1} x_{i+1} - \sum_{i=1}^{N-1} x_i = \\ &= x_N - x_1 = 0 \end{aligned}$$

(3. 31)

Perciò, considerando la curva angolo-angolo come una curva chiusa, $A = A^*$, quindi l'eventuale presenza di offset sui dati cinematici non ha effetto sul valore dell'area del ciclogramma.

Per ultimo, consideriamo che l'offset interessi sia i dati x che quelli y. Il valore dell'area della curva è pari a:

$$\begin{aligned} A^* &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} [(x_{i+1} + o)(y_i + o) - (x_i + o)(y_{i+1} + o)] = \\ &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1}y_i - x_iy_{i+1} + ox_{i+1} - ox_i + oy_i - oy_{i+1} + o^2 - o^2) = \\ &= A + \frac{1}{2} o \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i) + \frac{1}{2} o \sum_{i=1}^{N-1} (y_i - y_{i+1}) = \\ &= A + 0 + 0 \end{aligned}$$

(3. 32)

Riprendendo le considerazioni fatte in precedenza sui valori delle sommatorie delle curve chiuse, il valore dell'area, A^* , del ciclogramma è pari a A , perciò, l'eventuale presenza di offset su entrambi i dati cinematici non ha effetto sull'area della curva, a patto che questa sia una curva chiusa.

Effetto offset su dati reali

Per verificare la correttezza dei calcoli effettuati sulla sensibilità dell'area e del perimetro delle curve angolo-angolo alla presenza di un errore di offset, prendiamo i dati cinematici di una popolazione di soggetti sani ($N = 166$) e calcoliamo gli indici geometrici dei ciclogrammi dopo aver applicato un errore di offset ai dati. I valori di offset applicati ai dati variano da -20° a 20° e consideriamo che l'eventuale errore interessi la misurazione di uno solo dei due angoli articolari o di entrambi. In figura 3.4 sono riportati i risultati dell'effetto dell'errore di offset sul calcolo di area e perimetro del ciclogramma anca-ginocchio. In particolare, sono riportati i valori medi sulla popolazione considerata e l'intervallo di confidenza al 95%.

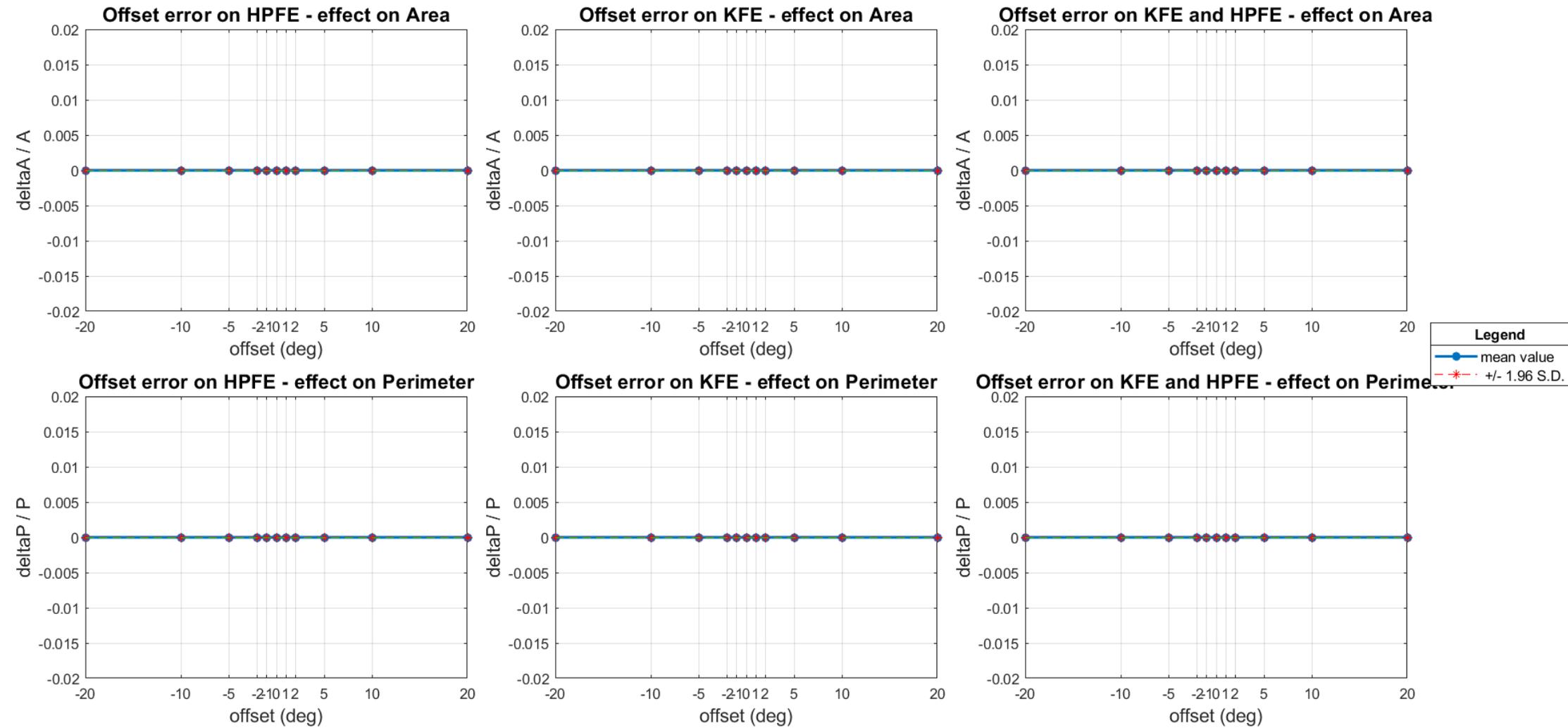


Figura 3.4. Effetto dell'errore di offset sul calcolo dell'area e del perimetro del ciclogramma anca-ginocchio. I valori riportati sono l'errore medio relativo sulla popolazione sana e l'intervallo di confidenza al 95%.

Analisi e discussioni

Come dimostrato, sia a livello analitico che a livello pratico, un eventuale errore di offset nella misurazione dei dati cinematici di un soggetto non influisce sul calcolo dell'area e del perimetro di una curva angolo-angolo, indipendentemente dagli angoli articolari considerati. Il fatto che l'aggiunta di un eventuale offset non determini nessun errore nel calcolo degli indici geometrici è dovuto all'effetto che questo ha sulla curva (Fig. 3.5). Se prendiamo in considerazione l'andamento di un angolo articolare durante un ciclo del passo, un eventuale offset sulla misurazione di questi dati ha come effetto la traslazione del segnale lungo l'asse delle ordinate. Considerando che i ciclogrammi non sono altro che delle curve chiuse, l'errore di offset su uno degli angoli articolari, o su entrambi, comporta una traslazione nel piano della curva senza che questa cambi forma. Perciò, se la curva angolo-angolo non cambia forma, l'area e il perimetro non variano. Se invece consideriamo ciclogrammi 3D un eventuale offset sui dati cinematici comporta la traslazione della curva non più nel piano ma nello spazio. Tuttavia, anche in questo caso la forma della curva non cambia, perciò volume e lunghezza della curva 3D non cambiano.

Per quanto riguarda il calcolo dell'area della curva angolo-angolo, il fatto che l'effetto di un eventuale errore di offset sia pari zero dipende dall'ipotesi che i ciclogrammi siano curve chiuse. In realtà, prendendo i dati cinematici così come sono, le coordinate dell'ultimo punto della curva non coincidono con quelle del primo punto. Pertanto, se si vuole rendere nullo l'effetto dell'offset sul calcolo dell'area è necessario eguagliare in maniera manuale il primo e l'ultimo punto della curva.

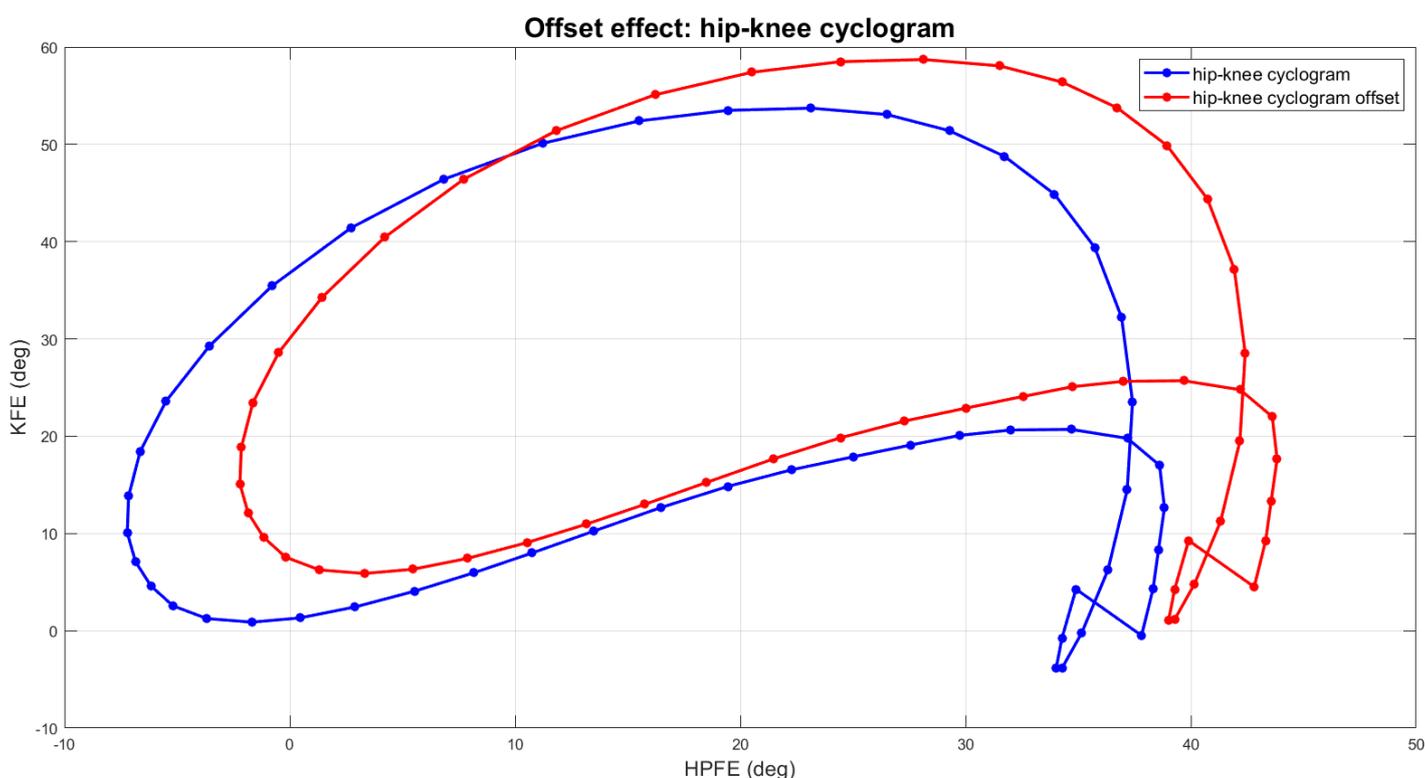


Figura 3.5. Effetto dell'aggiunta di 2° di offset ai dati di flessione-estensione dell'anca e del ginocchio. Il ciclogramma risulta traslato nel piano, ma la forma della curva non cambia.

Curve momento-angolo

Calcolo errore di offset (lavoro)

Consideriamo \mathbf{g} un vettore 1×101 che contiene i dati cinematici di un soggetto, per esempio l'andamento dell'angolo articolare di caviglia, e \mathbf{m} un vettore 1×101 che contiene i dati cinetici di un soggetto, per esempio il momento che agisce sull'articolazione di caviglia. Il lavoro netto delle forze all'articolazione di caviglia può essere calcolato come l'area sottesa alla curva momento-angolo. Per calcolare quest'area (lavoro) può essere utilizzato il metodo dei trapezi:

$$W_{net} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{TO} [(g_{i+1} - g_i)(m_i + m_{i+1})]$$

(3. 33)

Consideriamo l'offset \mathbf{o} come un vettore di lunghezza 1×101 i cui elementi sono tutti diversi da zero. L'offset interessa soltanto la misurazione dei dati cinematici. Il lavoro netto, considerando l'offset sul vettore \mathbf{g} , risulta pari a:

$$\begin{aligned} W_{net}^* &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{TO} [((g_{i+1} + o) - (g_i + o))(m_i + m_{i+1})] = \\ &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{TO} [(g_{i+1} + o - g_i - o)(m_i + m_{i+1})] = \\ &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{TO} [(g_{i+1} - g_i)(m_i + m_{i+1})] = W_{net} \end{aligned}$$

(3. 34)

dove TO indica l'istante di toe off. L'aggiunta di un offset sui dati cinematici non ha alcun effetto sul calcolo del lavoro netto (area) della curva momento-angolo.

Calcolo dell'errore di offset (stiffness)

Consideriamo \mathbf{g} un vettore 1×101 che contiene i dati cinematici di un soggetto, per esempio l'andamento dell'angolo articolare di caviglia, e \mathbf{m} un vettore 1×101 che contiene i dati cinetici di un soggetto, per esempio il momento che agisce sull'articolazione di caviglia. La stiffness articolare o rigidità articolare è calcolata come la pendenza del tratto di curva tra l'angolo minimo di plantiflessione e il massimo angolo di dorsiflessione (capitolo 2.2.2). Per calcolare la pendenza, il tratto di curva viene approssimato ad una retta attraverso la regressione lineare. Il modello di regressione lineare è il seguente:

$$y_i = \beta_0 + \beta_1 x_i$$

(3. 35)

La soluzione per la pendenza della retta β_1 può essere scritta nel seguente modo:

$$\beta_1 = \frac{N \sum_i x_i y_i - \sum_i x_i \sum_i y_i}{N \sum_i x_i^2 - (\sum_i x_i)^2}$$

(3. 36)

Consideriamo l'offset \mathbf{o} come un vettore di lunghezza 1×101 i cui elementi sono tutti diversi da zero. L'offset interessa soltanto la misurazione dei dati cinematici. La pendenza della curva, considerando l'offset sul vettore \mathbf{g} , risulta pari a:

$$\begin{aligned} \beta_1^* &= \frac{N \sum_i (g_i + o) m_i - \sum_i (g_i + o) \sum_i m_i}{N \sum_i (g_i + o)^2 - (\sum_i (g_i + o))^2} = \\ &= \frac{N \sum_i g_i m_i + N o \sum_i m_i - \sum_i g_i \sum_i m_i - N o \sum_i m_i}{N \sum_i g_i^2 + 2 N o \sum_i g_i + N^2 o^2 - (\sum_i g_i)^2 - 2 N o \sum_i g_i - N^2 o^2} = \\ &= \frac{N \sum_i g_i m_i - \sum_i g_i \sum_i m_i}{N \sum_i g_i^2 - (\sum_i g_i)^2} = \beta_1 \end{aligned}$$

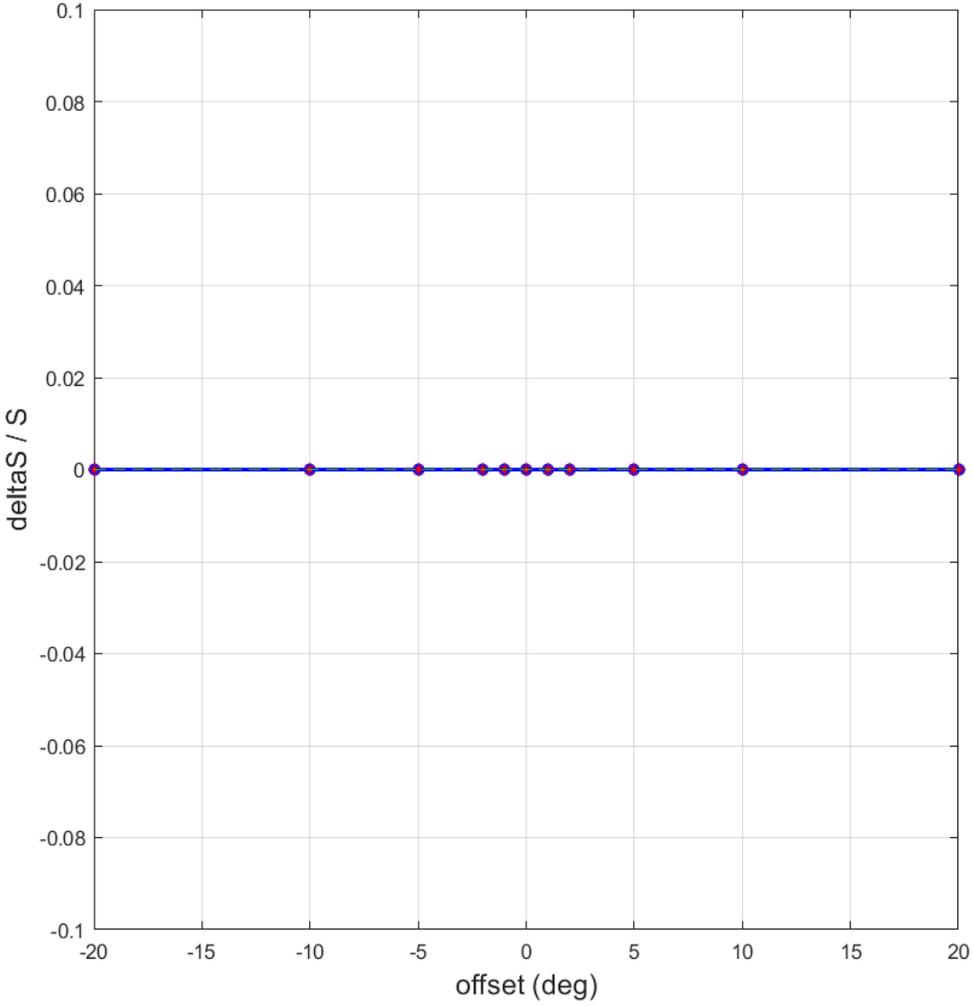
(3. 37)

Un eventuale presenza di offset sui dati cinematici non ha alcun effetto sul calcolo della stiffness articolare (pendenza della curva).

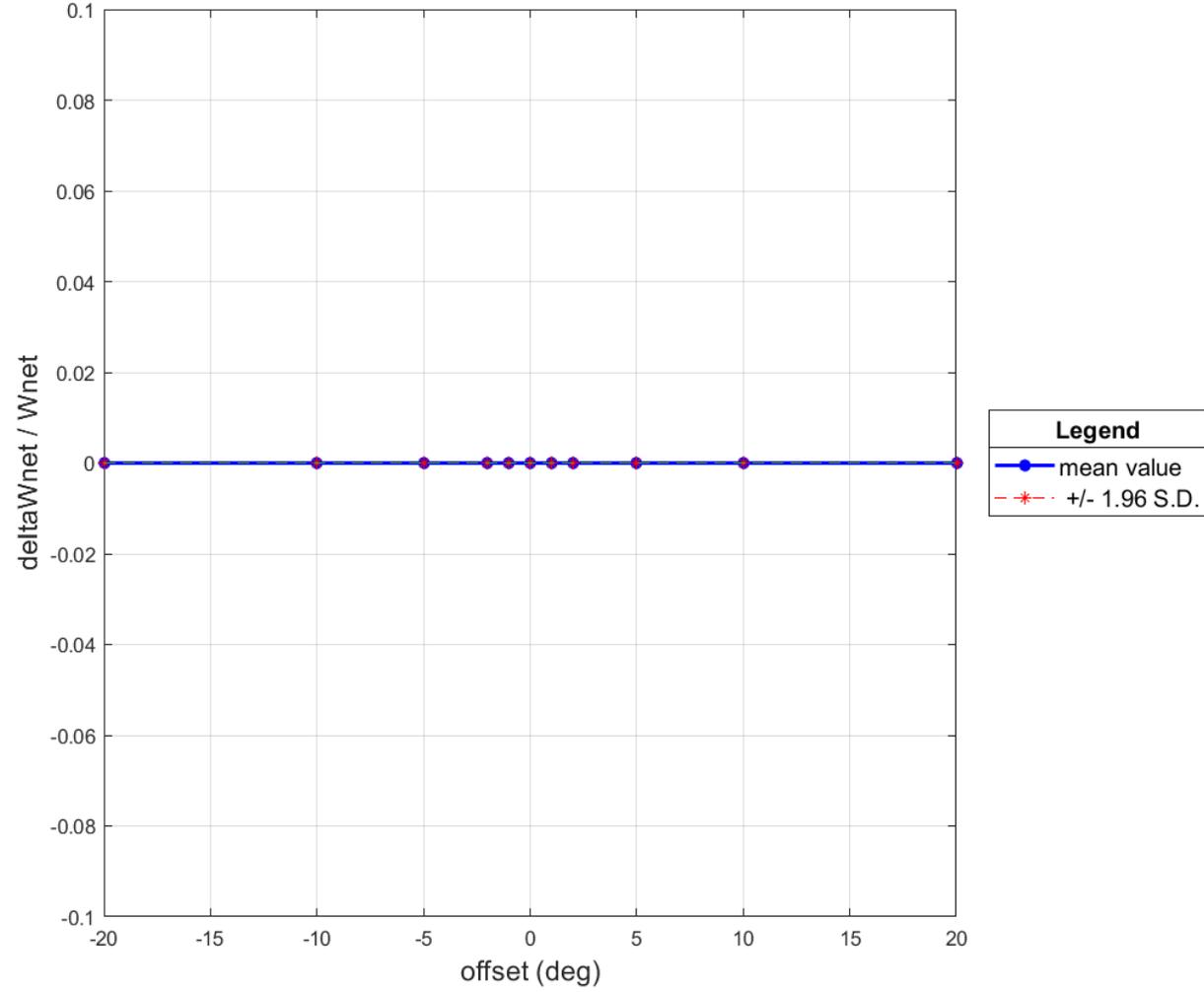
Effetto offset su dati reali

Per verificare la correttezza dei calcoli effettuati nei paragrafi precedenti, prendiamo i dati cinematici e cinetici di una popolazione di soggetti sani ($N = 20$) e calcoliamo il lavoro netto e la stiffness plantiflessoria, dopo aver applicato un errore di offset ai dati cinematici. I valori di offset applicati all'angolo articolare di caviglia variano da -20° a 20° . In figura 3.6 sono riportati il valore medio dell'errore relativo di offset sul calcolo del lavoro (area) e rigidezza articolare (pendenza della curva) della curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Inoltre, è riportato anche l'intervallo di confidenza al 95%.

Offset Error on AFE - effect on Stiffness



Offset Error on AFE - effect on Wnet



Legend
—●— mean value
- * - +/- 1.96 S.D.

Figura 3.6. Effetto dell'errore di offset sul calcolo della stiffness plantiflessoria e del lavoro netto della curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. I valori riportati sono l'errore medio relativo sulla popolazione sana e l'intervallo di confidenza al 95%.

Analisi e discussioni

Come dimostrato, sia a livello analitico che a livello pratico, un eventuale errore di offset nella misurazione dei dati cinematici di un soggetto non influisce né sul calcolo della rigidità articolare (pendenza della curva) né sul calcolo del lavoro netto (area della curva). Il fatto che l'aggiunta di un eventuale offset non determini nessun errore nel calcolo degli indici è dovuto all'effetto che questo ha sulla curva momento-angolo (Fig. 3.7). Se prendiamo in considerazione l'andamento di un angolo articolare durante un ciclo del passo, un eventuale offset sulla misurazione di questi dati ha come effetto la traslazione del segnale lungo l'asse delle ordinate. La traslazione del segnale dell'angolo articolare ha come conseguenza la traslazione della curva momento-angolo lungo l'asse delle ascisse senza però che la forma della curva cambi. Questo fa sì che la pendenza della curva e l'area sottostante non varino.

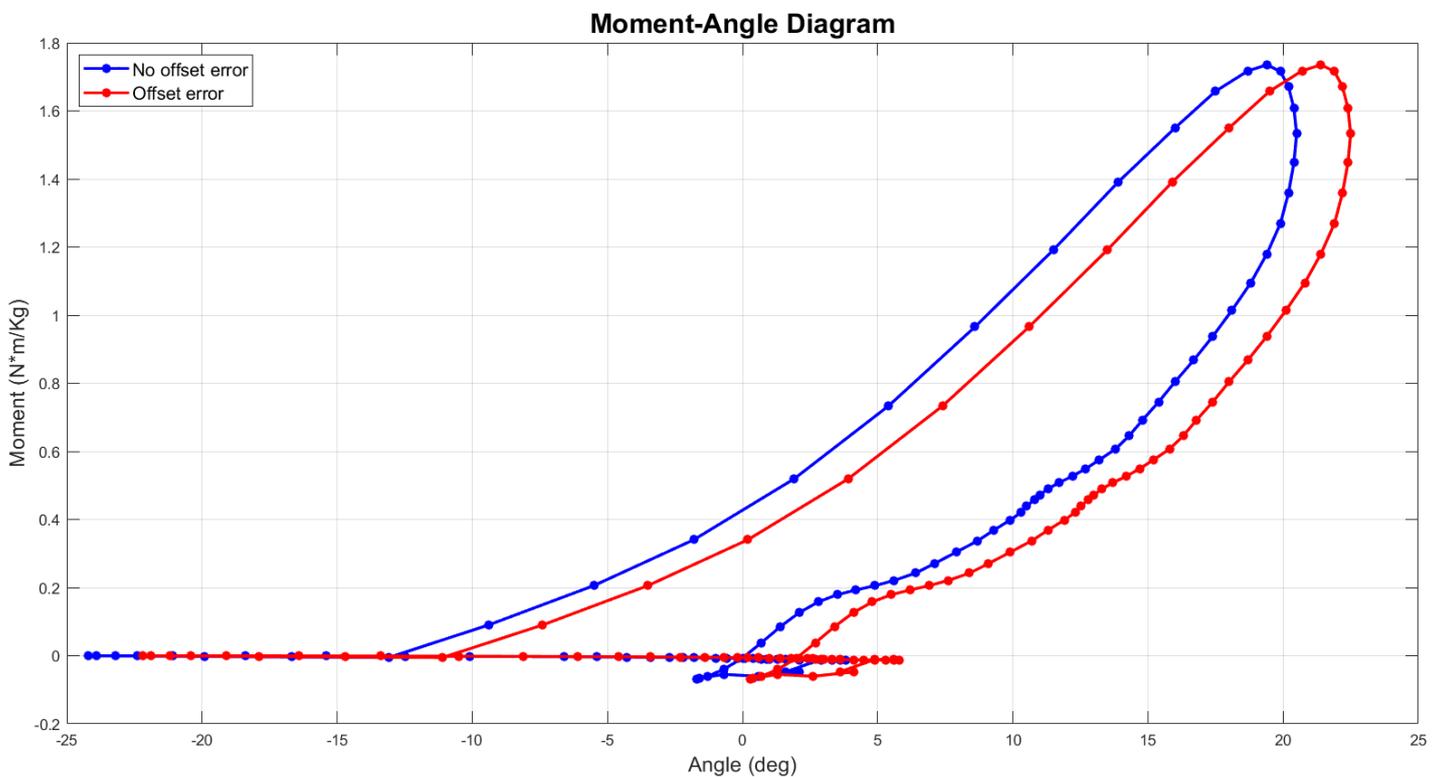


Figura 3.7. Effetto dell'aggiunta di 2° di offset sui dati di dorsi-planti flessione dell'articolazione di caviglia. La curva momento-angolo risulta traslata lungo l'asse delle ascisse.

3.2. ANALISI ERRORE DI TIMING

L'errore di timing è un errore che interessa le variabili del cammino, sia quelle cinematiche, sia quelle cinetiche e sia quelle dinamiche, ed è dovuto ad un non corretta scelta degli istanti in cui si verificano gli appoggi del tallone e lo stacco del piede dal terreno. Se gli istanti di appoggio non sono selezionati correttamente, la forma del segnale delle variabili risulta differente da quella nominale e questo può introdurre degli errori nel calcolo degli indici di analisi del cammino. L'istante di heel strike può essere selezionato precedentemente o successivamente all'istante corretto di una determinata percentuale del ciclo del passo, o numero di campioni, oppure possono essere selezionati in maniera non corretta sia un'istante di appoggio che quello successivo. In quest'ultimo caso il segnale della variabile può risultare o traslato nel tempo, oppure dilatato o accorciato, cioè la lunghezza temporale del segnale risulta maggiore o minore.

Strategia di analisi dell'errore

I dati cinematici, cinetici e dinamici forniti sono vettori che rappresentano il valore medio della variabile su un determinato numero di passi e la cui lunghezza è pari ad un ciclo del passo, cioè 1×101 . Per poter valutare l'effetto di un eventuale errore di timing, per ogni variabile, è stato costruito un nuovo segnale ottenuto duplicando il segnale originale e ponendo una copia precedentemente ed una successivamente, come è possibile osservare in figura 3.8

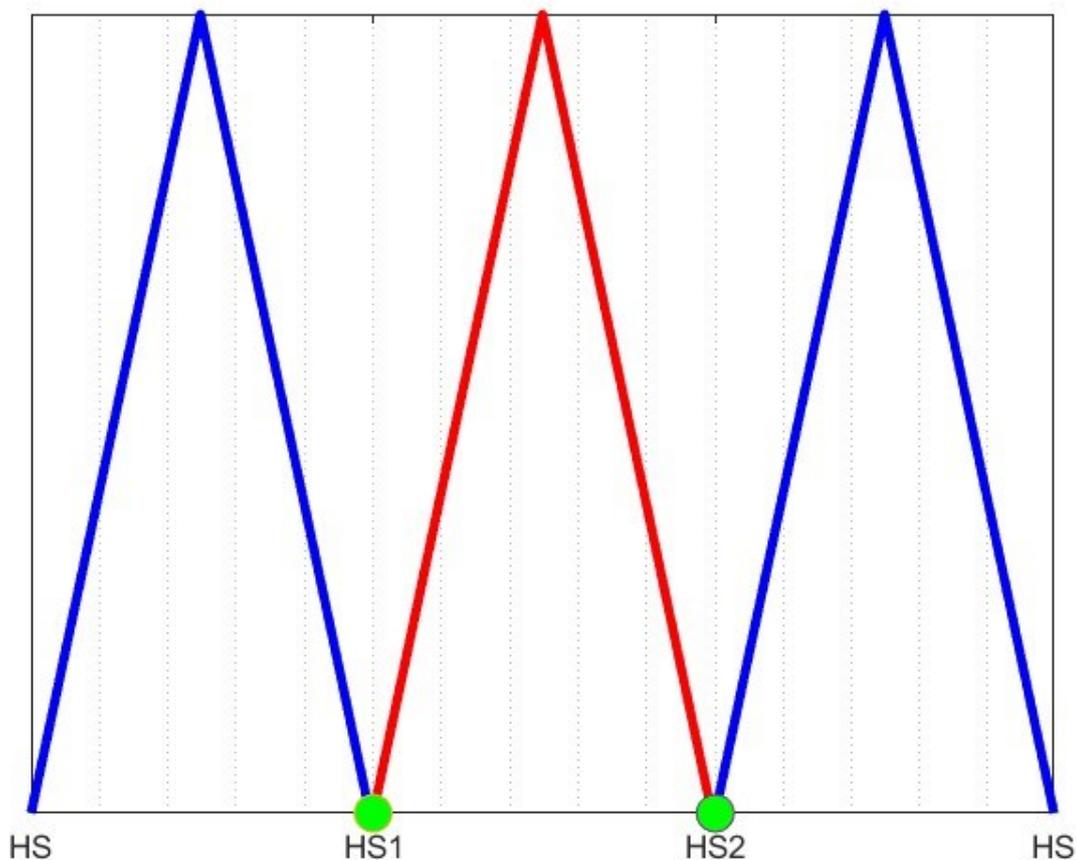


Figura 3.8. Esempio di costruzione del segnale per la valutazione dell'errore di timing. Il segnale originale (rosso), di dimensioni 1×101 , è duplicato e viene aggiunta, in modo adiacente, una copia (blu), prima e dopo il segnale originale, in modo da ottenere un nuovo segnale, di dimensioni 1×303 . L'errore di timing può essere commesso sul primo heel strike (HS1), sul secondo (HS2) o su entrambi.

Una volta ottenuto il nuovo segnale per ogni variabile, sono stati applicati degli errori di timing compresi tra $\pm 4\%$ del gait cycle, sia per il primo heel strike, HS1, sia per il secondo heel strike, HS2, e sia per entrambi contemporaneamente. Un errore negativo, per esempio pari a -2% del gait cycle, applicato su HS1, comporta che l'istante di heel strike sia spostato verso destro (in ritardo), e, perciò, il segnale abbia meno campioni rispetto a quello originale. Un errore positivo, invece, comporta che l'heel strike sia spostato verso sinistra (in anticipo), e, perciò, il segnale abbia più campioni. Viceversa, se l'errore fosse applicato a HS2, l'istante di appoggio del tallone sarebbe spostato verso sinistra nel caso di errore negativo, e spostato verso destra nel caso di errore positivo. Nel caso in cui si commetta un errore su entrambi gli istanti di appoggio del tallone, si possono verificare due casi:

1. Viene commesso un errore negativo, o positivo, sia su HS1 che HS2.
2. Viene commesso un errore negativo su HS1 e uno positivo su HS2, o viceversa. In questo caso risulta uno shifting, o traslazione, del segnale.

I segnali caratterizzati da errore di timing hanno un numero di campioni diverso dal segnale originale, pari alla lunghezza del gait cycle in %, eccetto nel caso dello shifting. Perciò, prima di poter essere utilizzati per calcolare gli indici del cammino e poter valutare l'effetto dell'errore di timing, è necessario ricampionare il segnale al numero di campioni del segnale originale. L'errore di timing viene applicato in maniera identica e contemporanea a tutte le variabili del cammino di interesse. Questo avviene perché l'operatore seleziona gli istanti di appoggio del piede e questi sono identici per tutte le variabili, perciò, l'eventuale errore interessa tutti i tipi di variabili.

Effetto errore di timing sulle variabili del cammino

Le figure 3.9-3.12 mostrano l'effetto dell'errore di timing sulle variabili del cammino. Come segnale di riferimento è stato scelto l'andamento medio dell'angolo di flessione-estensione dell'articolazione di ginocchio calcolato sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz e colleghi nel loro studio sul GDI (Schwartz & Rozumalski, 2008). La scelta della variabile non influisce minimamente sull'effetto dell'errore. Dall'osservazione dei grafici nelle figure risulta che l'errore di timing sul primo istante di appoggio del tallone ha come conseguenza il fatto che la prima parte del segnale risulta in anticipo o in ritardo rispetto al segnale originale, a seconda se l'errore sia negativo o positivo. L'effetto sulla seconda parte del segnale, quella più vicina al secondo heel strike, invece, è molto piccolo. Per l'errore di timing sul secondo istante di appoggio del tallone, la seconda parte del segnale risulta in anticipo o in ritardo, a seconda che l'errore sia positivo o negativo. In questo caso l'effetto sulla prima parte del segnale è molto piccolo. Se l'errore di timing colpisce sia il primo heel strike che il secondo, allora l'effetto sulle variabili dei singoli errori viene sommato. Perciò, per errori negativi, la prima parte del segnale è in anticipo mentre la seconda è in ritardo, viceversa, per errori positivi, la prima parte del segnale è in ritardo mentre la seconda è in anticipo. Nel caso di errore su entrambi gli istanti di appoggio del tallone la parte centrale del segnale non subisce molto l'effetto dell'errore. Quando viene commesso un errore di shifting, il segnale risulta traslato temporalmente a destra o sinistra, a seconda che l'errore sia negativo o positivo. Osservando i grafici sembra che l'errore di timing non comporti cambiamenti evidenti dei valori dei massimi e dei minimi dei segnali. Questo fa sì che il range of motion articolare, nelle variabili cinematiche, e i picchi di propulsione o frenata, nelle variabili dinamiche, non cambino in modo significativo almeno da un punto di vista qualitativo.

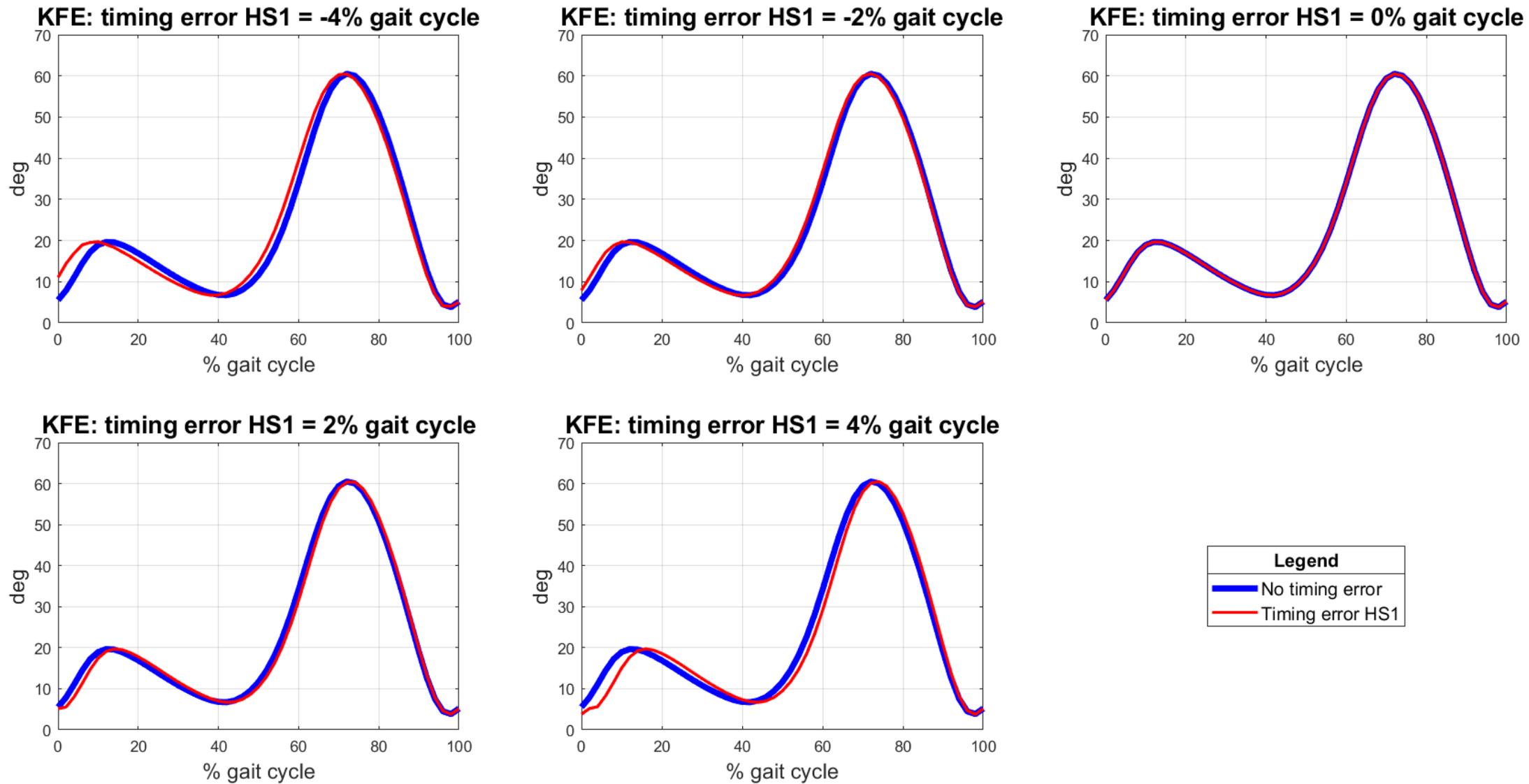


Figura 3.9. Effetto dell'errore di timing sul primo istante di appoggio del tallone sull'andamento medio dell'angolo di flessione-estensione di ginocchio, calcolato sul gruppo di controllo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

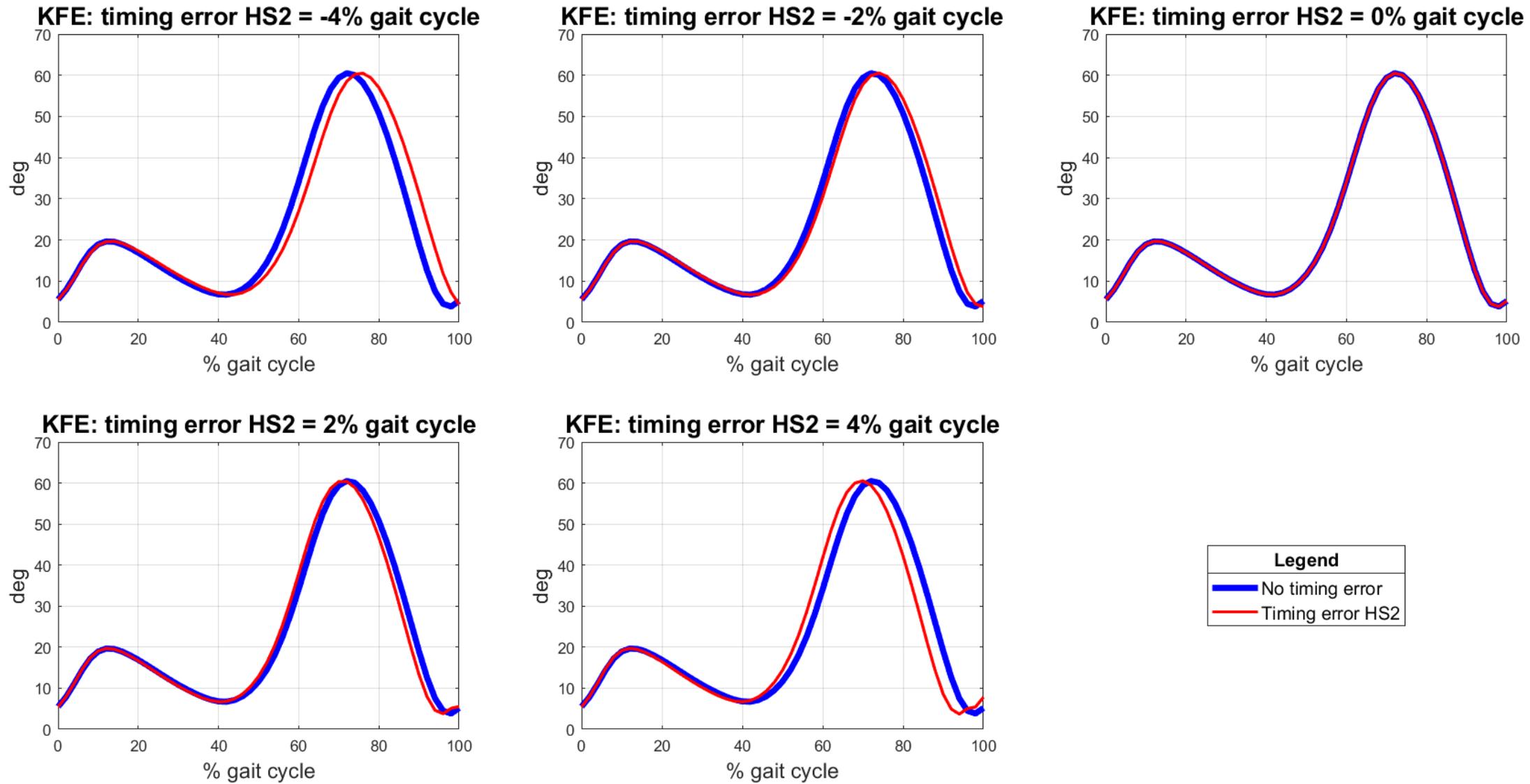
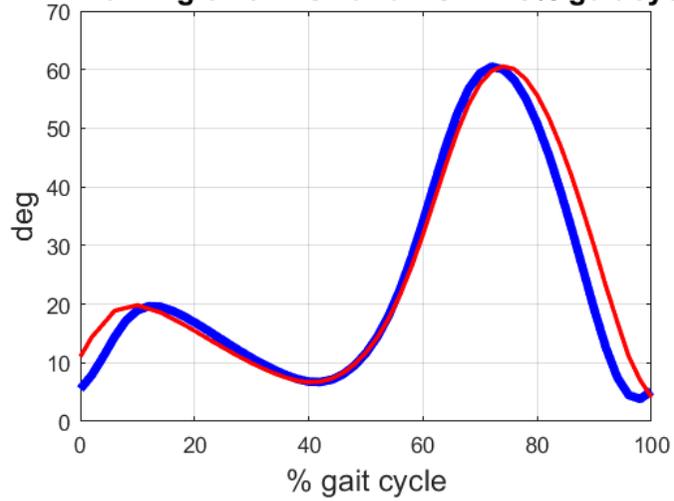
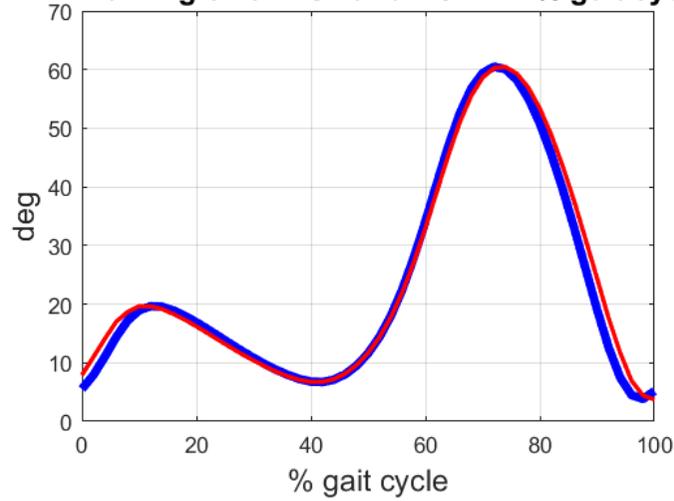


Figura 3.10. Effetto dell'errore di timing sul secondo istante di appoggio del tallone sull'andamento medio dell'angolo di flessione-estensione di ginocchio, calcolato sul gruppo di controllo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

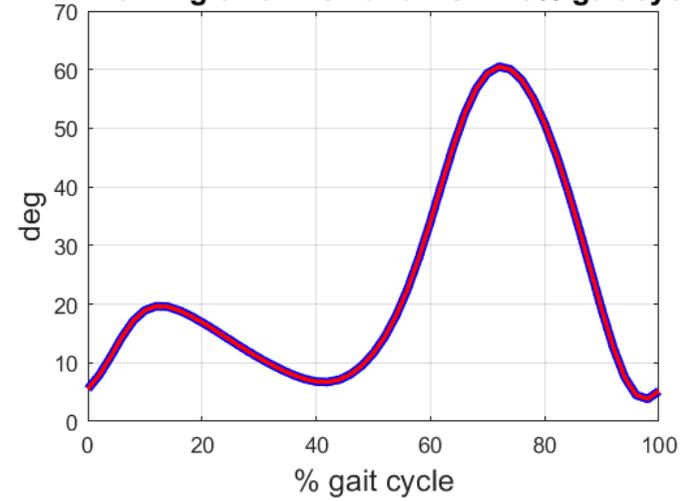
KFE: timing error HS1 and HS2 = -8% gait cycle



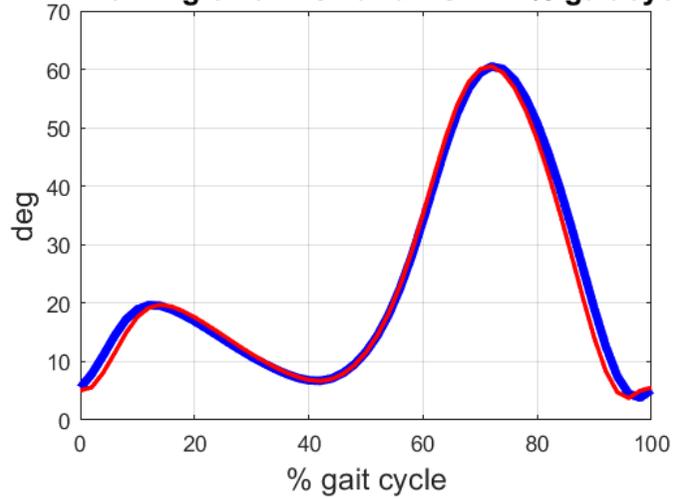
KFE: timing error HS1 and HS2 = -4% gait cycle



KFE: timing error HS1 and HS2 = 0% gait cycle



KFE: timing error HS1 and HS2 = 4% gait cycle



KFE: timing error HS1 and HS2 = 8% gait cycle

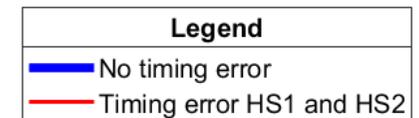
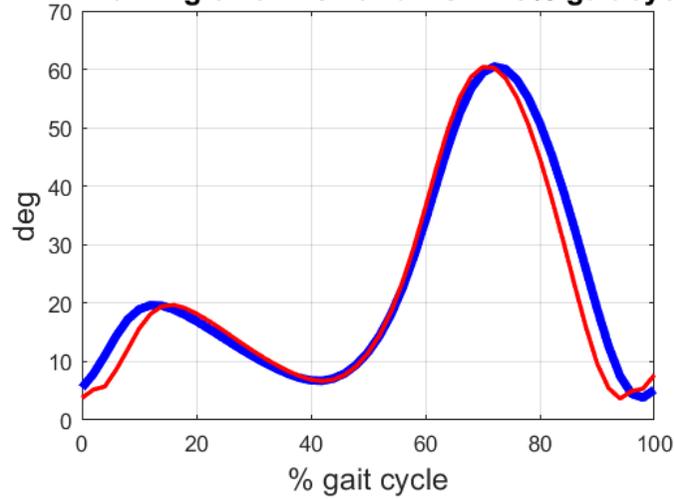


Figura 3.11. Effetto dell'errore di timing sul primo e secondo istante di appoggio del tallone sull'andamento medio dell'angolo di flessione-estensione di ginocchio, calcolato sul gruppo di controllo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

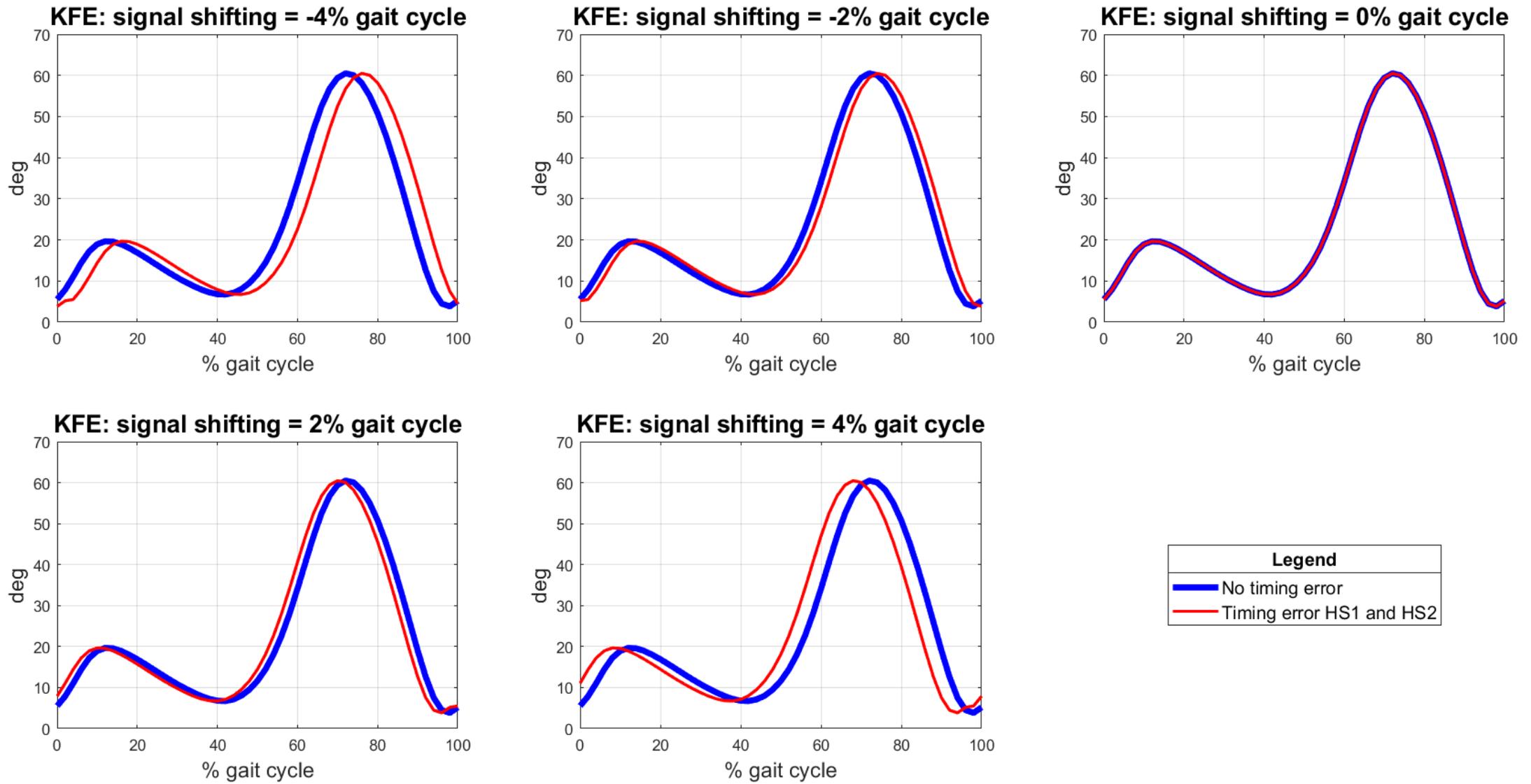


Figura 3.12. Effetto dell'errore di shifting sull'andamento medio dell'angolo di flessione-estensione di ginocchio, calcolato sul gruppo di controllo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

Effetto errore di timing sul calcolo del GDI

In figura 3.13 viene mostrato l'effetto che un eventuale errore di timing sul primo heel strike ha sul calcolo del Gait Deviation Index. In particolare, è raffigurata la differenza tra il GDI, calcolato senza errore, e il GDI*, calcolato con la presenza di un eventuale errore, in funzione di un errore che varia tra $\pm 4\%$ del gait cycle. I valori riportati sono la media calcolata rispetto ai dati cinematici del gruppo di controllo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008) e l'intervallo di confidenza al 95%.

I risultati rappresentati in figura 3.13 mostrano come il valore medio dell'errore sul calcolo del GDI sia pari o inferiore a 1 per valori di errori di timing compresi tra $\pm 4\%$ del gait cycle, mentre l'intervallo di confidenza risulta compreso tra -2.5 e 4. Se consideriamo i risultati ottenuti sul coefficiente di ripetibilità calcolato da Massaad e colleghi nel loro studio (A. Massaad et al., 2014), il valore medio dell'errore e l'intervallo di confidenza al 95% risultano inferiori al coefficiente di ripetibilità, pari a ± 10 , e quindi l'effetto dell'errore di timing sul primo istante di appoggio non causa differenze significative sul calcolo del GDI. Dal grafico di figura 3.13 è ancora possibile osservare che il valore medio dell'errore assoluto e l'intervallo di confidenza, per valori positivi dell'errore di timing, risultino leggermente inferiori, rispetto a valori negativi dell'errore di timing. Infine, così come nel caso di presenza di un certo errore di offset sui dati, anche nel caso di errore di timing, l'andamento dell'errore sul calcolo dell'indice è quello di un logaritmo di una parabola. Questa cosa è determinata dal fatto che un eventuale errore di timing comporta un errore nel calcolo delle feature components del soggetto e che questo errore si propaga nei successivi passaggi algebrici subendo le trasformazioni matematiche viste nel paragrafo sull'errore di offset nel GDI.

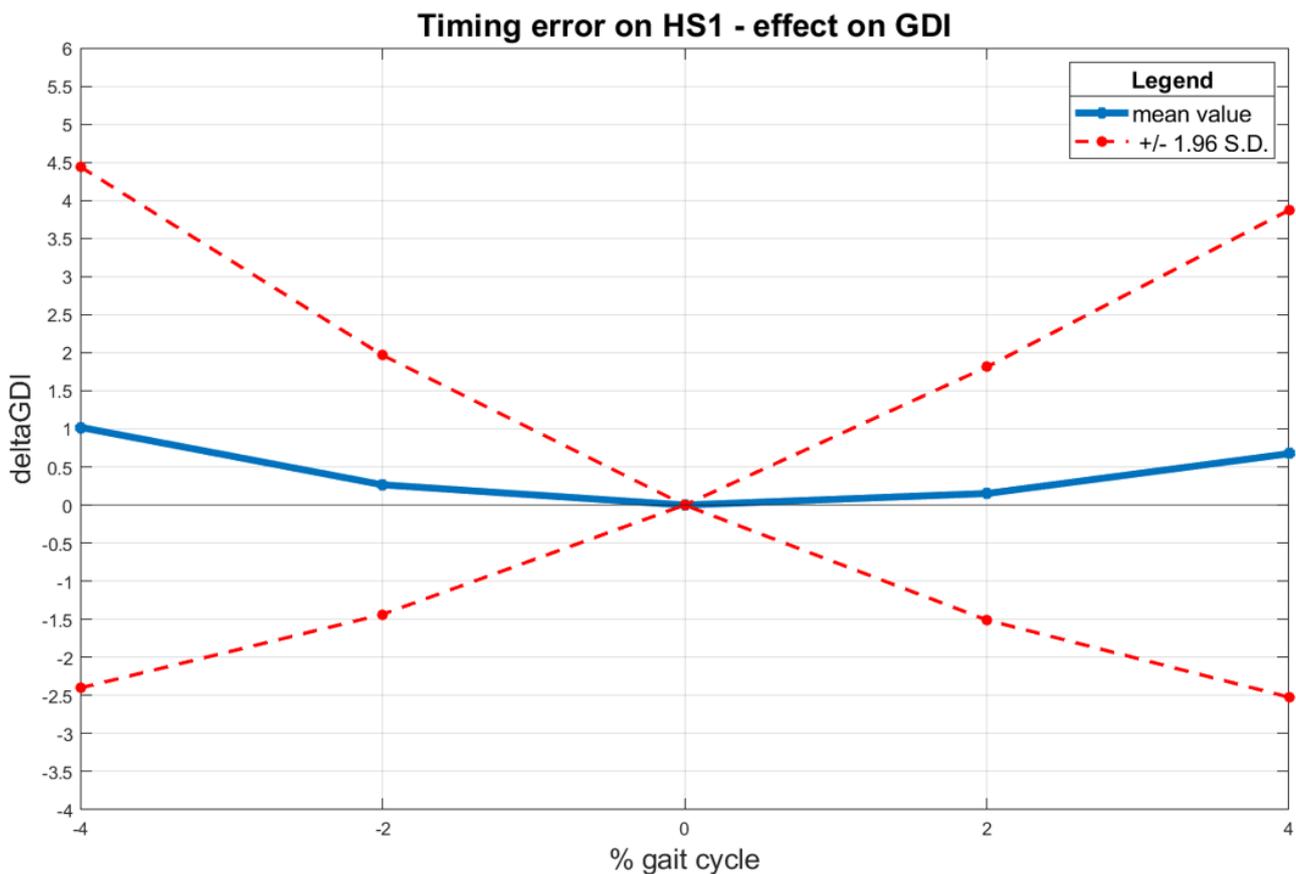


Figura 3.13. Effetto sul calcolo del GDI dell'errore di timing sul primo istante di appoggio (HS1). Nel grafico è rappresentato il valor medio dell'errore assoluto (GDI-GDI*) in funzione di un errore che varia tra il -4% e il +4% del gait cycle. Inoltre, viene rappresentato anche l'intervallo di confidenza al 95%.

L'effetto sul calcolo del GDI di un eventuale errore di timing sul secondo heel strike è mostrato in figura 3.14. Anche in questo caso viene rappresentato il valore medio dell'errore assoluto, e l'intervallo di confidenza al 95%, in funzione di un errore di timing che varia tra $\pm 4\%$ del gait cycle. Il grafico mostra che l'errore sul calcolo del Gait Deviation Index risulta inferiore a 3, mentre l'intervallo di confidenza risulta compreso tra -4.5 e 9. Così come per l'errore di timing sul primo heel strike, anche per il secondo heel strike il valor medio dell'errore assoluto e l'IC 95% risultano inferiori al coefficiente di ripetibilità pari a ± 10 . Perciò, l'eventuale errore di timing sul secondo istante di appoggio non comporta differenze significative nel calcolo dell'indice.

Confrontando i grafici di figura 3.13 e 3.14, risulta evidente come un errore di timing su HS2 comporti un errore maggiore sul calcolo del GDI rispetto ad un errore su HS1, sia come valore medio sia come intervallo di confidenza. Questa cosa è dovuta al fatto che per diverse variabili cinematiche, come per esempio l'angolo di flessione-estensione di ginocchio o l'angolo di intra-extra rotazione di caviglia, la maggiore escursione angolare si ha nella seconda parte del ciclo del passo, perciò, i punti del segnale corrotto risultano maggiormente distanti dai punti del segnale originale e quindi l'errore sulle feature components cresce molto. Dal grafico di figura 3.14 è possibile osservare anche che, come per l'errore sul primo istante di appoggio, per errori di timing positivi, il valore medio dell'errore assoluto risulta inferiore rispetto ad errori negativi, ed anche l'IC 95% risulta traslato verso valori inferiori.

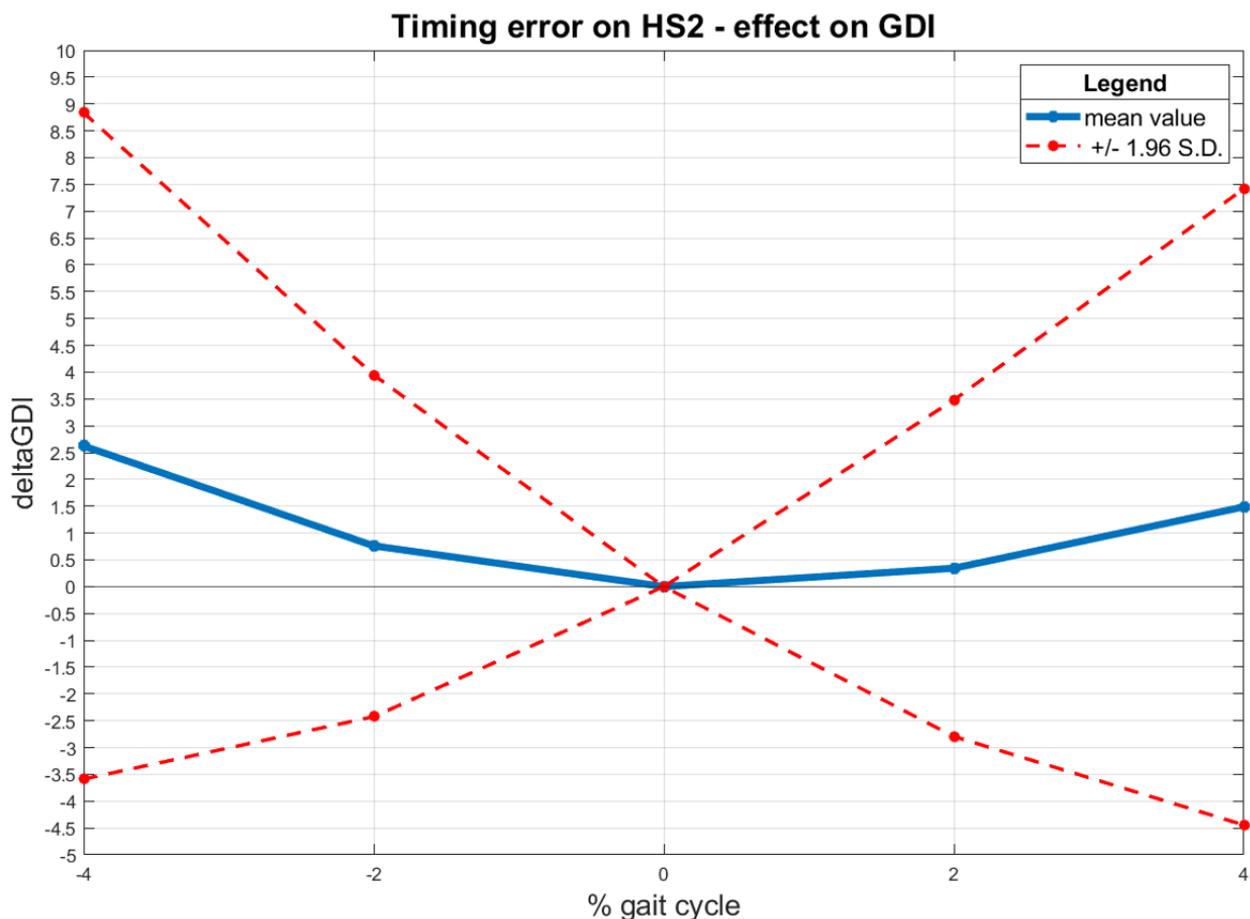


Figura 3.14. Effetto sul calcolo del GDI dell'errore di timing sul secondo istante di appoggio (HS2). Nel grafico è rappresentato il valor medio dell'errore assoluto ($GDI-GDI^*$) in funzione di un errore che varia tra il -4% e il $+4\%$ del gait cycle. Inoltre, viene rappresentato anche l'intervallo di confidenza al 95%.

In figura 3.15 e 3.16 viene mostrato l'effetto sul calcolo del GDI di un eventuale errore timing sia sul primo heel strike che sul secondo. Nel grafico di Figura 8 viene mostrato il valor medio dell'errore assoluto e l'intervallo di confidenza al 95% nel caso in cui l'errore di timing sui due istanti di appoggio del tallone sia negativo o positivo. In questo caso l'errore assoluto è rappresentato in funzione di un errore di timing che varia tra $\pm 8\%$ del gait cycle poiché si sommano gli errori su HS1 e HS2. Nel grafico di Figura 9, invece, viene mostrato il valore medio e l'IC 95% dell'errore assoluto dovuto ad un errore di shifting temporale del segnale in funzione di un errore che varia tra $\pm 4\%$ del gait cycle.

I risultati rappresentati in figura 3.15 mostrano come il valor medio dell'errore sul calcolo del GDI sia inferiore a 2 e l'intervallo di confidenza sia compreso tra -4 e 7. Questi valori sono inferiori al coefficiente di ripetibilità calcolato da Massaad (A. Massaad et al., 2014), perciò, l'effetto di un eventuale errore di timing su entrambi gli istanti di appoggio del tallone non comporta differenze significative nel calcolo del Gait Deviation Index. Dal confronto tra i grafici di figura 3.13, figura 3.14 e figura 3.15 risulta evidente che l'effetto sul calcolo del GDI degli errori di timing sui due heel strike non viene sommato. Anzi, il valor medio e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore assoluto risultano inferiori nel caso di errori su entrambi gli istanti di appoggio del tallone rispetto al singolo errore sul secondo heel strike. Questa cosa è dovuta al fatto che la parte centrale del segnale, compresa tra circa il 20% e il 70% del gait cycle, rimane pressoché invariata e l'effetto sulla prima e l'ultima parte del segnale è inferiore rispetto ai singoli errori sugli istanti di appoggio. Di conseguenza i punti del segnale corrotto sono meno distanti dai punti del segnale originale rispetto al solo errore su HS2. Questo aspetto sottolinea ulteriormente l'influenza sull'errore, sul calcolo del GDI, dei segnali con grandi escursioni di ROM nella parte iniziale o finale del ciclo del passo.

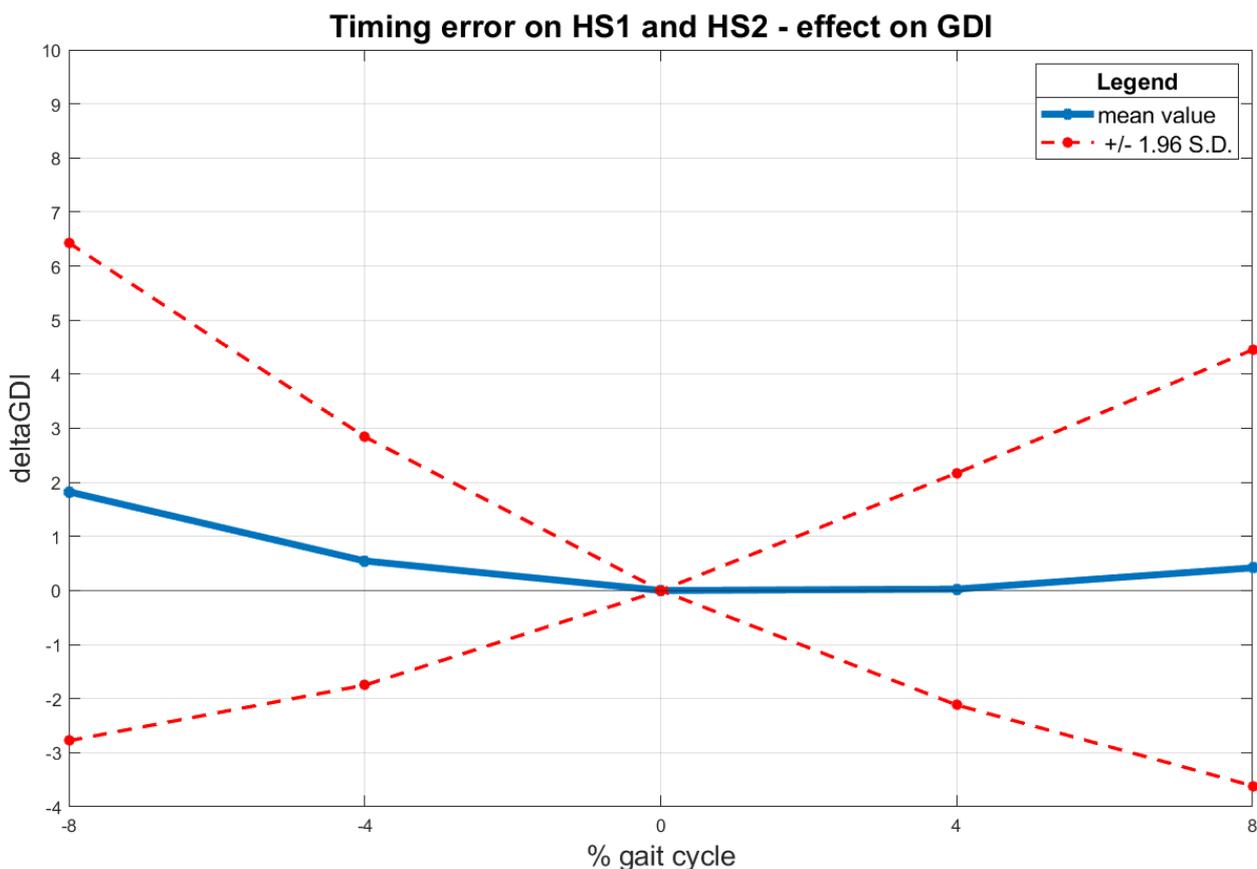


Figura 3.15. Effetto sul calcolo del GDI dell'errore di timing sul primo e sul secondo istante di appoggio del tallone (HS1 e HS2). Nel grafico è rappresentato il valor medio dell'errore assoluto ($GDI - GDI^*$) in funzione di un errore che varia tra il -4% e il $+4\%$ del gait cycle. Inoltre, viene rappresentato anche l'intervallo di confidenza al 95%.

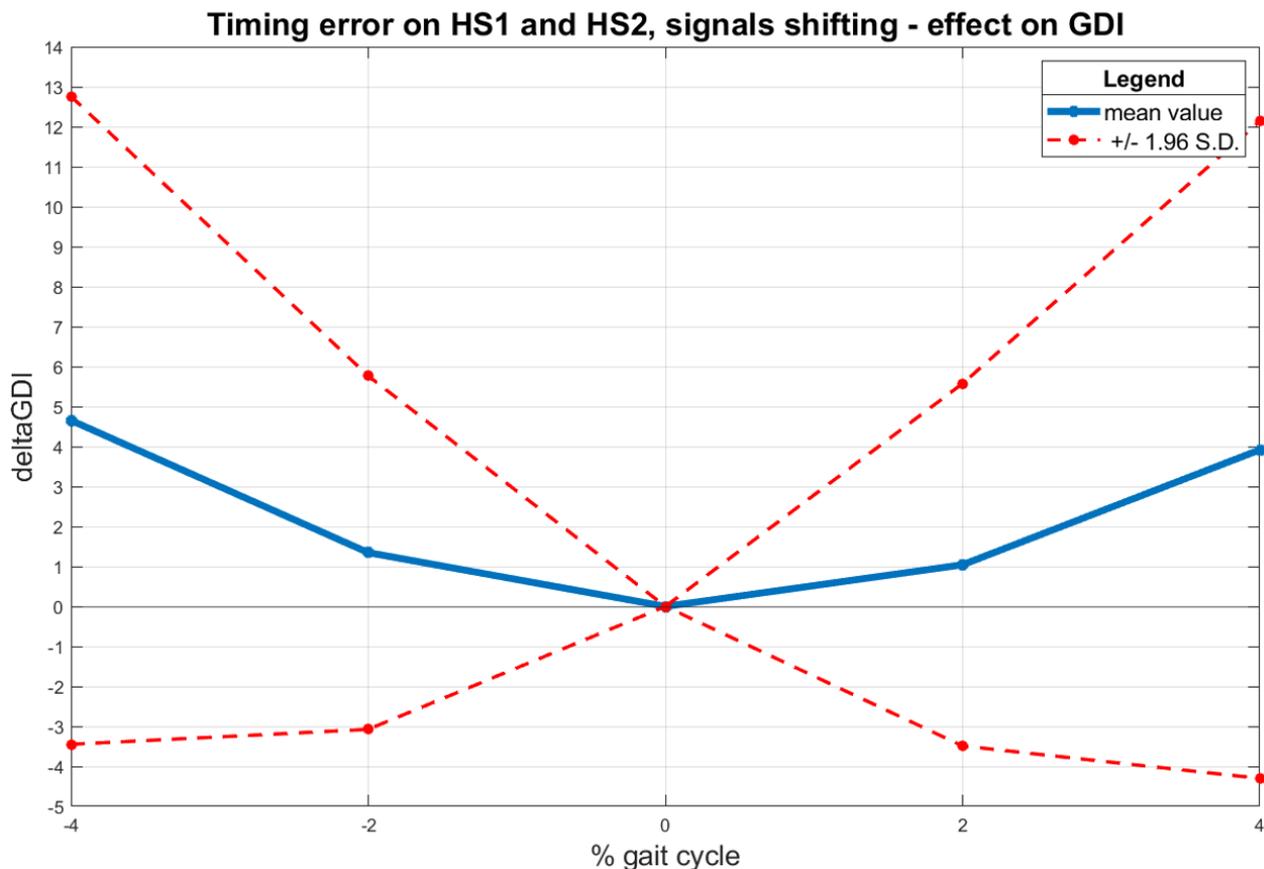


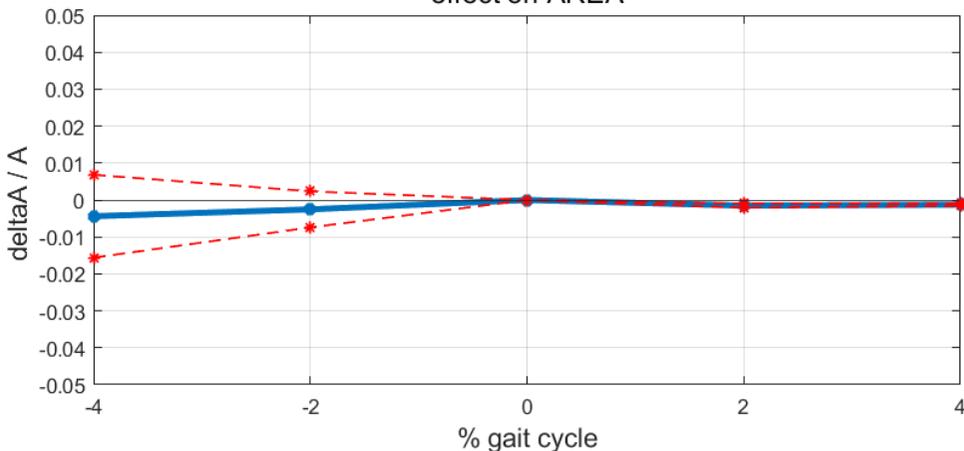
Figura 3.16. Effetto sul calcolo del GDI dell'errore di timing sul primo e sul secondo istante di appoggio del tallone (HS2 e HS1). In questo caso è mostrato l'effetto di un errore di shifting temporale del segnale originale. Nel grafico è rappresentato il valor medio dell'errore assoluto ($GDI-GDI^*$) in funzione di un errore che varia tra il -4% e il +4% del gait cycle. Inoltre, viene rappresentato anche l'intervallo di confidenza al 95%.

Come mostrato nel grafico di Figura 3.16, l'effetto di shifting temporale del segnale ha come conseguenza, per errori compresi tra $\pm 4\%$ del gait cycle, un valore medio dell'errore assoluto inferiore a 5. Tuttavia, per errori pari a -4% e +4%, l'IC 95% supera il valore del coefficiente di ripetibilità, e quindi l'effetto dell'errore di shifting può portare ad errori significativi nel calcolo del GDI. Il maggior errore sul calcolo del GDI nel caso di shifting dei segnali è dovuto al fatto che tutti i punti del segnale corrotto, e non solo una parte, si distanziano dai punti del segnale originale e per questo motivo l'errore sulle feature components è maggiore. Anche in questo caso, e nel caso di errore di timing sia su HS1 che HS2, errori positivi comportano un valor medio dell'errore assoluto sul calcolo dell'indice leggermente inferiore rispetto a valori negativi.

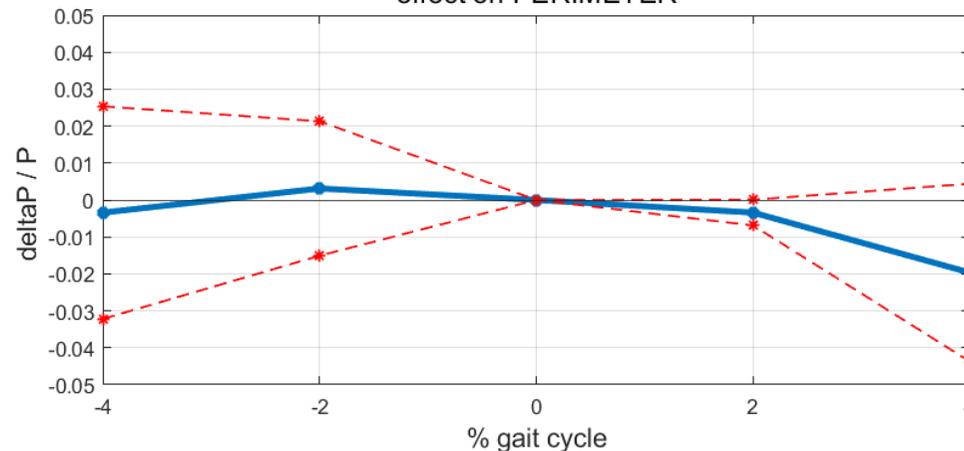
Effetto dell'errore di timing sugli indici delle curve angolo-angolo

Le Figure 3.17-3.19 mostrano l'effetto di un eventuale errore di timing sul primo istante di appoggio del tallone sul calcolo degli indici geometrici estratti dai ciclogrammi. In tutte le curve angolo-angolo, il valor medio e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo sul calcolo del perimetro e dei range of motion delle variabili cinematiche risultano inferiori al 5% e perciò l'effetto dell'errore può essere considerato accettabile. Solo nella curva anca-caviglia, per un errore pari al 4% del gait cycle, l'IC 95% raggiunge un valore poco superiore al 5%. Per quanto riguarda le aree dei ciclogrammi, i valori medi dell'errore relativo risultano ampiamente inferiori al 5%.

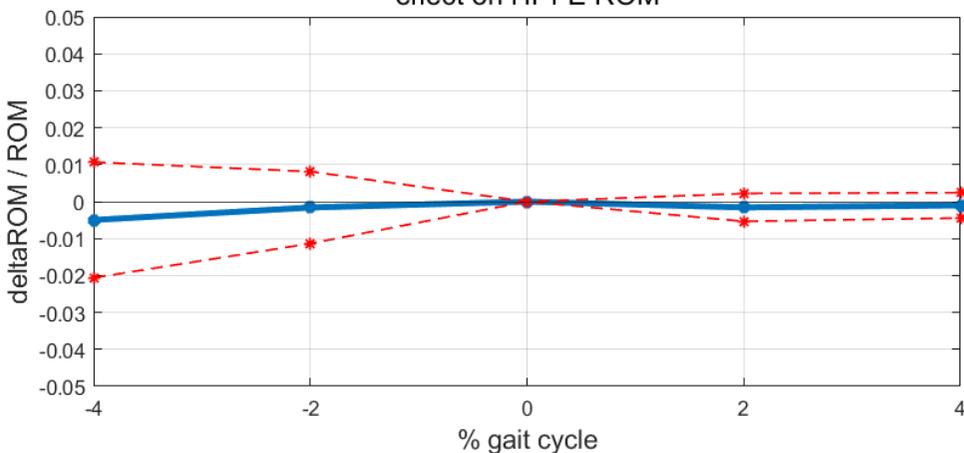
Timing error HS1 - hip-knee cyclogram
effect on AREA



Timing error HS1 - hip-knee cyclogram
effect on PERIMETER



Timing error HS1 - hip-knee cyclogram
effect on HPFE ROM



Timing error HS1 - hip-knee cyclogram
effect on KFE ROM

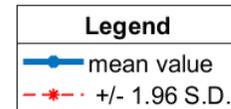
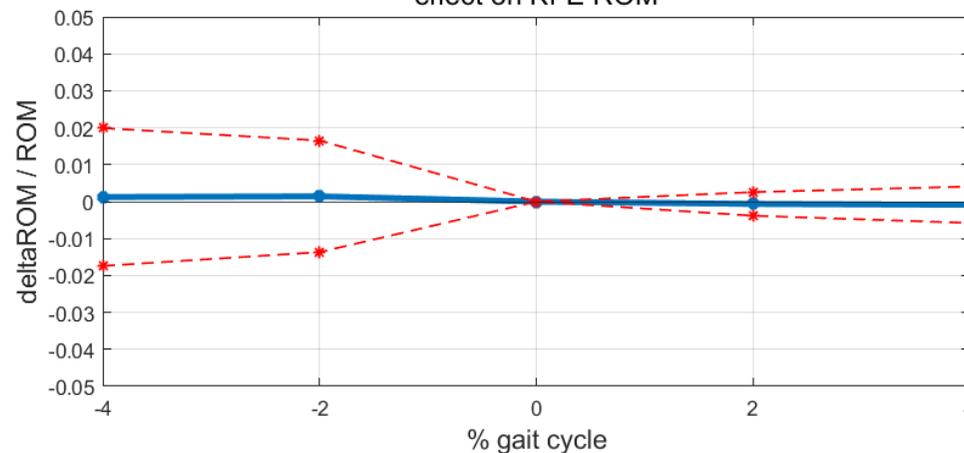
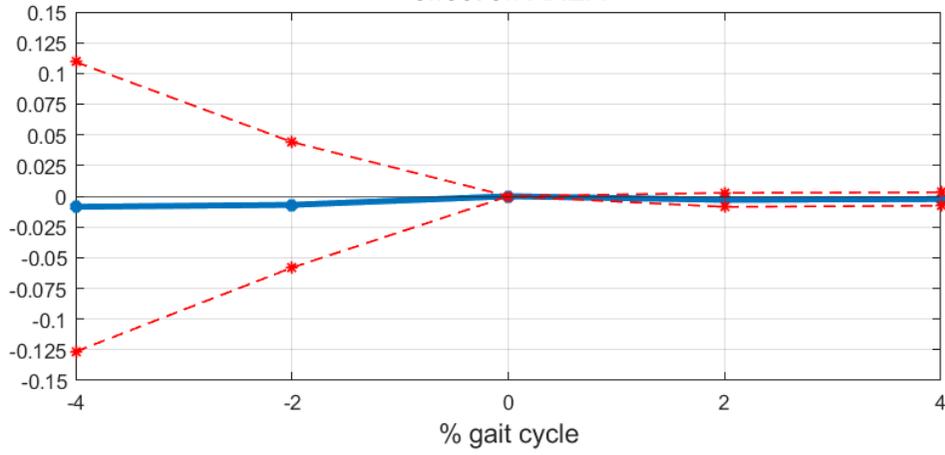
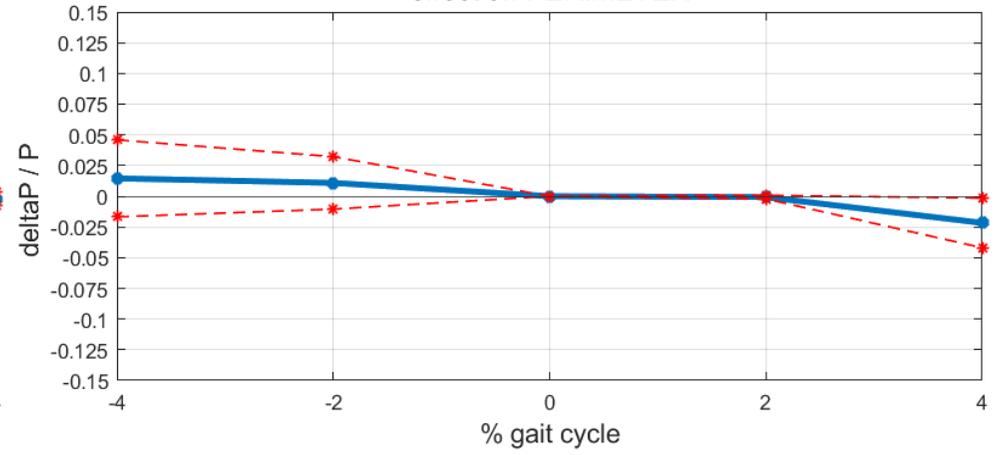


Figura 3.17. Effetto dell'errore di timing su HS1 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma anca-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

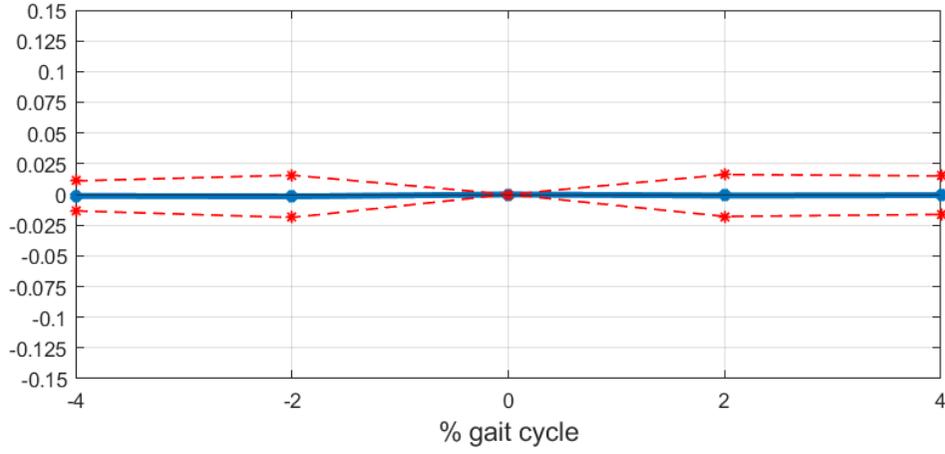
Timing error HS1 - ankle-knee cyclogram
effect on AREA



Timing error HS1 - ankle-knee cyclogram
effect on PERIMETER



Timing error HS1 - ankle-knee cyclogram
effect on AFE ROM



Timing error HS1 - ankle-knee cyclogram
effect on KFE ROM

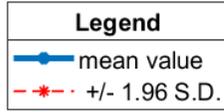
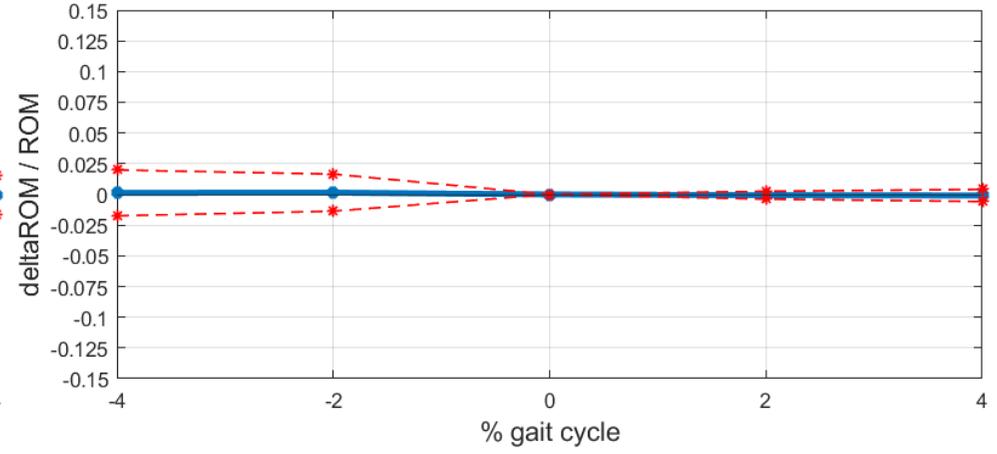
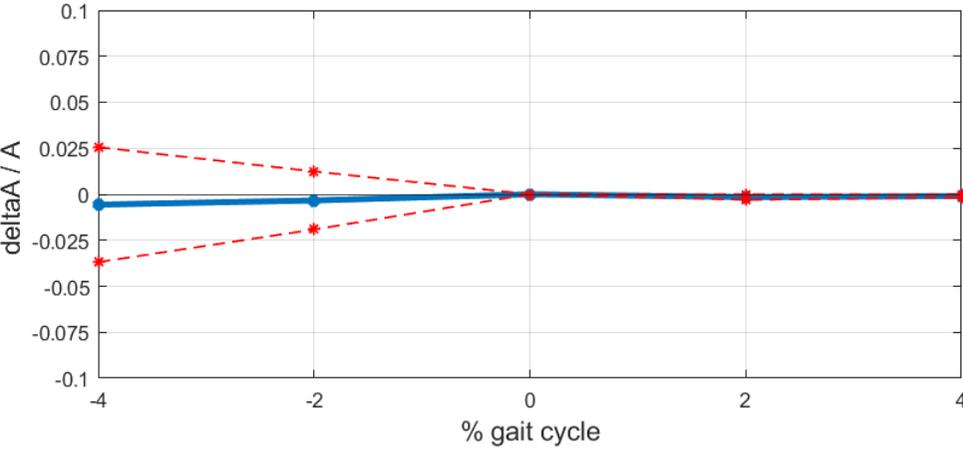
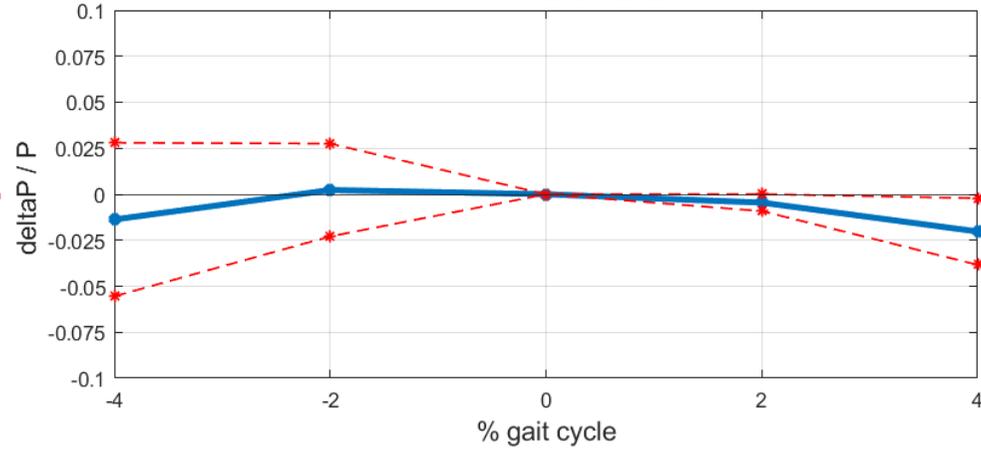


Figura 3.18. Effetto dell'errore di timing su HS1 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma caviglia-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

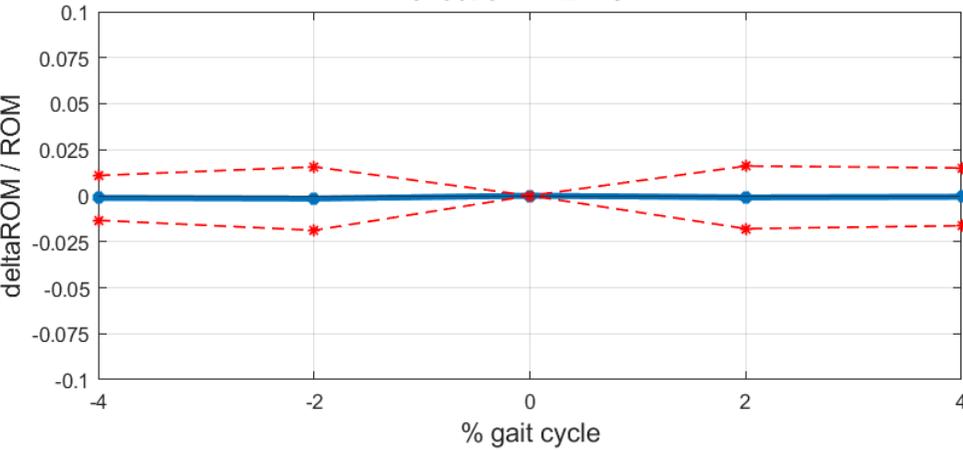
Timing error HS1 - ankle-hip cyclogram
effect on AREA



Timing error HS1 - ankle-hip cyclogram
effect on PERIMETER



Timing error HS1 - ankle-hip cyclogram
effect on AFE ROM



Timing error HS1 - ankle-hip cyclogram
effect on HPFE ROM

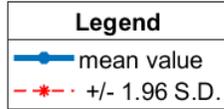
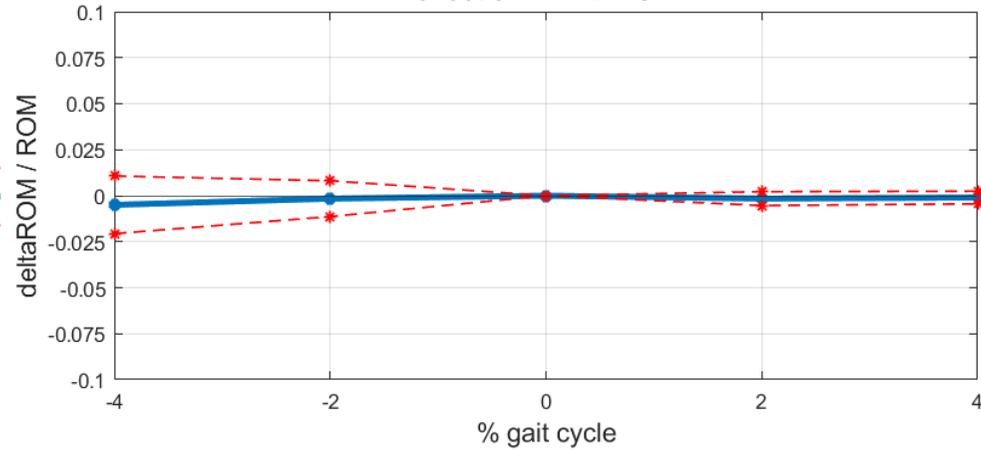


Figura 3.19. Effetto dell'errore di timing su HS1 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma caviglia-anca. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

Tuttavia, nel caso della curva caviglia-ginocchio, per un errore di timing uguale al 4% del ciclo del passo, l'intervallo di confidenza raggiunge valori di errore superiori al 10%. Si potrebbe ipotizzare che l'elevata variabilità dei risultati, e quindi un elevato valore di deviazione standard, sia dovuto alla variabilità delle variabili cinematiche di flesso-estensione di caviglia o ginocchio. Tuttavia, due aspetti contrastano con questa ipotesi. Il primo è che l'intervallo di confidenza è elevato solo per errori di timing negativi mentre è molto inferiore per errori positivi. Se l'ampiezza dell'intervallo di confidenza dipendesse dalla variabilità dei dati cinematici allora anche per errori positivi l'IC 95% sarebbe ampio. Il secondo aspetto è che, se la variabilità dei dati di caviglia e di ginocchio fosse elevata, allora gli effetti si vedrebbero anche nelle altre due curve angolo-angolo. Tuttavia, in queste curve la variabilità dei risultati è inferiore. Questo aspetto potrebbe essere spiegato dal fatto che, se la variabilità dei dati cinematici dell'articolazione d'anca fosse bassa, allora la variabilità totale sull'errore del calcolo dell'area potrebbe risultare inferiore rispetto al caso della curva caviglia-ginocchio. Dall'osservazione dei grafici in figura 3.20 risulta evidente come la variabilità (deviazione standard) tra i dati cinematici dei soggetti sia pressoché identica e quindi la maggior variabilità dell'errore nella misura dell'area della curva caviglia-ginocchio non può essere spiegata da una maggiore variabilità dell'angolo di dorsi-plantiflessione dell'articolazione di caviglia. Per provare a spiegare il grande valore di deviazione standard presente sul calcolo dell'area del ciclogramma caviglia-ginocchio per errori su HS1 negativi confrontiamo, per ognuno dei 166 soggetti che compongono la nostra popolazione, l'area originale con l'errore relativo dovuto ad errori di timing negativi. Dal confronto di questi valori emerge che, quando l'errore relativo supera il 10%, per un errore di timing pari a -4%, il valore dell'area della curva angolo-angolo è inferiore a 100. In particolare, questa cosa accade in 4 casi su 5, e nel caso escluso l'area è pari a 100.8. Quindi, se l'area della curva caviglia-ginocchio è piccola, l'eventuale presenza di un errore di timing sul primo heel strike può comportare un elevato errore sul calcolo dell'area dovuto al fatto che nel rapporto $\Delta A/A$ il valore A è piccolo. Tuttavia, bisogna sottolineare il fatto che, per l'errore commesso sul calcolo dell'area del ciclogramma caviglia-ginocchio, il valore piccolo di area è una condizione necessaria ma non sufficiente per avere un valore elevato di errore relativo. Infatti, all'interno della popolazione, sono presenti soggetti con un valore dell'area della curva piccolo a cui corrisponde un errore relativo piccolo, perciò, i valori elevati di errore relativo sono determinati sia dall'area ridotta delle curve che dall'andamento delle variabili cinematiche (angoli articolari) affette da errore di timing. Considerando il fatto che gli elevati valori di deviazione standard sui valori dell'errore relativo, commesso sul calcolo dell'area, sono dovuti principalmente a soggetti il cui valore dell'area è inferiore a 100, si è provato a considerare questi soggetti come outliers e ad eliminarli dal calcolo del valor medio e dell'IC 95%. La figura 3.21 mostra il risultato ottenuto. Dal confronto tra i risultati del grafico di Figura 3.21 e quello di Figura 3.18 risulta evidente come, escludendo i soggetti con area della curva inferiore a 100, l'intervallo di confidenza al 95% si riduca notevolmente. Questo risultato porta alla conclusione che, a livello clinico, valori di area della curva caviglia-ginocchio inferiori o pari a 100 devono essere valutati sempre nell'ottica che l'effetto di un eventuale errore di timing presente sulle variabili cinematiche può influire in modo significativo sul valore dell'area, mentre, se l'area della curva è superiore a 100, allora un eventuale presenza errore di timing influisce in maniera non significativa sul valore dell'area. La non presenza di questa variabilità nel risultato del calcolo dell'errore dell'area negli altri due ciclogrammi è dovuta al fatto che mediamente l'area della curva caviglia-ginocchio è la più piccola, perciò, l'effetto dell'errore di timing è maggiore.

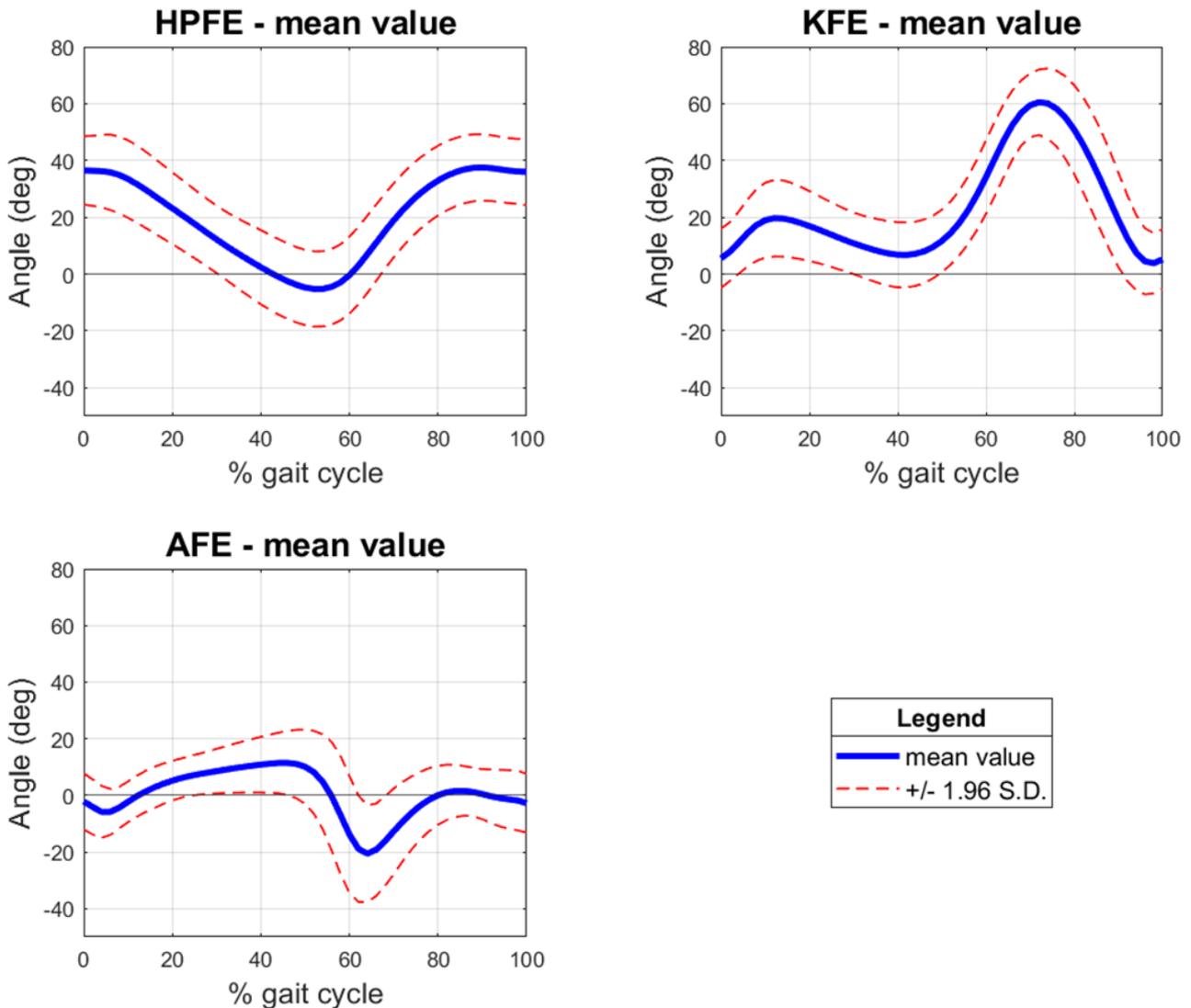


Figura 3.20. Valor medio e deviazione standard delle variabili cinematiche utilizzate nelle curve angolo-angolo. I valori sono calcolati rispetto al gruppo di controllo di Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008). I valori di deviazione standard sono uguali a: $stdHPFE = 6.46$, $stdKFE = 6.38$, $stdAFE = 5.58$.

Osservando i grafici dell'errore sul calcolo dell'area è possibile osservare che in tutti i ciclogrammi un errore di timing negativo sul primo heel strike comporta un intervallo di confidenza maggiore, e di conseguenza la possibilità di un maggiore errore. Questo può essere spiegato dal fatto che, per un errore di timing negativo, il segnale perde alcuni campioni e quindi informazione. Il ricampionamento successivo ricostruisce solo in parte questa informazione. Nel caso di errore positivo, invece, vengono aggiunti campioni e quindi aggiunta informazione. Questa perdita di informazione, nel caso di errore negativo, comporta una maggiore differenza tra i primi punti delle curve originali e corrette, rispetto al caso di aggiunta di informazione al segnale originale, e questo porta ad un errore maggiore sul calcolo dell'area della curva.

Timing error HS1 - ankle-knee cyclogram
effect on AREA (no outliers)

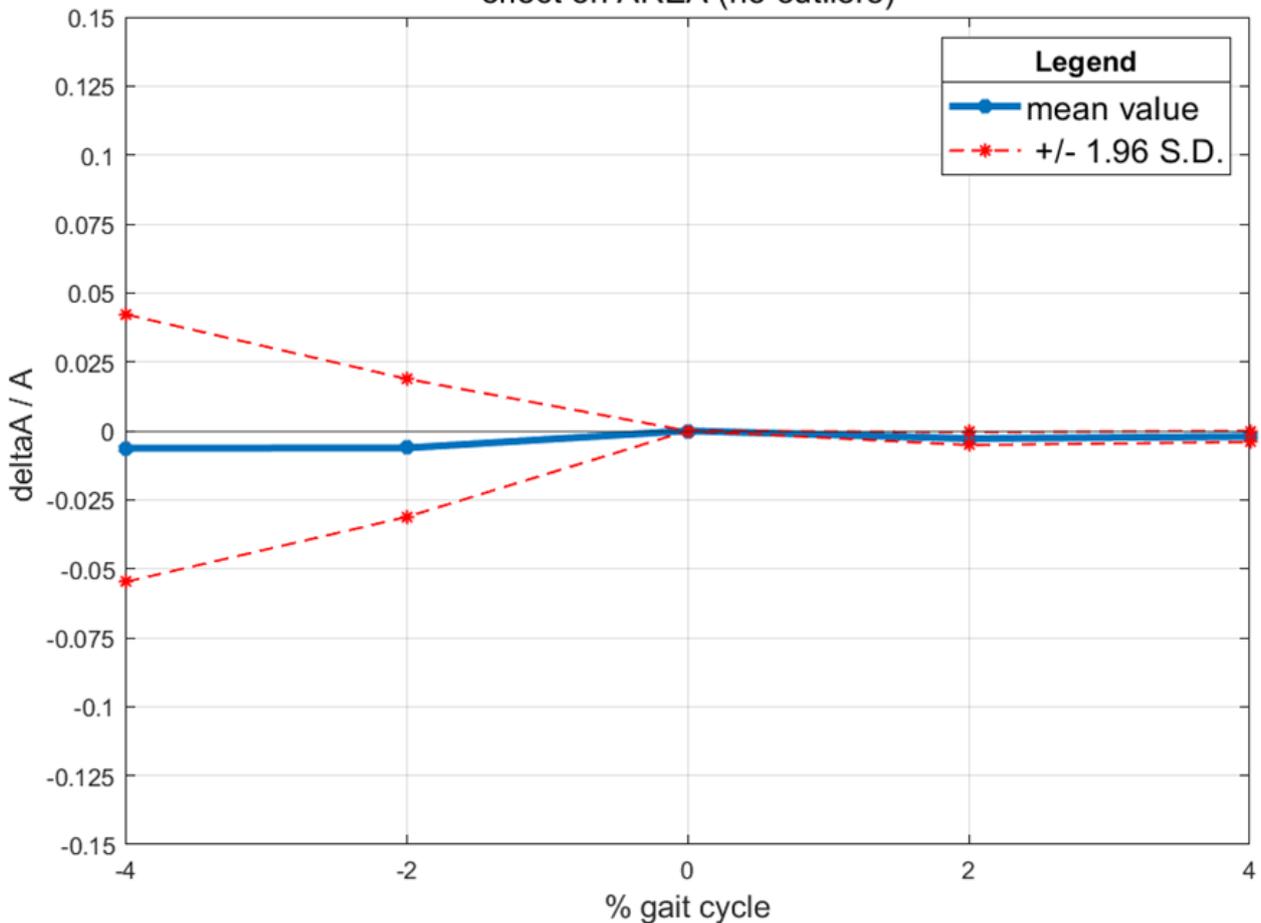


Figura 3.21. Errore relativo sul calcolo dell'area della curva caviglia-ginocchio in presenza di un errore di timing su HS1. Sono stati esclusi dai calcoli i soggetti con area inferiore a 100.

Le Figure 3.22-3.24 mostrano l'effetto di un eventuale errore di timing sul secondo istante di appoggio del tallone sul calcolo degli indici geometrici estratti dai ciclogrammi. In tutte le curve angolo-angolo, il valor medio e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo sul calcolo dell'area e dei range of motion delle variabili cinematiche risultano inferiori al 5% e perciò possono essere considerati accettabili. Per quanto riguarda il perimetro, nella curva caviglia-ginocchio e in quella caviglia anca, l'intervallo di confidenza supera di poco l'errore del 5% rispettivamente per un errore pari a 4% del gait cycle e per un errore pari a $\pm 4\%$ del gait cycle. Anche nel caso di errore sul secondo heel strike, un errore negativo di timing comporta una variabilità maggiore dell'errore sul calcolo dell'area rispetto ad errori positivi di timing. Questo conferma il ragionamento fatto in precedenza per l'errore commesso sul primo heel strike, anche se in questo caso la perdita di campioni, e quindi di informazioni, riguarda gli ultimi punti delle curve.

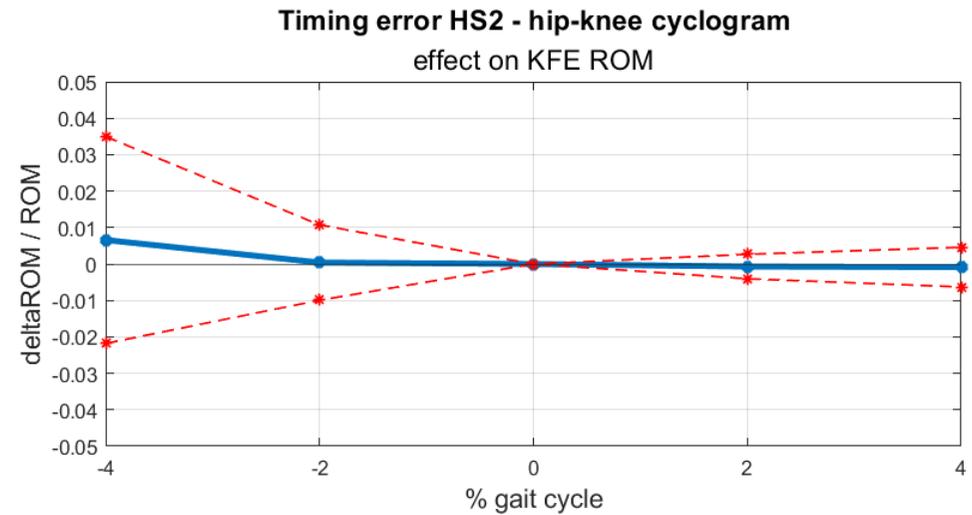
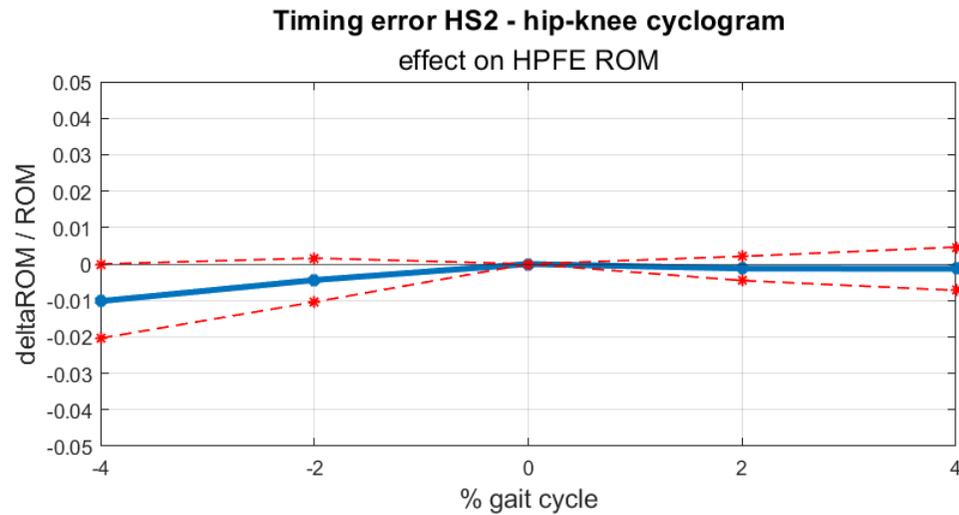
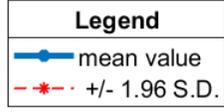
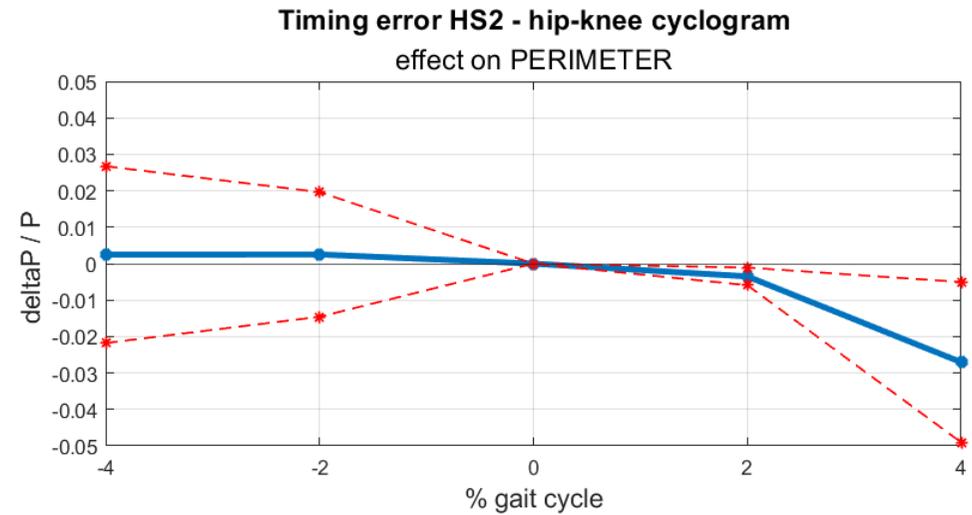
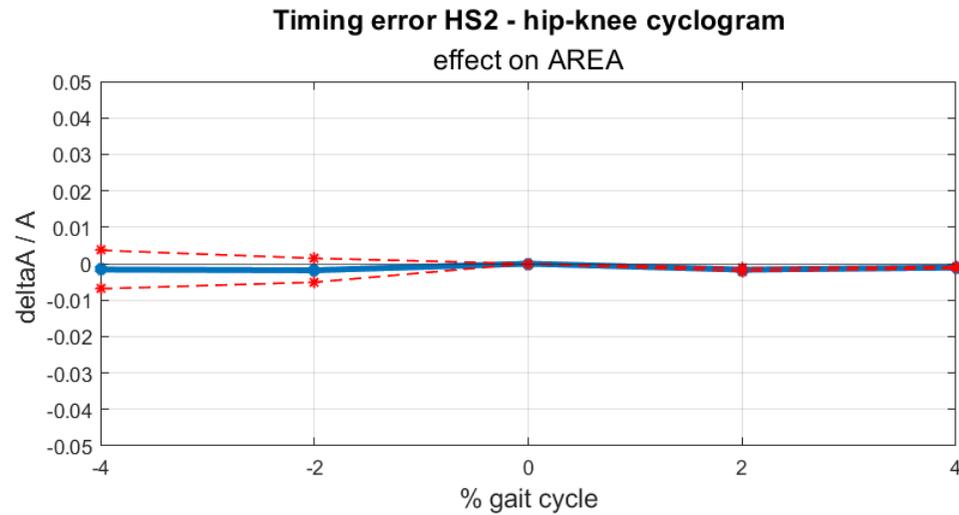
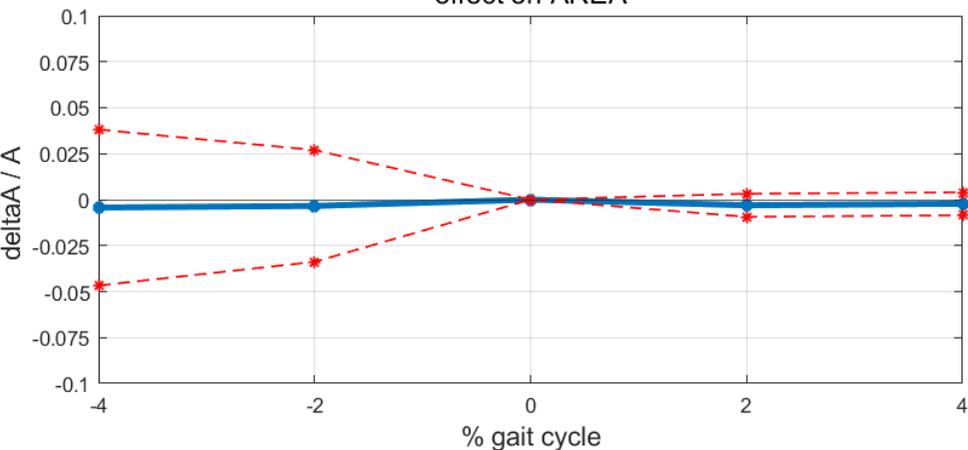
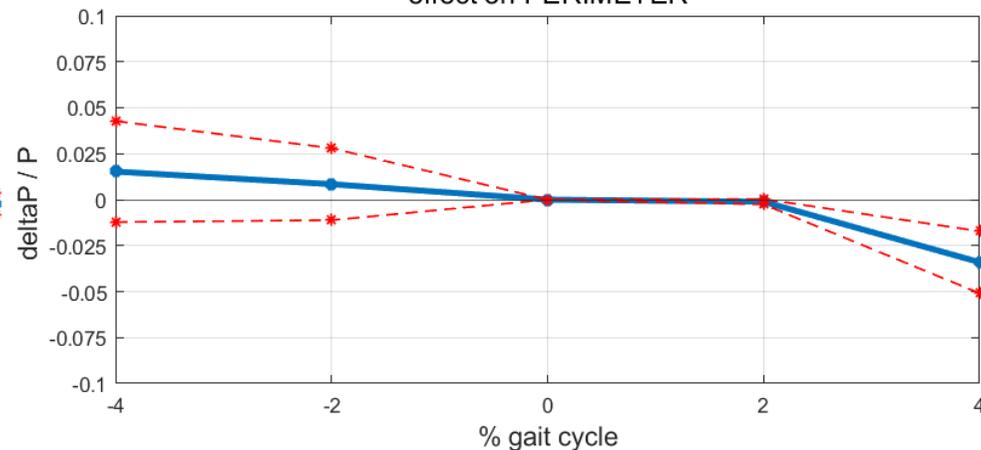


Figura 3.22. Effetto dell'errore di timing su HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma anca-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

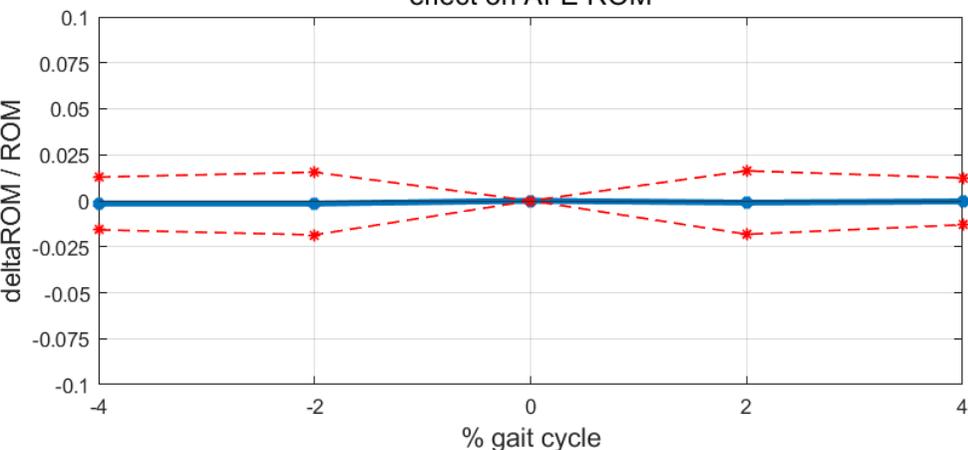
Timing error HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on AREA



Timing error HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on PERIMETER



Timing error HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on AFE ROM



Timing error HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on KFE ROM

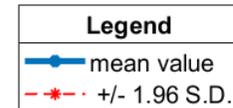
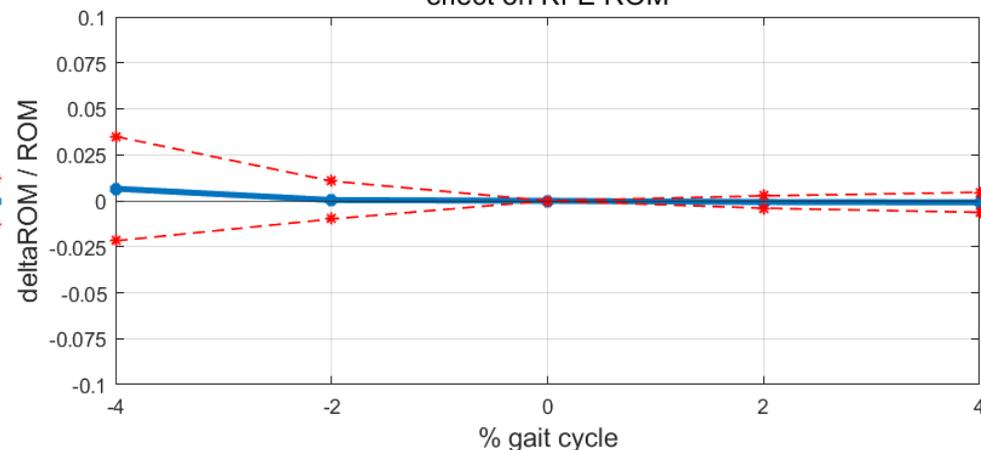
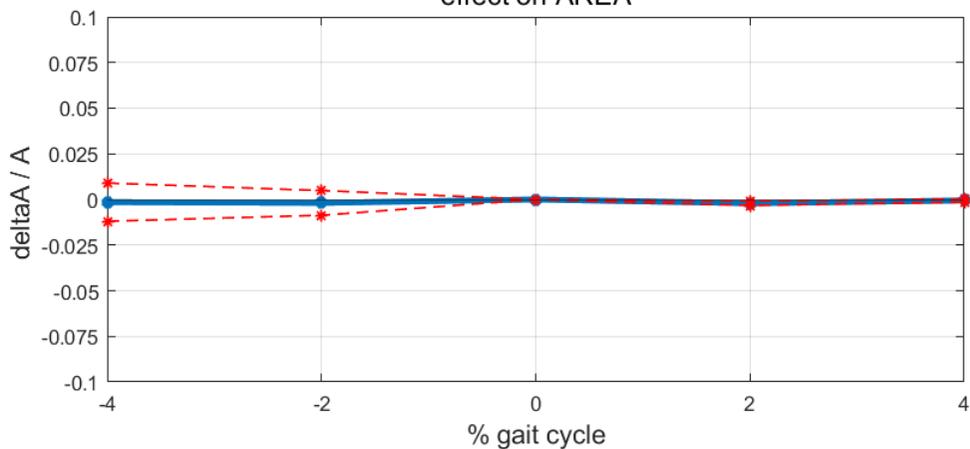
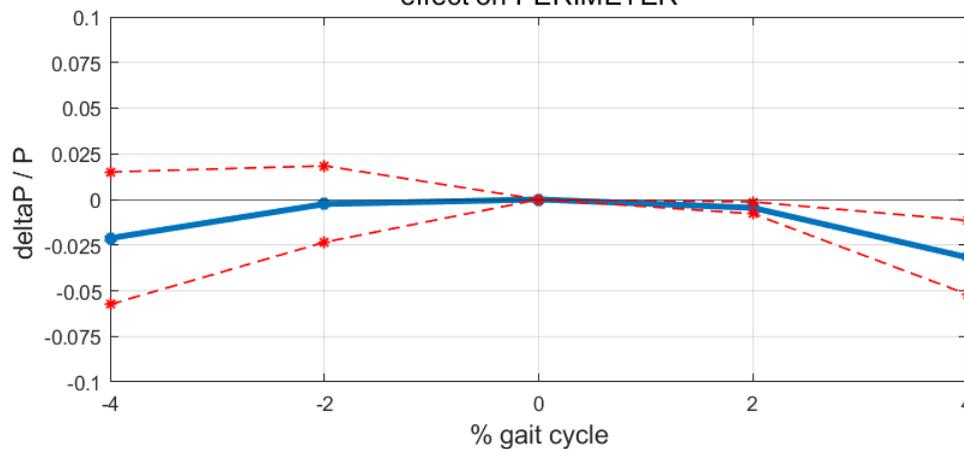


Figura 3.23. Effetto dell'errore di timing su HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma caviglia-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

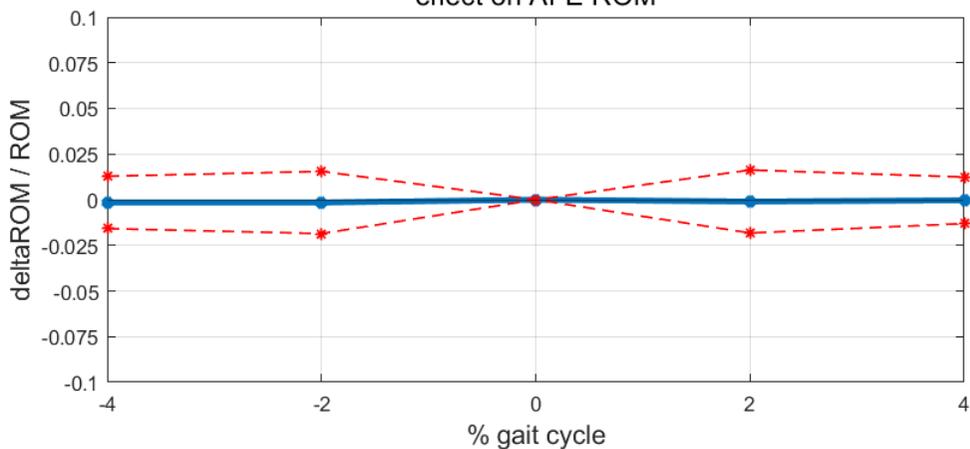
Timing error HS2 - ankle-hip cyclogram
effect on AREA



Timing error HS2 - ankle-hip cyclogram
effect on PERIMETER



Timing error HS2 - ankle-hip cyclogram
effect on AFE ROM



Timing error HS2 - ankle-hip cyclogram
effect on HPFE ROM

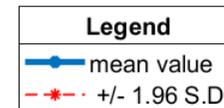
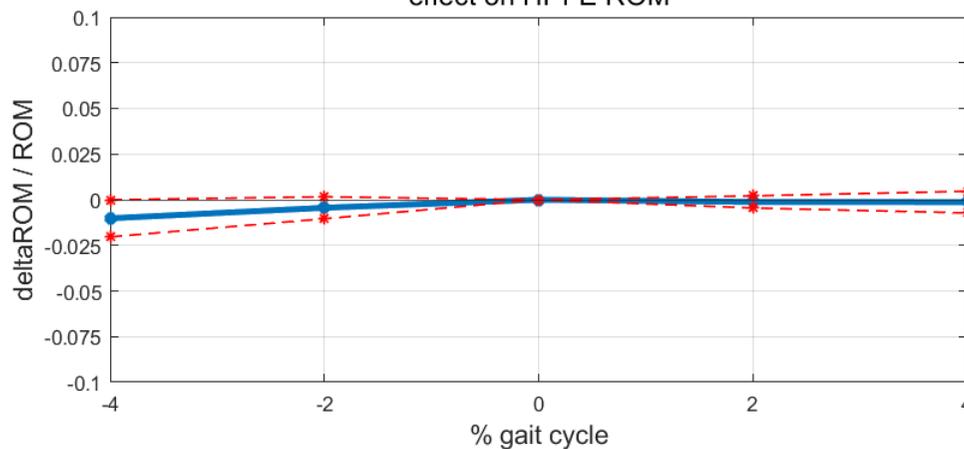


Figura 3.24. Effetto dell'errore di timing su HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma caviglia-anca. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

Le Figure 3.25-3.27 mostrano l'effetto di un eventuale errore di timing sul primo e secondo istante di appoggio del tallone sul calcolo degli indici geometrici estratti dai ciclogrammi. Nella curva anca-ginocchio (Fig. 3.25) l'effetto dell'errore di timing su entrambi gli istanti di appoggio diventa rilevante per quanto riguarda il perimetro e il ROM dell'articolazione di ginocchio. Per quanto riguarda il perimetro un errore di timing pari all'8% comporta che il valor medio e l'intervallo di confidenza al 95% superino un errore del 5%, mentre, per il range of motion del ginocchio, un errore di timing pari a -8% comporta che l'IC 95% superi di poco un errore del 5%. Nel caso del ciclogramma caviglia-ginocchio l'effetto dell'errore di timing sul ROM dell'articolazione di ginocchio è lo stesso della curva anca-ginocchio. Anche l'errore sul perimetro presenta un andamento simile per errori di timing positivi. Invece, rispetto alla curva anca-ginocchio, l'errore sull'area del ciclogramma caviglia-ginocchio, pur avendo un valor medio molto basso, presenta un intervallo di confidenza superiore ad un errore relativo del 10% nel caso di errore di timing pari all'8%. Per quanto riguarda la curva caviglia-anca l'errore di timing sul primo e secondo istante di appoggio a effetti rilevanti solo nel caso del perimetro. Il valor medio e l'IC 95% dell'errore relativo superano il 5% per errori pari a $\pm 8\%$.

Rispetto agli errori di timing singoli, un errore su entrambi gli heel strike comporta un notevole aumento dell'errore sul calcolo del perimetro dovuto al fatto che viene ricampionato un segnale con un numero di punti (campioni) maggiore o minore rispetto ai casi precedenti e perciò la distanza tra i punti della curva varia in maniera significativa. La maggiore differenza della distanza tra i punti della curva sembra però non avere effetto sull'area della curva, soprattutto per quanto riguarda la curva anca-ginocchio e anca-caviglia. Nel ciclogramma caviglia-ginocchio l'elevata variabilità per errori di timing negativi è simile a quella presente nello stesso ciclogramma nel caso di errore di timing solo su HS1. Per quanto riguarda i range of motion articolari, l'errore di timing su entrambi gli istanti di appoggio del tallone ha effetti significativi solo sull'articolazione di ginocchio nel caso di errori negativi. Questo è probabilmente dovuto al fatto che il ricampionamento di un segnale con un numero di campioni ridotto (errore negativo) comporta lo stiramento del segnale e quindi la riduzione del ROM e, inoltre, l'articolazione di ginocchio ha un'escursione articolare maggiore rispetto alle altre due.

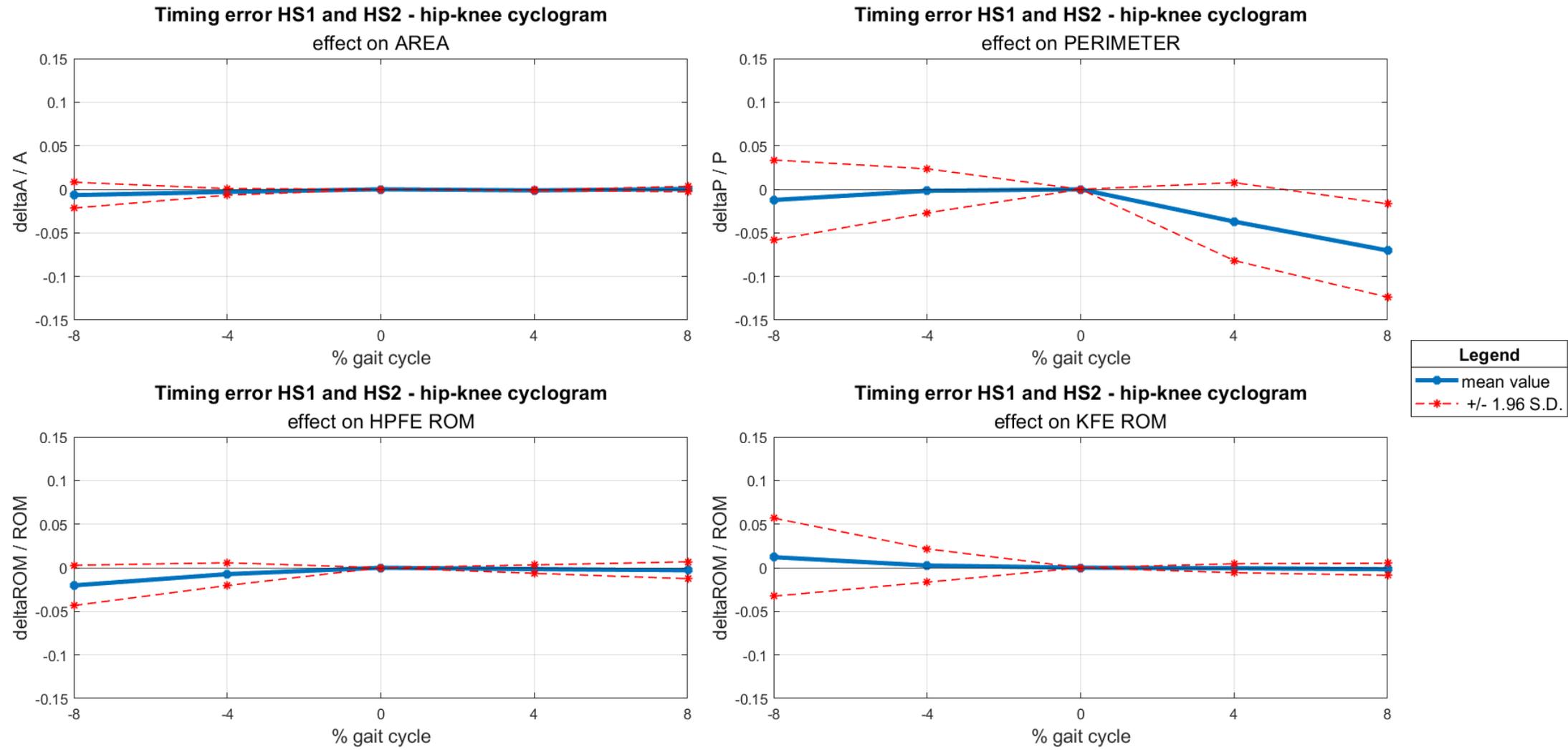
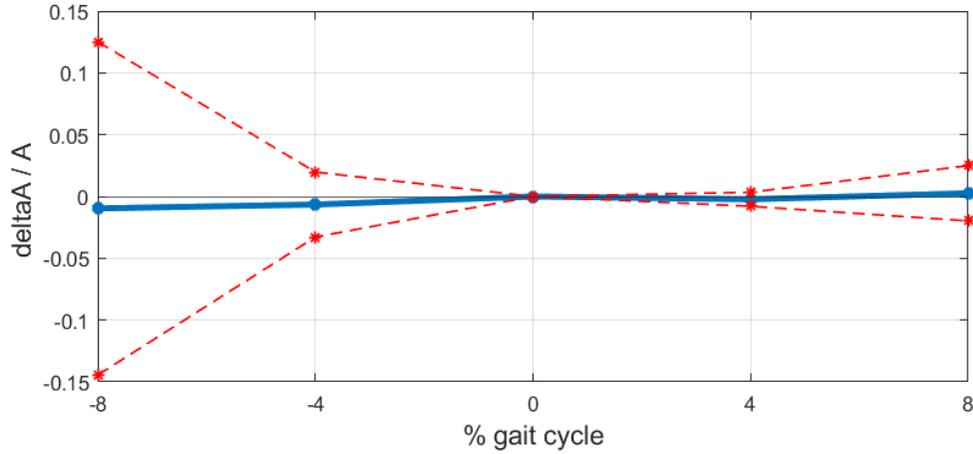
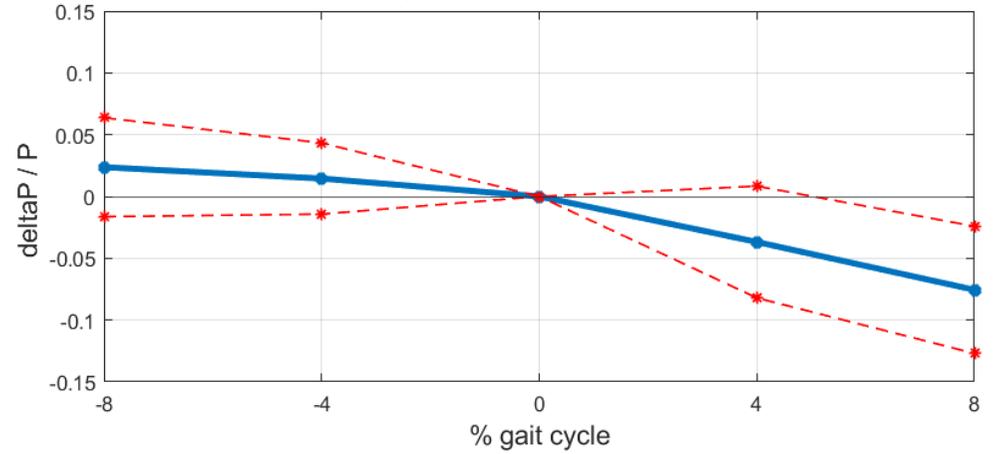


Figura 3.25. Effetto dell'errore di timing su HS1 e HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma anca-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

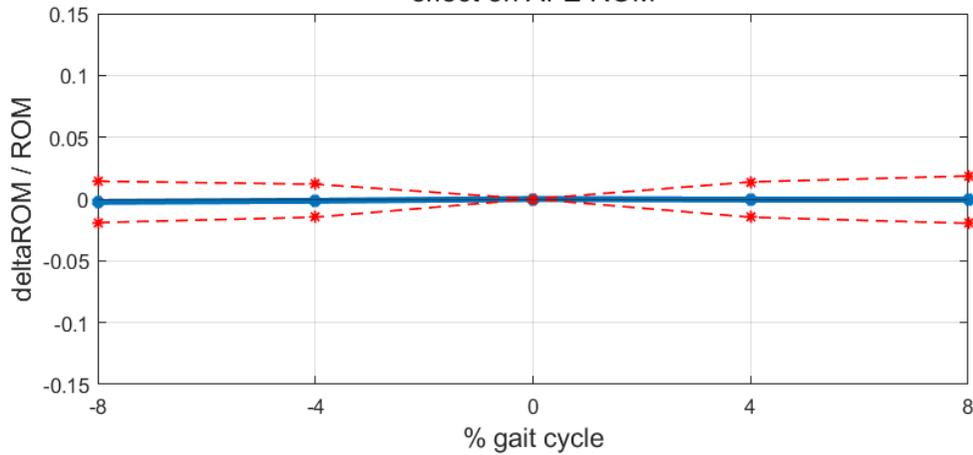
Timing error HS1 and HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on AREA



Timing error HS1 and HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on PERIMETER



Timing error HS1 and HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on AFE ROM



Timing error HS1 and HS2 - ankle-knee cyclogram
effect on KFE ROM

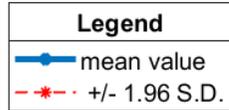
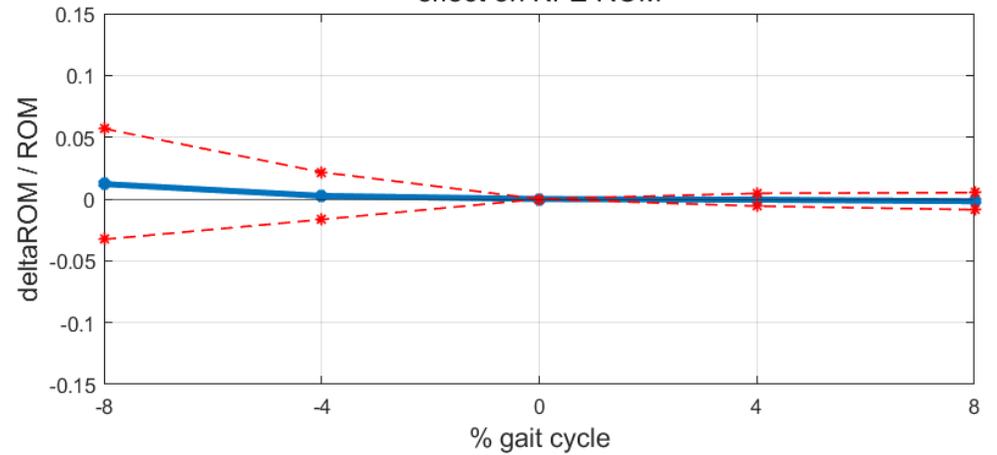


Figura 3.26. Effetto dell'errore di timing su HS1 e HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma caviglia-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

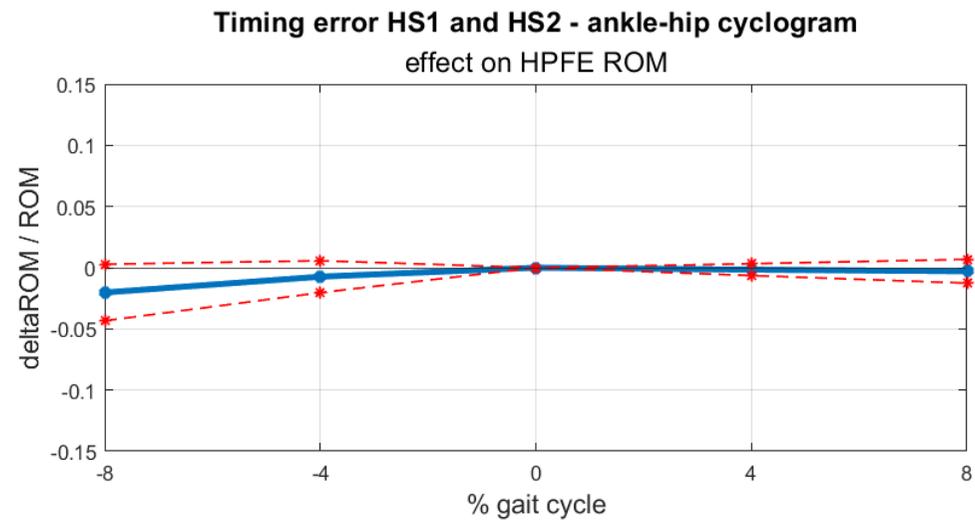
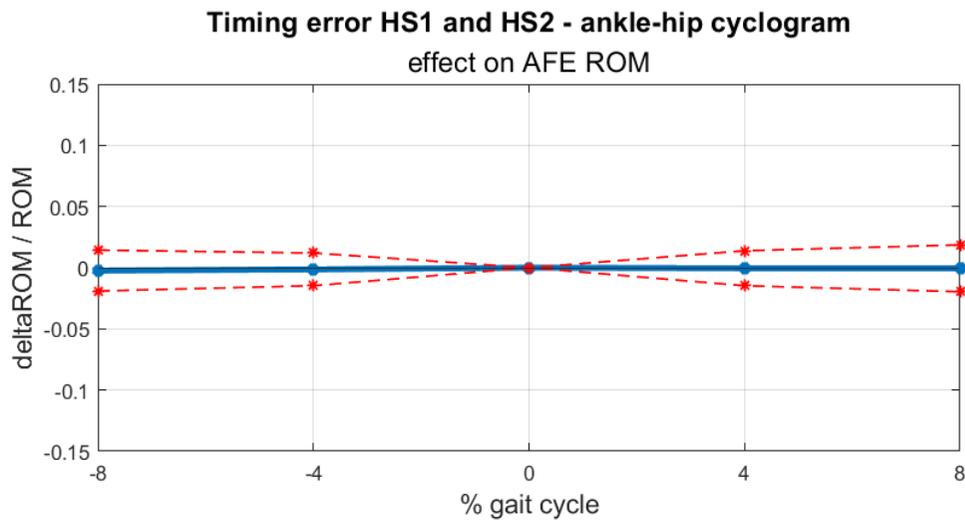
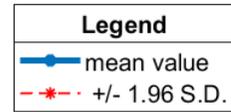
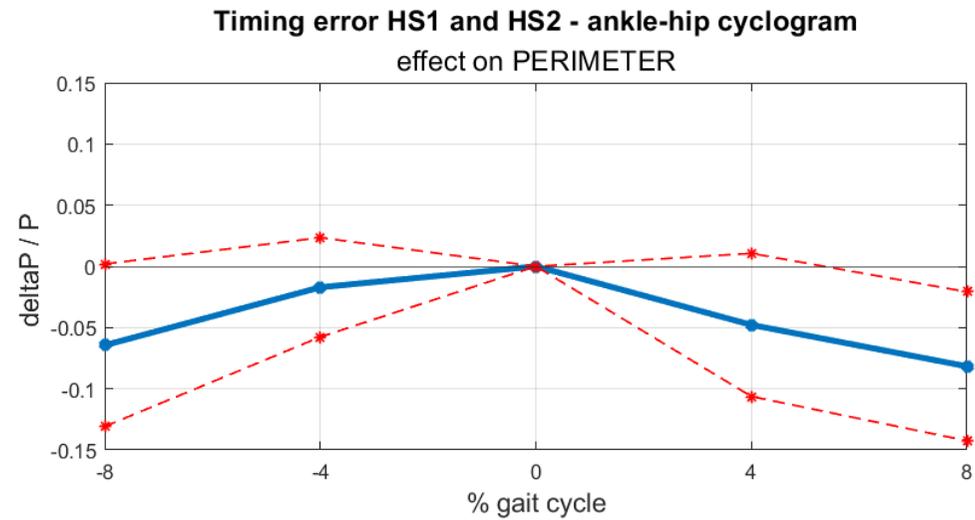
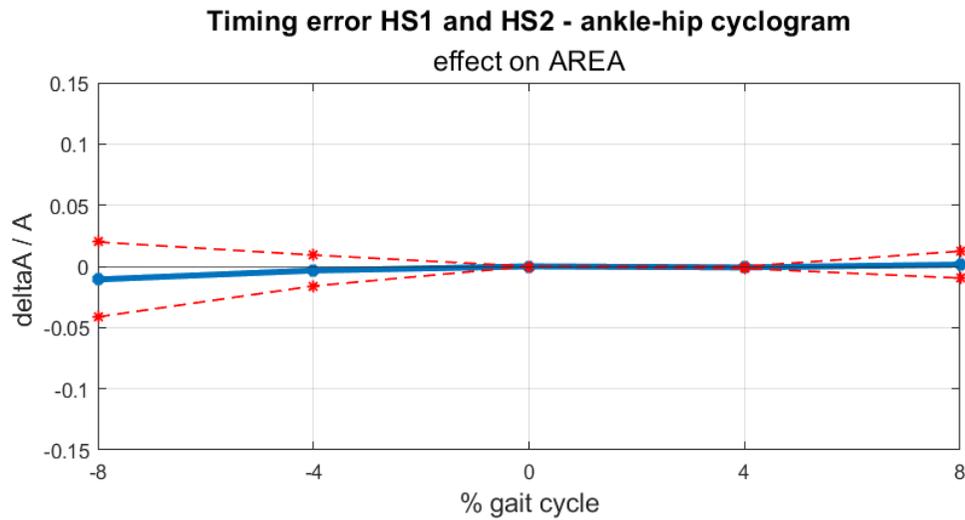


Figura 3.27. Effetto dell'errore di timing su HS1 e HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma caviglia-anca. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008).

La figura 3.29 mostra l'effetto di un errore di un errore di shifting sul calcolo degli indici della curva anca-ginocchio. Lo shifting dei segnali non ha alcun effetto sulle curve angolo-angolo poiché le coordinate dei punti non cambiano, e quindi non cambiano le distanze tra i punti e non cambia la forma della curva. L'unico effetto dello shifting è quello spostare il punto di inizio di percorrenza (heel strike) della curva di alcuni campioni (Fig. 3.28).

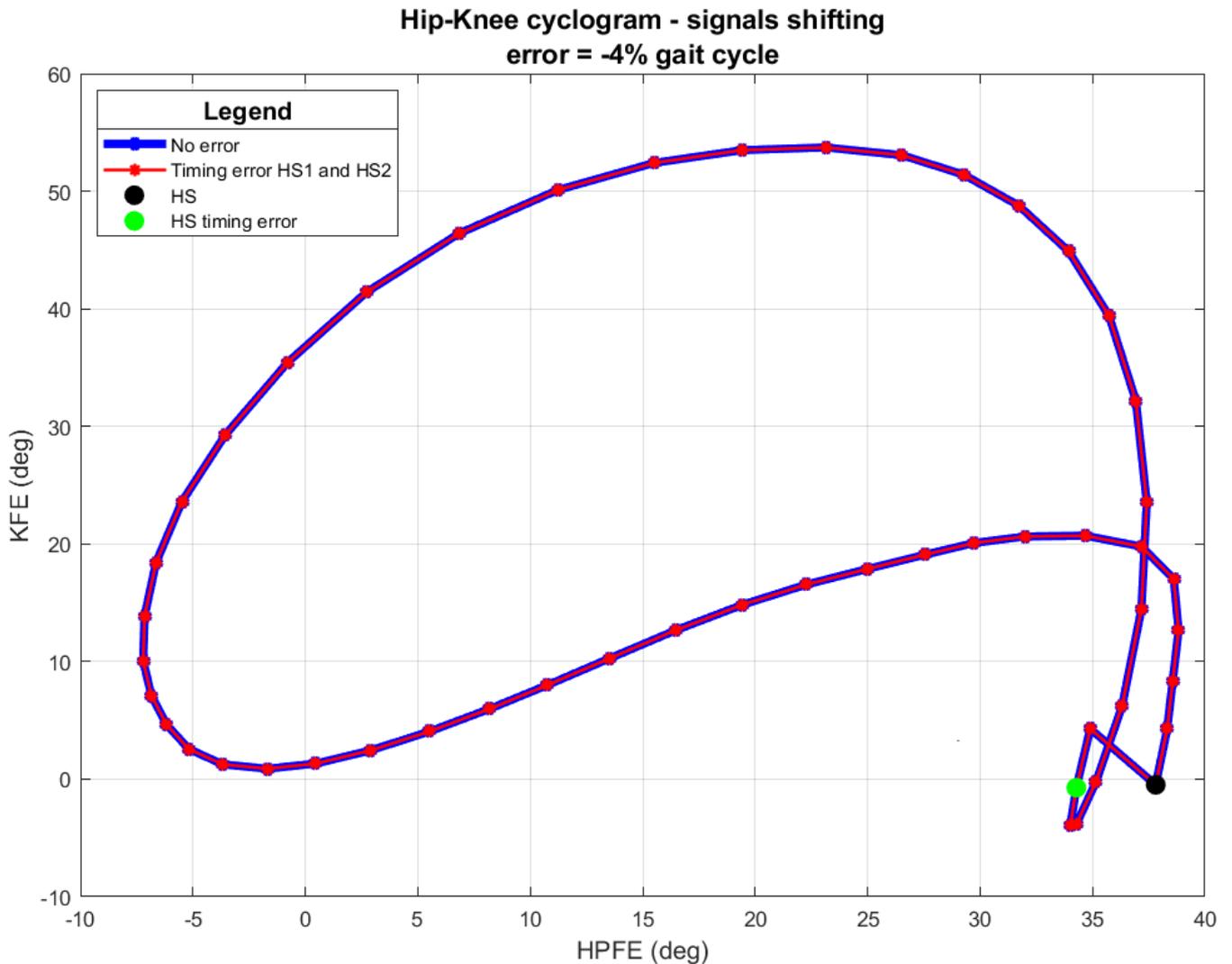
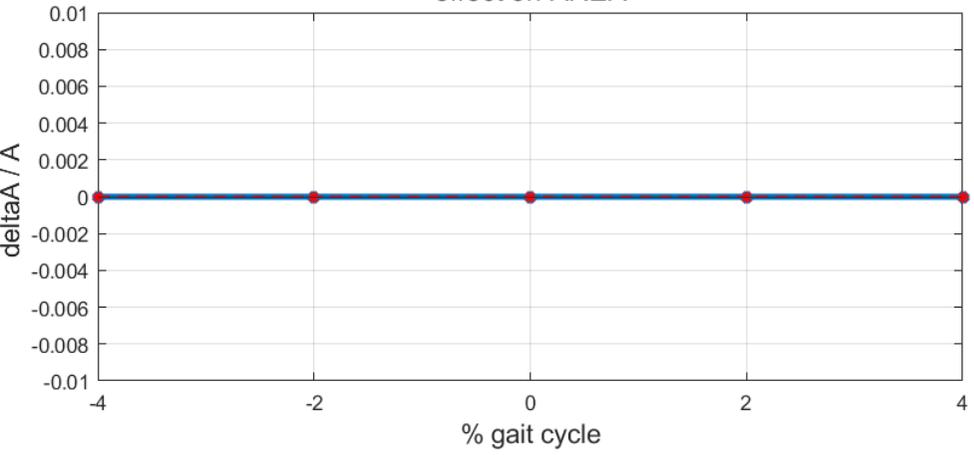
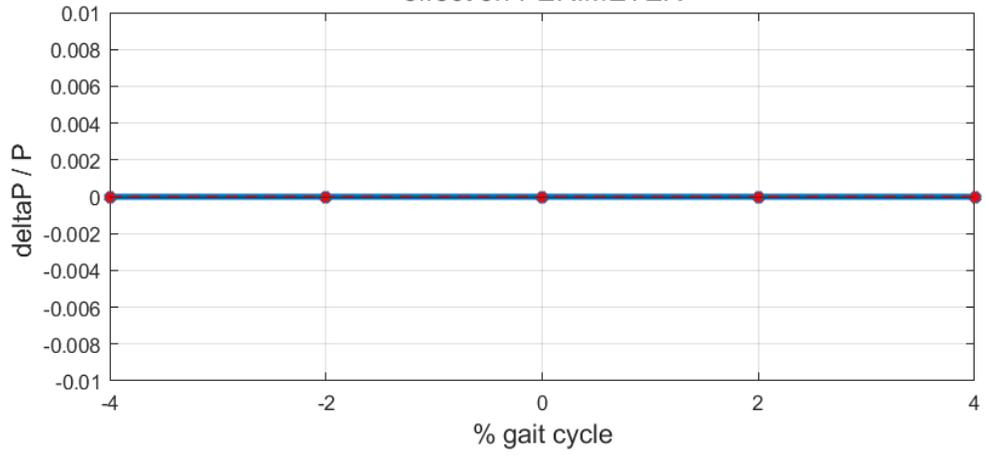


Figura 3.28. Effetto di un errore di shifting del -4% del gait cycle sulla curva anca-ginocchio. Le coordinate dei punti non sono cambiate. Soltanto il punto di heel strike è stato posticipato di un numero di campioni pari al 4% del ciclo del passo.

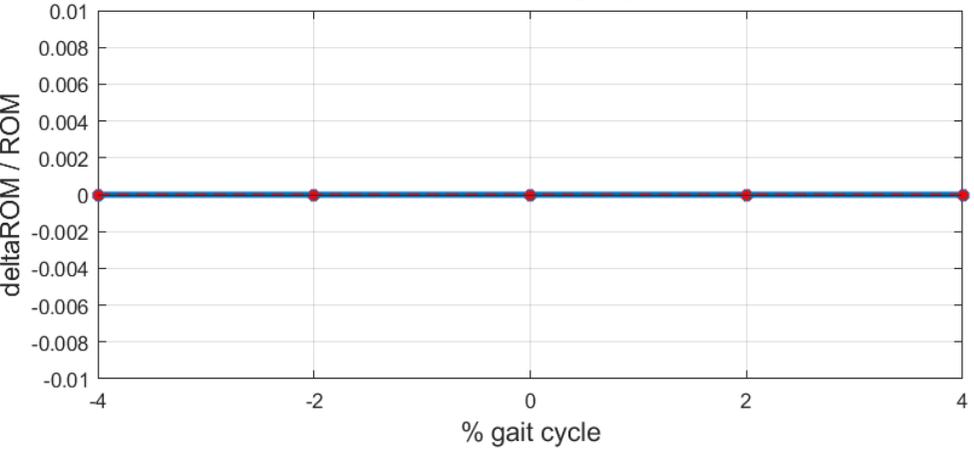
Signals shifting - hip-knee cyclogram
effect on AREA



Signals shifting - hip-knee cyclogram
effect on PERIMETER



Signals shifting - hip-knee cyclogram
effect on HPFE ROM



Signals shifting - hip-knee cyclogram
effect on KFE ROM

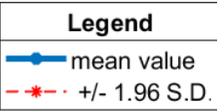
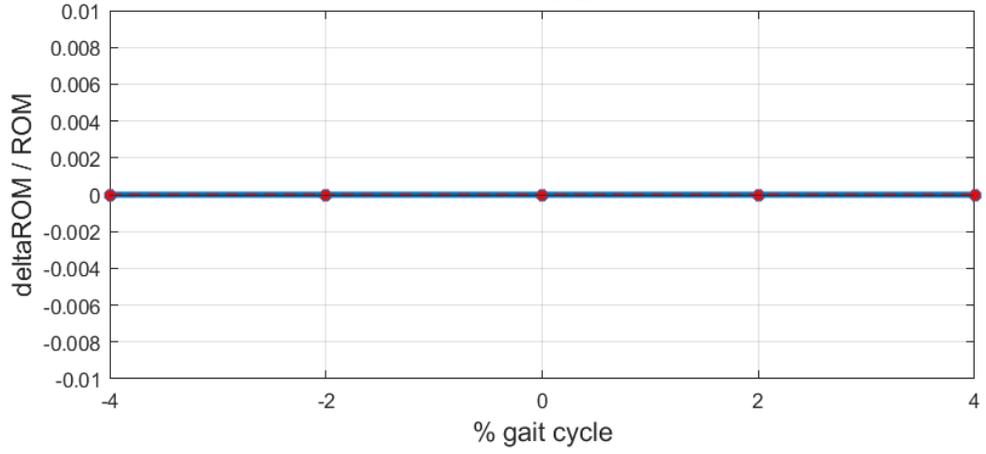
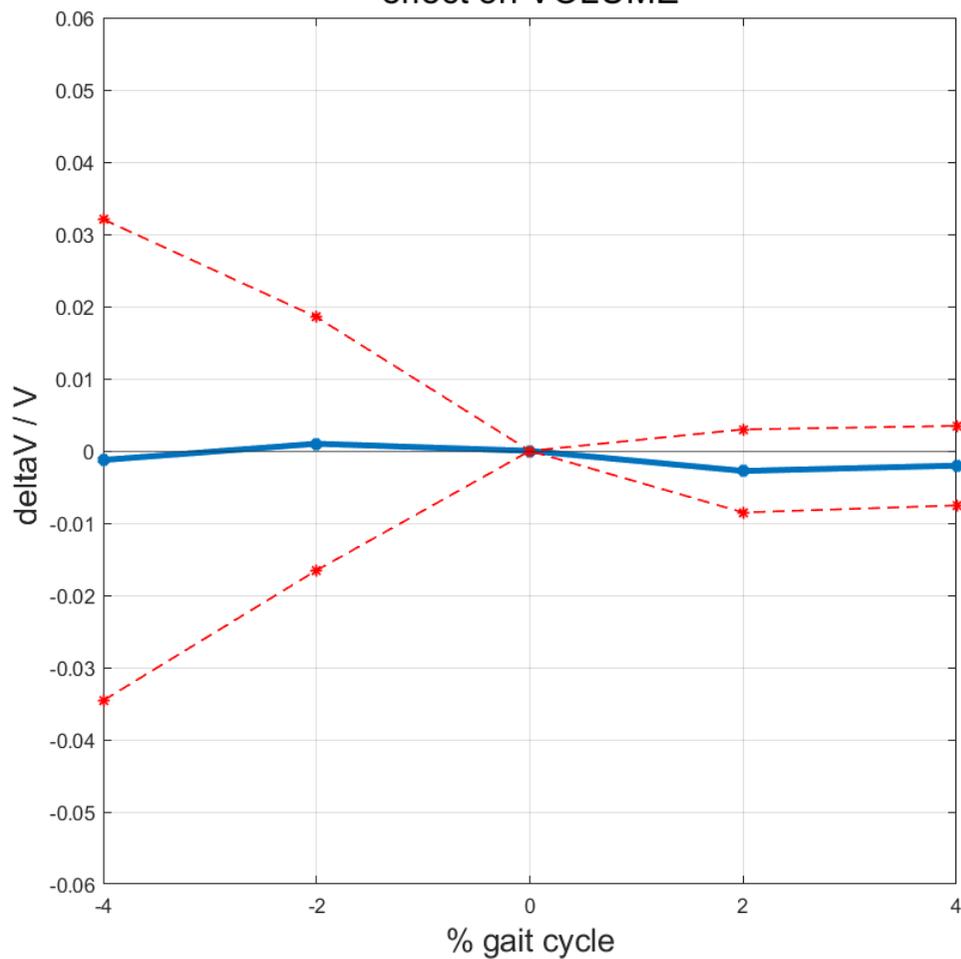


Figura 3.29. Effetto dell'errore di shifting sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma anca-ginocchio. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008)

Le figure 3.30-3.33 mostrano gli effetti della presenza di un errore di timing sul calcolo del volume e del perimetro ricavati dal ciclogramma 3D. Il valor medio dell'errore relativo, sul volume e il perimetro risulta inferiore al 5% nel caso di errore commesso solo sul primo o secondo istante di appoggio del piede, mentre l'intervallo di confidenza al 95% risulta leggermente maggiore di un errore del 5%, per il perimetro, nel caso di errore di timing pari al 4%. Nel caso di errore su entrambi gli istanti di appoggio, il valore medio dell'errore sul volume è inferiore all'1%. Tuttavia, per errori negativi, l'IC 95% supera il 5%. Invece, per il perimetro, il valor medio dell'errore relativo risulta inferiore a $\pm 5\%$ tranne che per un errore di timing dell'8%. Per quanto riguarda l'eventuale presenza di shifting dei segnali, come nel caso delle curve bidimensionali, l'errore sul calcolo del volume e del perimetro dovrebbe essere nullo. I grafici in figura 3.33 mostrano che il valor medio dell'errore relativo e l'intervallo di confidenza al 95% risultano pari a zero per il volume, mentre, nel caso del perimetro, è presente un errore inferiore al 4%. Questo è dovuto non all'effetto della presenza di shifting, il cui effetto sul calcolo del perimetro è nullo come visto nel caso delle curve bidimensionali (Fig. 3.28), ma alla formula matematica che calcola l'indice geometrico.

In generale, nel caso di ciclogrammi 3D è possibile notare che l'andamento dell'errore commesso sul perimetro è simile nel caso di errore di timing commesso sul primo, sul secondo o su entrambi gli istanti di appoggio, con una tendenza ad essere maggiore nel caso di errore di timing positivo. Inoltre, anche nel caso dell'errore commesso sul volume, così come per l'area nelle curve bidimensionali, l'IC 95%, e quindi la deviazione standard, è molto maggiore per errori negativi che per errori positivi. Questa conferma ulteriormente l'ipotesi fatta in precedenza.

**Timing error HS1 - 3D cyclogram
effect on VOLUME**



**Timing error HS1 - 3D cyclogram
effect on PERIMETER**

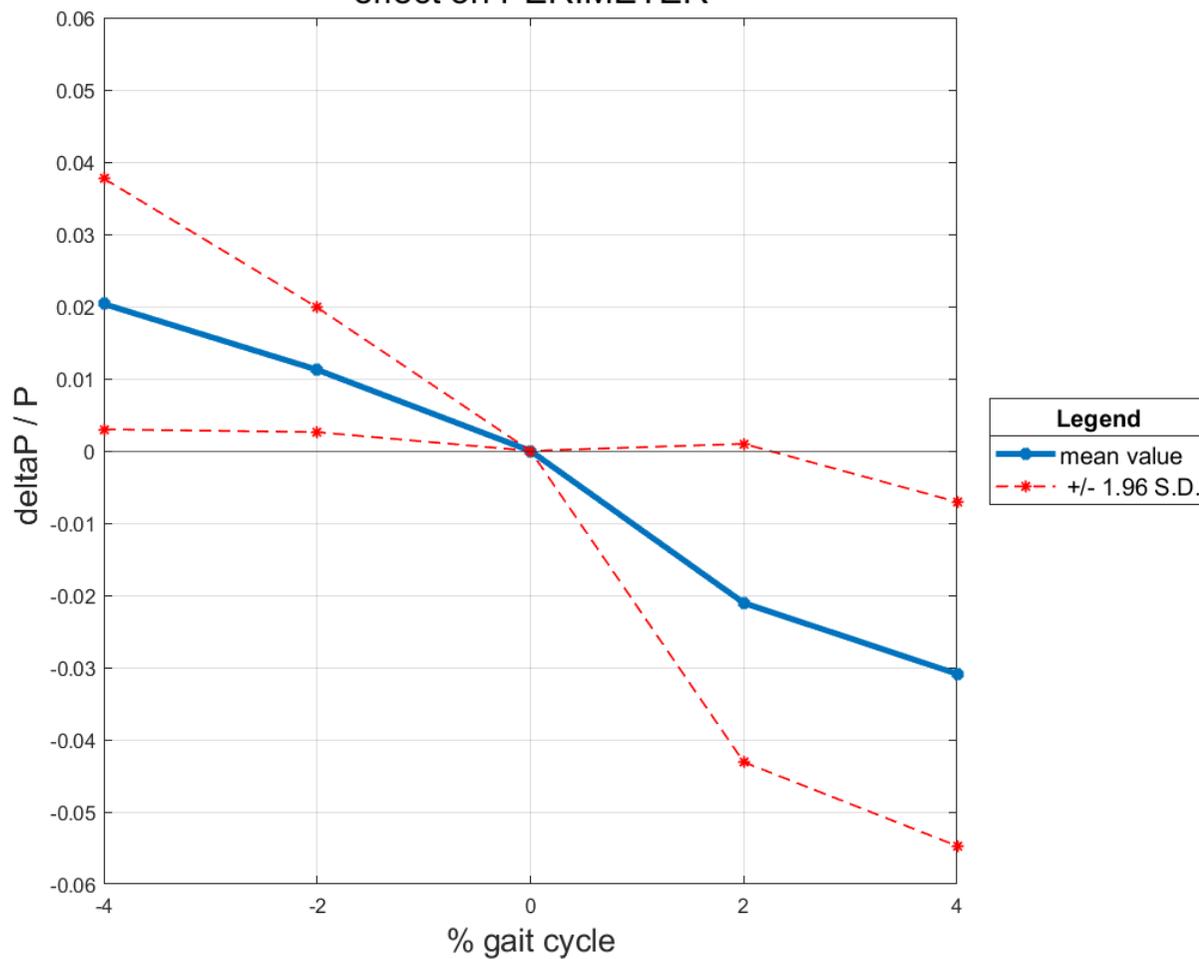
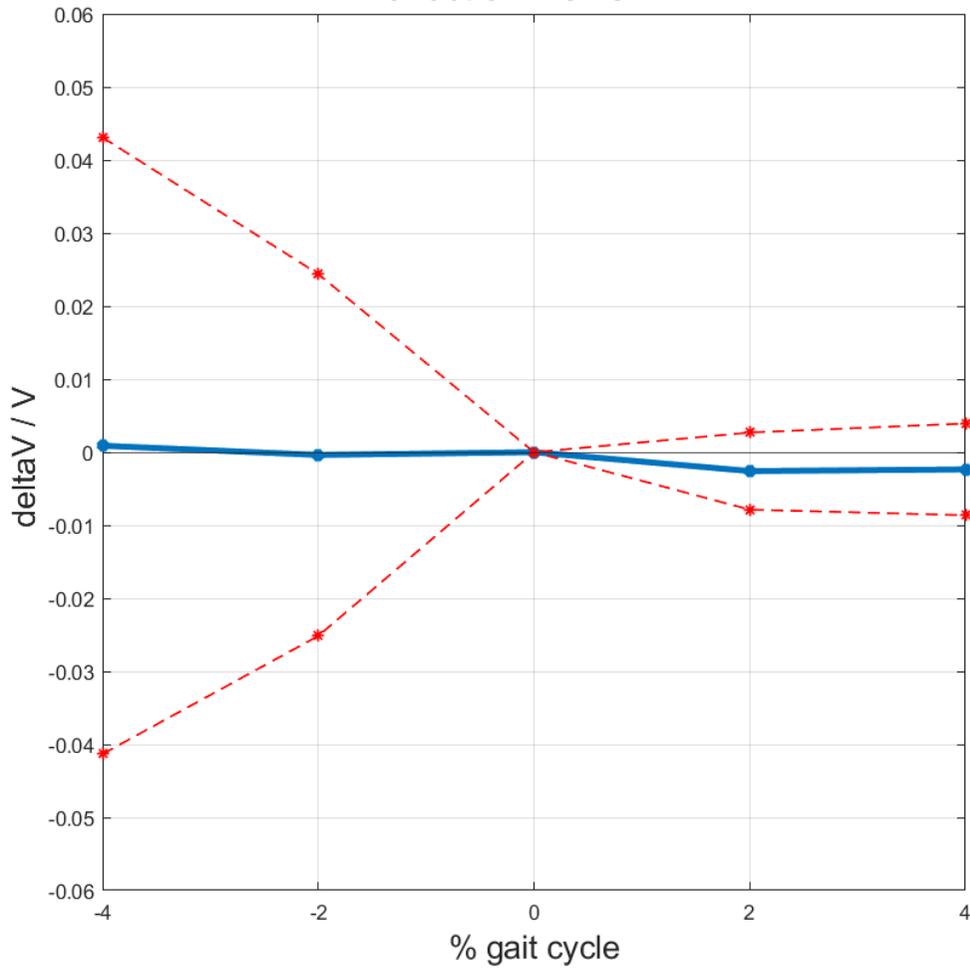


Figura 3.30. Effetto dell'errore di timing su HS1 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma tridimensionale. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008)

Timing error HS2 - 3D cyclogram
effect on VOLUME



Timing error HS2 - 3D cyclogram
effect on PERIMETER

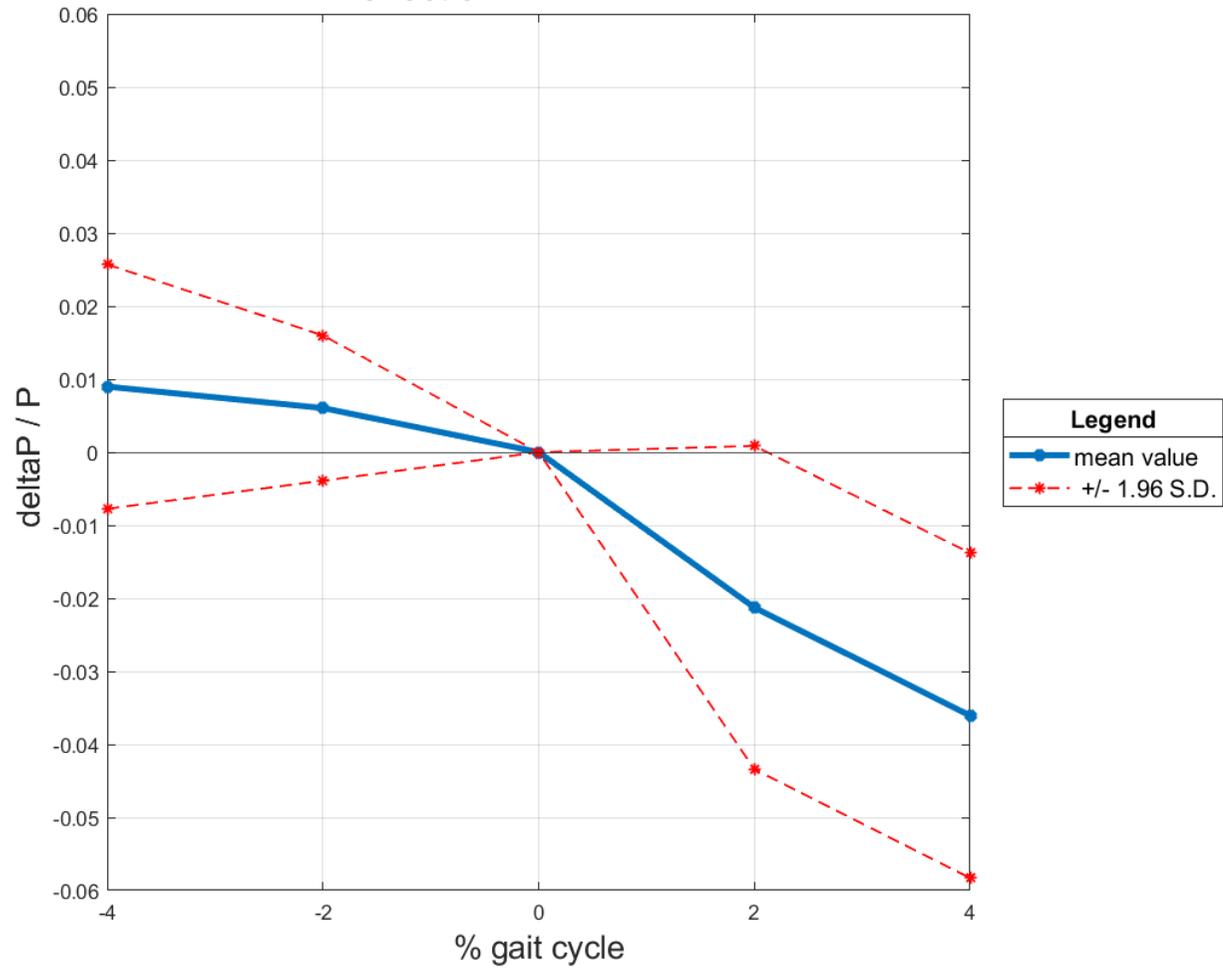
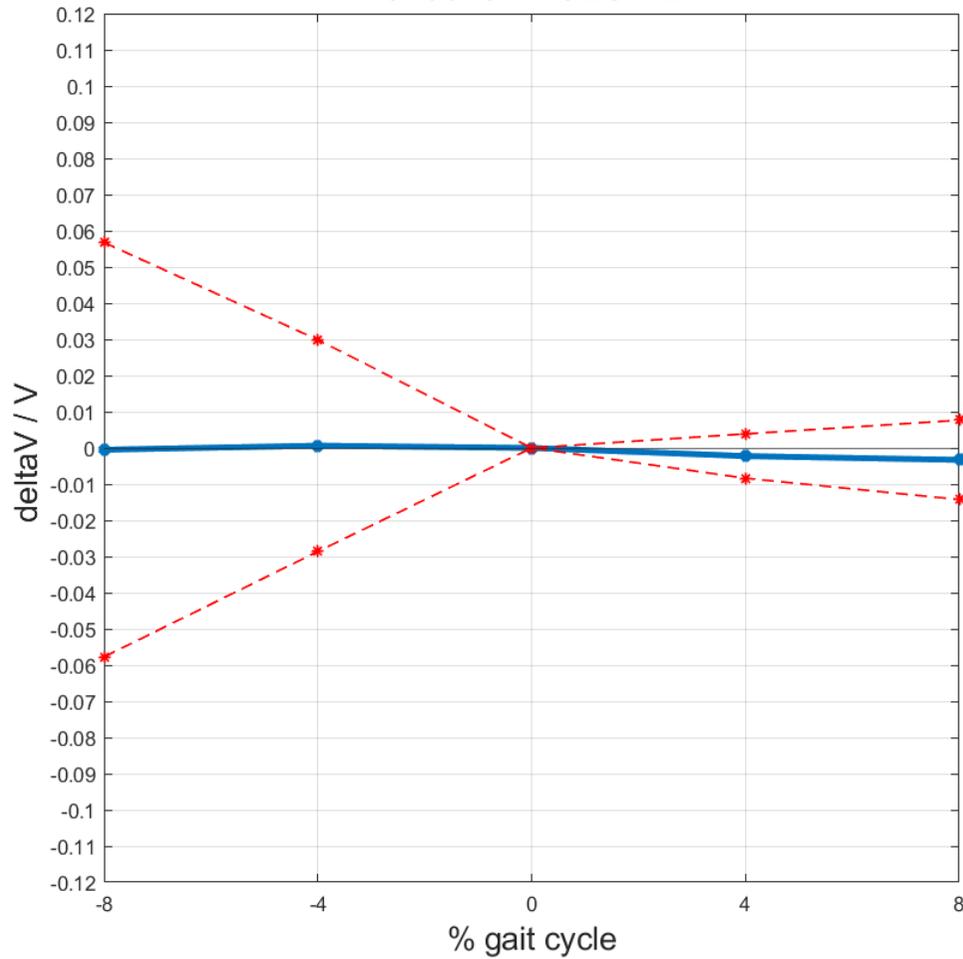
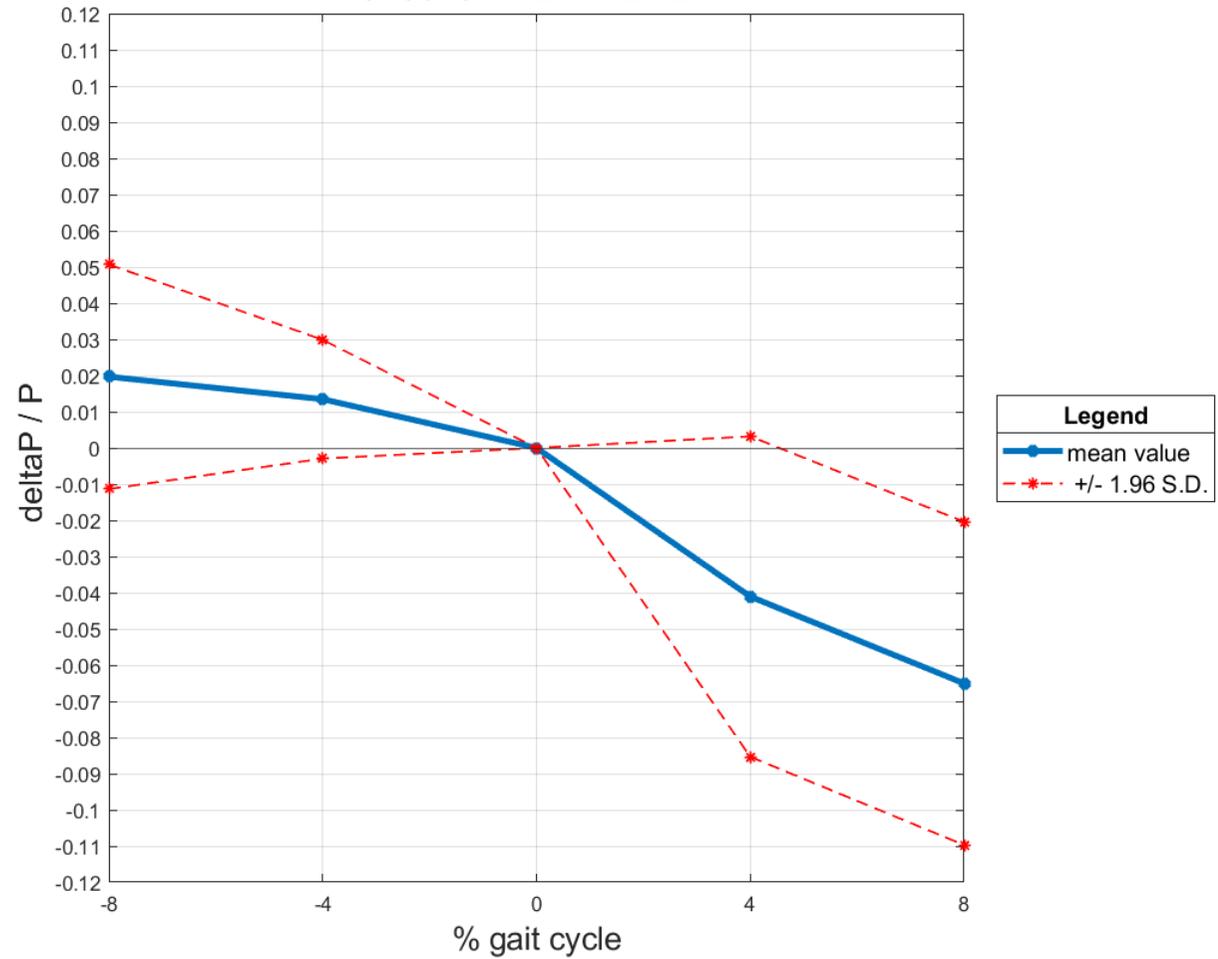


Figura 3.31. Effetto dell'errore di timing su HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma tridimensionale. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008)

Timing error HS1 and HS2 - 3D cyclogram
effect on VOLUME



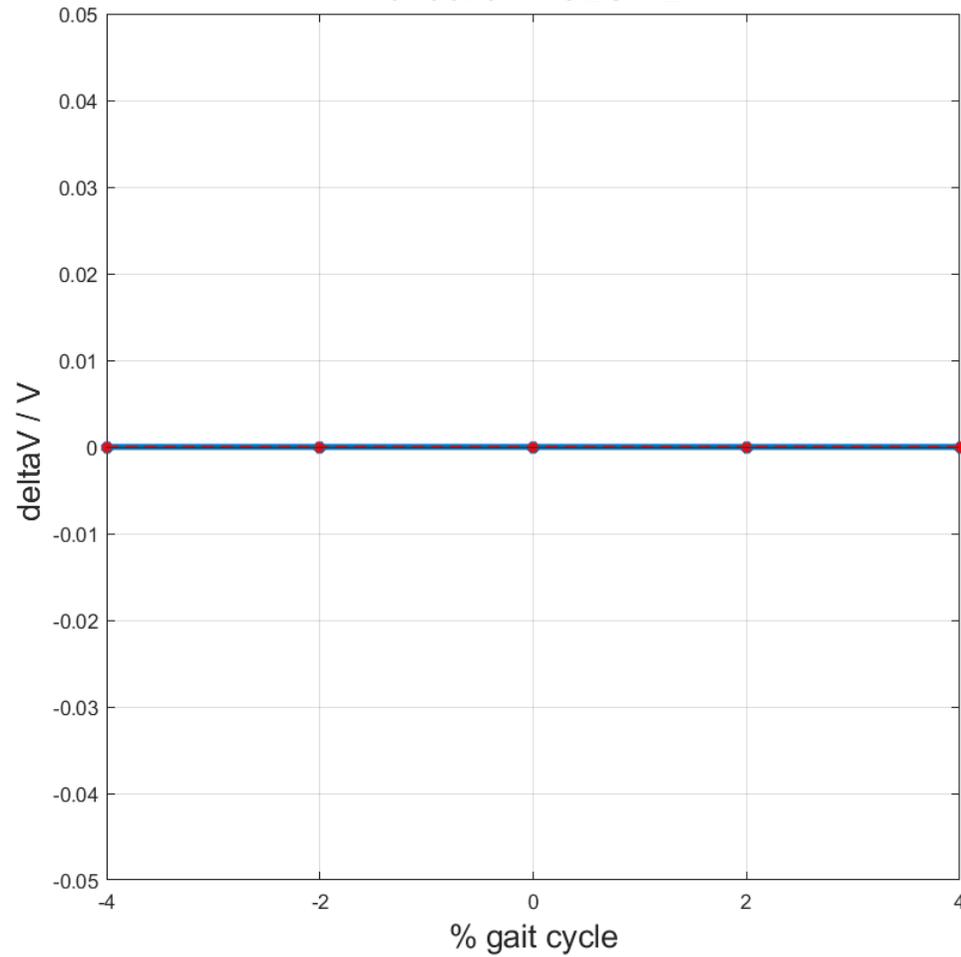
Timing error HS1 and HS2 - 3D cyclogram
effect on PERIMETER



Legend
 —●— mean value
 -*- +/- 1.96 S.D.

Figura 3.32. Effetto dell'errore di timing su HS1 e HS2 sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma tridimensionale. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008)

Signals shifting - 3D cyclogram
effect on VOLUME



Signals shifting - 3D cyclogram
effect on PERIMETER

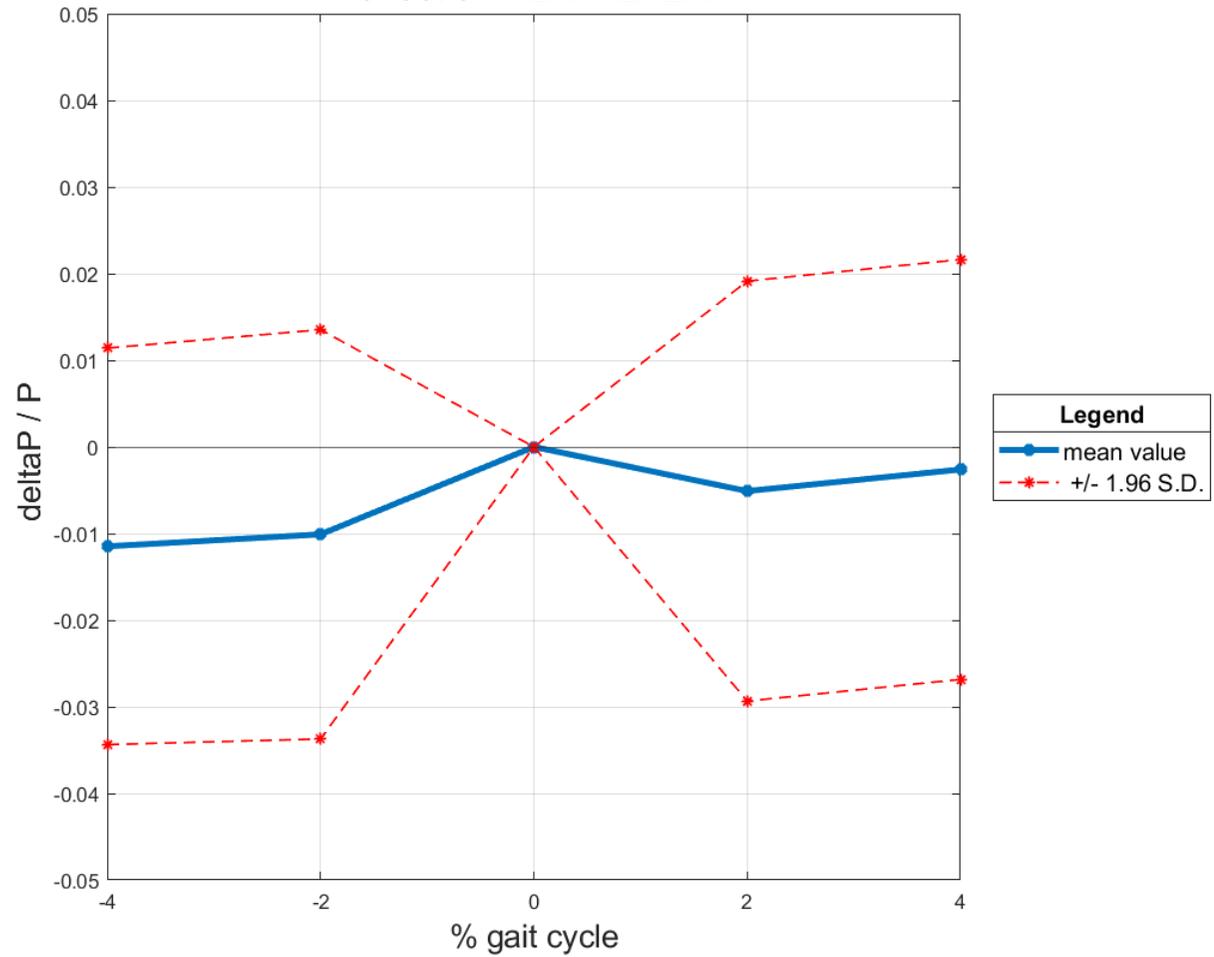


Figura 3.33. Effetto dell'errore di shifting sul calcolo degli indici geometrici del ciclogramma tridimensionale. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati sul gruppo di controllo utilizzato da Schwartz (Schwartz & Rozumalski, 2008)

Effetto dell'errore di timing sugli indici delle curve momento-angolo

In figura 3.34 è mostrato l'effetto di un eventuale errore di timing sul primo istante di appoggio sul calcolo dei due principali indici estratti dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia, la stiffness plantiflessoria e il lavoro netto. In questo caso, e anche nei successivi tipi di errore di timing, si considera che non venga commesso alcun errore sull'istante di toe off. Per quanto riguarda la rigidità articolare, il valor medio dell'errore relativo e l'intervallo di confidenza al 95% risultano molto inferiori al 5% e, perciò, l'effetto dell'errore di timing su HS1 può essere considerato trascurabile. Invece, per quanto riguarda il lavoro netto, il valor medio dell'errore relativo risulta inferiore al 5% per errori di timing negativi mentre risulta maggiore al 5% per errori di timing superiori o uguali al 2% del gait cycle. Il maggiore errore per valori positivi di errore di timing rispetto a valori negativi è dovuto all'effetto che l'errore sul primo heel strike ha sull'istante di toe off. Questo istante (campione) rimane costante come valore ma, se lo si considera come un punto della curva momento-angolo, risulta in anticipo (errore di timing positivo) o in ritardo (errore di timing negativo) percorrendo la curva dall'istante di heel strike del segnale originale. Se il punto della curva che corrisponde al toe off viene anticipato rispetto alla curva originale il lavoro netto, pari all'area sottesa alla curva fino all'istante di toe off, risulta inferiore, perciò, maggiore è l'errore di timing positivo su HS1 minore è il lavoro netto. Per quanto riguarda gli errori di timing negativi, il punto della curva che corrisponde al toe off viene posticipato e per questo motivo il lavoro netto risulta maggiore (l'errore relativo sul calcolo dell'indice risulta negativo come mostrato nel grafico in figura 3.34). Tuttavia, l'errore sul calcolo del lavoro netto risulta inferiore rispetto al caso di errore positivo sul primo heel strike. Questo è dovuto al fatto che il punto di toe off, se viene posticipato, cade in una parte della curva in cui il momento è circa pari a zero e, perciò, l'effetto sul valore dell'area sottesa alla curva momento-angolo è molto piccolo, da ciò deriva che l'errore relativo sul calcolo del lavoro è piccolo per valori negativi di timing error.

Gli effetti di un eventuale errore di timing sul secondo istante di appoggio del tallone sono mostrati in figura 3.35. L'errore relativo e l'IC 95% sul calcolo della stiffness plantiflessoria risultano inferiori al 5%. Il valor medio dell'errore relativo sul calcolo del lavoro netto è inferiore al 5% nel caso di errore di timing positivo mentre è maggiore del 5% nel caso di errori pari o superiori a -2% del gait cycle. Come nel caso di timing error sul primo heel strike, anche per l'errore di timing sul secondo heel strike, la differenza tra il caso di errore negativo e il caso di errore positivo è dovuta allo spostamento del punto di toe off lungo la curva. Nel caso di errore su HS2, a differenza di un eventuale errore su HS1, per errori negativi commessi sul secondo istante di appoggio, il punto di toe off risulta in anticipo e, perciò, l'area sottesa alla curva risulta tanto inferiore quanto maggiore è l'errore, per errori positivi, il punto di toe off è posticipato e cade nella parte di curva momento-angolo in cui il valore di momento è circa pari a zero, perciò, l'effetto sul calcolo dell'area non risulta significativo.

La figura 3.36 mostra l'effetto di un eventuale errore di timing sul primo e secondo istante di appoggio del tallone sul calcolo degli indici estratti dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Come nei casi di errore di timing singolo sugli istanti di appoggio, il valor medio dell'errore relativo e l'intervallo di confidenza al 95% risultano inferiori al 5%. Per quanto riguarda l'errore commesso sul calcolo del lavoro netto, in questo caso il valor medio e l'intervallo di confidenza al 95% risultano inferiori al 5% sia per valori negativi di errore di timing che per valori positivi. Questa cosa è dovuta ad un effetto compensatorio sul movimento del punto di toe off lungo la curva dell'effetto dell'errore su HS1 e HS2. L'effetto opposto dei due errori di timing sul movimento del

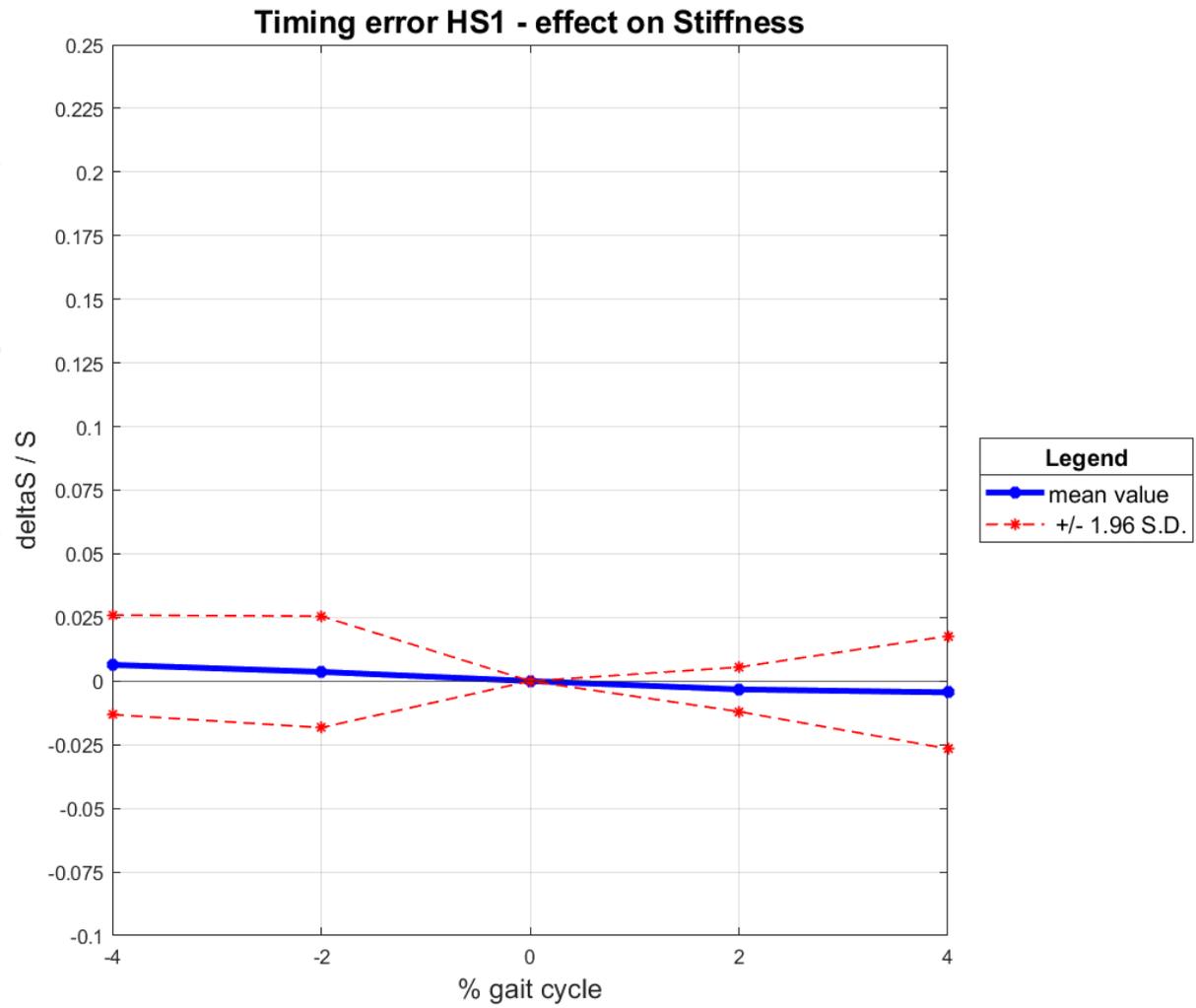
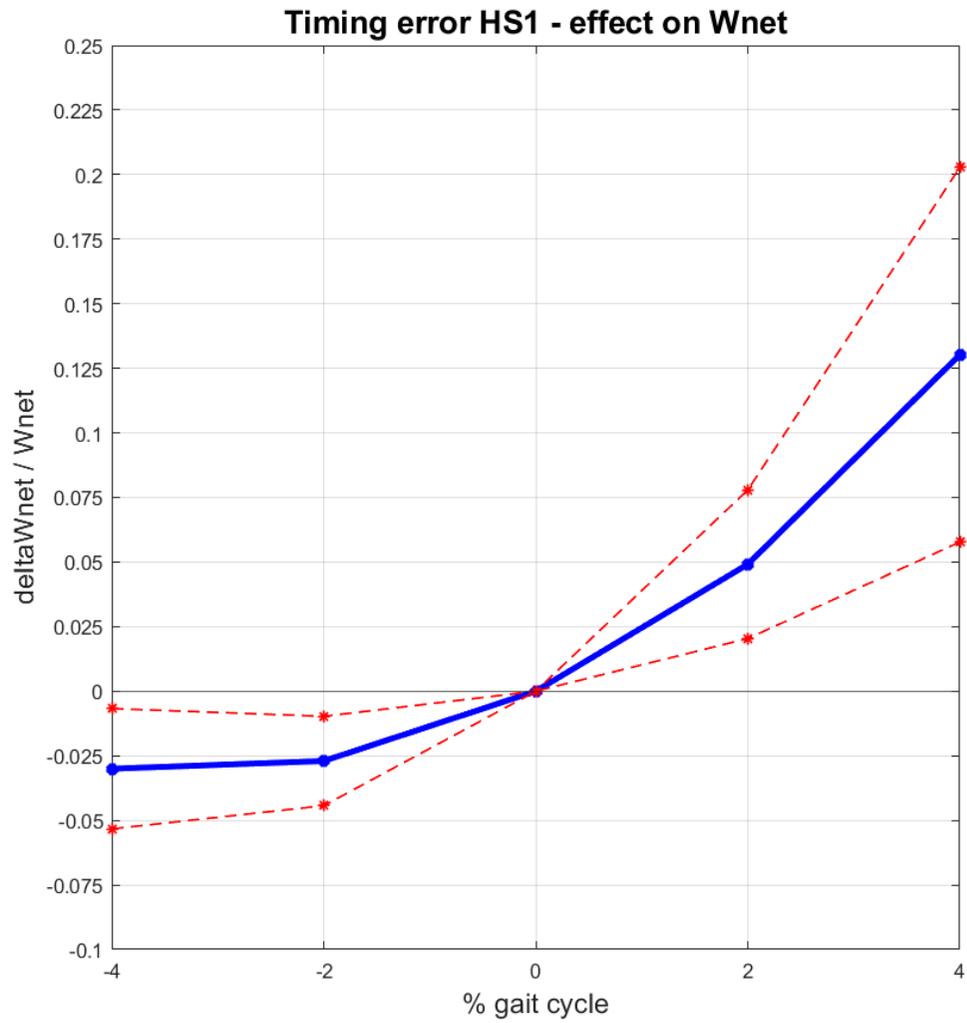
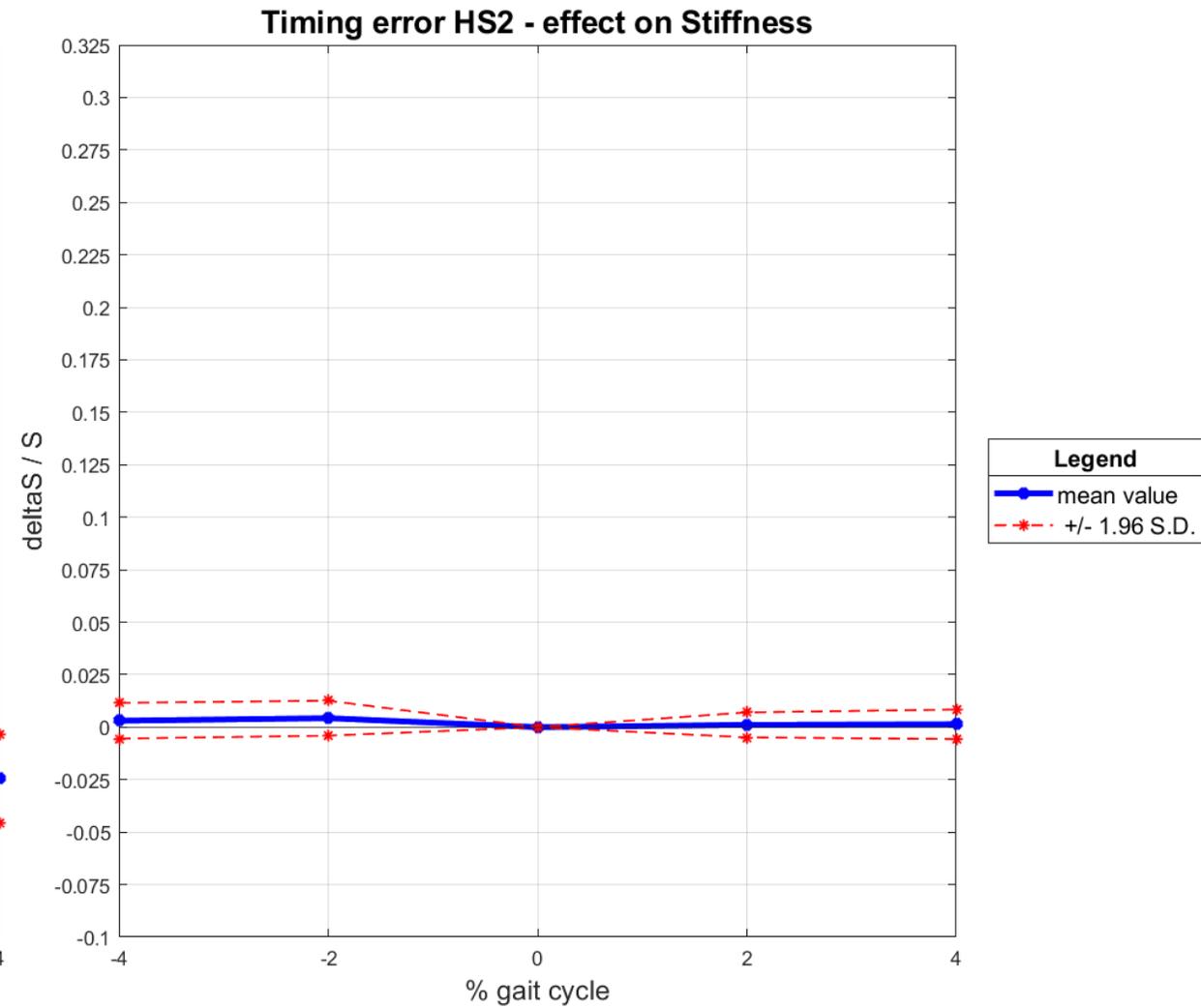
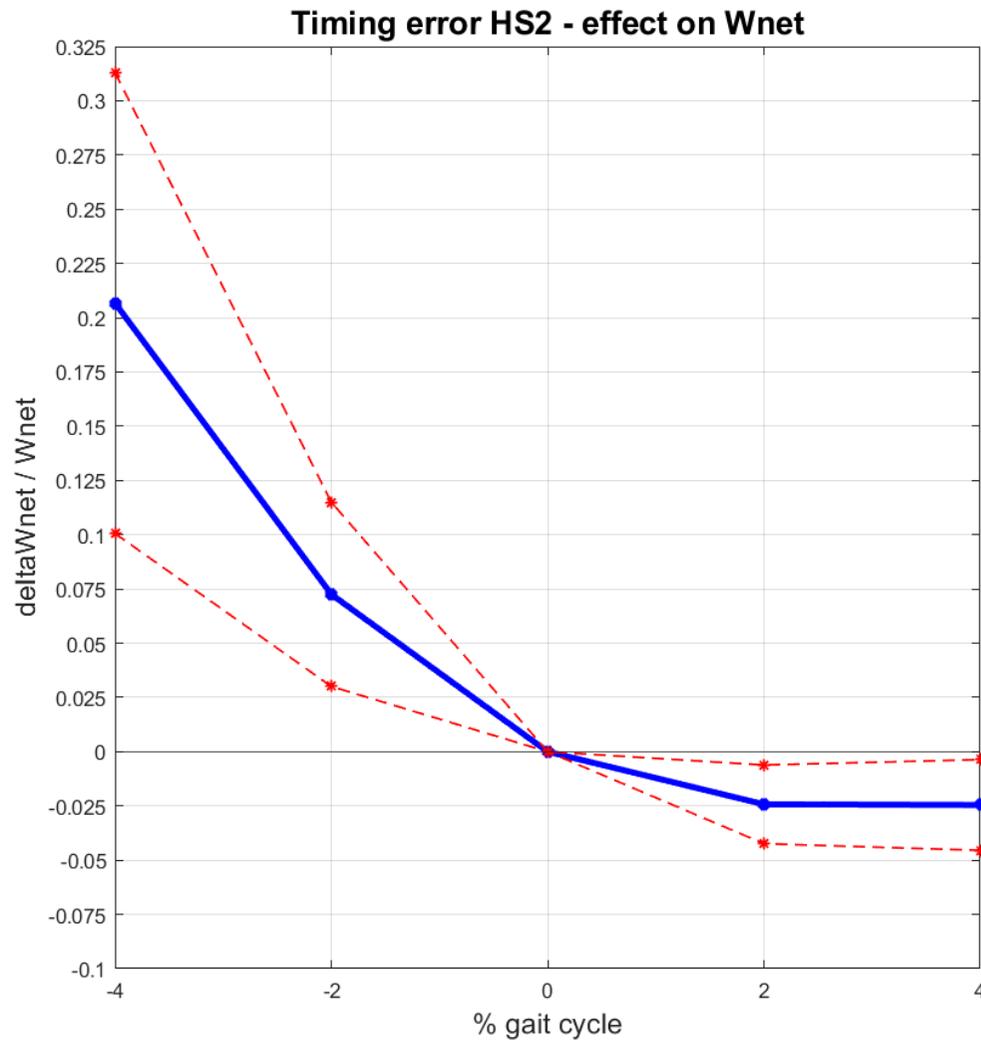


Figura 3.34. Effetto dell'errore di timing su HS1 sul calcolo degli indici ricavati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.



Legend
 —●— mean value
 -*- +/- 1.96 S.D.

Figura 3.35. Effetto dell'errore di timing su HS2 sul calcolo degli indici ricavati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

punto di toe off si compensa e, perciò, il punto della curva relativo all'istante di toe off non si sposta molto rispetto al caso della curva originale e quindi il valore dell'area sottesa alla curva non cambia in maniera significativa.

L'effetto di un eventuale errore di shifting sul calcolo degli indici ricavati dalla curva momento-angolo è mostrato in figura 3.37. Per quanto riguarda l'errore sul calcolo della stiffness, il valor medio dell'errore relativo e l'IC 95% risultano inferiori al 5%. Invece, il valor medio dell'errore relativo sul calcolo del lavoro netto risulta molto maggiore del 5% per quanto riguarda errori di timing negativi, mentre risulta inferiore al 5% per errori positivi. L'effetto dello shifting del segnale sul calcolo del lavoro netto è lo stesso del caso di errore sul secondo heel strike, anche se, in questo caso, il valore dell'errore relativo è all'incirca il doppio per valori di timing error negativi.

In generale, il calcolo della stiffness plantiflessoria risulta poco sensibile ad un eventuale errore di timing, qualsiasi sia il tipo di errore commesso, mentre, il lavoro netto dell'articolazione di caviglia risulta in diversi casi molto sensibile alla presenza di un errore di timing, soprattutto nel caso di un errore di shifting. Se avessimo considerato non il lavoro netto ma il lavoro prodotto e il lavoro assorbito, è possibile ipotizzare che il lavoro assorbito (area sottesa alla curva fino al punto di massima dorsiflessione) sarebbe risultato poco sensibile all'eventuale presenza di un errore di timing mentre il lavoro prodotto (area sottesa alla curva che va dal punto di massima dorsiflessione al punto di toe off) sarebbe risultato maggiormente sensibile poiché il valore dipende dall'istante di toe off.

Fino a questo momento abbiamo considerato che sia stato commesso un errore di timing solo sugli istanti di appoggio del tallone e che l'istante di toe off sia stato selezionato in modo corretto. Se consideriamo, invece, che un eventuale errore di timing sia commesso solo sull'istante di stacco della punta del piede, dalle considerazioni effettuate in precedenza è possibile ipotizzare due cose: l'errore di timing su TO non ha alcun effetto sul calcolo della stiffness, l'errore sul calcolo del lavoro netto è maggiore nel caso di anticipo dell'istante di toe rispetto al caso in cui l'istante è posticipato. La figura 3.38 mostra gli effetti dell'errore di timing sull'istante di toe off sul calcolo degli indici estratti dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Come ipotizzato in precedenza, l'eventuale presenza di un errore sulla scelta dell'istante di stacco della punta del piede non influisce in alcun modo sul calcolo della stiffness perché il valore dell'istante non rientra nei parametri necessari per calcolare quest'indice. Anche l'ipotesi sul calcolo del lavoro netto si è rivelata corretta. Un errore di positivo di timing sul TO comporta che l'istante sia posticipato rispetto all'istante originale e che, quindi, il punto della curva corrispondente cada nella zona di curva in cui il valore di momento è molto piccolo. Questo comporta che l'effetto sul calcolo dell'area sia piccolo. Infatti, il valor medio dell'errore relativo e l'intervallo di confidenza al 95% risultano inferiori al 5%. Invece, per un errore di timing negativo, il punto della curva corrispondente all'istante di toe off è anticipato e il calcolo del lavoro risulta maggiormente sensibile all'errore, con un valor medio dell'errore relativo già superiore al 15% per un errore pari a -2%. Anche in questo caso, come per la presenza di errore di timing sugli heel strike, l'errore sul calcolo del lavoro netto compiuto dall'articolazione di caviglia dipende solo dall'errore commesso sul calcolo del lavoro prodotto, e non dal calcolo del lavoro assorbito, poiché il calcolo di questo tipo di lavoro dipende dall'istante di toe off.

Dai risultati ottenuti sull'effetto di un'eventuale presenza di un errore di timing, commesso o sugli heel strike o sul toe off, possiamo dedurre l'effetto che la co-presenza dei due errori hanno sul calcolo

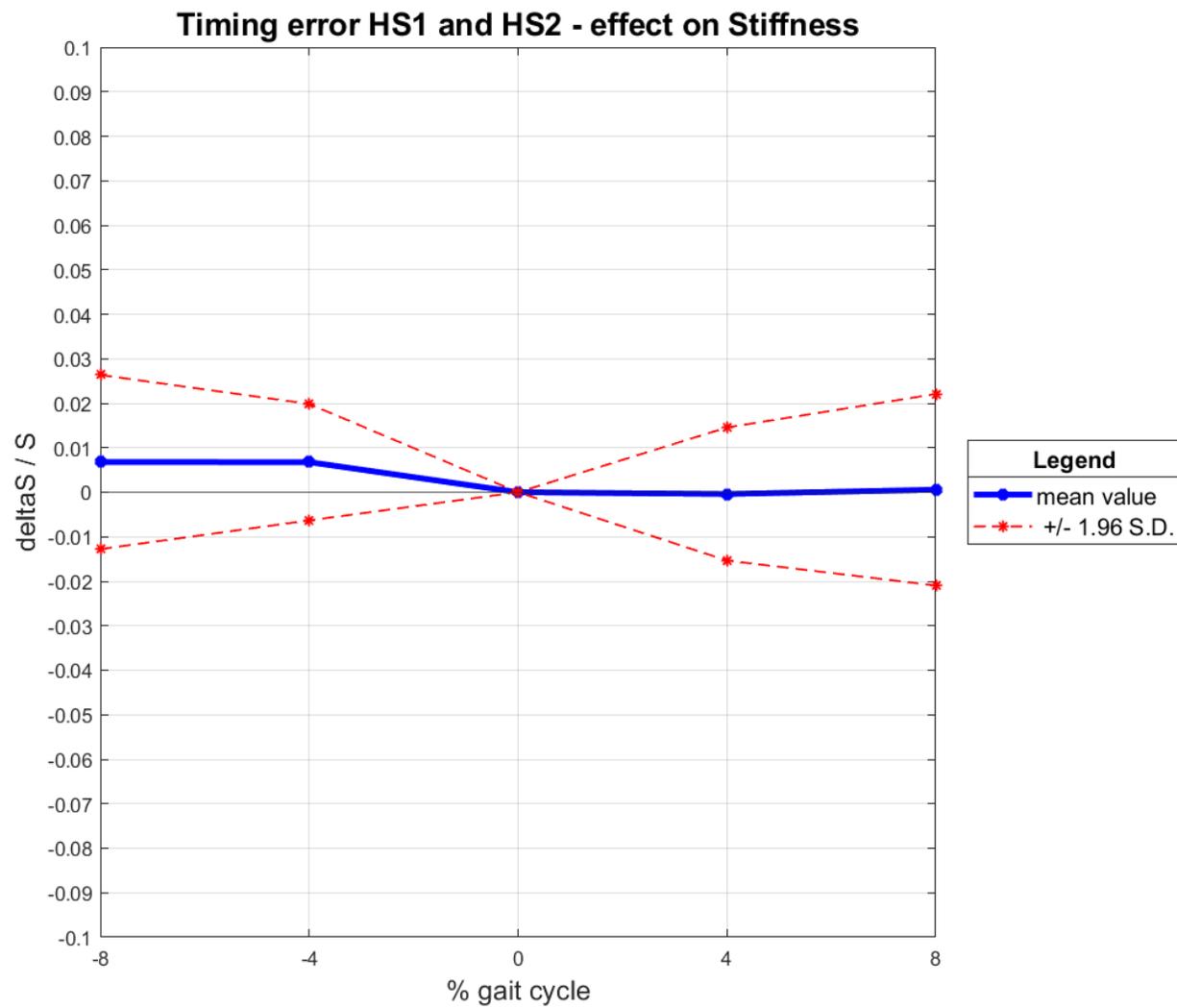
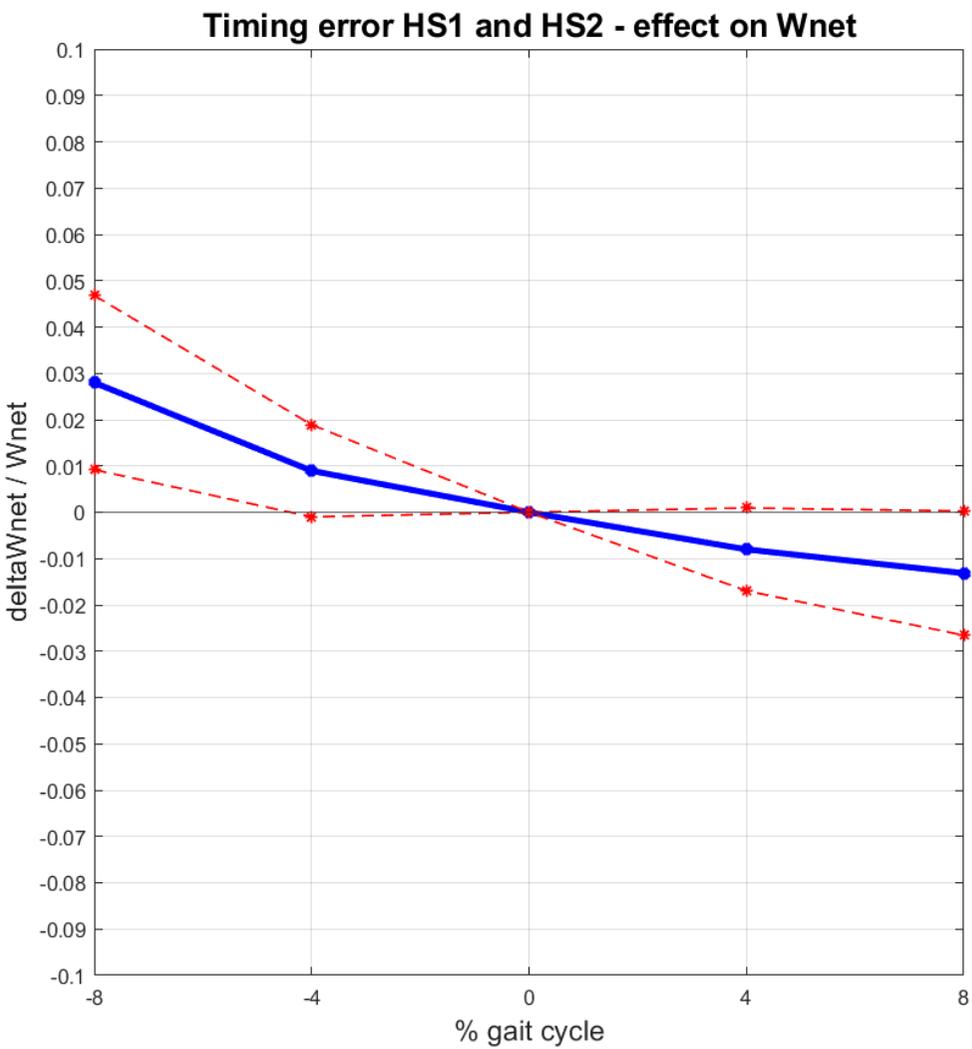
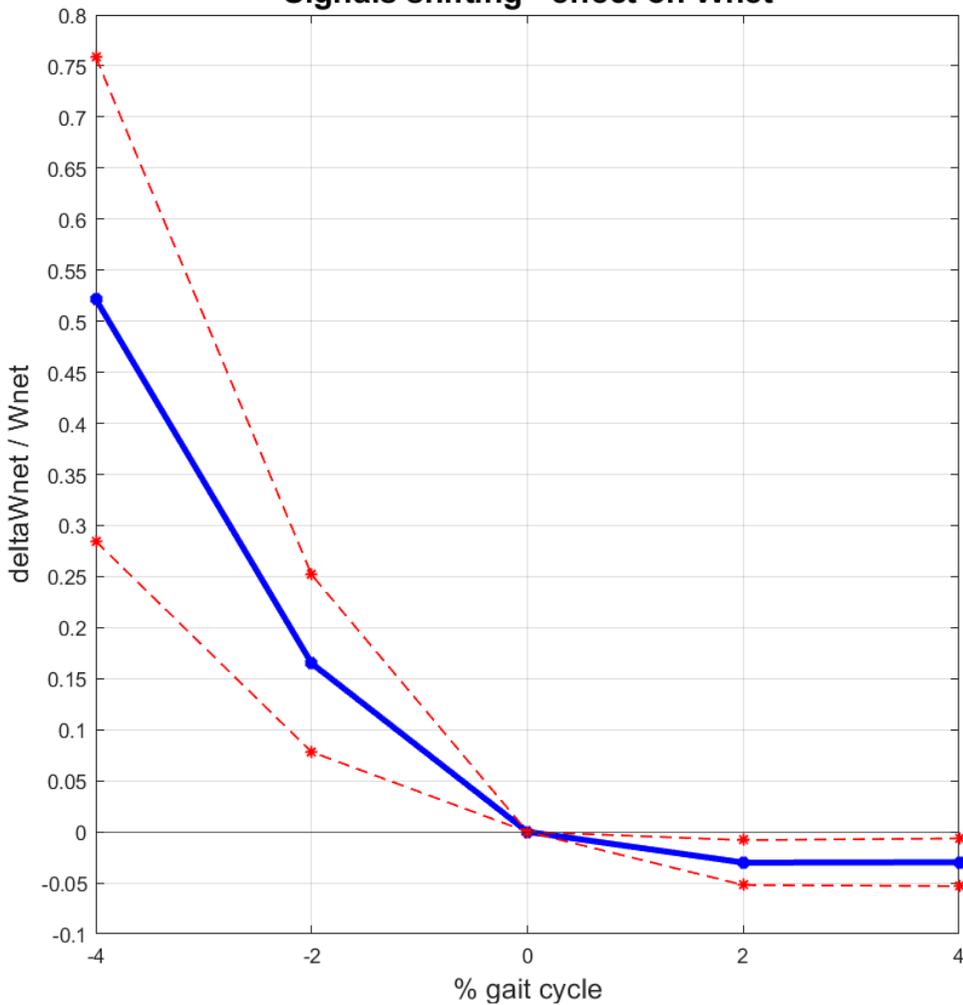
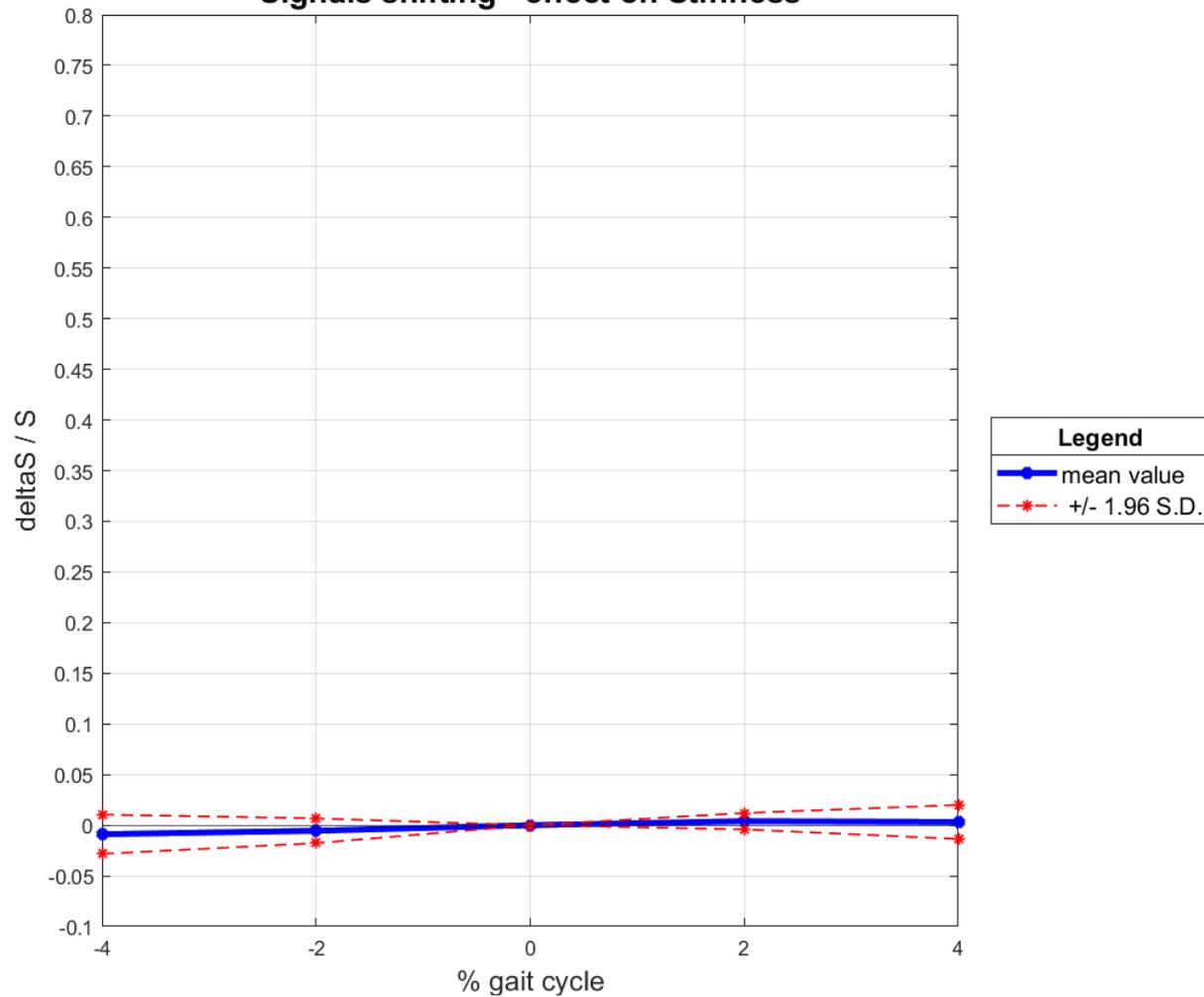


Figura 3.36. Effetto dell'errore di timing su HS1 e HS2 sul calcolo degli indici ricavati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

Signals shifting - effect on Wnet



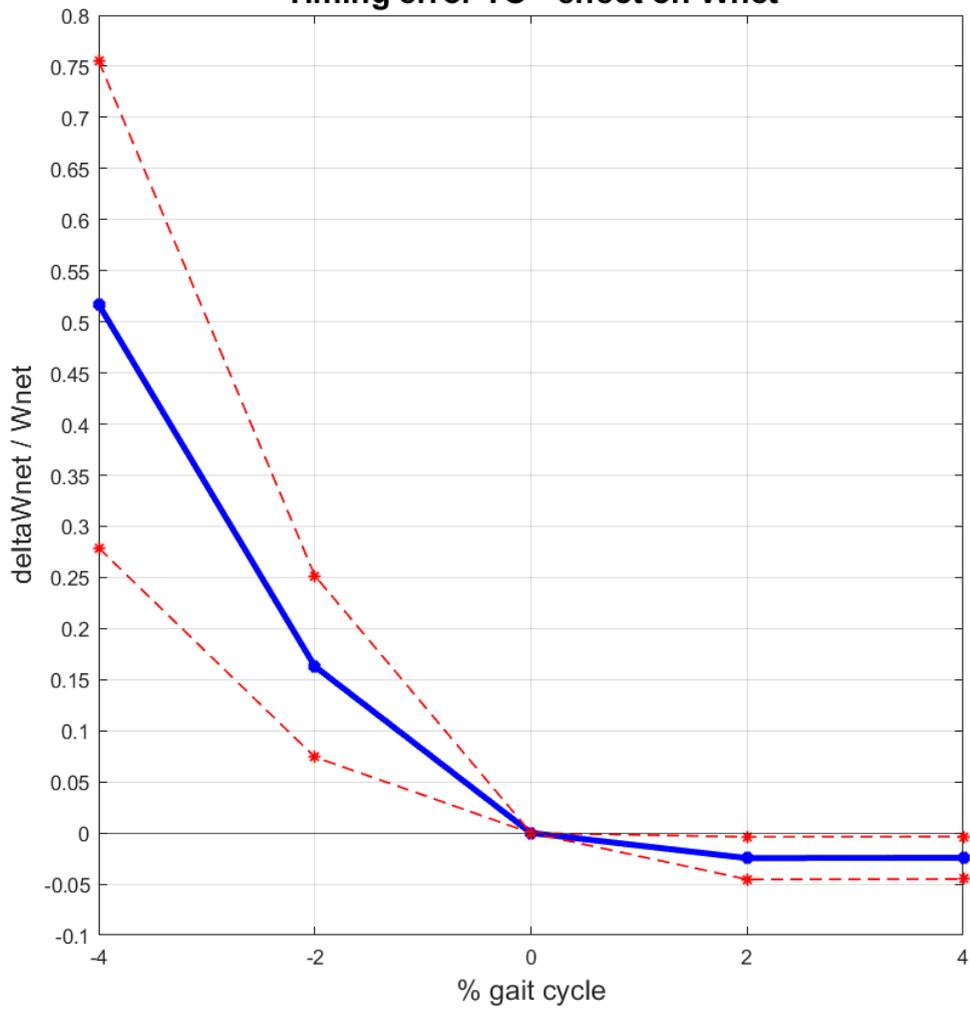
Signals shifting - effect on Stiffness



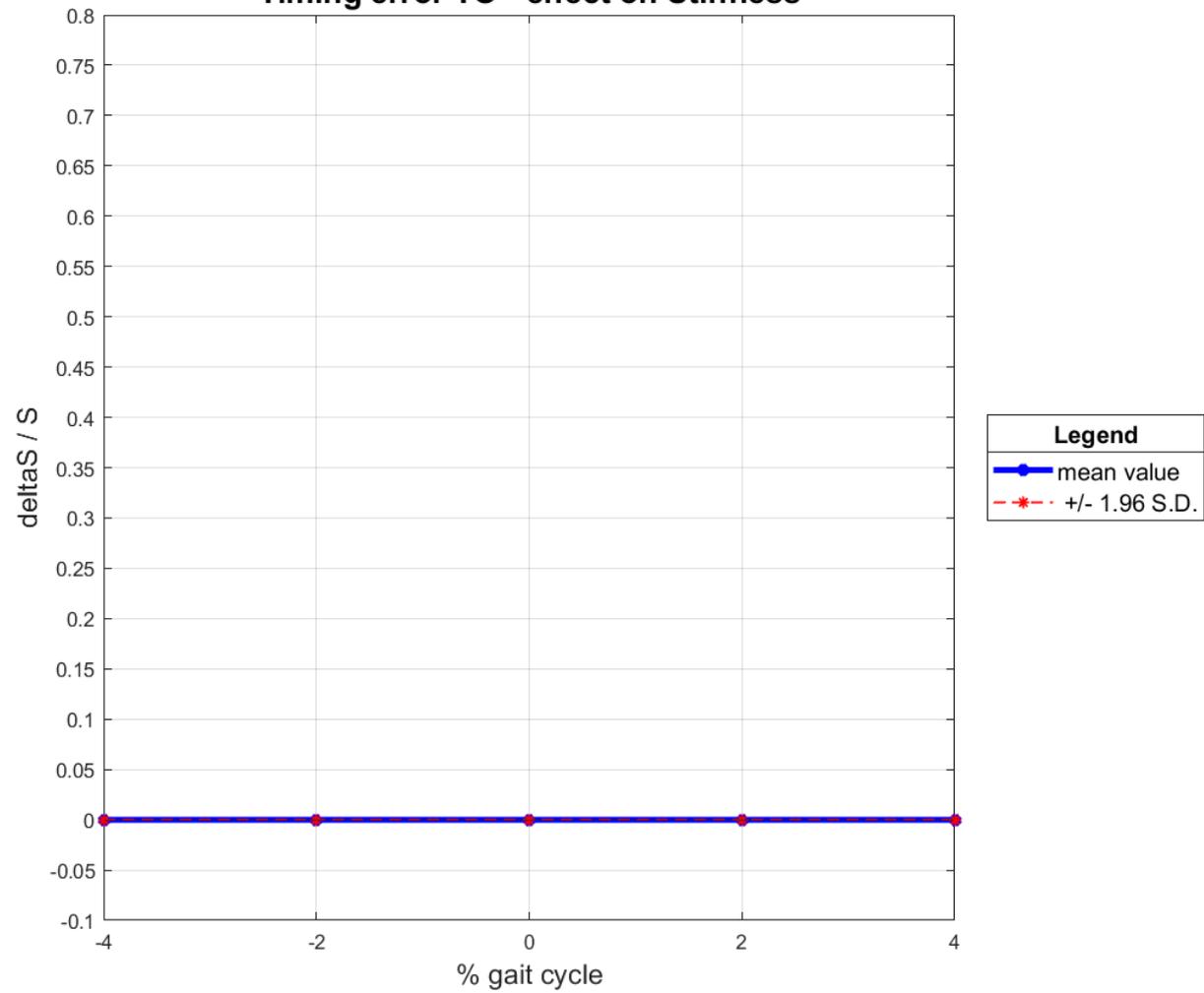
Legend
—●— mean value
- - * - +/- 1.96 S.D.

Figura 3.37. Effetto dell'errore di shifting sul calcolo degli indici ricavati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

Timing error TO - effect on Wnet



Timing error TO - effect on Stiffness



Legend
—●— mean value
- * - +/- 1.96 S.D.

Figura 3.38. Effetto dell'errore di timing su TO sul calcolo degli indici ricavati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

degli indici derivati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia. Per quanto riguarda la stiffness plantiflessoria, l'errore commesso su questo indice è solamente legato alla presenza di un qualche tipo di errore di timing commesso sugli heel strike, mentre, un ulteriore errore commesso sulla selezione dell'istante di toe off non ha alcun effetto. Invece, l'aggiunta, ad un errore nella selezione degli istanti di appoggio, di un errore nella selezione dell'istante di toe off ha un effetto sul calcolo del lavoro netto che dipende dal tipo di errore di timing commesso sugli heel strike e dal valore negativo o positivo dell'errore commesso sul TO. Se consideriamo che venga commesso un errore di timing solo su HS1 (errore positivo), allora, se il valore dell'errore commesso sul toe off è negativo (anticipo dell'istante) il valor medio dell'errore relativo tende ad aumentare, se il valore commesso sul toe off è positivo (ritardo dell'istante) il valor medio diminuisce, mentre, tende a rimanere costante, se l'errore su HS1 è negativo. Nel caso venga commesso solo un errore sul secondo heel strike (errore negativo), allora, se l'errore commesso sul toe off è negativo, il valor medio dell'errore relativo sul calcolo del lavoro netto tende ad aumentare, se l'errore commesso sul toe off è positivo, il valor medio diminuisce, mentre, tende a rimanere costante, se l'errore su HS1 è positivo. Per ultimo, se consideriamo che venga commesso un errore di timing sia sul primo che sul secondo istante di appoggio, allora, se il valore dell'errore commesso sull'istante di stacco del piede è negativo, il valor medio dell'errore relativo tende ad aumentare, se il valore dell'errore commesso sull'istante di stacco del piede è positivo, il valor medio tende a diminuire, in particolare, se l'errore di timing sugli heel strike è positivo. Per quanto riguarda l'errore di shifting, se l'errore commesso sul toe off è negativo, il valor medio dell'errore relativo sul calcolo del lavoro netto tende ad aumentare, mentre, se l'errore commesso sul toe off è positivo, il valor medio diminuisce. Questo avviene se l'errore di shifting è negativo, mentre, il valor medio dell'errore relativo tende a rimanere costante, se l'errore di shifting è positivo. In generale, si può dire che un eventuale errore di timing negativo sull'istante di toe off aumenta l'errore commesso sul calcolo del lavoro netto derivato da un eventuale errore di timing commesso sugli istanti di appoggio, mentre, un eventuale errore di timing positivo sul toe off, diminuisce il valor medio dell'errore relativo. Il valor medio dell'errore può diminuire fino ad un certo valore (negativo) oltre il quale, anche se aumenta l'errore commesso sull'istante di stacco del piede, il valore non diminuisce. Questo valore soglia è dovuto al fatto che, posticipando l'istante di TO, il punto corrispondente cade nella parte di curva momento-angolo in cui il valore di momento è molto piccolo, o nullo, e costante, perciò, l'effetto sul calcolo del lavoro è quello di sovrastimare leggermente il valore. Da questo aspetto può essere fatta la considerazione che l'effetto dell'errore di timing sugli istanti di appoggio del tallone, sul calcolo del lavoro netto, può essere annullato, o comunque reso trascurabile, posticipando di una determinata percentuale del gait cycle l'istante di toe off.

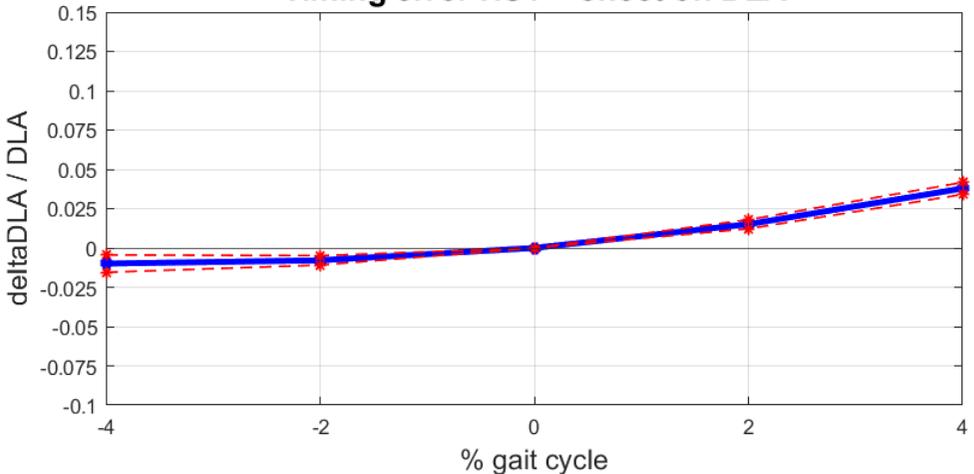
Effetto dell'errore di timing sugli indici derivati dalla GRF

La figura 3.39 mostra gli effetti di un eventuale errore di timing sul primo istante di appoggio del tallone sul calcolo dei principali indici estratti dalla Ground Reaction Force, il Dynamic Loading Ability (DLA), il Dynamic Propulsive Ability (DPA), la Braking Area (BA) e la Propulsive Area (PA). In questo caso, e anche nei successivi tipi di errore di timing, si considera che non venga commesso alcun errore sull'istante di toe off. Per quanto riguarda il DLA, il grafico rappresentato in figura mostra che l'errore medio relativo e l'intervallo di confidenza al 95% risultano inferiori al 5% sia per errori di timing negativi sia per errori positivi, quindi l'errore può essere considerato trascurabile. Per errori di timing negativi il valor medio dell'errore relativo risulta negativo e ciò significa che l'area sottesa

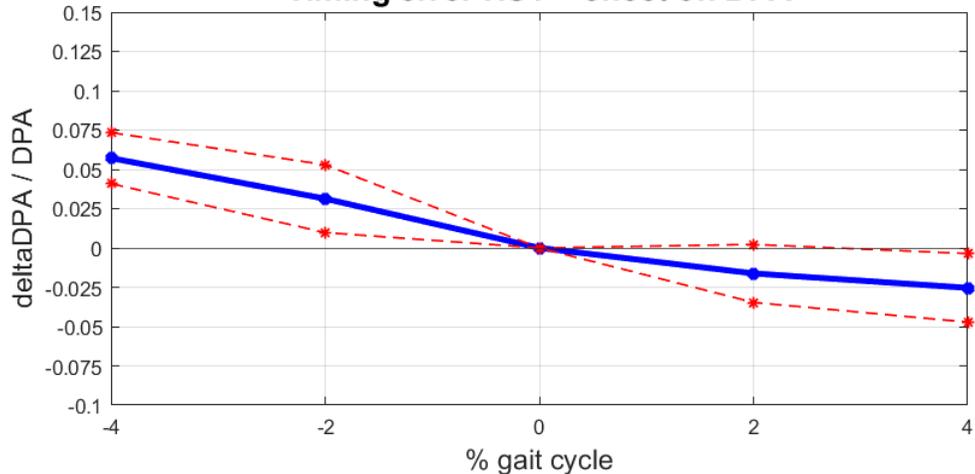
alla curva del segnale di GRF verticale corrotto risulta maggiore rispetto al segnale originale. Invece, per errori di timing positivi il valor medio dell'errore relativo risulta positivo, perciò, l'area sottesa alla curva del segnale corrotto è minore rispetto al segnale originale. La variazione dell'area sottesa alla curva della GRF verticale è legata al fatto che un errore di timing sul primo heel strike comporta il fatto che il segnale, soprattutto nella prima metà, risulta in anticipo o in ritardo a seconda che l'errore sia negativo o positivo. Se consideriamo gli indici derivati dalla GRF antero-posteriore, il valore medio dell'errore relativo e l'IC 95% della BA risultano inferiori al 5%. In questo caso, il valor medio dell'errore risulta positivo sia per errori di timing positivi che negativi; ciò significa che l'area sottesa alla parte negativa del segnale di GRF antero-posteriore corrotto risulta inferiore all'area del segnale originale. Per quanto riguarda la PA, l'andamento del valor medio dell'errore relativo risulta simile a quello del DLA, anche se, in questo caso, per errori di timing pari a $\pm 4\%$, il valor medio e l'intervallo di confidenza al 95% sono pari o superiori al 5% e quindi l'errore risulta meno accettabile. Nel caso del DPA l'andamento del valor medio dell'errore relativo è opposto a quello della Propulsive Area. Per errori di timing negativi il valor medio e l'IC 95% risultano positivi, con valori che superano il 5% nel caso di errore pari a -4% , invece, per errori di timing positivi, il valor medio e l'intervallo di confidenza risultano negativi e inferiori al 5%. Il DPA è strettamente legato alla PA, poiché questo è pari al rapporto tra PA e la durata (in campioni) della parte positiva del segnale di GRF antero-posteriore. Tuttavia, l'andamento del valor medio dell'errore relativo risulta opposto. Questa cosa può essere spiegata dal fatto che la durata della parte positiva del segnale varia perché il segnale risulta in anticipo o in ritardo a seconda che l'errore sia negativo o positivo. Perciò, prendendo il caso di errori di timing negativi, la PA risulta maggiore, ma risulta maggiore anche la durata della parte positiva del segnale e, perciò, il DPA, del segnale corrotto, risulta inferiore.

In figura 3.40 sono mostrati il valor medio e l'IC 95% dell'errore relativo, commesso sul calcolo degli indici derivati dalla GRF verticale e antero-posteriore, in funzione dell'errore di timing commesso sul secondo istante di appoggio del tallone. La Dynamic Loading Ability e la Braking Area risultano avere un valor medio dell'errore relativo e un intervallo di confidenza molto simili, sia come andamento che come valori. In entrambi i casi, il valor medio e l'IC 95% sono inferiori al $\pm 5\%$, con valori negativi per errori di timing negativi e valori positivi per errori di timing positivi. I bassi valori dell'errore relativo sono legati al fatto che l'errore sul secondo heel strike comporta un ritardo del segnale corrotto, rispetto a quello originale, nel caso di errore di timing negativo e un anticipo del segnale corrotto rispetto a quello originale nel caso di errore di timing positivo, e questo effetto è maggiore soprattutto nella seconda metà del segnale. Nel caso del BA, la prima del segnale corrotto è praticamente identica a quella del segnale originale e, perciò, il valore dell'area sottesa alla parte negativa rimane pressoché identico. Per quanto riguarda la Propulsive Area, il valor medio dell'errore risulta positivo e inferiore al 5%. L'intervallo di confidenza al 95% risulta maggiore del 5% nel caso di errore di timing pari a -4% . L'andamento del valore medio e dell'intervallo di confidenza indicano che la PA del segnale corrotto risulta sempre inferiore nel caso di errori positivi, mentre, nel caso di errori negativi, può risultare sia maggiore che minore alla PA del segnale originale. Nonostante ciò, la differenza risulta pressoché trascurabile per quasi tutti i valori di errore di timing. L'andamento del valor medio dell'errore relativo commesso sul calcolo del Dynamic Propulsive Ability risulta opposto rispetto al caso di errore di timing sul primo heel strike. Per errori negativi, il valor medio risulta negativo e inferiore al 5%, mentre l'IC 95% arriva a superare il 5% nel caso di errore pari a -4% ; per errori positivi il valor medio risulta positivo e supera il 5% nel caso di errore pari al 4%. Anche in questo caso, come per l'errore di timing su HS1, lo sfasamento del segnale dovuto all'errore sul

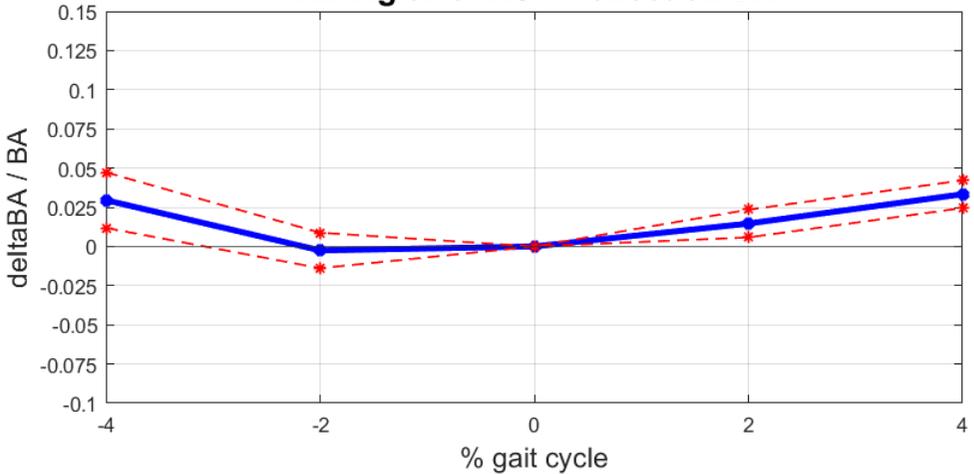
Timing error HS1 - effect on DLA



Timing error HS1 - effect on DPA



Timing error HS1 - effect on BA



Timing error HS1 - effect on PA

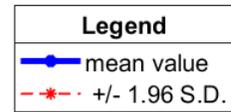
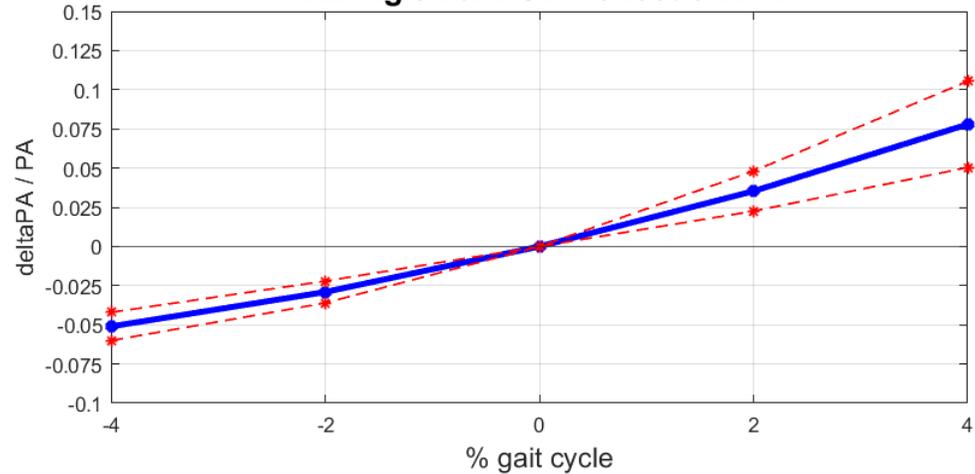
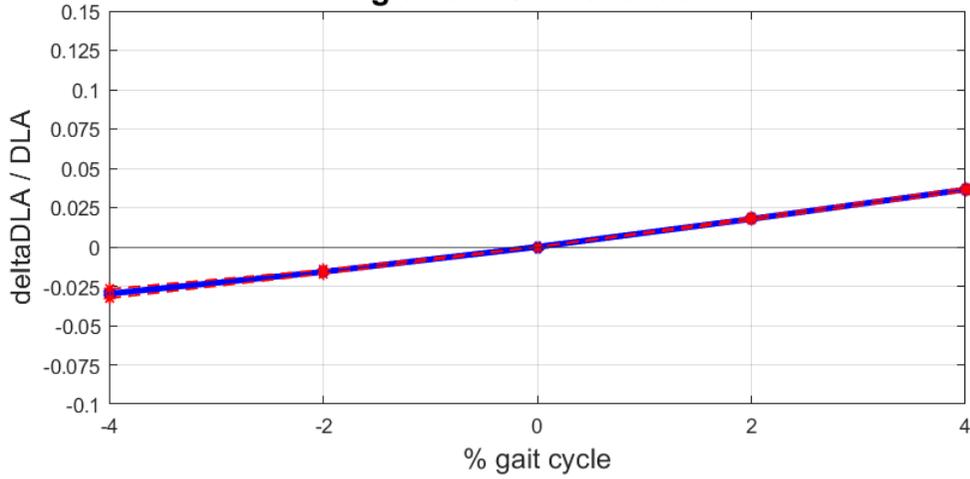
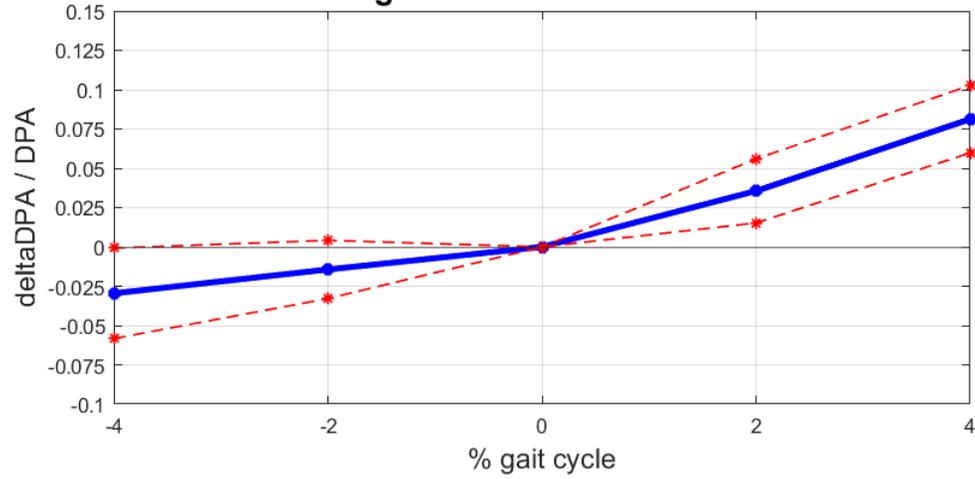


Figura 3.39. Effetto dell'errore di timing su HS1 sul calcolo degli indici ricavati dalla Ground Reaction Force verticale e antero-posteriore. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

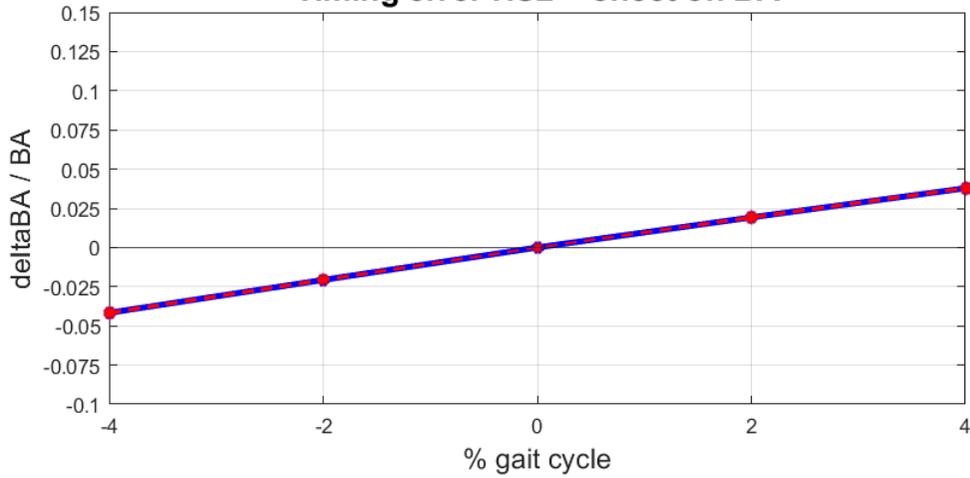
Timing error HS2 - effect on DLA



Timing error HS2 - effect on DPA



Timing error HS2 - effect on BA



Timing error HS2 - effect on PA

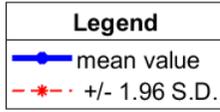
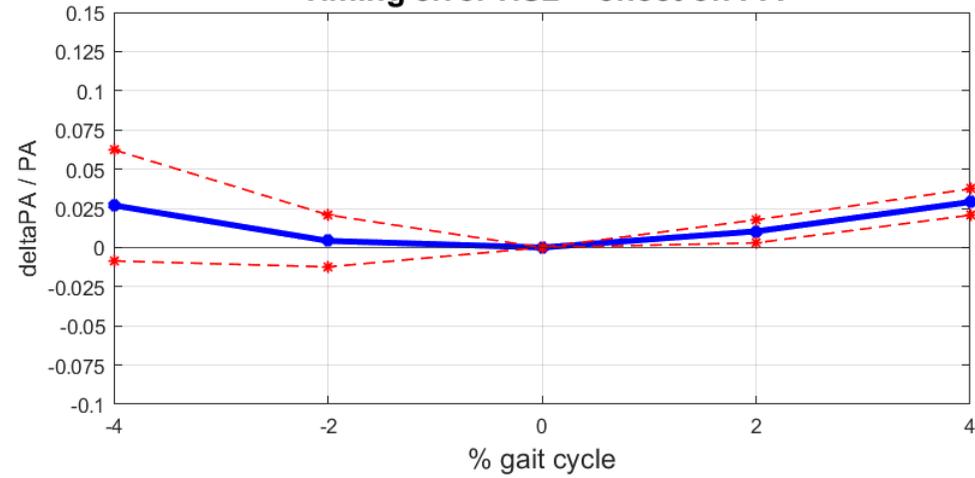


Figura 3.40. Effetto dell'errore di timing su HS2 sul calcolo degli indici ricavati dalla Ground Reaction Force verticale e antero-posteriore. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

secondo heel strike comporta la variazione della durata della parte positiva del segnale e questo influisce in modo significativo sull'andamento del valore di DPA.

La figura 3.41 mostra gli effetti di un eventuale errore di timing commesso sia sul primo che sul secondo istante di appoggio del tallone. Per quanto riguarda il DLA e la PA, l'andamento del valore medio dell'errore relativo e dell'intervallo di confidenza al 95% risultano entrambi all'incirca monotoni crescenti. Per il DLA il valore medio risulta inferiore a $\pm 5\%$ tranne che per un errore di timing pari al 8%; per la PA il valor medio e l'IC 95% risultano inferiori a $\pm 5\%$ per errori di timing compresi tra $\pm 4\%$. L'andamento monotono crescente, del valor medio dell'errore, è legato all'effetto che l'errore di timing contemporaneo su HS1 e HS2 ha sul segnale, ovvero che la prima parte del segnale risulta in anticipo o ritardo, mentre la seconda parte viceversa, a seconda che l'errore sia negativo o positivo. Questo infatti comporta, se consideriamo un errore negativo, che l'area sottesa alla curva della GRF verticale sia maggiore, e sia maggiore anche l'area della parte positiva della GRF antero-posteriore, se invece consideriamo un errore positivo avviene il contrario. Per quanto riguarda la Braking Area, il valor medio e l'IC 95% risultano inferiori a $\pm 5\%$ tranne che per un errore di timing pari a 8%. Rispetto ai casi precedentemente descritti, il valor medio dell'errore relativo e l'intervallo di confidenza, sul calcolo della DPA, risultano inferiori a $\pm 5\%$ e il valor medio risulta inferiore a $\pm 2.5\%$. L'andamento, inoltre, risulta all'incirca costante e piatto, con un valor medio dell'errore negativo per errori di timing negativi e positivo per errori di timing positivi. Questo andamento, all'incirca piatto, è dovuto al fatto che nel momento in cui la PA del segnale corrotto risulta maggiore o minore di quella del segnale originale anche la durata della parte positiva del segnale risulta maggiore o minore, e quindi il rapporto non varia molto.

In figura 3.42 sono mostrati gli effetti di un eventuale errore di shifting sul calcolo degli indici derivati dalla GRF verticale e antero-posteriore. Per quanto riguarda il DLA e la BA, il valor medio dell'errore relativo risulta inferiore a $\pm 5\%$ per errori di timing compresi tra -4% e 2% . Se consideriamo la Propulsive Area, il valor medio dell'errore relativo e l'intervallo di confidenza risultano positivi e inferiori al 5% per errori positivi. Tuttavia, per errori negativi, il valor medio risulta molto maggiore del 5% . Questo è dovuto all'effetto dello shifting del segnale di GRF antero-posteriore, che lo ritarda per errori negativi, spostando anche la posizione del massimo, e perciò riduce di molto l'area della parte positiva. Nel calcolo del Dynamic Propulsive Ability il valor medio dell'errore relativo risulta maggiore di $\pm 5\%$, ad eccezione del caso di errore di timing pari al 2% . I valori elevati del valor medio dell'errore relativo sono legati alla grande variazione del valore di Propulsive Area e del valore di durata della parte di segnale positiva della GRF antero-posteriore.

In conclusione, possiamo considerare trascurabile o accettabile l'effetto di un errore di timing sul primo o secondo istante di appoggio del tallone nel caso del Dynamic Loading Ability e nel caso della Braking Area. In tutti gli altri casi, sono emerse situazioni in cui, o per errori di timing positivi o per errori di timing negativi, l'effetto sul calcolo degli indici derivati dalla Ground Reaction Force verticale e antero-posteriore risulta significativo. Per completezza di analisi bisogna sottolineare il fatto che, l'effetto di un qualsiasi tipo di errore di timing comporta una modifica del segnale di GRF che può risultare sia qualitativamente che quantitativamente errato. Per esempio, se il segnale di GRV verticale risulta in anticipo (errore di shifting o errore su HS1), il valore all'istante di HS1 può risultare elevato ed attivare dei "warning" nei sistemi di rappresentazione della GRF verticale, oppure, se il segnale di GRF verticale risulta in ritardo (errore di shifting o errore su HS1), il valore all'istante di HS1 può risultare pari a zero o molto piccolo ed attivare anche in questo caso dei "warning".

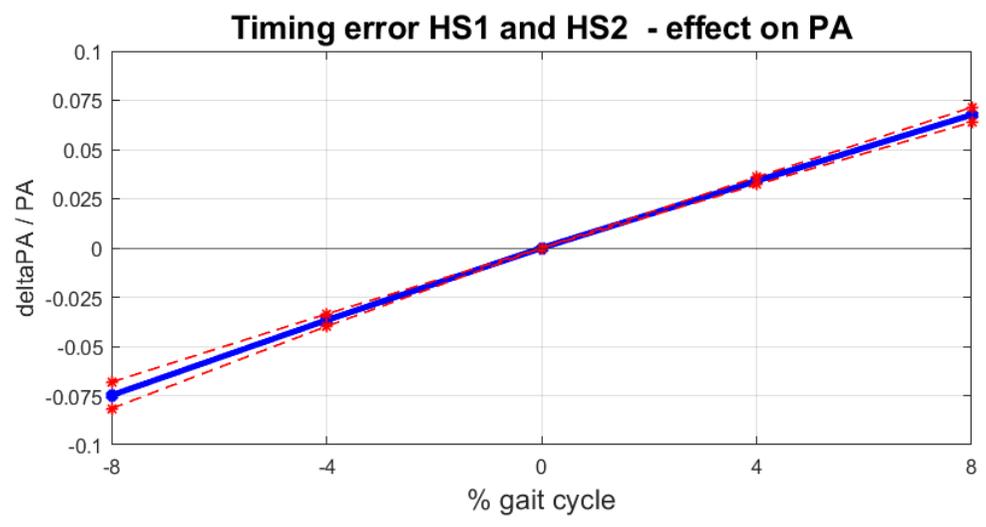
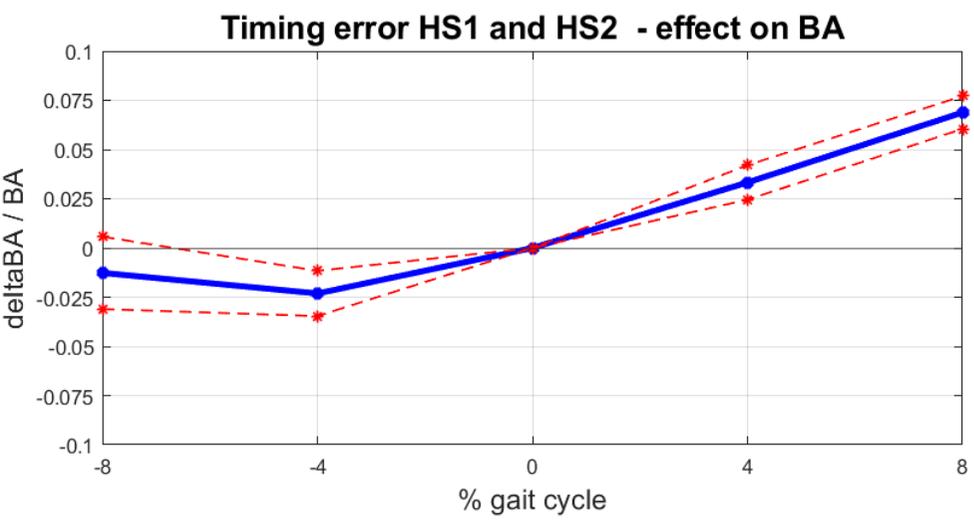
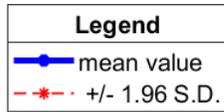
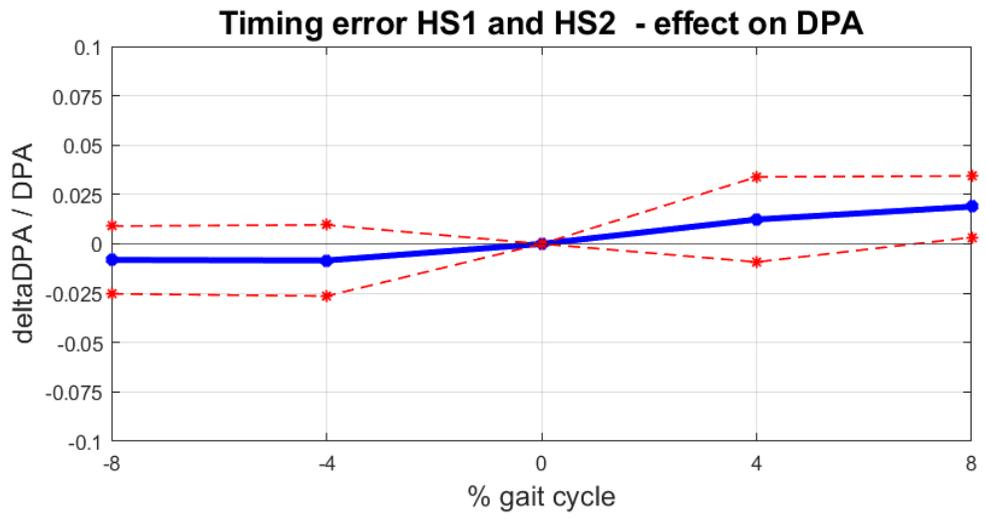
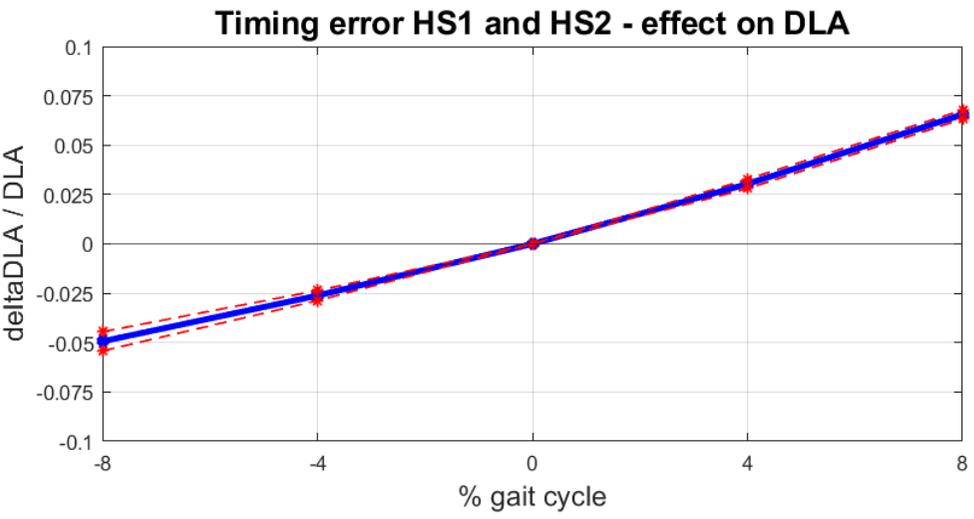


Figura 3.41. Effetto dell'errore di timing su HS1 e HS2 sul calcolo degli indici ricavati dalla Groun Reaction Force verticale e antero-posteriore. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

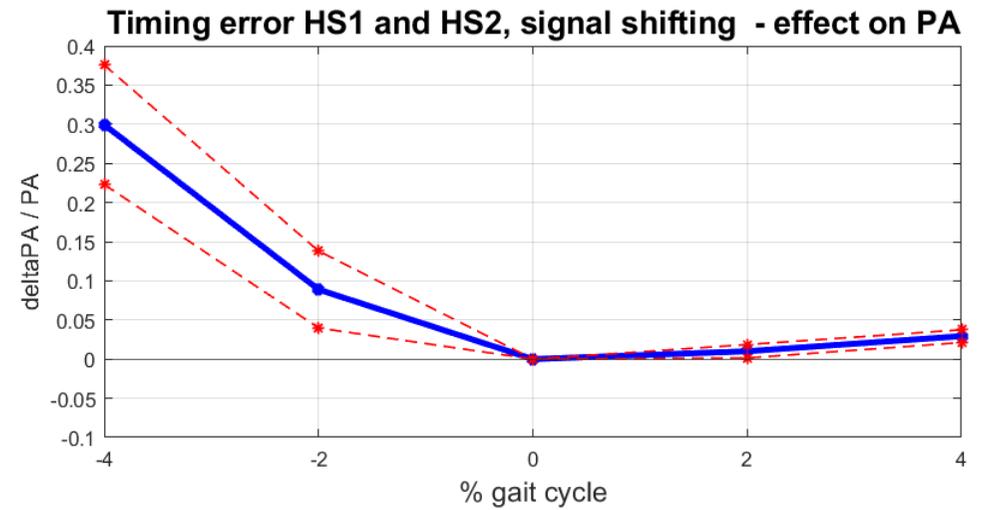
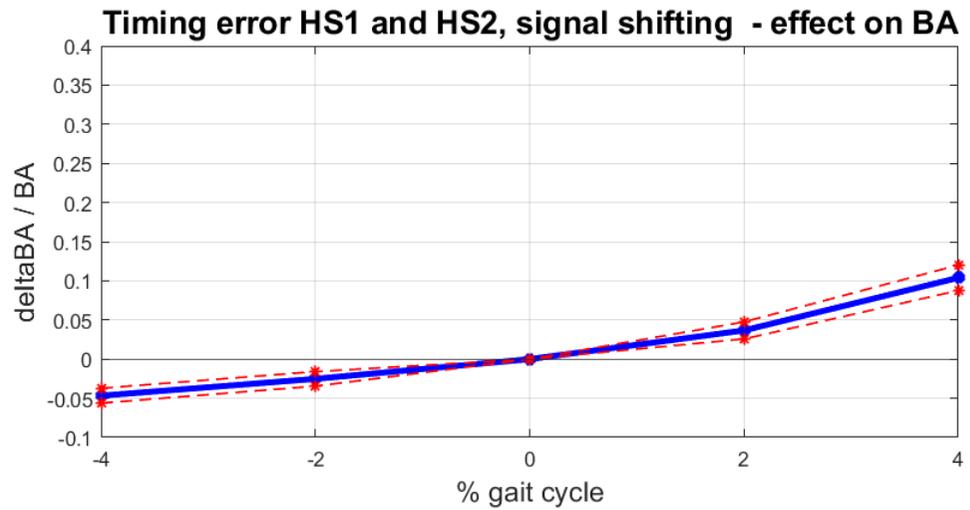
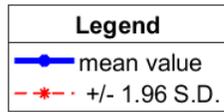
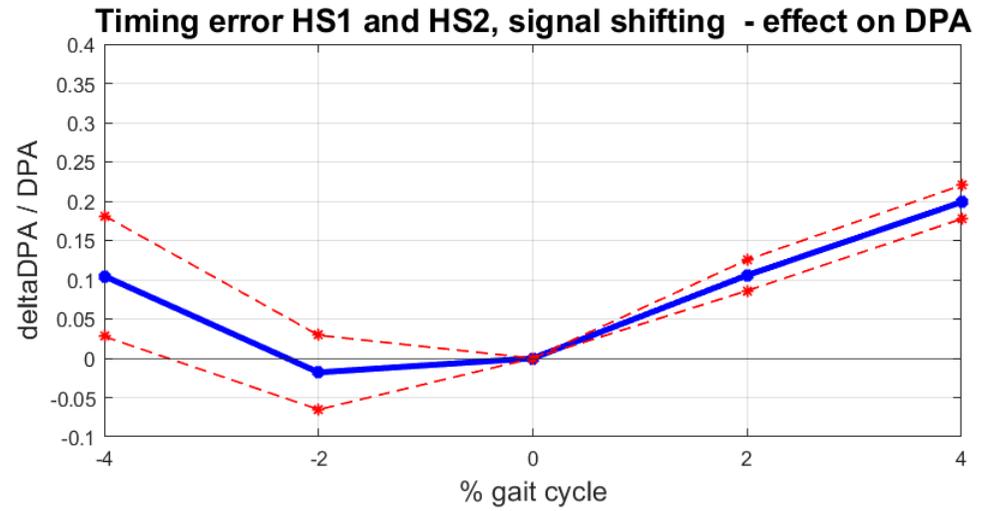
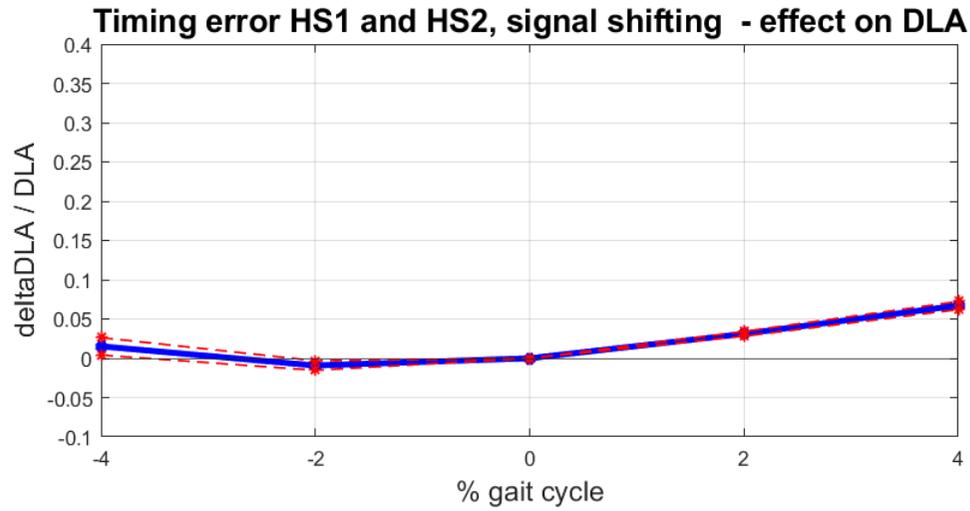
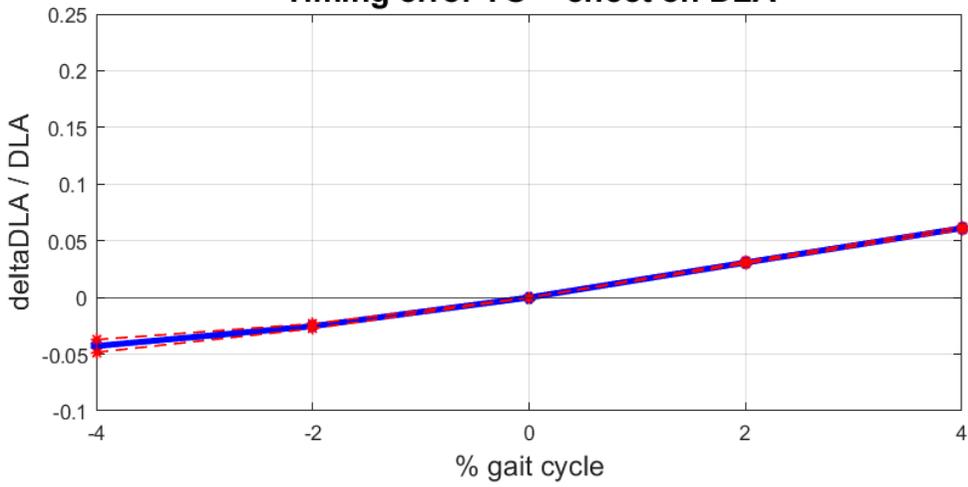


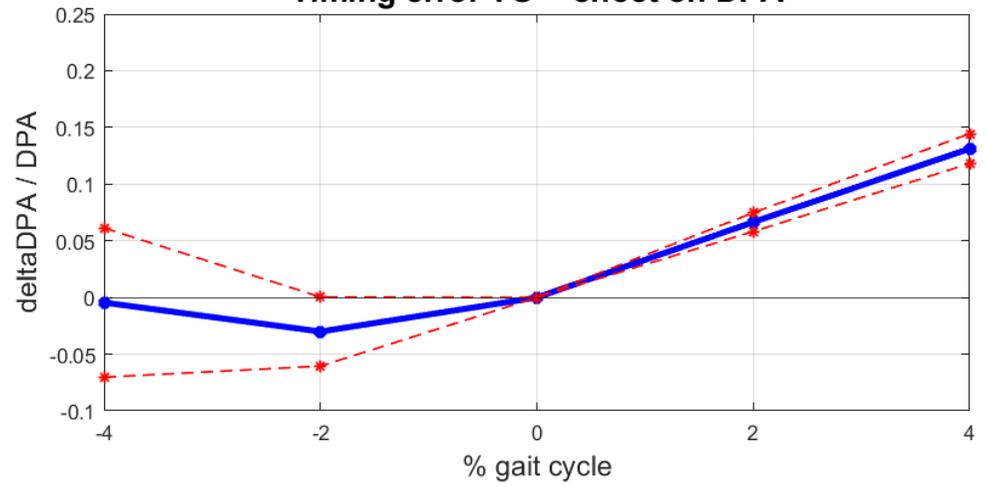
Figura 3.42. Effetto dell'errore di shifting sul calcolo degli indici ricavati dalla Groun Reaction Force verticale e antero-posteriore. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

Come per gli indici derivati dalla curva momento-angolo dell'articolazione di caviglia, anche nel caso degli indici estratti dalla Ground Reaction Force, è stato considerato che l'errore di timing sia commesso solo sugli istanti di appoggio del tallone mentre l'istante di stacco della punta del piede è stato considerato corretto. In Figura 36 è mostrato l'effetto di un errore di timing, commesso sul toe off, e non sugli heel strike, sul calcolo degli indici derivati dalla GRF verticale e dalla GRF antero-posteriore. Com'era lecito aspettarsi, la presenza di un errore sulla selezione dell'istante di toe off non comporta errore nel calcolo della BA poiché questa non dipende dall'istante di TO. Per quanto riguarda invece la DLA, un anticipo dell'istante di toe off dovrebbe comportare una diminuzione dell'area sotto la curva di GRF verticale, mentre, il posticipo dell'istante dovrebbe comportare un aumento dell'area. Il grafico in figura 3.46 mostra un andamento del valor medio dell'errore commesso sul DLA opposto da quanto atteso. Questa cosa è dovuta al fatto che la Dynamic Loading Ability dipende anche dalla durata della fase di stance, e questa, diminuendo con l'anticipo dell'istante di TO, fa sì che la DLA risulti maggiore rispetto a quella del segnale non corrotto per errori di timing negativi, mentre, aumentando con il ritardo dell'istante di TO, fa sì che la DLA risulti minore rispetto a quella del segnale non corrotto per errori di timing positivi. In generale, il valor medio dell'errore relativo sul calcolo della DLA risulti inferiore al 5% tranne che per un errore pari al 4%, dove il valor medio supera leggermente un errore relativo del 5%. Gli effetti di un errore di timing sul toe off influenzano maggiormente il calcolo della DPA e della PA perché queste sono legate all'istante di stacco del piede. Per quanto riguarda la Propulsive Area, il valor medio e l'IC 95% dell'errore relativo risultano elevati per errori di timing negativi e questo è dovuto al fatto che l'anticipo dell'istante di TO comporta una riduzione dell'area sotto la parte di curva positiva. Invece, per errori di timing positivi, il valor medio e l'intervallo di confidenza risultano negativi e inferiori al 5% con andamento tendenzialmente piatto. Ciò è dovuto al fatto che il posticipo dell'istante di toe off comporta che il punto della curva corrispondente a TO cada in zona della curva il cui valore è pari a zero, poiché ci troviamo nella fase di swing, e questo fa sì che l'area della parte positiva della GRF antero-posteriore non cambi. L'andamento del valor medio e dell'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo commesso sul calcolo del DPA dipende sia dalla PA che dalla durata della parte positiva del segnale. L'andamento del valor medio è pari a quello del valor medio dell'errore sulla Propulsive Area a cui va aggiunto l'effetto della durata della parte positiva del segnale di GRF antero-posteriore. Questo fa sì che, per errori di timing negativi, l'errore relativo sia inferiore a quello commesso sulla PA, anche se tendenzialmente sempre superiore a $\pm 5\%$, mentre, per errori di timing positivi, fa sì che il valor medio dell'errore cresca in maniera tendenzialmente monotona poiché la durata dell'intervallo positivo del segnale, aumentando con l'aumentare dell'errore sul TO, ha come conseguenza che la DPA del segnale corrotto diminuisca rispetto a quella del segnale originale perché l'area della parte di curva positiva rimane costante mentre la durata dell'intervallo cresce nel segnale affetto da errore di timing.

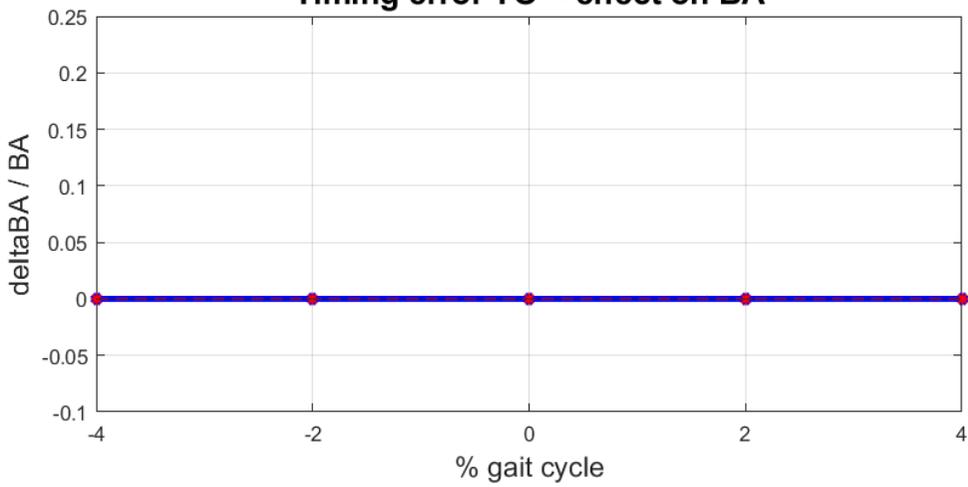
Timing error TO - effect on DLA



Timing error TO - effect on DPA



Timing error TO - effect on BA



Timing error TO - effect on PA

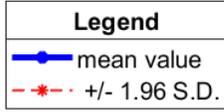
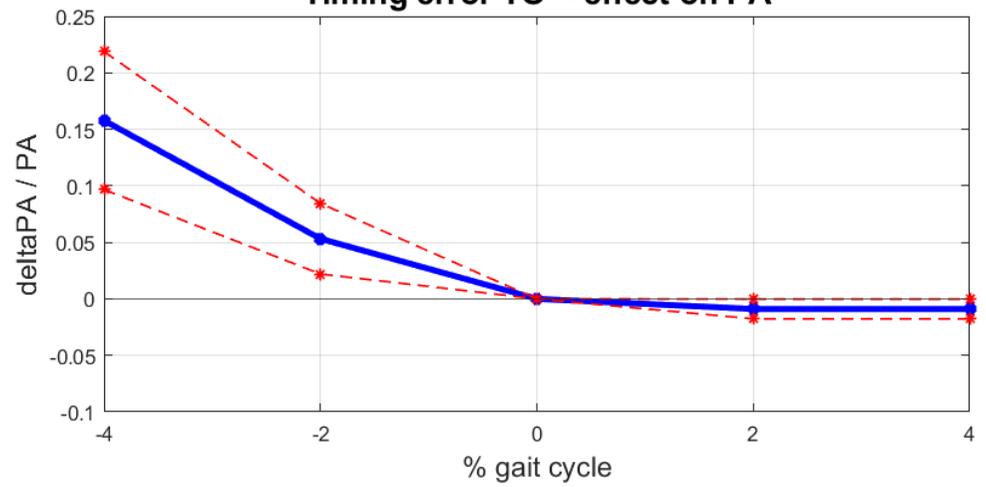


Figura 3.46. Effetto dell'errore di timing su TO sul calcolo degli indici ricavati dalla Ground Reaction Force verticale e antero-posteriore. Sono riportati i valori medi e l'intervallo di confidenza al 95% dell'errore relativo calcolati su dati reali forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus.

3.3. AFFIDABILITÀ DEI METODI DI SINTESI A LIVELLO CLINICO

L'analisi di sensibilità agli errori ha come scopo quello di valutare l'affidabilità dei metodi di sintesi quando utilizzati per documentare le variazioni del cammino di un soggetto, ad esempio dopo un trattamento farmacologico, riabilitativo o chirurgico. In base ai risultati ottenuti dall'analisi degli effetti dell'errore di offset e timing è possibile concludere:

- *Ciclogrammi:*

Le curve angolo-angolo si sono dimostrate solamente sensibili all'eventuale presenza di errori di timing sugli istanti di appoggio del piede, mentre, l'eventuale presenza di un angolo di offset sui dati non comporta errori nel calcolo degli indici. I ciclogrammi, come strumento di valutazione clinica, possono essere considerati affidabili per quanto riguarda l'area delle curve anca-ginocchio e anca-caviglia. Invece, per l'area della curva caviglia-ginocchio, come detto nel paragrafo precedente, l'affidabilità dell'informazione contenuta dall'indice geometrico va valutata in base al valore dell'indice stesso, poiché valori di area della curva inferiori o pari a 100 devono essere valutati sempre nell'ottica che l'effetto di un eventuale errore di timing presente sulle variabili cinematiche può influire in modo significativo sul valore dell'area, mentre, se l'area della curva è superiore a 100, allora è possibile considerare non significativa l'influenza di un eventuale presenza di errori di timing sul valore dell'area. Il perimetro delle curve angolo-angolo presenta una maggiore sensibilità all'eventuale errore nella selezione degli istanti di appoggio del piede, soprattutto nel caso di presenza di errore su entrambi gli heel strike, perciò, risulta un indice di minore affidabilità rispetto all'area. In generale, poiché l'errore di timing di gran lunga più comune è quello di shifting, e questo non ha alcun effetto sul calcolo degli indici geometrici dei ciclogrammi o sulla forma della curva stessa, le curve angolo-angolo possono essere considerati strumenti clinici affidabili per la valutazione del cammino di un soggetto. Se si considera i ciclogrammi tridimensionali la sensibilità alla presenza di errori di timing è maggiore per il perimetro rispetto all'area. In linea generale, se si considera il volume come indice di valutazione del cammino di un soggetto, questo può essere considerato affidabile a livello clinico, soprattutto in relazione al fatto che l'errore di timing di più comune è quello di shifting, e questo non ha effetto sul calcolo del volume di un ciclogramma 3D.

- *Curve momento-angolo:*

Così come i ciclogrammi, anche le curve momento-angolo sono dimostrate sensibili solo all'eventuale presenza di errori di timing e non alla presenza di offset sui dati cinematici. Il lavoro netto ha mostrato una grande sensibilità sia alla presenza di errori sugli istanti di appoggio sia alla presenza di errore sull'istante di stacco del piede dal terreno; perciò, a livello clinico, risulta un indice poco affidabile. Tuttavia, come visto nel paragrafo precedente, la grande sensibilità del lavoro netto agli errori di timing sugli istanti di appoggio può essere resa piccola, posticipando di una determinata percentuale del gait cycle l'istante di toe off. Perciò, se a livello clinico si vuole utilizzare il lavoro netto come strumento per valutare il cammino di un soggetto, è necessario posticipare, a livello di calcolo, l'istante di toe off, con la consapevolezza che la misura di lavoro risulta sovrastimata di al massimo il 5%. Invece, per quanto riguarda la stiffness plantiflessoria, l'indice risulta sensibile alla presenza di un errore

di timing ma in maniera trascurabile e, perciò, risulta affidabile come strumento clinico di gait analysis.

- *GDI:*

Il Gait Deviation Index è risultato molto sensibile alla presenza di offset sui dati cinematici, con effetti anche di 10 punti su un valore normativo di 100, per errori maggiori o uguali a $\pm 5^\circ$. Il GDI è risultato sensibile anche alla presenza di errori sugli istanti di appoggio del piede, sebbene, soltanto nel caso di shifting dei segnali, l'errore supera i 10 punti. I risultati ottenuti dall'analisi della sensibilità agli errori mostrano come il GDI sia un indice di valutazione della cinematica del cammino poco affidabile in ambito clinico, soprattutto se si considera che è possibile che gli effetti degli errori di offset e timing possano sommarsi. Perciò, l'utilizzo del GDI in ambito clinico è legato ad una fase di pre-processing che permetta di valutare la presenza o meno di offset ed eventualmente compensare l'errore.

- *Indici ottenuti dalla GRF*

Gli indici estratti dalla GRF verticale e antero-posteriore mostrano, salvo alcune eccezioni, una grande sensibilità ad errori di timing commessi sia sugli istanti di appoggio che su quello di stacco del piede. A livello clinico questa sensibilità all'errore di timing rende poco affidabile l'utilizzo di questi indici. Nonostante ciò, alcune caratteristiche specifiche di questi segnali rendono spesso possibile individuare i segnali su cui è stato commesso un errore di selezione degli istanti temporali del ciclo del passo. Per esempio, la presenza di errore di timing sul primo istante di appoggio fa sì che il valore di GRF verticale all'istante del contatto iniziale sia superiore anche a 40 %BW e questo non è possibile.

In conclusione, l'analisi sulla sensibilità agli errori di offset e timing ha dimostrato come l'utilizzo in ambito clinico del GDI e degli indici derivati dalla GRF, ad esempio in uno studio longitudinale, deve essere legato ad una parte di pre-processing e di controllo dei dati che permetta di:

- Verificare l'assenza o compensare l'errore di offset
- Compensare eventuali errori di selezione degli istanti di contatto o distacco piede/suolo
- Scartare i dati se necessario

Gli indici geometrici derivati dai ciclogrammi e dalle curve momento-angolo, invece, si sono dimostrati non sensibili, o poco sensibili, alla presenza di offset sui dati o ad errori nella selezione degli istanti di appoggio.

4. SINTESI DELL'INFORMAZIONE IN PAZIENTI IN ESITI DI STROKE PRE-POST CHIRURGIA FUNZIONALE

I metodi di sintesi dell'informazione, ricavati dalla gait analysis, sono applicati ad un gruppo di soggetti in esiti di stroke sottoposti ad intervento di chirurgia funzionale. Gli indici e i metodi sono utilizzati per descrivere e valutare il cammino dei soggetti prima dell'intervento chirurgico correttivo e dopo 1 mese, 3 mesi e 1 anno dall'intervento. Questa valutazione pre-post permette di analizzare come variano gli indici di sintesi, che descrivono le caratteristiche del cammino di un soggetto, prima e dopo un intervento di chirurgia correttivo e di valutare se un determinato indice risulta uno strumento adatto per studiare i cambiamenti delle caratteristiche del cammino dopo un certo tipo di intervento. L'ipotesi è che gli indici considerati, in caso di buon esito dell'intervento chirurgico, migliorino, con maggiore sensibilità per quegli indicatori che si concentrano sui singoli distretti articolari oggetto di chirurgia, tipicamente l'articolazione di caviglia, rispetto agli indicatori riassuntivi dell'intera cinematica di arto inferiore.

Popolazione e metodo

In tabella 4.1 sono riportate alcune informazioni riguardanti i soggetti che compongono la popolazione utilizzata per valutare la variazione degli indici di sintesi pre-post chirurgia funzionale. I dati riguardanti il gruppo di soggetti e l'analisi del cammino sono stati forniti dal Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus. Il numero di soggetti che compongono la popolazione è pari a 20 (11 maschi e 9 femmine). L'età media del campione è 57 ± 12 anni. Tutti i soggetti presentano esiti di emiparesi a seguito di ictus emorragico o ischemico tranne un soggetto che presenta esiti di emiparesi dovuti a rottura di una malformazione artero-venosa. A livello chirurgico, a 7 pazienti è stato effettuato l'allungamento del tricipite surale con tecnica di Hook mentre a 12 pazienti è stato effettuato l'allungamento del TS con tecnica Vulpius. La metà dei pazienti sono stati sottoposti, oltre che ad interventi di chirurgia funzionale a livello distale, anche ad interventi a livello prossimale come aponeurectomia del quadricipite femorale o release del retto femorale.

I metodi di sintesi dell'informazione di gait analysis o gli indici che sono stati considerati per valutare i cambiamenti nel cammino pre-post chirurgia funzionale sono: l'area e il perimetro delle curve angolo-angolo nel piano sagittale, la stiffness plantiflessoria dell'articolazione di caviglia, il GDI e gli indici estratti dalla GRF, il DLA e il DPA. Questi indici di sintesi del cammino sono stati calcolati prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo 1 mese, 3 mesi e 12 mesi dall'intervento. Per fare sintesi delle informazioni e dei risultati ottenuti è stato considerato di valutare gli indici solo per il lato colpito da emiparesi. I dati di cinematica e dinamica dei soggetti della popolazione considerata sono stati prima plottati in modo da poter essere analizzati ed eventualmente scartare quei cicli del passo che presentano dati qualitativamente sbagliati a causa di errori o problemi nell'acquisizione.

ID_SMART	SESSO	EZIOLOGIA	TIPO ICTUS	ESITO	LATO COLPITO	ETÀ CHIRURGIA	INTERVENTO CHIRURGICO	CHIRURGIA altro	DISTLE o MULTILEVEL	Allungamento TS	Aponeurectomia QF	Note Operatore
11	M	ictus	ischemico	emiparesi	dx	59	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL-FHL, EPA pro-DS su III MT ,aponeurectomia VAL e VAM, VI	aponeurectomia QF	Multilevel	Hoke	Si	
25	M	ictus	NA	emiparesi	sx	74	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL e FHA, transfer FHL pro-DF	NA	Distale	Hoke	No	
27	F	ictus	ischemico	emiparesi	sx	49	allungamento TS, SPLATT TA, tenotomia FLD-FHL, transfer FHL pro-DF;	NA	Distale	Vulpus	No	
34	M	ictus	ischemico	emiparesi	sx	62	allungamento TS sec. Vulpus, tenotomia FDL, transfer FHL pro-DF, SPLATT TA	NA	Distale	Vulpus	No	
76	F	ictus	ischemico	emiparesi	dx	37	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL e FHA, SPLATT TA,	release del RF	Multilevel	Hoke	Si	
84	M	ictus	ischemico	emiparesi	dx	67	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL, transfer FHL pro-DF, SPLATT TA	NA	Distale	Hoke	No	
86	M	ictus	emorragico	emiparesi	dx	47	allungamento TS, tenotomia FDL e FHA	NA	Distale	Vulpus	NA	I dati del post >12 mesi del paziente sono dati post 1 mese dall'inoculo di baclofen
101	F	ictus	ischemico	emiparesi	sx	63	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL	aponeurectomia QF	Multilevel	Hoke	Si	
111	F	rottura MAV	NA	emiparesi	dx	29	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL e FHA, SPLATT TA	NA	Distale	Hoke	No	
114	F	ictus	ischemico	emiparesi	sx	66	allungamento TS, tenotomia FDL, transfer FLH su 3 MT	NA	Distale	Vulpus	No	
145	F	ictus	ischemico	emiparesi	dx	57	allungamento TS, tenotomia FDL e FHA	aponeurectomia QF	Multilevel	Vulpus	Si	
177	M	ictus	emorragico	emiparesi	sx	59	allungamento TS sec. Hoke, tenotomia FDL e FHA, transfer FHL pro-DF, SPLATT	aponeurectomia QF	Multilevel	Hoke	Si	
220	M	ictus	emorragico	emiparesi	sx	72	allungamento TS, tenotomia FDL e FHA	aponeurectomia QF, tenotomia IC	Multilevel	Vulpus	Si	Il controllo inserito come 3 mesi si riferisce ad un controllo ad 8 mesi.
319	M	ictus	emorragico	emiparesi	sx	71	allungamento TS, tenotomia FDL e FHA, transfer EPA su III MT	NA	Distale	Vulpus	No	
353	F	ictus	ischemico	emiparesi	sx	56	allungamento TS, tenotomia FDL e FHA	aponeurectomia QF	Multilevel	Vulpus	Si	
355	F	ictus	ischemico	emiparesi	sx	50	allungamento TS, tenotomia FDL e FHA, transfer FHL su IV	aponeurectomia QF	Multilevel	Vulpus	Si	
567	M	ictus	ischemico	emiparesi	dx	50	aponeurectomia QF, allungamento TS sec. Vulpus, tenotomia FDL, transfer flessore lungo alluce pro DF, SPLATT	NA	Multilevel	Vulpus	Si	
731	M	ictus	emorragico	emiparesi	dx	63	intervento di tenotomia adduttore lungo, fibrotomia ischio-crurali mediali e laterali, aponeurectomia QF, allungamento TS sec. Vulpus, tenotomia FDL, allungamento tibiale posteriore Al dx.	NA	Multilevel	Vulpus	Si	
732	M	ictus	emorragico	emiparesi	sx	60	tenotomia percutanea flessori ginocchio mediali, allungamento TS sec. Vulpus, tenotomia FDL, transfer flessore lungo alluce pro DF	NA	Multilevel	Vulpus	No	
860	F	ictus	ischemico	emiparesi	sx	48	fibrotomia gastrocnemi ad ago, tenotomia FDL e FHL	NA	Distale	Fibrotomia	No	Post 1 anno è il pre 2° intervento (dove ha fatto TP e SPLATT)

Tabella 4.1. Caratteristiche dei soggetti che compongono la popolazione d'interesse e informazioni sul tipo di chirurgia a cui sono stati sottoposti.

Risultati

Le tabelle 4.2-4.5 mostrano come variano l'area, o volume, e il perimetro delle varie curve angolo-angolo considerate. Nei grafici sono riportati i valori degli indici prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo pari 1 mese, 3 mesi e 12 mesi dall'intervento. Oltre a questi valori, è riportata anche la differenza (delta) tra i valori pre e post chirurgia degli indici.

CICLOGRAMMA ANCA-GINOCCHIO														
ID SMART	A pre	A post1m	A post3m	A post12m	deltaA 1m	deltaA 3m	deltaA 12m	P pre	P post1m	P post3m	P post12m	deltaP 1m	deltaP 3m	deltaP 12m
11	58	297	382	388	239	324	329	84	113	117	110	29	33	26
25	88	68	118	92	-19	31	4	61	64	64	58	3	3	-2
27	65	132	320	276	67	254	211	74	63	83	75	-11	9	1
34	660	516	734	794	-144	74	134	138	114	145	136	-23	8	-1
76	320	-170	-102	-34	-490	-422	-354	94	97	95	112	4	1	19
84	-53	-57	13	45	-4	66	98	59	67	47	39	7	-12	-20
86	1020	538	421	420	-482	-599	-599	164	128	126	132	-35	-38	-32
101	142	43	55	16	-98	-86	-126	80	53	52	33	-27	-28	-47
111	1165	1014	1142	2132	-151	-23	967	160	149	151	196	-11	-9	36
114	725	421	399	503	-304	-327	-222	152	114	99	111	-38	-53	-41
145	245	564	294	210	320	50	-35	94	140	111	95	46	17	1
177	380	524	612	680	144	232	300	100	101	139	125	1	39	25
220	36	134	171	168	98	136	132	71	77	81	86	6	9	15
319	268	336		223	68		-45	114	102		130	-12		15
353	257	286	232	222	29	-25	-35	86	106	86	92	21	1	6
355	258	399	413	418	142	155	160	72	94	99	93	22	27	21
567	218	307		212	90		-5	88	91		111	3		23
731	116	225		261	110		146	54	81		84	27		30
732	45	224		200	179		155	84	85		89	1		5
860	942	973		1548	30		606	142	166		174	25		32

Tabella 4.2. Valori di area e perimetro della curva anca-ginocchio prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi. È riportata anche la differenza tra i valori degli indici pre-post chirurgia.

CICLOGRAMMA CAVIGLIA-GINOCCHIO

ID SMART	A pre	A post1m	A post3m	A post12m	deltaA 1m	deltaA 3m	deltaA 12m	P pre	P post1m	P post3m	P post12m	deltaP 1m	deltaP 3m	deltaP 12m
11	-22	-72	-72	-105	-49	-50	-83	72	100	103	103	28	31	31
25	-89	-82	-58	-66	7	31	23	77	77	71	66	0	-6	-11
27	-30	-34	-96	-170	-4	-65	-140	73	57	82	76	-17	8	3
34	11	-267	-42	-104	-279	-54	-116	107	101	126	119	-6	19	12
76	-108	217	102	39	325	209	147	80	91	83	91	11	2	10
84	-32	14	-37	-29	46	-5	3	51	65	60	41	14	9	-10
86	54	-413	-234	-218	-467	-289	-272	135	101	109	101	-35	-26	-34
101	130	-38	-15	-18	-168	-145	-148	72	45	37	27	-27	-35	-45
111	-127	-427	-291	-662	-299	-163	-535	133	135	133	170	2	0	37
114	0	-86	-173	-49	-86	-173	-49	128	100	89	104	-28	-39	-24
145	-27	-44	9	89	-17	36	116	98	125	119	93	27	21	-5
177	-271	-298	-150	-182	-28	121	88	90	99	132	121	9	42	31
220	-15	-66	-68	-83	-51	-53	-68	60	67	64	68	7	4	9
319	-268	-335		-177	-67		91	115	97		128	-18		13
353	80	-190	-187	-191	-269	-267	-271	77	111	88	95	34	11	18
355	-177	-207	-246	-279	-30	-69	-102	60	86	88	83	26	28	22
567	-69	-133		-142	-63		-73	87	91		112	4		25
731	-34	-129		-88	-96		-55	55	86		81	32		26
732	-9	-74		-40	-65		-31	81	66		81	-15		0
860	-410	-237		-410	173		0	124	141		143	18		20

Tabella 4.3. Valori di area e perimetro della curva caviglia-ginocchio prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi. È riportata anche la differenza tra i valori degli indici pre-post chirurgia.

CICLOGRAMMA CAVIGLIA-ANCA

ID SMART	A pre	A post1m	A post3m	A post12m	deltaA 1m	deltaA 3m	deltaA 12m	P pre	P post1m	P post3m	P post12m	deltaP 1m	deltaP 3m	deltaP 12m
11	-8	-37	-35	-48	-29	-26	-39	52	65	65	61	13	12	9
25	123	121	95	70	-2	-28	-54	67	72	60	56	5	-7	-12
27	12	-29	-61	-89	-41	-73	-101	56	48	59	57	-8	3	1
34	219	2	260	185	-216	41	-34	103	94	115	103	-9	12	0
76	77	41	7	66	-35	-69	-10	76	100	110	116	24	34	40
84	31	90	114	41	59	83	10	49	70	66	49	21	17	0
86	5	-500	-226	-295	-504	-230	-300	128	115	104	108	-13	-24	-20
101	178	-14	28	9	-192	-150	-169	72	38	41	31	-34	-30	-41
111	131	-369	-191	-425	-500	-323	-557	111	105	106	133	-6	-5	22
114	21	-192	-183	-100	-213	-203	-120	125	109	91	101	-16	-34	-24
145	186	57	215	172	-129	29	-14	81	100	97	75	19	16	-6
177	-10	-141	-154	-135	-131	-144	-125	83	77	114	106	-6	31	23
220	19	7	-5	-51	-12	-24	-69	58	65	59	66	7	1	8
319	-49	-110		40	-61		90	70	62		93	-8		23
353	207	41	47	53	-166	-160	-154	76	99	80	89	23	4	13
355	-124	-249	-271	-232	-125	-147	-108	63	81	84	84	18	21	21
567	-117	-230		-130	-113		-13	60	73		81	13		22
731	39	-16		50	-54		11	44	74		70	30		26
732	-16	-65		-124	-49		-108	56	66		66	11		10
860	-313	-238		-119	75		194	95	113		130	18		35

Tabella 4.4. Valori di area e perimetro della curva anca-caviglia prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi. È riportata anche la differenza tra i valori degli indici pre-post chirurgia.

CICLOGRAMMA 3D															
ID SMART	V pre	V post1m	V post3m	V post12m	deltaV 1m	deltaV 3m	deltaV 12m	P pre	P post1m	P post3m	P post12m	deltaP 1m	deltaP 3m	deltaP 12m	
11	134	592	679	785	458	545	651	85	115	118	112	30	33	27	
25	387	448	279	259	61	-108	-128	83	87	78	69	3	-5	-14	
27	395	341	864	665	-54	468	269	84	71	94	87	-13	10	3	
34	1804	2029	2124	1988	224	320	184	143	124	157	145	-19	15	3	
76	1102	1450	1566	1748	347	464	646	104	118	118	133	14	14	29	
84	246	504	395	154	257	148	-92	66	81	70	52	15	4	-14	
86	3449	1537	1700	1092	-1912	-1749	-2357	172	135	129	137	-37	-43	-35	
101	426	151	251	48	-275	-175	-378	90	56	48	37	-34	-42	-52	
111	3556	4078	3878	8422	521	322	4865	168	159	162	205	-9	-7	37	
114	2441	1438	1070	1739	-1002	-1370	-702	166	130	114	129	-36	-53	-37	
145	1240	2584	2352	831	1344	1112	-409	112	151	135	106	39	22	-6	
177	1428	1783	3661	2971	355	2232	1543	110	115	157	141	6	48	32	
220	172	529	425	349	357	252	176	76	86	86	91	10	9	15	
319	1263	1120		2239	-143		976	125	111		144	-14		19	
353	942	1616	1159	1686	674	217	744	98	130	105	113	32	7	16	
355	662	1204	1366	1140	542	704	477	76	102	109	103	26	33	27	
567	595	1020		836	425		241	98	101		126	4		28	
731	244	758		650	514		406	63	97		97	35		34	
732	135	509		713	374		578	89	89		96	0		7	
860	2309	3079		3952	771		1643	146	171		186	25		40	

Tabella 4.5. Valori di area e perimetro del ciclogramma 3D prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi. È riportata anche la differenza tra i valori degli indici pre-post chirurgia.

In tabella 4.6 sono riportati i valori di GDI pre-post intervento di chirurgia funzionale. Anche in questo caso sono riportate le differenze di valori tra il GDI ad 1 mese, 3 mesi e 12 mesi rispetto al GDI prima dell'intervento chirurgico. Per quanto riguarda la stiffness plantiflessoria e gli indici estratti dalla GRF i dati relativi alla dinamica del cammino sono assenti o insufficienti per la maggior parte dei soggetti della popolazione considerata. Perciò, si è deciso di analizzare soltanto i metodi di sintesi basati sulla cinematica e di non riportare i risultati dei metodi di sintesi basati sulla dinamica poiché assenti o calcolati su un numero di cicli del cammino piccolo. La mancanza di dati sulla dinamica del cammino dei soggetti della popolazione è dovuta principalmente al fatto che si è deciso di scegliere dal database del Laboratorio di Analisi del Movimento e Biomeccanica dell'ospedale Sol et Salus i soggetti che avessero effettuato delle sessioni di analisi del cammino a diverse distanze temporali dall'intervento chirurgico e non pazienti con un set di dati completo. Le sessioni post-intervento sono spesso eseguite in maniera rapida e solitamente viene acquisito il minimo numero di dati che serve per dare un giudizio sul cammino del paziente, spesso trascurando l'acquisizione dei dati dinamici.

ID SMART	GDI pre	GDI post1m	GDI post3m	GDI post12m	deltaGDI 1m	deltaGDI 3m	deltaGDI 12m
11	60,7	77,9	68,6	73,5	17,2	7,8	12,8
25	53,2	54,4	58,3	53,1	1,3	5,1	0,0
27	75,6	70,3	80,0	79,6	-5,3	4,4	4,1
34	74,4	73,1	77,1	70,4	-1,3	2,7	-4,0
76	65,6	78,0	76,3	76,8	12,4	10,7	11,2
84	67,4	60,6	51,6	55,9	-6,8	-15,8	-11,5
86	76,8	77,5	80,2	86,4	0,7	3,4	9,6
101	54,4	53,9	53,8	53,9	-0,5	-0,6	-0,5
111	89,1	88,5	83,5	73,1	-0,6	-5,7	-16,1
114	77,0	65,3	69,9	65,8	-11,7	-7,1	-11,2
145	53,0	59,9	57,4	52,8	6,9	4,4	-0,1
177	75,4	67,9	70,5	71,7	-7,5	-4,9	-3,7
220	62,8	60,4	60,8	59,4	-2,5	-2,1	-3,4
319	67,2	67,1		71,5	-0,1		4,3
353	72,9	70,7	67,8	67,4	-2,2	-5,1	-5,5
355	76,5	70,3	73,1	67,0	-6,2	-3,4	-9,5
567	65,4	64,1		69,3	-1,3		3,9
731	71,4	68,4		74,3	-3,0		2,9
732	58,2	67,6		64,7	9,4		6,6
860	77,2	72,7		76,7	-4,5		-0,6

Tabella 4.6. Valori di GDI prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi. È riportata anche la differenza tra i valori dell'indice pre- post chirurgia.

Analisi e discussioni

Per analizzare le variazioni degli indici pre-post intervento di chirurgia funzionale e valutare se i cambiamenti dei valori degli indici rispecchiano l'efficacia del trattamento è necessario avere un'idea

di quali sono valori normativi o di riferimento in condizioni fisiologiche. Il GDI, per sua stessa natura, ha valore normativo pari a 100 e possono essere considerate significative variazioni dell'indice superiori a ± 10 (A. Massaad et al., 2014). Per quanto riguarda le curve angolo-angolo, in letteratura è presente soltanto uno studio in cui sono riportati dei valori di riferimento (Lee et al., 2021) e questi riguardano l'area e il perimetro del ciclogramma anca-ginocchio. Per ricavare dei valori di riferimento degli indici geometrici dei ciclogrammi sono stati presi 72 cicli del passo, ricavati da un campione di 5 soggetti normali, ed è stato calcolato l'intervallo di confidenza al 95% dei valori di area, o volume, e perimetro delle varie curve angolo-angolo. In tabella 4.7 sono riportati i valori ottenuti.

CICLOGRAMMA	AREA o VOLUME (IC 95%)	PERIMETRO (IC 95%)
ANCA - GINOCCHIO	[1088 2017]	[140 199]
CAVIGLIA - GINOCCHIO	[-25 998]	[132 205]
CAVIGLIA - ANCA	[123 988]	[95 164]
3D	[2489 13967]	[160 238]

Tabella 4.7. Valori normativi di area e perimetro dei vari tipi di ciclogrammi. È riportato l'intervallo di confidenza al 95%. I valori sono ricavati da un campione di 72 cicli del passo, ottenuti da 5 soggetti normali.

Sulla base dei valori normativi degli indici e della definizione degli indici stessi, dall'osservazione dei risultati ottenuti (Tab. 4.2-4.5) si nota una grande variabilità dei valori degli indici tra i diversi pazienti e nell'andamento temporale per i singoli pazienti. Se consideriamo gli indici geometrici derivati dalle curve angolo-angolo, alcuni pazienti (11, 177, 355, 860) presentano miglioramenti dei valori dopo l'intervento che sono mantenuti nel tempo, altri pazienti (86, 101, 114) presentano un peggioramento dei valori, mentre altri ancora (84, 145), dopo un iniziale miglioramento peggiorano o viceversa (319). Per quanto riguarda il GDI, anche in questo caso, in alcuni pazienti (11, 76) il valore dell'indice migliora in modo significativo dopo l'operazione e questo miglioramento è mantenuto nel tempo, in altri pazienti (25, 86, 732) il valore di GDI cresce poco o si mantiene costante, mentre, in altri (101, 177, 220, 355) peggiora, anche in maniera significativa (84, 111, 114), o migliora nei primi mesi per poi peggiorare (145), o viceversa (27).

L'area di una curva angolo-angolo è un indicatore del range di movimento articolare congiunto. Perciò, un aumento di valore dell'area della curva, dopo l'intervento di chirurgia funzionale, indica un aumento del range articolare delle articolazioni considerate. Tuttavia, l'area di un ciclogramma è calcolata attraverso l'integrazione con il metodo dei rettangoli, o dei trapezi, e, perciò, può avere segno positivo o negativo a seconda del verso di percorrenza della curva. Questo aspetto può introdurre degli errori nel calcolo dell'area delle curve angolo-angolo con parti che si intersecano. Le curve caviglia-ginocchio e caviglia-anca hanno parti che si intersecano molto maggiori rispetto alla curva anca-ginocchio, perciò, l'informazione relativa al miglioramento o peggioramento del range di movimento articolare congiunto può essere soggetta ad un errore significativo. Il perimetro, invece, pur essendo sempre legato al ROM articolare, è un indicatore dell'escursione articolare e il suo calcolo è indipendente dal verso di percorrenza della curva e da eventuali intersezioni della curva

stessa. Questo fa sì che il perimetro di un ciclogramma sia uno strumento valido per valutare il miglioramento dell'escursione articolare delle articolazioni sottoposte ad intervento di chirurgia funzionale. Il GDI, essendo un indice che riassume l'intera cinematica del cammino di un soggetto, non solo nel piano sagittale ma anche in quello longitudinale e frontale, risulta, a livello teorico, meno sensibile ai cambiamenti dovuti alla chirurgia funzionale, rispetto ad indici più legati al distretto articolare interessato, poiché l'intervento di chirurgia funzionale tende a migliorare e correggere in particolare la cinematica del piano sagittale.

Dal confronto dei risultati riportati nelle tabelle 4.2-4.6 risulta che solo per un soggetto (11) si ha sia un miglioramento dopo l'intervento degli indici geometrici delle curve angolo-angolo sia un miglioramento significativo del GDI, e solo per un soggetto (114) si ha un peggioramento significativo di tutti gli indici considerati. In alcuni casi (27, 111, 355), invece, i pazienti presentano miglioramenti in alcuni indici geometrici derivati dai ciclogrammi mentre il valore di GDI peggiora. Per valutare l'affidabilità degli indici di sintesi considerati, come strumento per determinare il miglioramento nella cinematica del cammino di un soggetto post-intervento di chirurgia funzionale, rappresentiamo la cinematica articolare nel piano sagittale dell'articolazione di anca, ginocchio e caviglia prima e dopo l'intervento chirurgico nei tre casi sopra citati (Fig. 4.1-4.3). Nel paziente 11 l'escursione articolare dell'articolazione di anca e ginocchio migliora notevolmente dopo l'intervento chirurgico mentre l'escursione dell'articolazione di caviglia ha un miglioramento più piccolo. Questo comporta che il perimetro delle curve angolo-angolo cresca maggiormente in quelle curve in cui è compreso il movimento articolare del ginocchio. Il GDI, invece, risulta migliorare in modo significativo dopo 1 mese e dopo 12 mesi, mentre, dopo 3 mesi, risulta migliorato ma in maniera non significativa. Osservando la cinematica dopo 3 mesi e confrontandola con quella a 1 e 12 mesi non risultano peggioramenti evidenti. La differenza di GDI può essere dovuta alla presenza significativa di offset sui dati cinematici dell'articolazione di ginocchio. Come descritto nel capitolo 3, il calcolo del GDI risulta molto sensibile all'eventuale presenza di offset sui dati di cinematica del cammino, perciò, questo indice risulta poco affidabile come strumento per valutare gli effetti di un qualsiasi tipo di intervento riabilitativo o chirurgico. Se consideriamo il paziente 111 e prendiamo i valori di lunghezza della curva, prima e dopo l'intervento, notiamo come questi rientrino nel range normativo (Tab. 4.7) per ogni tipo di ciclogramma. Oltre a ciò, se guardiamo le differenze di valore dell'indice, risulta che dopo 12 mesi l'escursione articolare di caviglia, ginocchio e anca è aumentata rispetto a prima dell'intervento chirurgico. Questo potrebbe far pensare ad aumento della qualità del cammino del soggetto. Tuttavia, se si osserva la cinematica del ginocchio dopo 12 mesi (Fig. 4.3), si nota una iperestensione del ginocchio nella prima parte della fase di stance non presente nel cammino dopo 1 e 3 mesi dall'intervento. Questa è una condizione peggiorativa della qualità del cammino del soggetto 111 non rivelata dall'indice di perimetro dei ciclogrammi ma rilevata dal GDI. Infatti, il GDI, a 12 mesi dall'intervento, risulta peggiorare significativamente, anche se bisogna considerare che il valore dell'indice può essere influenzato dall'elevato valore di offset presente sui dati di flessione-estensione di anca e ginocchio. Il fatto che il perimetro delle curve aumenti, mentre il GDI diminuisce, è dovuta alla natura geometrica dell'indice. Infatti, gli indici derivati dai ciclogrammi sono legati solamente alla geometria della curva e non sono legati a nessuna geometria o forma di riferimento fisiologica delle curve angolo-angolo.

Patient ID: 0011 - Side: dx

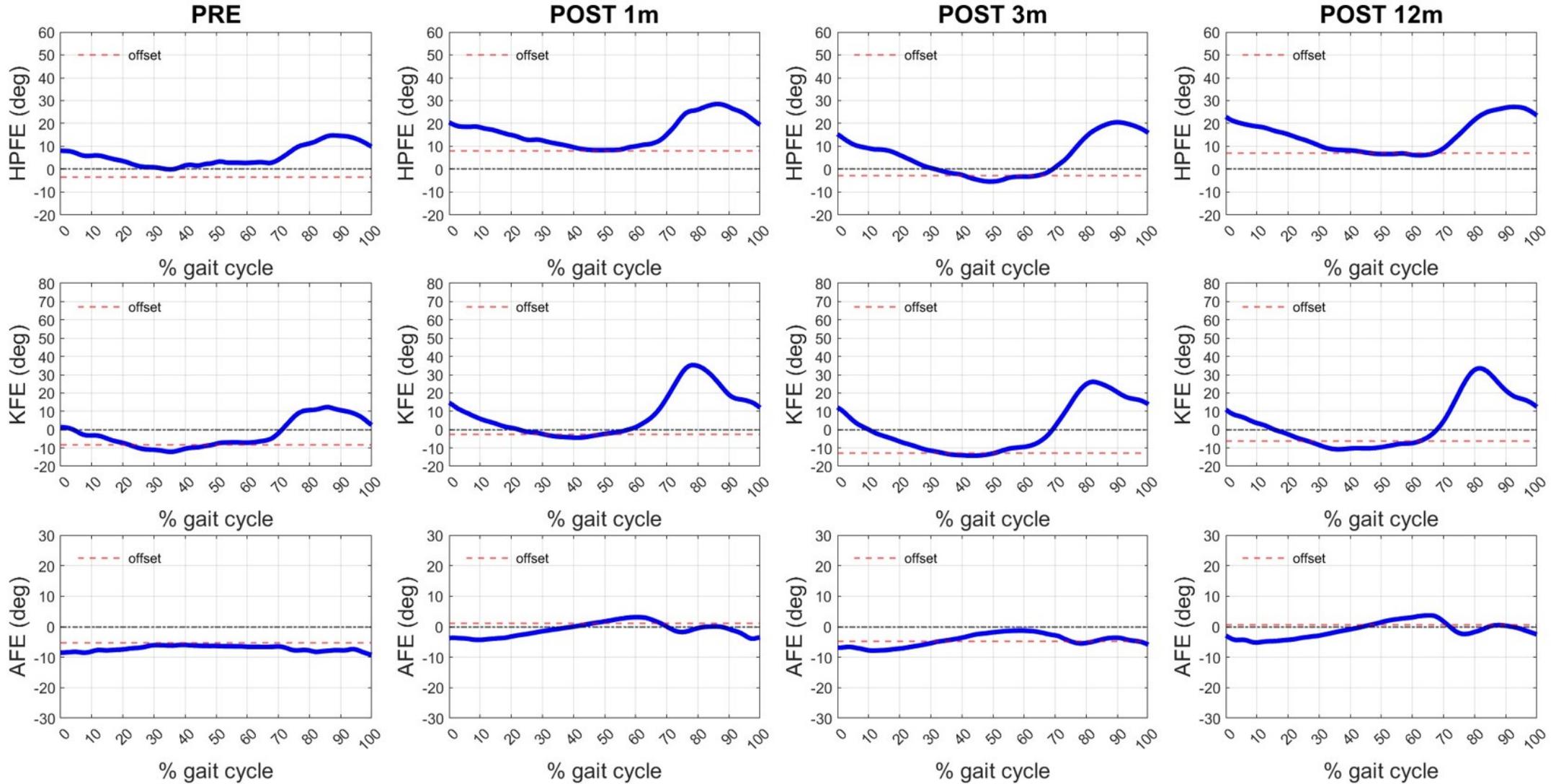


Figura 4.1. Cinematica nel piano sagittale delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia del paziente 11. È riportata la cinematica prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi.

Patient ID: 0114 - Side: sx

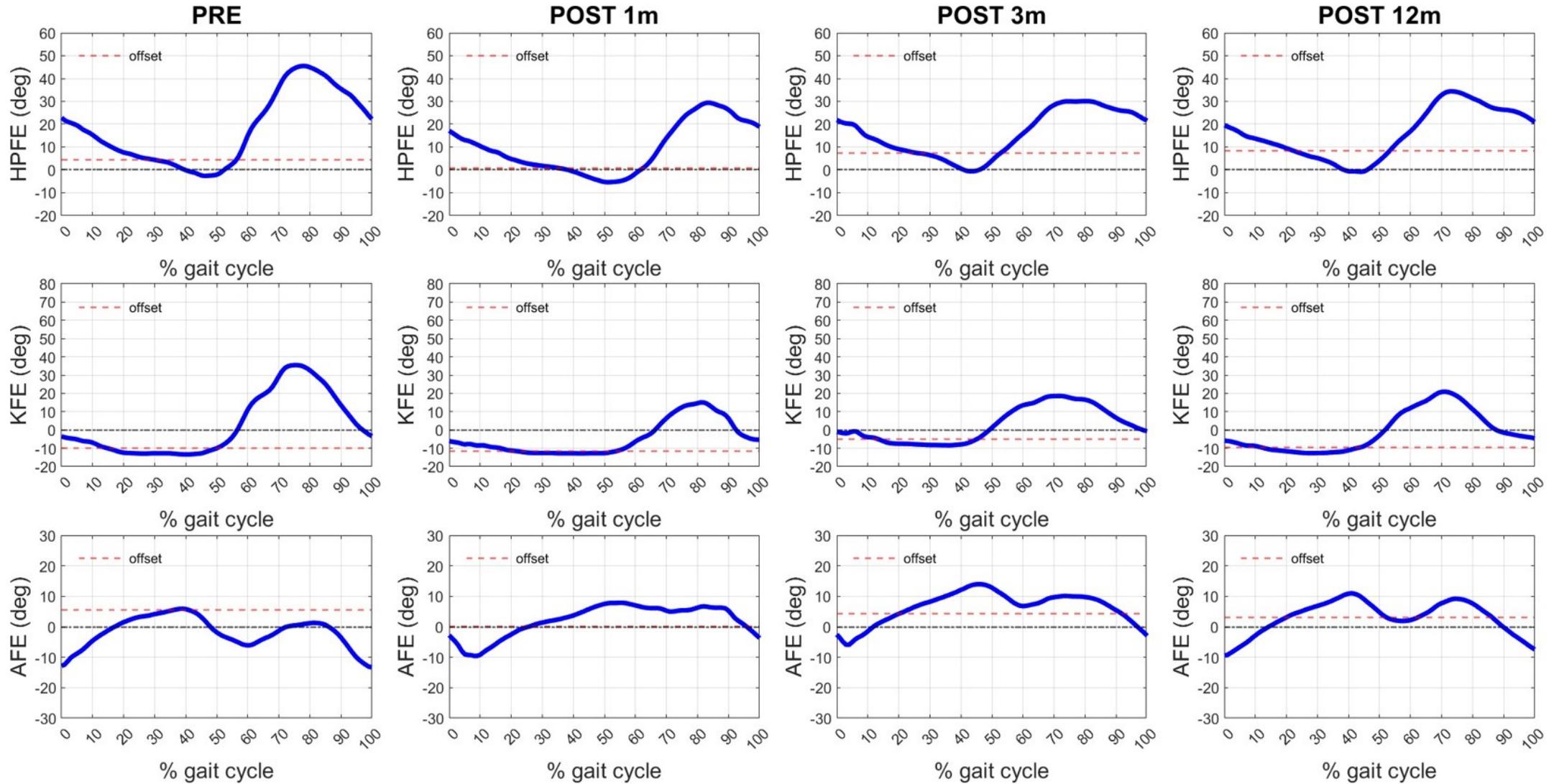


Figura 4.2. Cinematica nel piano sagittale delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia del paziente 114. È riportata la cinematica prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi.

Patient ID: 0111 - Side: dx

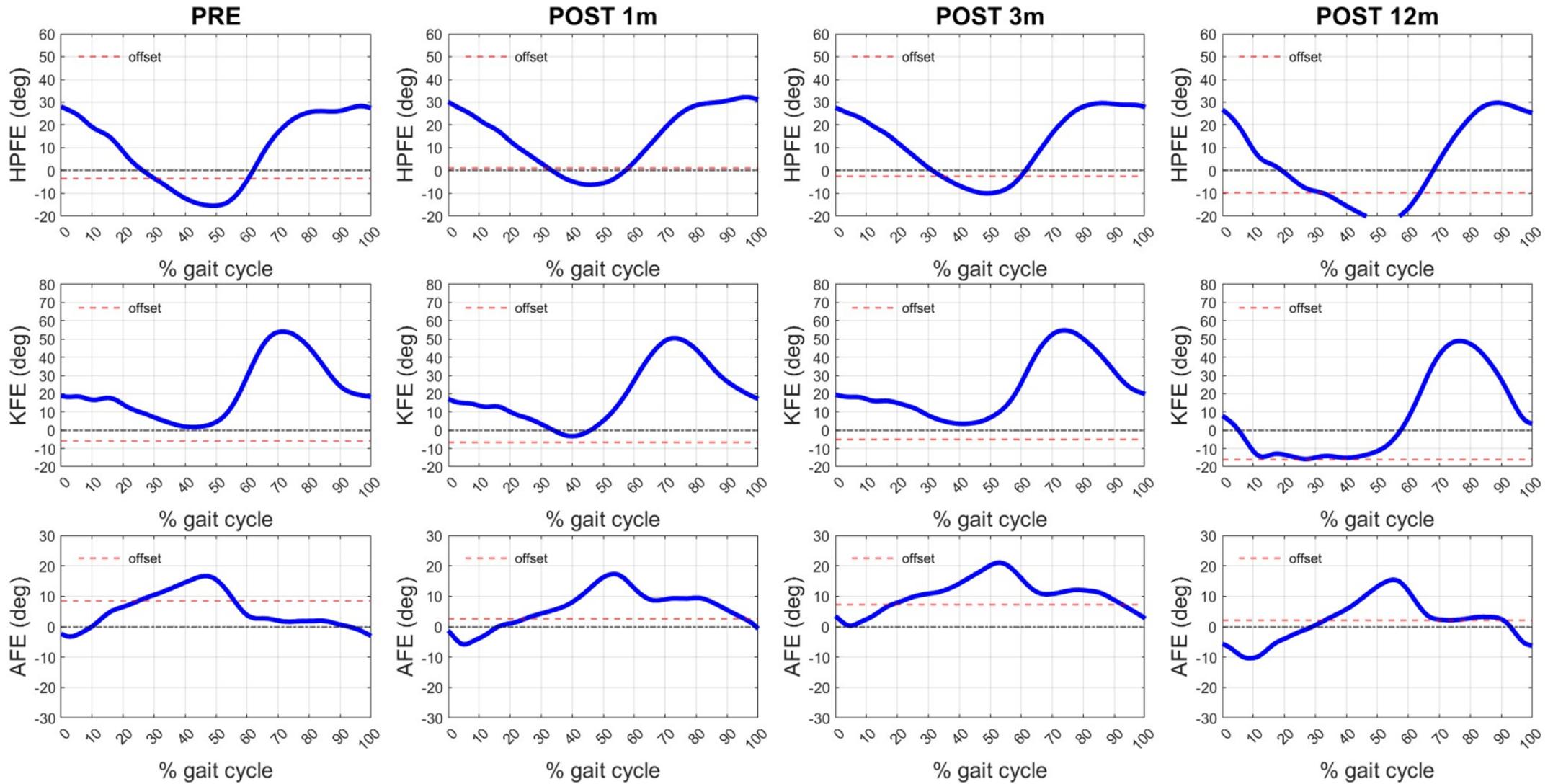


Figura 4.3. Cinematica nel piano sagittale delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia del paziente 111. È riportata la cinematica prima dell'intervento di chirurgia funzionale e dopo un periodo di tempo dall'intervento pari a 1, 3 e 12 mesi.

Gli interventi di chirurgia funzionale in pazienti in esiti di stroke riguardano soprattutto la correzione del ginocchio rigido e del piede equinovaro. Se si considera il paziente 114 e si osservano i valori e gli andamenti degli indici di sintesi considerati sembrerebbe che l'intervento chirurgico non abbia portato miglioramenti nella qualità del cammino del soggetto e, anzi, le condizioni con il tempo siano peggiorate. Se si osserva l'evoluzione nel tempo, dopo l'operazione, della cinematica dell'articolazione di caviglia questa conferma la riduzione del perimetro delle curve angolo-angolo e il peggioramento del GDI. Tuttavia, se si guarda la cinematica dell'articolazione di caviglia ad 1 mese e a 3 mesi dall'intervento, il piede del soggetto non attacca il passo con la punta del piede (condizione del piede equino) ma attacca con il tallone (condizione fisiologica). Questo miglioramento non è evidenziato da nessuno degli indici legati alla cinematica considerati. Il GDI, essendo legato al movimento angolare di tutte le articolazioni degli arti inferiori e in tutti i piani anatomici, è poco sensibile a piccoli cambiamenti nella cinematica di una singola articolazione, e per di più in un solo piano anatomico, mentre, gli indici geometrici estratti dalle curve angolo-angolo sono legati al movimento congiunto di almeno due articolazioni e, perciò, sono poco sensibili a piccoli cambiamenti nella cinematica di una sola delle articolazioni interessate.

Conclusioni

Come si è ipotizzato all'inizio del capitolo, gli indici di sintesi considerati, area e perimetro delle curve angolo-angolo, e GDI, in generale tendono a migliorare nel caso di esito positivo dell'intervento di chirurgia funzionale in pazienti in esiti di stroke. Tuttavia, sono emersi dei limiti nel loro utilizzo come strumento per valutare l'esito del cambiamento nella qualità del cammino di un soggetto dopo un certo tipo di intervento. Gli indici geometrici estratti dai ciclogrammi mostrano dei limiti legati al modo in cui sono calcolati, in particolare l'area, al fatto che sono determinati dall'andamento dell'angolo articolare di almeno due articolazioni e al fatto che sono legati alla geometria della cinematica delle articolazioni considerate, ma non sono legati ad una qualche forma di cinematica di riferimento fisiologica. Al contrario, il GDI è un indice che confronta la cinematica del paziente con una cinematica di riferimento, però, essendo un indicatore riassuntivo dell'intera cinematica dell'arto inferiore, risulta meno sensibile rispetto agli indicatori legati ai singoli distretti articolari. Inoltre, la sensibilità del GDI alla presenza di offset sui dati rende l'indice poco affidabile.

5. BIBLIOGRAFIA

- Allen, J. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2013). The influence of merged muscle excitation modules on post-stroke hemiparetic walking performance. *Clinical Biomechanics*, *28*(6), 697–704. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.06.003>
- Allen, J. L., Kesar, T. M., & Ting, L. H. (2019). Motor module generalization across balance and walking is impaired after stroke. *Journal of Neurophysiology*, *122*(1), 277–289. <https://doi.org/10.1152/jn.00561.2018>
- Asakawa, D. S., Blemker, S. S., Gold, G. E., & Delp, S. L. (2002). In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. *Journal of Biomechanics*, *35*(8), 1029–1037. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00048-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00048-9)
- Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H. K., & Tirosh, O. (2009). The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait & Posture*, *30*(3), 265–269. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.020>
- Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M., Thomason, P., Rodda, J., & Graham, H. K. (2012). The minimal clinically important difference for the Gait Profile Score. *Gait & Posture*, *35*(4), 612–615. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.12.008>
- Benda, B. J., Smith, B. T., & Lange, G. W. (2002). *Evaluating the Effectiveness of the Biomechanical Efficiency Quotient as a Measure of Gait Efficiency in Children with Cerebral Palsy*.
- Bennett, B. C., Russell, S. D., & Abel, M. F. (2012). The effects of ankle foot orthoses on energy recovery and work during gait in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, *27*(3), 287–291. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.09.005>
- Beynon, S., McGinley, J. L., Dobson, F., & Baker, R. (2010). Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments. *Gait & Posture*, *32*(1), 129–132. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.010>
- Bigoni, M., Cimolin, V., Vismara, L., Tarantino, A., Clerici, D., Baudo, S., Galli, M., & Mauro, A. (2021). Relationship between gait profile score and clinical assessments of gait in post-stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *53*(5), jrm00192. <https://doi.org/10.2340/16501977-2809>
- Botte, M. J., Bruffey, J. D., Copp, S. N., & Colwell, C. W. (2000). Surgical reconstruction of acquired spastic foot and ankle deformity. *Foot and Ankle Clinics*, *5*(2), 381–416.
- Boudarham, J., Roche, N., Pradon, D., Delouf, E., Bensmail, D., & Zory, R. (2014). Effects of Quadriceps Muscle Fatigue on Stiff-Knee Gait in Patients with Hemiparesis. *PLoS ONE*, *9*(4), e94138. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0094138>
- Bowden, M. G., Balasubramanian, C. K., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2006). Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*, *37*(3), 872–876. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000204063.75779.8d>
- Brady, K., & Kiernan, D. (2019). The impact of centre of pressure error on predicted joint kinetics during cerebral palsy and typically developed gait: A clinical perspective. *Journal of Biomechanics*, *92*, 155–161. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.034>

- Brady, K., & Kiernan, D. (2020). Centre of pressure error with increasing gait velocity: The clinical impact on predicted inverse dynamics during gait in children with typical development. *Gait & Posture, 82*, 96–99. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.08.127>
- Brehm, M., Harlaar, J., & Schwartz, M. (2008). Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine, 40*(7), 529–534. <https://doi.org/10.2340/16501977-0209>
- Brough, L. G., Kautz, S. A., Bowden, M. G., Gregory, C. M., & Neptune, R. R. (2019). Merged plantarflexor muscle activity is predictive of poor walking performance in post-stroke hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics, 82*, 361–367. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.011>
- Burdett, R. G., Skrinar, G. S., & Simon, S. R. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research, 1*(1), 63–72. <https://doi.org/10.1002/jor.1100010109>
- Buurke, J. H., Kleissen, R. F. M., Nene, A., Bloo, J. K. C., Renzenbrink, G. J., Zeegers, A. V. C. M., Doederlein, L., & Hermens, H. J. (2004). A feasibility study of remote consultation to determine suitability for surgery in stroke rehabilitation. *Journal of Telemedicine and Telecare, 10*(2), 108–112. <https://doi.org/10.1258/135763304773391567>
- Campanini, I., Bò, M. C., Salsi, F., Bassi, M. C., Damiano, B., Scaltriti, S., Lusuardi, M., & Merlo, A. (2022). Physical therapy interventions for the correction of equinus foot deformity in post-stroke patients with triceps spasticity: A scoping review. *Frontiers in Neurology, 13*. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.1026850>
- Campanini, I., & Merlo, A. (2009). Reliability, smallest real difference and concurrent validity of indices computed from GRF components in gait of stroke patients. *Gait & Posture, 30*(2), 127–131. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.03.011>
- Campanini, I., Merlo, A., & Damiano, B. (2013). A method to differentiate the causes of stiff-knee gait in stroke patients. *Gait & Posture, 38*(2), 165–169. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.003>
- Cavagna, G. A., & Legramandi, M. A. (2020). The phase shift between potential and kinetic energy in human walking. *Journal of Experimental Biology*. <https://doi.org/10.1242/jeb.232645>
- Chaitow, L., & DeLany, J. (2011). Gait analysis. In *Clinical Application of Neuromuscular Techniques, Volume 2* (pp. 61–84). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-443-06815-7.00003-6>
- Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). A Practical Guide to Gait Analysis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 10*(3), 222–231. <https://doi.org/10.5435/00124635-200205000-00009>
- Cimolin, V., & Galli, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis: A literature review. *Gait & Posture, 39*(4), 1005–1010. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
- Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. *Journal of Neurophysiology, 103*(2), 844–857. <https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009>
- Collins, J. D., Arch, E. S., Crenshaw, J. R., Bernhardt, K. A., Khosla, S., Amin, S., & Kaufman, K. R. (2018). Net ankle quasi-stiffness is influenced by walking speed but not age for older adult women. *Gait and Posture, 62*, 311–316. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.031>

- Correa, K. P., Devetak, G. F., Martello, S. K., de Almeida, J. C., Pauleto, A. C., & Manffra, E. F. (2017). Reliability and Minimum Detectable Change of the Gait Deviation Index (GDI) in post-stroke patients. *Gait & Posture*, *53*, 29–34. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.012>
- Coscia, M., Monaco, V., Martelloni, C., Rossi, B., Chisari, C., & Micera, S. (2015). Muscle synergies and spinal maps are sensitive to the asymmetry induced by a unilateral stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *12*(1), 39. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0031-7>
- Crenna, P., & Frigo, C. (2011). Dynamics of the ankle joint analyzed through moment–angle loops during human walking: Gender and age effects. *Human Movement Science*, *30*(6), 1185–1198. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.02.009>
- Cretual, A., Brevet, K., & Ballaz, L. (2010). Gillette Gait Index in adults. *Gait & Posture*, *32*(3), 307–310. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.015>
- Danino, B., Erel, S., Kfir, M., Khamis, S., Batt, R., Hemo, Y., Wientroub, S., & Hayek, S. (2016). Are Gait Indices Sensitive Enough to Reflect the Effect of Ankle Foot Orthosis on Gait Impairment in Cerebral Palsy Diplegic Patients? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *36*(3), 294–298. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000000429>
- Davis, R. B., & DeLuca, P. A. (1996). Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait & Posture*, *4*(3), 224–231. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)01045-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)01045-9)
- Devetak, G. F., Martello, S. K., de Almeida, J. C., Correa, K. P., Lucksch, D. D., & Manffra, E. F. (2016). Reliability and minimum detectable change of the gait profile score for post-stroke patients. *Gait & Posture*, *49*, 382–387. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.149>
- Domagalska, M., Szopa, A., Syczewska, M., Pietraszek, S., Kidoń, Z., & Onik, G. (2013). The relationship between clinical measurements and gait analysis data in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *38*(4), 1038–1043. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.031>
- Domagalska–Szopa, M., & Szopa, A. (2019). Gait Pattern Differences Among Children With Bilateral Cerebral Palsy. *Frontiers in Neurology*, *10*. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00183>
- Donnan, G. A., Fisher, M., Macleod, M., & Davis, S. M. (2008). Stroke. *The Lancet*, *371*(9624), 1612–1623. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(08\)60694-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(08)60694-7)
- Edwards, P., & Hsu, J. (1993). SPLATT Combined with Tendo Achilles Lengthening for Spastic Equinovarus in Adults: Results and Predictors of Surgical Outcome. *Foot & Ankle*, *14*(6), 335–338. <https://doi.org/10.1177/107110079301400605>
- Esquenazi, A. (2004). Evaluation and Management of Spastic Gait in Patients With Traumatic Brain Injury. *Journal of Head Trauma Rehabilitation*, *19*(2), 109–118. <https://doi.org/10.1097/00001199-200403000-00004>
- Frigo, C., Crenna, P., & Jensen, L. M. (1996). Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *6*(3), 177–190. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(96\)00030-2](https://doi.org/10.1016/1050-6411(96)00030-2)
- Fukuchi, C. A., & Duarte, M. (2019). Gait Profile Score in able-bodied and post-stroke individuals adjusted for the effect of gait speed. *Gait & Posture*, *69*, 40–45. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.018>
- Fuller, D. A., Keenan, M. A. E., Esquenazi, A., Whyte, J., Mayer, N. H., & Fidler-Sheppard, R. (2002). The Impact of Instrumented Gait Analysis on Surgical Planning: Treatment of Spastic Equinovarus

Deformity of the Foot and Ankle. *Foot & Ankle International*, 23(8), 738–743.
<https://doi.org/10.1177/107110070202300810>

- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008a). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, 9(1), 16–24. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2007.08.002>
- Gabriel, R. C., Abrantes, J., Granata, K., Bulas-Cruz, J., Melo-Pinto, P., & Filipe, V. (2008b). Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: Gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, 9(1), 16–24. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2007.08.002>
- Gage, J. R., Perry, J., Hicks, R. R., Koop, S., & Werntz, J. R. (2008). Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy PALS. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 29(2), 159–166. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1987.tb02131.x>
- Gannotti, M. E., Gorton, G. E., Nahorniak, M. T., & Masso, P. D. (2010). Walking abilities of young adults with cerebral palsy: Changes after multilevel surgery and adolescence. *Gait & Posture*, 32(1), 46–52. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.002>
- Gard, S. A., Miff, S. C., & Kuo, A. D. (2004). Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Human Movement Science*, 22(6), 597–610. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2003.11.002>
- Goldberg, S. R., Öunpuu, S., & Delp, S. L. (2003). The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait. *Journal of Biomechanics*, 36(8), 1111–1116. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00106-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00106-4)
- Gordon, A. B., Baird, G. O., McMulkin, M. L., Caskey, P. M., & Ferguson, R. L. (2008). Gait Analysis Outcomes of Percutaneous Medial Hamstring Tenotomies in Children With Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 28(3), 324–329. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e318168d1c0>
- Gordon, K. E., Ferris, D. P., & Kuo, A. D. (2009). Metabolic and Mechanical Energy Costs of Reducing Vertical Center of Mass Movement During Gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 136–144. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.07.014>
- Gorton, G. E., Abel, M. F., Oeffinger, D. J., Bagley, A., Rogers, S. P., Damiano, D., Romness, M., & Tylkowski, C. (2009). A Prospective Cohort Study of the Effects of Lower Extremity Orthopaedic Surgery on Outcome Measures in Ambulatory Children With Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 29(8), 903–909. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3181c11c0c>
- Goswami, A. (n.d.). *KINEMATIC QUANTIFICATION OF GAIT SYMMETRY BASED ON BILATERAL CYCLOGRAMS*.
- Goswami, A. (1998). A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking. In *Gait and Posture* (Vol. 8).
- Goswami, A. (2003). *Kinematic quantification of gait symmetry based on bilateral cyclogram*.
- Guzik, A., & Drużbicki, M. (2020). Application of the Gait Deviation Index in the analysis of post-stroke hemiparetic gait. *Journal of Biomechanics*, 99, 109575. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109575>
- Guzik, A., Drużbicki, M., Maistrello, L., Turolla, A., Agostini, M., & Kiper, P. (2019). Relationship Between Observational Wisconsin Gait Scale, Gait Deviation Index, and Gait Variability Index in Individuals

Poststroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 100(9), 1680–1687.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2018.12.031>

- Hakansson, N. A., Kesar, T., Reisman, D., Binder-Macleod, S., & Higginson, J. S. (2011). Effects of Fast Functional Electrical Stimulation Gait Training on Mechanical Recovery in Poststroke Gait. *Artificial Organs*, 35(3), 217–220. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2011.01215.x>
- Hashiguchi, Y., Ohata, K., Kitatani, R., Yamakami, N., Sakuma, K., Osako, S., Aga, Y., Watanabe, A., & Yamada, S. (2016). Merging and Fractionation of Muscle Synergy Indicate the Recovery Process in Patients with Hemiplegia: The First Study of Patients after Subacute Stroke. *Neural Plasticity*, 2016, 1–7.
<https://doi.org/10.1155/2016/5282957>
- Herndon, S. K., Bennett, B. C., Wolovick, A., Filachek, A., Gaesser, G. A., Weltman, A., & Abel, M. F. (2006). Center of mass motion and the effects of ankle bracing on metabolic cost during submaximal walking trials. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(12), 2170–2175. <https://doi.org/10.1002/jor.20292>
- Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Schwartz, M. H., van der Linden, M. L., & Robb, J. E. (2007). Correlation of the Edinburgh Gait Score With the Gillette Gait Index, the Gillette Functional Assessment Questionnaire, and Dimensionless Speed. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 27(1), 7–11.
<https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e31802b7104>
- Hsiao, H., Awad, L. N., Palmer, J. A., Higginson, J. S., & Binder-Macleod, S. A. (2016). Contribution of Paretic and Nonparetic Limb Peak Propulsive Forces to Changes in Walking Speed in Individuals Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 30(8), 743–752. <https://doi.org/10.1177/1545968315624780>
- Hsiao, H., Zabielski, T. M., Palmer, J. A., Higginson, J. S., & Binder-Macleod, S. A. (2016). Evaluation of measurements of propulsion used to reflect changes in walking speed in individuals poststroke. *Journal of Biomechanics*, 49(16), 4107–4112. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.10.003>
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology*, 556(1), 267–282.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.057174>
- Jarvis, H. L., Brown, S. J., Butterworth, C., Jackson, K., Clayton, A., Walker, L., Rees, N., Price, M., Groenevelt, R., & Reeves, N. D. (2022). The gait profile score characterises walking performance impairments in young stroke survivors. *Gait & Posture*, 91, 229–234. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.037>
- Kaufman, K. R. (2003). Chapter 21 Gait analysis. In M. Hallett (Ed.), *Handbook of Clinical Neurophysiology* (Vol. 1, pp. 337–353). Elsevier. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1567-4231\(09\)70169-8](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1567-4231(09)70169-8)
- Kerrigan, D. C., Frates, E. P., Rogan, S., & Riley, P. O. (1999). Spastic paretic stiff-legged gait: biomechanics of the unaffected limb. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78(4), 354–360.
<https://doi.org/10.1097/00002060-199907000-00012>
- Kerrigan, D. C., Viramontes, B. E., Corcoran, P. J., & LaRaia, P. J. (1995). MEASURED VERSUS PREDICTED VERTICAL DISPLACEMENT OF THE SACRUM DURING GAIT AS A TOOL TO MEASURE BIOMECHANICAL GAIT PERFORMANCE. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 74(1), 3–8.
<https://doi.org/10.1097/00002060-199501000-00002>
- Kerrigan, D., Thirunarayan, M., Sheffler, L., Ribaldo, T., & Corcoran, P. (1996). A TOOL TO ASSESS BIOMECHANICAL GAIT EFFICIENCY: A Preliminary Clinical Study. In *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* (Vol. 75).

- Kesar, T. M., Binder-Macleod, S. A., Hicks, G. E., & Reisman, D. S. (2011). Minimal detectable change for gait variables collected during treadmill walking in individuals post-stroke. *Gait & Posture*, *33*(2), 314–317. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.024>
- Kesar, T. M., Reisman, D. S., Higginson, J. S., Awad, L. N., & Binder-Macleod, S. A. (2015). Changes in Post-Stroke Gait Biomechanics Induced by One Session of Gait Training. *Physical Medicine and Rehabilitation International*, *2*(10).
- Kiernan, D., Hosking, J., & O'Brien, T. (2016). Is adult gait less susceptible than paediatric gait to hip joint centre regression equation error? *Gait & Posture*, *45*, 133–136. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.023>
- Kiernan, D., Malone, A., O'Brien, T., & Simms, C. K. (2015). The clinical impact of hip joint centre regression equation error on kinematics and kinetics during paediatric gait. *Gait & Posture*, *41*(1), 175–179. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.026>
- Kiernan, D., Walsh, M., O'Sullivan, R., O'Brien, T., & Simms, C. K. (2014a). The influence of estimated body segment parameters on predicted joint kinetics during diplegic cerebral palsy gait. *Journal of Biomechanics*, *47*(1), 284–288. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.024>
- Kiernan, D., Walsh, M., O'Sullivan, R., O'Brien, T., & Simms, C. K. (2014b). The influence of estimated body segment parameters on predicted joint kinetics during diplegic cerebral palsy gait. *Journal of Biomechanics*, *47*(1), 284–288. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.024>
- Kläusler, M., Speth, B. M., Brunner, R., Tirosh, O., Camathias, C., & Rutz, E. (2017). Long-term follow-up after tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait & Posture*, *58*, 457–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.028>
- Knappe, A. E., Bishop, N. A., Clark, A. J., Alderink, G. J., Barr, K. M., & Miller, A. L. (2013). Prolonged swing phase rectus femoris activity is not associated with stiff-knee gait in children with cerebral palsy: A retrospective study of 407 limbs. *Gait & Posture*, *37*(3), 345–348. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.034>
- Kobayashi, T., Leung, A. K. L., Akazawa, Y., & Hutchins, S. W. (2012). Effect of Ankle-Foot Orthoses on the Sagittal Plane Displacement of the Center of Mass in Patients With Stroke Hemiplegia: A Pilot Study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, *19*(4), 338–344. <https://doi.org/10.1310/tsr1904-338>
- Kutilek, P., Viteckova, S., Svoboda, Z., & Smrcka, P. (2013). Kinematic quantification of gait asymmetry in patients with peroneal nerve palsy based on bilateral cyclograms. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, *13*(2), 244–250.
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000a). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*(3), 351–358. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90083-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90083-2)
- Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2000b). *Contribution of Passive Stiffness to Ankle Plantarflexor Moment During Gait After Stroke*.
- Lamontagne, A., Stephenson, J. L., & Fung, J. (2007). Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clinical Neurophysiology*, *118*(4), 717–729. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2006.12.013>
- Lawrence, S. J., & Botte, M. J. (1994). Management of the Adult, Spastic, Equinovarus Foot Deformity. *Foot & Ankle International*, *15*(6), 340–346. <https://doi.org/10.1177/107110079401500610>

- Lee, H. S., Ryu, H., Lee, S. U., Cho, J. S., You, S., Park, J. H., & Jang, S. H. (2021a). Analysis of gait characteristics using hip-knee cyclograms in patients with hemiplegic stroke. *Sensors*, *21*(22). <https://doi.org/10.3390/s21227685>
- Lee, H. S., Ryu, H., Lee, S.-U., Cho, J., You, S., Park, J. H., & Jang, S.-H. (2021b). Analysis of Gait Characteristics Using Hip-Knee Cyclograms in Patients with Hemiplegic Stroke. *Sensors*, *21*(22), 7685. <https://doi.org/10.3390/s21227685>
- Massaad, A., Assi, A., Skalli, W., & Ghanem, I. (2014). Repeatability and validation of Gait Deviation Index in children: Typically developing and cerebral palsy. *Gait & Posture*, *39*(1), 354–358. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.001>
- Massaad, F., Lejeune, T. M., & Detrembleur, C. (2010). Reducing the Energy Cost of Hemiparetic Gait Using Center of Mass Feedback: A Pilot Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, *24*(4), 338–347. <https://doi.org/10.1177/1545968309349927>
- Mazzoli, D., Basini, G., Prati, P., Galletti, M., Mascioli, F., Rambelli, C., Zerbinati, P., Campanini, I., & Merlo, A. (2022). Indices of Loading and Propulsive Ability in the Gait of Patients With Chronic Stroke With Equinus Foot Deviation: A Correlation Study. *Frontiers in Human Neuroscience*, *15*. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2021.771392>
- Mazzoli, D., Giannotti, E., Manca, M., Longhi, M., Prati, P., Cosma, M., Ferraresi, G., Morelli, M., Zerbinati, P., Masiero, S., & Merlo, A. (2018). Electromyographic activity of the vastus intermedius muscle in patients with stiff-knee gait after stroke. A retrospective observational study. *Gait & Posture*, *60*, 273–278. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.002>
- McMulkin, M. L., & MacWilliams, B. A. (2008). Intersite variations of the Gillette Gait Index. *Gait & Posture*, *28*(3), 483–487. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.03.002>
- McMulkin, M. L., & MacWilliams, B. A. (2015). Application of the Gillette Gait Index, Gait Deviation Index and Gait Profile Score to multiple clinical pediatric populations. *Gait & Posture*, *41*(2), 608–612. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.005>
- Molloy, M., McDowell, B. C., Kerr, C., & Cosgrove, A. P. (2010). Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait & Posture*, *31*(4), 479–482. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.025>
- Morita, S., Yamamoto, H., & Furuya, K. (1995). Gait analysis of hemiplegic patients by measurement of ground reaction force. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, *27*(1), 37–42.
- Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture*, *4*(2), 136–148. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6)
- Ortega, J. D., & Farley, C. T. (2005). Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, *99*(6), 2099–2107. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00103.2005>
- Perry, J. (2008). Distal rectus femoris transfer. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *29*(2), 153–158. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1987.tb02130.x>
- Piazza, S. J., & Delp, S. L. (1996). The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, *29*(6), 723–733. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00144-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00144-1)

- Pilkar, R., Ramanujam, A., Chervin, K., Forrest, G. F., & Nolan, K. J. (2018). Cyclogram-based joint symmetry assessment after utilization of a foot drop stimulator during post-stroke hemiplegic gait. *Journal of Biomechanical Engineering*, *140*(12). <https://doi.org/10.1115/1.4040774>
- Putz, C., Döderlein, L., Mertens, E. M., Wolf, S. I., Gantz, S., Braatz, F., & Dreher, T. (2016). Multilevel surgery in adults with cerebral palsy. *The Bone & Joint Journal*, *98-B*(2), 282–288. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.98B2.36122>
- Rasmussen, H. M., Nielsen, D. B., Pedersen, N. W., Overgaard, S., & Holsgaard-Larsen, A. (2015). Gait Deviation Index, Gait Profile Score and Gait Variable Score in children with spastic cerebral palsy: Intra-rater reliability and agreement across two repeated sessions. *Gait & Posture*, *42*(2), 133–137. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.04.019>
- Reisman, D., Kesar, T., Perumal, R., Roos, M., Rudolph, K., Higginson, J., Helm, E., & Binder-Macleod, S. (2013). Time Course of Functional and Biomechanical Improvements During a Gait Training Intervention in Persons With Chronic Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *37*(4), 159–165. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000020>
- Renzenbrink, G., Buurke, J., Nene, A., Geurts, A., Kwakkel, G., & Rietman, J. (2012). Improving walking capacity by surgical correction of equinovarus foot deformity in adult patients with stroke or traumatic brain injury: A systematic review. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *44*(8), 614–623. <https://doi.org/10.2340/16501977-1012>
- Riewald, S. A., & Delp, S. L. (1997). The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer: does it generate knee flexion moment? *Developmental Medicine & Child Neurology*, *39*(2), 99–105. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07391.x>
- Roche, N., Boudarham, J., Hardy, A., Bonnyaud, C., & Bensmail, B. (2015). Use of gait parameters to predict the effectiveness of botulinum toxin injection in the spastic rectus femoris muscle of stroke patients with stiff knee gait. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *51*(4), 361–370.
- Romei, M., Galli, M., Fazzi, E., Maraucci, I., Schwartz, M., Uggetti, C., & Crivellini, M. (2007). Analysis of the correlation between three methods used in the assessment of children with cerebral palsy. *Functional Neurology*, *22*(1), 17–21.
- Romei, M., Galli, M., Motta, F., Schwartz, M., & Crivellini, M. (2004). Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology. *Gait and Posture*, *19*(1), 85–90. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00017-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00017-1)
- Rosen Bs, S., Tucker, C. A., Ck, S., & Phd, L. (2006). *Gait Energy Efficiency in Children with Cerebral Palsy*.
- Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2011). The GDI-Kinetic: A new index for quantifying kinetic deviations from normal gait. *Gait & Posture*, *33*(4), 730–732. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.014>
- Rutz, E., Baker, R., Tirosh, O., Romkes, J., Haase, C., & Brunner, R. (2011). Tibialis anterior tendon shortening in combination with Achilles tendon lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait & Posture*, *33*(2), 152–157. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.002>
- Saunders, J. B., Inman, V. T., & Eberhart, H. D. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *35-A*(3), 543–558.
- Schreiber, C., Armand, S., & Moissenet, F. (2018). Influence of normative data's walking speed on the computation of conventional gait indices. *Journal of Biomechanics*, *76*, 68–73. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.022>

- Schutte, L. M., Narayanan, U., Stout, J. L., Selber, P., Gage, J. R., & Schwartz, M. H. (2000). An index for quantifying deviations from normal gait. In *Gait and Posture* (Vol. 11). www.elsevier.com/locate/gaitpost
- Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2008). The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait & Posture*, *28*(3), 351–357. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.001>
- Schwarze, M., Block, J., Kunz, T., Alimusaj, M., Heitzmann, D. W. W., Putz, C., Dreher, T., & Wolf, S. I. (2019). The added value of orthotic management in the context of multi-level surgery in children with cerebral palsy. *Gait & Posture*, *68*, 525–530. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.006>
- Sekiguchi, Y., Muraki, T., Kuramatsu, Y., Furusawa, Y., & Izumi, S. I. (2012a). The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, *27*(5), 495–499. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.005>
- Sekiguchi, Y., Muraki, T., Kuramatsu, Y., Furusawa, Y., & Izumi, S.-I. (2012b). The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, *27*(5), 495–499. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.005>
- Sheffler, L. R., & Chae, J. (2015). Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, *26*(4), 611–623. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.006>
- Shin, S. Y., Kim, Y., Jayaraman, A., & Park, H.-S. (2021). Relationship between gait quality measures and modular neuromuscular control parameters in chronic post-stroke individuals. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *18*(1), 58. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00860-0>
- Steele, K. M., Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2015). Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *57*(12), 1176–1182. <https://doi.org/10.1111/dmcn.12826>
- Sutherland, D. H., Larsen, L. J., & Mann, R. (2008). Rectus Femoris Release in Selected Patients with Cerebral Palsy: a Preliminary Report. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *17*(1), 26–34. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.1975.tb04953.x>
- Szopa, A., Domagalska-Szopa, M., & Czamara, A. (2014). Gait pattern differences in children with unilateral cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *35*(10), 2261–2266. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2014.05.020>
- Thomason, P., Selber, P., & Graham, H. K. (2013). Single Event Multilevel Surgery in children with bilateral spastic cerebral palsy: A 5 year prospective cohort study. *Gait & Posture*, *37*(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.022>
- Toricelli, D., Barroso, F., Coscia, M., Alessandro, C., Lunardini, F., Bravo Esteban, E., & d'Avella, A. (2016). *Muscle Synergies in Clinical Practice: Theoretical and Practical Implications* (pp. 251–272). https://doi.org/10.1007/978-3-319-24901-8_10
- Trost, J. P., Schwartz, M. H., Krach, L. E., Dunn, M. E., & Novacheck, T. F. (2008). Comprehensive short-term outcome assessment of selective dorsal rhizotomy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *50*(10), 765–771. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03031.x>
- Tsang, S. T. J., McMorran, D., Robinson, L., Herman, J., Robb, J. E., & Gaston, M. S. (2016). A cohort study of tibialis anterior tendon shortening in combination with calf muscle lengthening in spastic equinus in cerebral palsy. *Gait & Posture*, *50*, 23–27. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.015>

- Tulchin, K., Campbell, S., Browne, R., & Orendurff, M. (2009). Effect of sample size and reduced number of principle components on the Gillette Gait Index. *Gait & Posture*, 29(4), 526–529. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.01.004>
- Turns, L. J., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2007). Relationships Between Muscle Activity and Anteroposterior Ground Reaction Forces in Hemiparetic Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1127–1135. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.05.027>
- Viehweger, E., Haumont, T., de Lattre, C., Presedo, A., Filipetti, P., Ilharreborde, B., Lebarbier, P., Loundou, A., & Simeoni, M.-C. (2008). Multidimensional Outcome Assessment in Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 28(5), 576–583. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e31817bd7ef>
- Vischer, R., Hasler, N., Freslier, M., Singh, N. B., Taylor, W. R., Brunner, R., & Rutz, E. (2021). Long-term follow-up after multilevel surgery in cerebral palsy. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 142(9), 2131–2138. <https://doi.org/10.1007/s00402-021-03797-0>
- Winter, D. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*.
- Wurdeman, S. R., Raffalt, P. C., & Stergiou, N. (2017). Reduced vertical displacement of the center of mass is not accompanied by reduced oxygen uptake during walking. *Scientific Reports*, 7(1), 17182. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-17532-6>
- Yavuzer, G., Öken, Ö., Elhan, A., & Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*, 27(1), 31–35. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.016>

