

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Sviluppo e applicazione di un modello cinematico multi-body del tronco umano



Relatori:

Prof. Laura Gastaldi

Elisa Panero, PhD

Dott. Ugo Dimanico

Candidata:

Virginia Ferrarese

Anno Accademico 2019-2020

Amia nonna Carmen

per essermi stata vicina durante questo percorso
ed avere sempre creduto in me

Abstract

The spine is a complex anatomical structure that supports the human body during every movement. Alterations of the spine can lead to the onset of important postural pathologies, with a consequent negative impact in carrying out daily activities. The most common chronic alteration is scoliosis, a permanent deviation of the trunk in the frontal plane. Another important alteration is the Pisa syndrome which characterizes some people with Parkinson's disease and consists of a reversible lateral deviation of the trunk. In some cases, a combined approach of biomechanical analysis of movement, EMG imaging and botulinum toxin inoculation can lead to an improvement in the patient's health status. The development of a biomechanical model of the trunk composed of rigid segments connected by mechanical joints with adequate degrees of freedom, allows to evaluate the relative movement between them during daily tasks.

The purpose of this work consists in the development of a kinematic model of the trunk divided into several segments and in the biomechanical evaluation in healthy subjects and with Pisa syndrome, both in a static upright position and while walking. After the implementation of the model, experimental analyzes were performed at the laboratory of the Unipolar Spinal Unit in Turin, using an optoelectronic system (Vicon, 8 infrared cameras and 2 video cameras) and force platforms (2 Kistler platforms).

Considering the main curvatures of the spine, a first model consisting of 5 segments was developed. Clusters of markers were placed at the level of the C7, T6, T12, L3 vertebrae, on the head and pelvis, to define the following segments: head (between the head and C7); cervical tract (between C7 and T6); thoracic tract (between T6 and T12); middle tract (between T12 and L3); lumbar tract (between L3 and pelvis). The results were expressed as relative angles between the lower and upper segment, with reference to the three anatomical planes.

A preliminary analysis of the model was performed on two healthy subjects while walking. It was decided to compare the model implemented with the Plug In Gait Total Body (head-trunk-pelvis). This comparison shows the importance of dividing

trunk into several segments to identify the different contribution of the individual vertebral levels. Furthermore, the implemented model was verified by calculating the same angles using the "Tilt Twist Method", a methodology adopted for the evaluation of small movements between rigid segments. The results obtained showed comparable values between the two techniques and in agreement with the literature.

Subsequently, the analysis was extended to three pathological subjects with Pisa syndrome, during the standing position in two different conditions (natural and corrective) and while walking. The proposed model has been simplified to three rigid segments, in order to highlight the vertebral level mainly involved in the deviation. Clusters of markers were placed at the head, C7, lateroflexion point and pelvis. The results were expressed as relative angles between segments and absolute angles, considered on the three anatomical planes. The analyzes confirmed the fundamental contribution of multi-segment modeling for a better biomechanical investigation of the different vertebral levels of the spine.

Abstract

La colonna vertebrale è una complessa struttura anatomica che supporta il corpo umano durante ogni movimento. Eventuali alterazioni della colonna possono portare all'insorgere di patologie posturali importanti, con conseguente impatto negativo nello svolgimento di attività quotidiane. Tra le alterazioni croniche più comuni vi è la scoliosi, una deviazione permanente del tronco sul piano frontale. Un'altra importante alterazione è la sindrome di Pisa che si riscontra in alcuni soggetti affetti da morbo di Parkinson e consiste in una deviazione laterale reversibile del tronco. In alcuni casi un approccio combinato di analisi biomeccanica del movimento, imaging EMG e inoculo di tossina botulinica può portare ad un miglioramento dello stato di salute del paziente. Lo sviluppo di un modello biomeccanico del tronco composto da segmenti rigidi collegati da giunti meccanici con adeguati gradi di libertà, consente di valutare il movimento relativo tra di essi durante task quotidiani.

Lo scopo di questa tesi consiste nello sviluppo di un modello cinematico del tronco suddiviso in più segmenti e nella valutazione biomeccanica in soggetti sani e con sindrome di Pisa, sia in posizione statica eretta, sia durante il cammino. Dopo l'implementazione del modello, analisi sperimentali sono state eseguite presso il laboratorio del passo dell'Unità Spinale Unipolare di Torino, utilizzando un sistema optoelettronico (Vicon, 8 telecamere infrarossi e 2 camere video) e pedane di forza (2 pedane Kistler).

Considerando le principali curvature della colonna vertebrale, è stato sviluppato un primo modello composto da 5 segmenti. Cluster di marker sono stati posizionati a livello delle vertebre C7, T6, T12, L3, sulla testa e sulle pelvi, per definire i seguenti segmenti: testa (tra la testa e C7); tratto cervicale (tra C7 e T6); tratto toracico (tra T6 e T12); tratto medio (tra T12 e L3); tratto lombare (tra L3 e le pelvi). I risultati sono stati espressi come angoli relativi tra il segmento inferiore e superiore, con riferimento ai tre piani anatomici.

Una preliminare analisi del modello è stata eseguita su due soggetti sani durante il cammino. Si è scelto di comparare il modello implementato con il Plug In Gait Total

Body, che schematizza il tronco come un solo segmento collegato alla testa e alle pelvi. Tale confronto ha evidenziato l'importanza della suddivisione in più segmenti per identificare il differente contributo dei singoli livelli vertebrali. Inoltre, il modello implementato è stato verificato tramite il calcolo degli stessi angoli utilizzando il "Tilt Twist Method", metodologia adottata per la valutazione di piccoli movimenti relativi tra segmenti rigidi. I risultati ottenuti hanno dimostrato valori comparabili tra le due tecniche e concordi con la letteratura.

Successivamente, l'analisi è stata estesa a tre soggetti patologici con sindrome di Pisa, durante la posizione eretta in due differenti condizioni (naturale e correttiva) e durante il cammino. Il modello proposto è stato semplificato a tre segmenti rigidi, in modo da evidenziare il livello vertebrale principalmente coinvolto nella deviazione. Sono stati posizionati cluster di marker a livello della testa, di C7, del punto di lateroflessione e delle pelvi. I risultati sono stati espressi come angoli relativi tra i vari segmenti e angoli assoluti, considerati sui tre piani anatomici. Le analisi hanno confermato il fondamentale contributo della modellazione multi-segmento per un'approfondita indagine biomeccanica dei differenti livelli vertebrali della colonna.

Introduzione

Questo lavoro ha previsto l'implementazione di un modello cinematico del tronco umano suddiviso in più segmenti, evidenziando i vantaggi derivanti da uno studio multi-body. In particolare, sono stati implementati due differenti modelli per eseguire delle valutazioni biomeccaniche su soggetti sani e con sindrome di Pisa.

La struttura della tesi può essere descritta come segue:

- Capitolo 1: descrive l'anatomia e la biomeccanica della colonna vertebrale, con un ulteriore riferimento alle disfunzioni che la coinvolgono e alla conseguente importanza dello studio e dell'analisi del tronco inteso come serie di segmenti rigidi;
- Capitolo 2: riguarda l'analisi di letteratura che è stata eseguita per lo studio della modellazione del tronco, con una distinzione in base agli strumenti utilizzati per lo svolgimento delle analisi;
- Capitolo 3: delinea i principali strumenti che vengono utilizzati durante l'analisi del movimento per eseguire una valutazione cinematica, dinamica e del segnale elettromiografico;
- Capitolo 4: illustra la tecnologia Vicon adoperata per lo svolgimento di questo lavoro, con una distinzione tra la parte hardware e software;
- Capitolo 5: descrive il modello del tronco a 5 segmenti sviluppato in questa tesi illustrando le scelte di segmentazione e le metodologie usate per l'implementazione;
- Capitolo 6: riguarda l'applicazione del modello definito nel capitolo precedente con riferimento ai soggetti, materiali e metodi coinvolti. In particolare, si evince come questo primo studio sia stato svolto su soggetti sani. Segue un'analisi dei risultati, confrontati inizialmente con una modellazione del tronco ad un solo segmento e verificati successivamente con una differente metodologia di calcolo degli angoli articolari;
- Capitolo 7: descrive il secondo modello di tronco implementato in questo lavoro per la valutazione di soggetti con sindrome di Pisa, definendo la scelta di una modellazione del tronco semplificata a 3 segmenti;

- Capitolo 8: mette in luce le applicazioni del modello a 3 segmenti, definendo soggetti, materiali e metodi interessati. Segue analisi e discussione dei risultati;
- Capitolo 9: riporta le conclusioni del lavoro di tesi, valutando i limiti dello studio e le possibili applicazioni future.

Indice

Indice delle figure	14
Indice delle tabelle.....	19
1 Colonna vertebrale.....	21
1.1 Anatomia e fisiologia.....	21
1.2 Biomeccanica	30
1.3 Disfunzioni e patologie.....	37
1.4 Modellazione e segmentazione della colonna vertebrale	43
2 Analisi di letteratura	45
2.1 Analisi del movimento con sistemi optoelettronici.....	45
2.2 Analisi del movimento con sistemi Inerziali (IMU)	57
3 Strumentazione.....	69
3.1 Sistemi optoelettronici.....	70
3.2 Pedane di forza	72
3.3 Elettromiografia.....	73
4 Tecnologia Vicon.....	75
4.1 Hardware.....	75
4.2 Software	79
5 Sviluppo del modello del tronco a 5 segmenti.....	83
5.1 Posizionamento dei marker.....	83
5.2 Implementazione del modello.....	89
6 Test sperimentali su soggetti sani	92
6.1 Materiali e metodi	92
6.2 Analisi dei dati	95
6.3 Risultati.....	103
6.4 Discussioni	106
7 Percorso clinico	109
8 Sviluppo del modello del tronco a 3 segmenti.....	112
8.1 Posizionamento dei marker.....	112
8.2 Implementazione del modello.....	118
9 Test sperimentali su soggetti con sindrome di Pisa	120
9.1 Materiali e metodi	120
9.2 Analisi dei dati	122

9.3	Risultati.....	125
9.3.1	Soggetto M01	125
9.3.2	Soggetto F02	135
9.3.3	Soggetto F03	140
9.4	Discussioni	145
9.4.1	Soggetto M01	145
9.4.2	Soggetto F02	152
9.4.3	Soggetto F03	155
10	Conclusioni.....	159
	Bibliografia	161
	Ringraziamenti.....	165

Indice delle figure

Figura 1.1-1 (ZygoteBody, s.d.) Regioni della colonna vertebrale piano sagittale (a), piano frontale vista anteriore (b), piano frontale vista posteriore (c)	21
Figura 1.1-2 (ZygoteBody, s.d.) Curvature della colonna vertebrale	22
Figura 1.1-3 (Netter, 2007) Vertebra cervicale inferiore (b), piano trasversale	23
Figura 1.1-4 (Netter, 2007) Vertebre cervicali superiori (a)	23
Figura 1.1-5 (Mahadeva, 2018) Vertebra toracica, piano trasversale	24
Figura 1.1-6 (Mahadeva, 2018) Vertebra lombare, piano trasversale.....	24
Figura 1.1-7 (Mahadeva, 2018) Unità funzionale disco-vertebrale	25
Figura 1.1-8 (Gilroy & MacPherson, s.d.) Disco intervertebrale, vista laterale (a) e vista trasversale (b)	26
Figura 1.1-9 (Gilroy & MacPherson, s.d.) Porzione di colonna vertebrale che mostra la disposizione dei processi articolari superiori e inferiori delle vertebre (a). Regione cervicale della colonna vertebrale che mostra le articolazioni zigoapofisarie tra i processi articolari (b).....	27
Figura 1.1-10 (Gilroy & MacPherson, s.d.) Colonna vertebrale vista in sezione che mostra i legamenti gialli, interspinosi e sovraspinosi (a) (b)	28
Figura 1.1-11 (ZygoteBody, s.d.) Rappresentazione dei muscoli superficiali: trapezio, gran dorsale, romboide, elevatore della scapola (a), intermedi: dentato superiore e inferiore(b) e profondi paravertebrali: ileocostale, lunghissimo e spinale(b).....	29
Figura 1.2-1 (Loughenbury, et al., 2016) Movimenti a cui è sottoposta la colonna vertebrale, flessione laterale (rotazione attorno all'asse x, asse parallelo al piano sagittale), flessione/estensione (rotazione attorno all'asse y, asse parallelo al frontale), rotazione (rotazione attorno all'asse z, asse perpendicolare al piano trasversale).....	30
Figura 1.2-2 (White III & Panjabi, 1990) Semplificazione di unità funzionale disco-vertebrale vista in sezione (piano sagittale/trasversale) quando sottoposta a carico di compressione (a)	31
Figura 1.2-3 (White III & Panjabi, 1990) Semplificazione di unità funzionale disco-vertebrale vista in sezione (piano sagittale/trasversale) quando sottoposta ai carichi esercitati dal movimento di flessione.....	31
Figura 1.2-4 Suddivisione del ciclo di deambulazione	34
Figura 1.2-5 (Magee, 2014) Descrittori spaziali del cammino	34
Figura 1.3-1 (Magee, 2014) Scoliosi strutturata idiopatica con curvatura toracica a destra (vista frontale posteriore). In figura sono riportate le caratteristiche posturali causate dalla scoliosi.....	38
Figura 1.3-2 (Magee, 2014) Alterazioni della colonna vertebrale (vista sagittale): si evidenzia la curvatura della colonna rispetto al piano frontale e la variazione dell'angolo pelvico.....	39
Figura 1.3-3 (Magee, 2014) Iperlordosi lombare (vista sagittale): meccanismi compensatori della postura (a) e incremento dell'angolo pelvico (b)	39
Figura 1.3-4 (Magee, 2014) Tipologie di ipercifosi toracica (vista sagittale): schiena tonda (a), gobba (b), schiena piatta (c) e gobba della vedova (d)	40
Figura 1.3-5 (Tinazzi, et al., 2019) Anomalie posturali in soggetti malati di Parkinson: camptocormia superiore (a), camptocormia inferiore (b), sindrome di Pisa (c), anterocollo (d).....	41
Figura 2.1-1 (Davis III, et al., 1991) Schematizzazione dei marker posizionati in corrispondenza del tronco e del bacino (vista frontale e sagittale) e degli arti inferiori (vista sagittale e frontale).....	46
Figura 2.1-2 (Crosbie, et al., 1997) Posizionamento dei marker e convenzione usata per definire gli assi e i movimenti	48

Figura 2.1-3 (Crosbie, et al., 1997) Pattern di movimento di flessione laterale nei segmenti toracico inferiore, lombare e pelvi durante il cammino.	49
Figura 2.1-4 (Syczewskaa, et al., 1999) Posizionamento dei marker e indicazione dell'angolo Δik (a). Variazioni degli angoli sul piano frontale e trasversale per i sette segmenti spinali considerati (b) (c).....	50
Figura 2.1-5 (Leardini, et al., 2011) Posizionamento dei marker e indicazione dei sistemi di riferimento.....	51
Figura 2.1-6 (Needham, et al., 2015) Posizionamento dei marker e indicazione del sistema di coordinate del cluster.	53
Figura 2.1-7 (Needham, et al., 2015) Movimento relativo e assoluto dei segmenti lombare e pelvi sul piano frontale durante il cammino.	54
Figura 2.1-8 (Ryan & Bruno, 2017) Posizionamento dei marker.	55
Figura 2.2-1 (Goodvin, et al., 2006) Posizionamento dei sensori IMU e segmentazione del tronco.	58
Figura 2.2-2 (Wong & Wong, 2008) Posizionamento dei sensori IMU e dei marker.....	59
Figura 2.2-3 (Alqhtani, et al., 2015) Posizionamento dei sensori IMU e dei marker.	60
Figura 2.2-4 (Alqhtani, et al., 2016) Posizionamento degli accelerometri triassiali.	61
Figura 2.2-5 (Bauer, et al., 2015) Posizionamento dei sensori IMU e dei marker.	62
Figura 2.2-6 (Hajibozorgi & Arjmand, 2016) Posizionamento dei sensori IMU e indicazione dei sistemi di riferimento.....	63
Figura 2.2-7 (Hajibozorgi & Arjmand, 2016) Rotazioni sul piano sagittale del bacino, della zona lombare (T12-S1), toracica superiore (T1-T5), toracica inferiore (T5-T12), toracica (T1-T12) (asse verticale destro) e rapporto tra la rotazione totale lombare e pelvica totale (L/P) (asse verticale sinistro) a diversi angoli di flessione del tronco (indicati come percentuale della flessione completa del tronco).	63
Figura 2.2-8 (Digo, et al., 2019) Posizionamento dei sensori IMU e indicazione dei sistemi di riferimento utilizzati (a). Posizionamento delle terne di marker (b).	64
Figura 2.2-9 (Digo, et al., 2020) Posizionamento dei sensori IMU e indicazione dei segmenti spinali (a). Indicazione dei sistemi di riferimento locali (b).	65
Figura 2.2-10 (Digo, et al., 2020) Movimenti angolari dei 5 segmenti del tronco dei soggetti maschi durante la camminata a velocità normale con cadenza imposta sul piano frontale (LB), sagittale (FE) e trasversale (AR). La prima linea tratteggiata indica il distacco della punta del piede sinistro (10% ciclo), la linea continua indica l'appoggio del tallone sinistro e l'ultima linea tratteggiata indica il distacco della punta del piede destro (60% ciclo).....	66
Figura 2.2-11 Modellazione de tronco eseguita nei vari studi di letteratura	68
Figura 3.2.2-1 Dati acquisibili a partire dall'analisi del movimento, con riferimento agli strumenti utilizzati per calcolare tali dati	69
Figura 3.1-1 Principio della stereofotogrammetria applicato nei sistemi ottici per l'analisi del movimento.....	70
Figura 3.1-2 (Qualisys, s.d.) Esempio di marker attivo e relativa unità di connessione	71
Figura 3.1-3 (Qualisys, s.d.) Esempio di marker passivi in differenti dimensioni	71
Figura 3.2-1 Pedane dinamometriche posizionate sul pavimento del laboratorio	72
Figura 3.2-2 Schema base di una pedana dinamometrica con riferimento ai due diversi tipi di traduttore.	72
Figura 3.3-1 (Technomed, s.d.) (Digitimer, s.d.) Esempio di elettrodi di superficie (a) e ad ago (b).....	73
Figura 3.3-2 Posizionamento elettrodi di superficie a livello della cute e ad ago a livello muscolare	74
Figura 3.3-3 Indicazione dei volumi di prelievo per un elettrodo superficiale e ad ago. In rosa è riportato lo strato della cute mentre in grigio le singole fibre muscolari, le	

diramazioni all'interno del volume di prelievo rappresentano le fibre dei motoneuroni, responsabili della generazione del segnale elettrico.	74
Figura 4.1-1 Laboratorio del passo presso l'Unità Spinale Unipolare	76
Figura 4.1-2 (Bonita, s.d.) Telecamera a infrarossi Vicon Bonita 10 (a) e telecamere per la registrazione video (b) presenti nel laboratorio USU	77
Figura 4.1-3 Disposizione delle pedane di forza presenti nel laboratorio USU	77
Figura 4.1-4 (Cometa, s.d.) Sensori EMG Cometa PicoEMG (a) e Mini Wave Infinity (b)	78
Figura 4.2-1 Active Wand v2 (a). Posizionamento della wand per eseguire la calibrazione statica (b).	79
Figura 4.2-2 Schermata del software Vicon Nexus riferita alla funzione di Gap Filling	82
Figura 5.1-1 Identificazione dei marker utilizzati per la realizzazione del modello tronco a 5 segmenti con riferimento (a) alle principali curvature della colonna vertebrale (vista sagittale) e (b) alle terne sui livelli vertebrali.....	83
Figura 5.1-2 Rappresentazione dei 5 segmenti del tronco (a) e dei rispettivi sistemi di riferimento locale (b)	84
Figura 5.1-3 Definizione dei sistemi di riferimento locali per la valutazione dei segmenti del tronco. Sistema di riferimento locale testa, vista trasversale (a), sistema di riferimento cervicale, vista frontale (b), sistema di riferimento toracico superiore, vista frontale (c), sistema di riferimento medio, vista frontale (d), sistema di riferimento lombare, vista frontale (e), sistema di riferimento locale pelvi, vista trasversale (f).	88
Figura 5.2-1 Schermata del software Vicon Nexus per la creazione del modello a 5 segmenti. A sinistra in azzurro è evidenziato il soggetto "Modello tronco" creato appositamente per l'elaborazione dei dati, a destra sono cerchiati in rosa e in verde rispettivamente le funzioni di creazione segmenti "Create Segment" e definizione dei giunti "Link Segment". Al centro della schermata è visibile il modello del tronco Custom Made caratterizzato dai 6 corpi rigidi definiti tramite terne o quaterne di marker.	89
Figura 5.2-2 Schermata del software Vicon ProCalc per la definizione delle variabili di interesse	90
Figura 5.2-3 Vista laterale destra (a) posteriore (b) e laterale sinistra (c) del modello implementato	91
Figura 6.1-1 Misurazione dati antropometrici: lunghezza delle gambe, misurata con il metro e sul soggetto sdraiato (a); larghezza delle ginocchia, misurata con il calibro sul soggetto seduto (b); larghezza delle caviglie, misurata con il calibro sul soggetto seduto (c); offset della spalla, misurato con il calibro sul soggetto seduto (d); larghezza del gomito, misurata con il calibro con il braccio disteso (e); larghezza del polso, misurata con il calibro (f); larghezza della mano, misurata con il calibro (g).....	94
Figura 6.2-1 Pipeline utilizzate per l'elaborazione dei dati del modello Custom Made a 5 segmenti, nelle acquisizioni statiche (a) e nelle acquisizioni dinamiche di camminata (b) ...	95
Figura 6.2-2 Schermata del software Vicon Nexus riferita all'importazione degli output creati su Vicon ProCalc.....	96
Figura 6.2-3 Posizionamento dei marker del modello Plug In Gait Total Body sul soggetto. Vista frontale posteriore (a), sagittale (b), frontale anteriore (c)	101
Figura 6.2-4 Rappresentazione del modello Plug In Gait Total Body Vicon (a) con ingrandimento del tronco (b) e del modello implementato a 5 segmenti (c). Si nota come il primo modello rappresenti la schiena come un solo segmento definito tra C7 e T10, mentre il secondo realizza una suddivisione più strutturata tra C7, T6, T12 e L3.	101
Figura 6.2-5 (Digo, et al., 2020) Angoli di tilt (φ), tilt-azimuth (θ) e twist (τ) del segmento superiore rispetto al segmento inferiore e formule per il calcolo dei valori di flessione-estensione (FE), flessione laterale (LB) e rotazione assiale (AR) della vertebra	102
Figura 6.3-1 Angoli cinematici 3D della colonna vertebrale e del torace ottenuti dal modello PiG di tutto il corpo sui piani frontale (LB), sagittale (FE) e trasversale (AR).	103

Figura 6.3-2 Angoli cinematici 3D di tutti i segmenti vertebrali dal modello implementato calcolati sul piano frontale (LB), sul piano sagittale (FE) e sul piano trasversale (AR). La linea continua e la linea tratteggiata rappresentano gli angoli ottenuti rispettivamente con la convenzione degli angoli di Eulero e il metodo Tilt-Twist.	105
Figura 6.4-1 Protocollo di analisi adottato presso l'Unità Spinale Unipolare per i pazienti con sindrome di Pisa.....	109
Figura 6.4-2 Schema di posizionamento dei sensori EMG wireless.....	110
Figura 8.1-1 Identificazione dei marker utilizzati per la realizzazione del modello tronco a 3 segmenti su un soggetto con sindrome di Pisa. La fig. b riporta un ingrandimento della zona del tronco.....	112
Figura 8.1-2 Rappresentazione dei sistemi di riferimento locale dei 5 corpi rigidi (a) attraverso i quali sono stati definiti i 3 segmenti vertebrali con cui è stata modellizzata la colonna vertebrale (b).	114
Figura 8.1-3 Definizione dei sistemi di riferimento locali per la valutazione dei segmenti del tronco. Sistema di riferimento locale testa, vista trasversale (a), sistema di riferimento collo, vista frontale (b), sistema di riferimento tronco superiore, vista frontale (c), sistema di riferimento tronco inferiore, vista frontale (d), sistema di riferimento locale pelvi, vista trasversale (e).	117
Figura 8.2-1 Schermata del software Vicon Nexus per la creazione del modello a 3 segmenti. A sinistra in azzurro è evidenziato il soggetto "Tronco_Pisa" creato appositamente per l'elaborazione dei dati, a destra sono cerchiato in rosa e in verde rispettivamente le funzioni di creazione segmenti "Create Segment" e definizione dei giunti "Link Segment". Al centro della schermata è visibile il modello del tronco a 3 segmenti caratterizzato dai 5 corpi rigidi definiti tramite terne o quaterne di marker.	118
Figura 8.2-2 Schermata del software Vicon ProCalc per la definizione delle variabili di interesse	119
Figura 9.2-1 Pipeline utilizzate per l'elaborazione dei dati del modello a 3 segmenti, nelle acquisizioni statiche (a) e nelle acquisizioni dinamiche di camminata (b).....	122
Figura 9.2-2 Schermata del software Vicon Nexus riferita all'importazione degli output creati su Vicon ProCalc	123
Figura 9.3-1 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto M01. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina).....	127
Figura 9.3-2 Componenti Fx, Fy, Fz lungo le tre direzioni della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto M01. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)	127
Figura 9.3-3 Cinematica globale del soggetto M01: angoli assoluti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo	128
Figura 9.3-4 Cinematica locale del soggetto M01: angoli relativi di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo	129
Figura 9.3-5 Dinamica globale del soggetto M01 prima dell'inoculo di tossina: angoli assoluti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino	130
Figura 9.3-6 Dinamica globale del soggetto M01 ad un mese dall'inoculo di tossina: angoli assoluti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino	131

Figura 9.3-7 Dinamica locale del soggetto M01 prima dell'inoculo di tossina: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino ...	132
Figura 9.3-8 Dinamica locale del soggetto M01 ad un mese dall'inoculo di tossina: angoli assoluti di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino	133
Figura 9.3-9 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo e componenti F_x , F_y , F_z lungo le tre direzioni del soggetto F02. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)	137
Figura 9.3-10 Cinematica globale del soggetto F02: angoli assoluti di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo	137
Figura 9.3-11 Cinematica locale del soggetto F02: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo	137
Figura 9.3-12 Dinamica locale del soggetto F02 prima dell'inoculo di tossina: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino ...	138
Figura 9.3-13 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo e componenti F_x , F_y , F_z lungo le tre direzioni del soggetto F03. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)	142
Figura 9.3-14 Cinematica globale del soggetto F03: angoli assoluti di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo	142
Figura 9.3-15 Cinematica locale del soggetto F03: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo	142
Figura 9.3-16 Dinamica locale del soggetto F03 prima dell'inoculo di tossina: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino ...	143

Indice delle tabelle

Tabella 1.2-1 (Magee, 2014) Valori generici di Range of Motion delle tre regioni anatomiche della colonna vertebrale durante i movimenti di flessione, estensione, flessione laterale e rotazione.....	32
Tabella 1.2-2 Parametri spazio-temporali	35
Tabella 1.2-3 (Abdulhay, et al., 2018) Parametri principali del ciclo del passo (tempo di appoggio “stance time”, tempo di pendolamento “swing time”, tempo di doppio appoggio “stride time”) in soggetti normali (Normal) e affetti da morbo di Parkinson (PD)	36
Tabella 2.1-1 (Crosbie, et al., 1997) Caratteristiche dei soggetti analizzati.....	47
Tabella 2.1-2 (Crosbie, et al., 1997) Valori picco-picco del ROM dei segmenti spinali nei tre piani anatomici durante la camminata	48
Tabella 2.1-3 (Leardini, et al., 2011) Valori ROM dei segmenti spinali durante la camminata	52
Tabella 2.1-4 (Needham, et al., 2015) Valori ROM dei segmenti spinali nei tre piani anatomici durante la camminata. I valori sono espressi come media (deviazione standard).	54
Tabella 2.1-5 (Ryan & Bruno, 2017) Valori ROM dei segmenti spinali nei tre piani anatomici durante la camminata. I valori sono espressi come media (deviazione standard).....	56
Tabella 2.2-1 (Alqhtani, et al., 2015) Media dei valori di ROM calcolati per i segmenti spinali.	60
Tabella 2.2-2 (Alqhtani, et al., 2016) Valori di ROM (media e STD) normalizzati rispetto al numero di articolazioni presenti tra la posizione dei sensori.	61
Tabella 2.2-3 (Digo, et al., 2019) Differenze dei valori di ROM (espressi in gradi) calcolati con sensore Optitrack (Op) e Xsens (Xs) per movimenti sul piano frontale (LB) e sagittale (FE). 64	
Tabella 5.1-1 Definizione dei marker usati per la realizzazione del modello del tronco a 5 segmenti	85
Tabella 6.1-1 Definizione delle misure antropometriche acquisite (prima e seconda colonna) e valori di tali misure per entrambi i soggetti. I valori sono espressi come media (terza colonna) e deviazione standard (quarta colonna).....	93
Tabella 6.2-1 Definizione dei marker usati nel modello Plug In Gait Total Body Vicon.....	100
Tabella 6.3-1 Valori di ROM (gradi) degli angoli articolari calcolati nei tre piani anatomici ottenuti con la convenzione degli angoli di Eulero e il metodo Tilt-Twist. I valori sono espressi come media e deviazione standard	105
Tabella 8.1-1 Definizione dei marker usati per la realizzazione del modello del tronco a 3 segmenti	113
Tabella 9.1-1 Informazioni relative ai tre pazienti con sindrome di Pisa. Il soggetto di genere maschile è indicato come M01, i due soggetti di genere femminile come F02 e F03. Nelle ultime due righe sono riportate le informazioni legate alla lateroflessione del tronco.	121
Tabella 9.3-1 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M01 calcolati durante il cammino	134
Tabella 9.3-2 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M01 calcolati durante il cammino	134
Tabella 9.3-3 Parametri spazio-temporali globali del soggetto F02 calcolati durante il cammino	139
Tabella 9.3-4 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F02 calcolati durante il cammino	139
Tabella 9.3-5 Parametri spazio-temporali globali del soggetto F03 calcolati durante il cammino	144

Tabella 9.3-6 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F03 calcolati durante il cammino	144
---	-----

1 Colonna vertebrale

1.1 Anatomia e fisiologia

La colonna vertebrale è una struttura anatomica che rappresenta il principale sostegno del corpo umano e svolge due importanti funzioni: protegge il midollo spinale, assorbendo urti e vibrazioni e permette il movimento della testa, del tronco e del bacino. Costituisce circa i due quinti dell'altezza totale del corpo ed è formata da 33/34 vertebre. Dall'alto verso il basso, queste comprendono 7 vertebre cervicali, 12 vertebre toraciche, 5 vertebre lombari, l'osso sacro (5 vertebre) e il coccige (4/5 vertebre), come mostrato in

Figura 1.1-1. Le vertebre cervicali, toraciche e lombari sono dette vertebre mobili, per il fatto che le singole vertebre possono muoversi rispetto alle vertebre adiacenti. Il sacro e il coccige, al contrario, sono definiti immobili poiché formati ciascuno dalla fusione delle vertebre (Mahadeva, 2018).

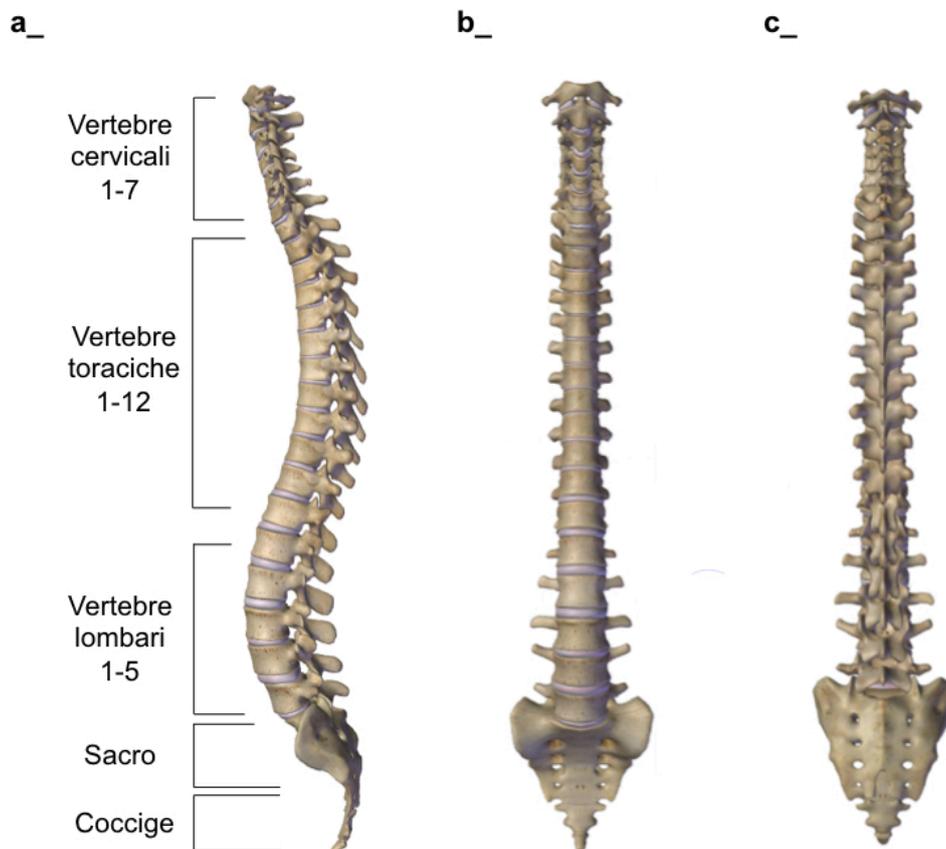


Figura 1.1-1 (ZygotBody, s.d.) Regioni della colonna vertebrale piano sagittale (a), piano frontale vista anteriore (b), piano frontale vista posteriore (c)

Colonna vertebrale

La colonna vertebrale è caratterizzata da 4 curvature, visibili sul piano sagittale. Nelle regioni cervicale e lombare si sviluppa una convessità anteriore definita lordosi mentre nelle regioni toracica e sacrale una convessità posteriore definita cifosi (Figura 1.1-2). La cifosi toracica è considerata normale se l'angolo tra T5 e T12 risulta essere tra i 10°- 40°, mentre per la lordosi lombare l'angolo tra T12 e S1 dovrebbe misurare tra i 40° e 60° (Loughenbury, et al., 2016).

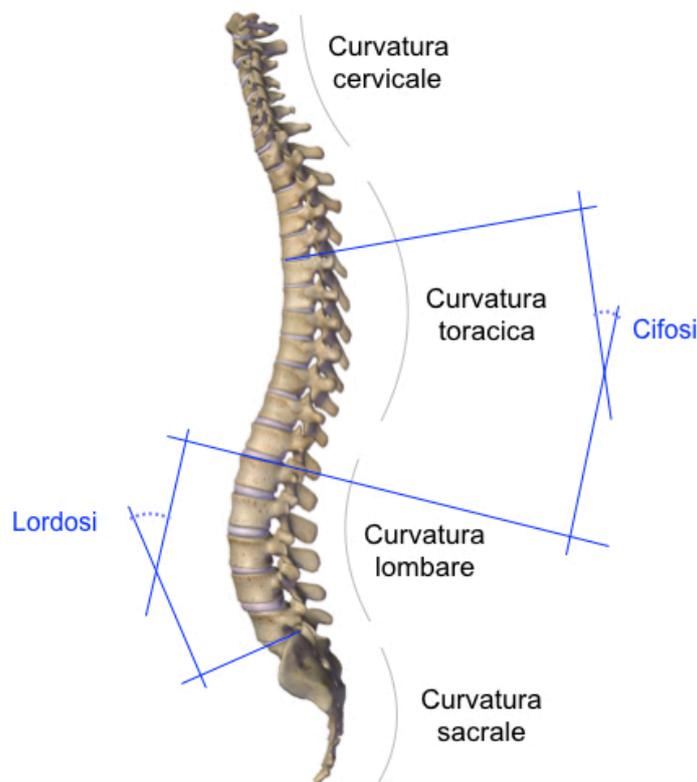


Figura 1.1-2 (ZygotBody, s.d.) Curvature della colonna vertebrale

Le 7 vertebre che costituiscono la regione cervicale presentano caratteristiche ossee non omogenee (Figura 1.1-4 e Figura 1.1-3) consentendo una maggiore libertà di movimento rispetto al resto della colonna. In particolare, si possono identificare una regione superiore (C1-C2) e una inferiore (C3-C7).

Le vertebre della zona inferiore (Figura 1.1-3) sono caratterizzate da un forame vertebrale triangolare che circonda il midollo e forami trasversari bilaterali attraverso i quali passano l'arteria e la vena vertebrale. I processi spinosi di questa regione presentano una biforcazione all'estremità e sono definiti bifidi, ad

eccezione del processo spinoso di C7. Questa vertebra è definita prominente poiché caratterizzata da un lungo processo spinoso facilmente palpabile.

Le vertebre della zona superiore (Figura 1.1-4) consentono il movimento della testa. La vertebra C1 (atlante) non presenta corpo vertebrale né processo spinoso ed è caratterizzata da un arco anteriore e un arco posteriore appiattito. La vertebra C2 (epistrofeo) presenta un processo spinoso bifido e un corpo vertebrale che include il cosiddetto dente dell'epistrofeo, un'estensione superiore del corpo che si trova dietro l'arco anteriore di C1 e che, articolandosi con l'atlante, ne permette la rotazione.

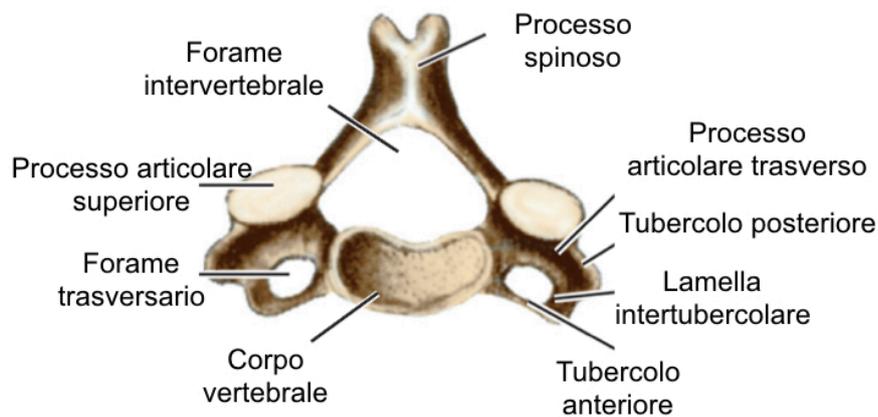


Figura 1.1-3 (Netter, 2007) Vertebra cervicale inferiore (b), piano trasversale

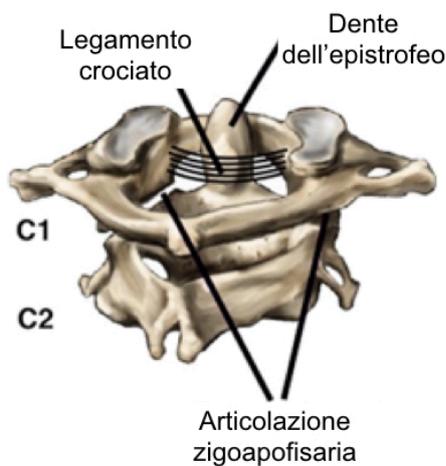


Figura 1.1-4 (Netter, 2007) Vertebre cervicali superiori (a)

Colonna vertebrale

Le 12 vertebre toraciche presentano una morfologia uniforme (Figura 1.1-5) caratterizzata da un forame vertebrale circolare, con un aumento delle dimensioni dei corpi vertebrali da craniale a caudale, e da emifaccette articolari (faccetta costale superiore e inferiore) poste ai lati del corpo della vertebra. I processi spinosi delle tipiche vertebre toraciche sono lunghi e inclinati verso il basso. Le ultime due o tre vertebre toraciche, tuttavia, sono atipiche e tendono ad avere processi spinosi piuttosto orizzontali.

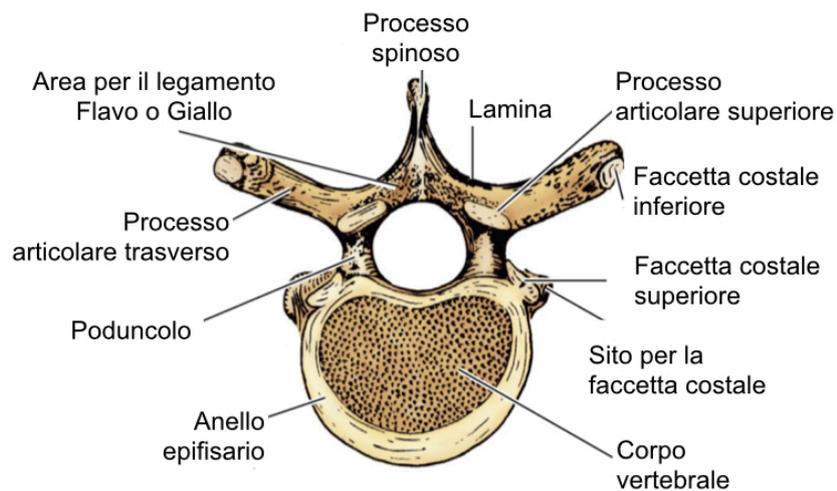


Figura 1.1-5 (Mahadeva, 2018) Vertebra toracica, piano trasversale

Le 5 vertebre lombari presentano, come nelle toraciche, una morfologia uniforme (Figura 1.1-6) con corpi vertebrali robusti a forma di rene, un forame vertebrale triangolare e faccette articolari orientate sul piano sagittale. L'ampiezza dei corpi vertebrali lombari aumenta progressivamente, da craniale a caudale, riflettendo il progressivo aumento di peso sostenuto dalla colonna vertebrale.

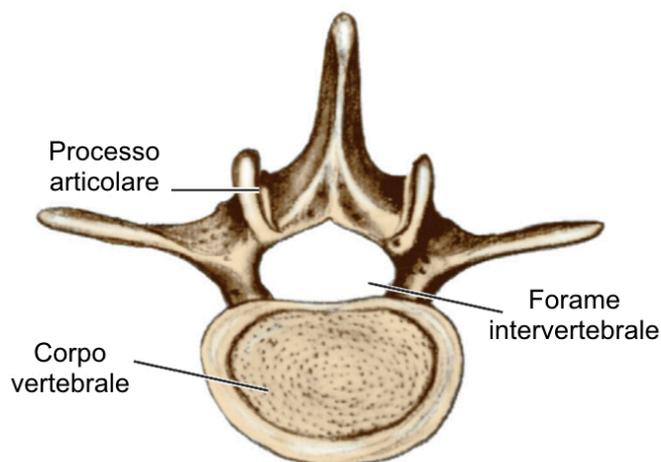


Figura 1.1-6 (Mahadeva, 2018) Vertebra lombare, piano trasversale

Le 5 vertebre sacrali risultano fuse tra loro a formare l'osso sacro, un osso triangolare la cui superficie superiore si articola con il corpo di L5 e l'estremità inferiore con il coccige. Lateralmente, il sacro si articola con l'osso dell'anca corrispondente all'articolazione sacroiliaca.

Il coccige è costituito dalla fusione di un numero variabile di vertebre, tra 4 e 5.

(Mahadeva, 2018)

Il movimento della colonna vertebrale è consentito dalla sua unità funzionale (Figura 1.1-7) il disco-vertebrale, costituito da due vertebre mobili successive e dalle strutture e articolazioni che le uniscono.

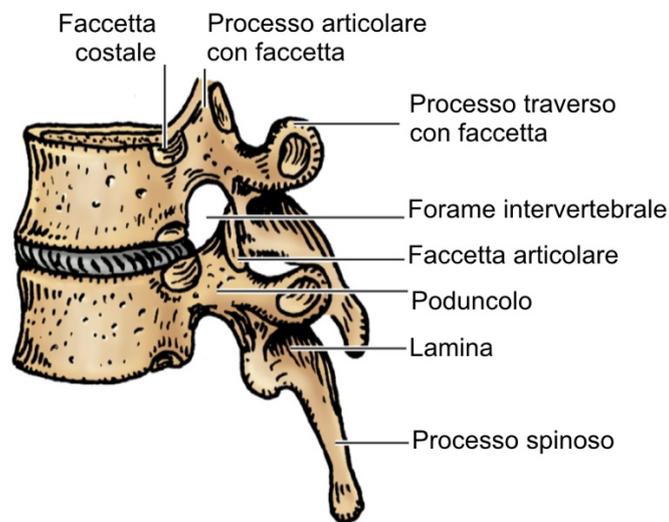


Figura 1.1-7 (Mahadeva, 2018) Unità funzionale disco-vertebrale

L'unità funzionale conferisce alla colonna stabilità fisica, integrità strutturale e flessibilità grazie a tre componenti: il disco intervertebrale (rinforzato dai legamenti longitudinali anteriore e posteriore), le faccette articolari e i legamenti tra archi vertebrali adiacenti (Mahadeva, 2018).

Il disco intervertebrale (Figura 1.1-8) è il legame principale tra i due corpi vertebrali adiacenti. In totale vi sono 23 dischi intervertebrali, il primo è situato tra i corpi vertebrali C2 e C3 e l'ultimo nella giunzione lombosacrale. I dischi sono più sottili nella regione toracica superiore della colonna vertebrale e più spessi nella regione lombare.

Colonna vertebrale

Ogni disco intervertebrale è costituito da due strutture: una zona esterna fibrosa multistrato, definita anello fibroso e una zona interna gelatinosa chiamata nucleo polposo. L'anello fibroso presenta caratteristiche elastiche con un'elevata resistenza alla trazione ed è in grado di resistere alle sollecitazioni torsionali e di taglio a cui è sottoposta grazie alla disposizione delle fibre all'interno delle lamelle. Il nucleo polposo, al contrario, ha la funzione di gel idratato con caratteristiche di comprimibilità. Le due componenti rendono così il disco un efficace ammortizzatore in grado di assorbire gli urti.

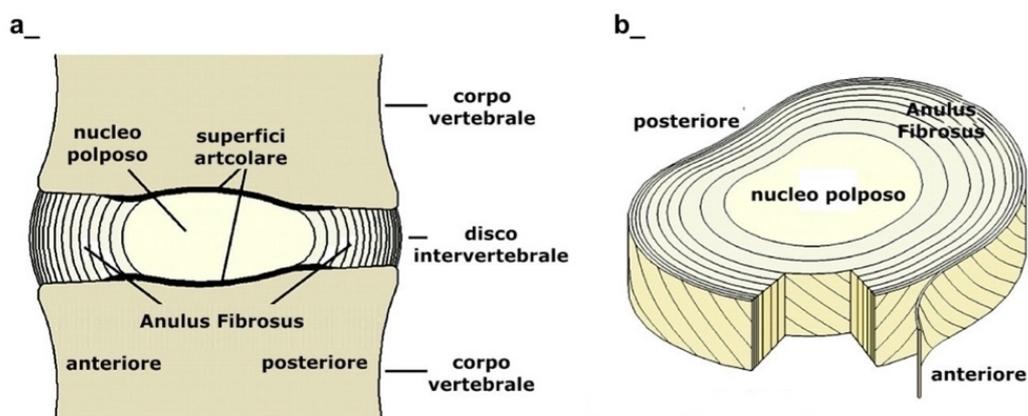


Figura 1.1-8 (Gilroy & MacPherson, s.d.) Disco intervertebrale, vista laterale (a) e vista trasversale (b)

La gamma e il tipo di movimento di ogni segmento della colonna vertebrale sono determinati dalle articolazioni delle faccette, ma la stabilità della colonna vertebrale e il controllo del movimento della colonna dipendono dai muscoli e dai legamenti (Devereaux, 2007). Le faccette articolari (definite articolazioni zigoapofisarie) sono articolazioni sinoviali¹ tra il processo articolare inferiore di una vertebra e il processo articolare superiore della vertebra sottostante (Figura 1.1-9). La forma e il contorno della faccetta articolare differiscono da regione a regione vertebrale e determinano il movimento che avviene tra vertebre adiacenti: nella regione lombare consentono flessione, estensione e abduzione mentre nella regione toracica consentono anche movimenti di rotazione. La presenza di un numero così elevato di articolazioni sinoviali ravvicinate disposte nella maniera sopra descritta, conferisce alla colonna vertebrale proprietà di flessibilità e versatilità.

¹ Definite anche diartrosi, sono le articolazioni mobili del corpo umano che uniscono due superfici ossee tramite una struttura denominata capsula articolare, la quale è a stretto contatto con il periostio delle stesse superfici ossee coinvolte.

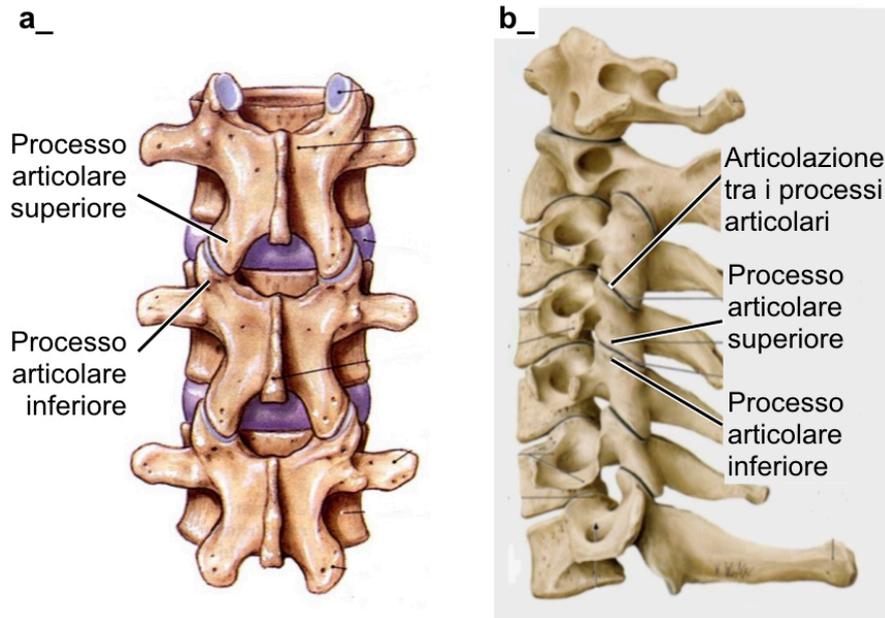


Figura 1.1-9 (Gilroy & MacPherson, s.d.) Porzione di colonna vertebrale che mostra la disposizione dei processi articolari superiori e inferiori delle vertebre (a). Regione cervicale della colonna vertebrale che mostra le articolazioni zigoapofisarie tra i processi articolari (b).

Gli archi vertebrali adiacenti sono collegati da tre tipi di legamenti che conferiscono una notevole stabilità alla colonna vertebrale: sovraspinali, interspinali e legamento giallo (Figura 1.1-10). I legamenti sovraspinali sono fasce forti e dense di tessuto fibroso che si trovano tra le punte dei processi spinosi adiacenti, diventano tese durante la flessione della colonna vertebrale e lasse in estensione. I legamenti interspinali sono fogli di tessuto fibroso disposti verticalmente tra i bordi dei processi spinosi adiacenti che si fondono con la superficie interna del legamento sovrspinale. I legamenti gialli (o ligamenta flava) sono fasci di fibre relativamente elastiche che decorrono tra la zona inferiore di una lamina vertebrale e il margine superiore della lamina inferiore; possiedono una forma rettangolare e delimitano posteriormente il canale vertebrale.

Colonna vertebrale

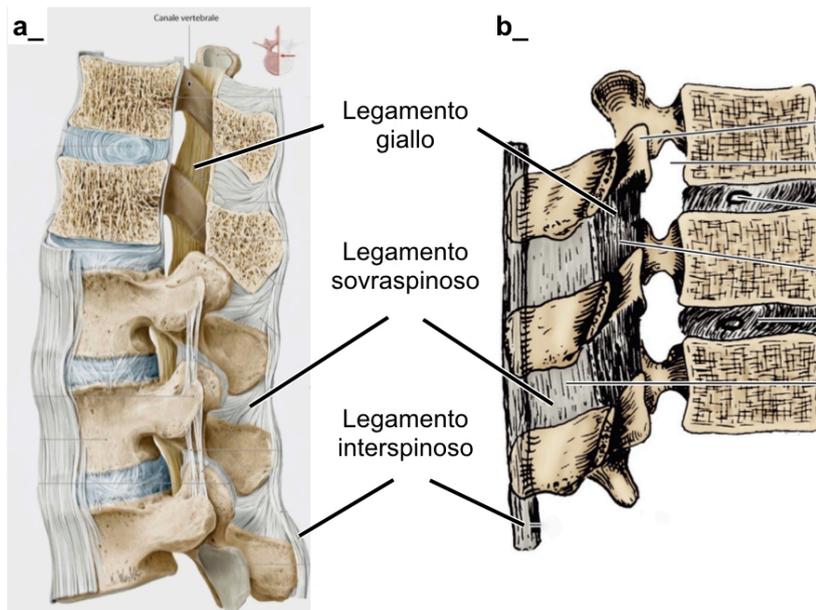


Figura 1.1-10 (Gilroy & MacPherson, s.d.) Colonna vertebrale vista in sezione che mostra i legamenti gialli, interspinosi e sovraspinosi (a) (b)

Il movimento della colonna vertebrale dipende dai muscoli spinali. Questi si possono suddividere in tre categorie, in base alla profondità rispetto al tessuto cutaneo:

- i muscoli della schiena dello strato superficiale (o superficiali) si collocano appena sotto la cute. Questi originano dalla colonna vertebrale e si inseriscono su ossa come la clavicola, la scapola o l'omero;
- i muscoli della schiena dello strato intermedio (o intermedi) si collocano a un livello sottocutaneo leggermente più profondo. In genere, originano dalla colonna vertebrale e si inseriscono a livello della gabbia toracica;
- i muscoli della schiena dello strato profondo (o profondi) sono situati in profondità. Questi si estendono dall'osso sacro alla base del cranio.

I primi comprendono i seguenti muscoli (Figura 1.1-11a): il trapezio, un muscolo piatto, largo e di forma triangolare, che si estende tra la parte posteriore del collo, la porzione alta della schiena e le spalle; il gran dorsale, un muscolo piatto di dimensioni estese, che ricopre buona parte della schiena; l'elevatore della scapola, un muscolo di piccole dimensioni che si estende tra la parte alta della schiena e la porzione postero-laterale del collo e il piccolo e gran romboide, muscoli della parte alta della schiena, che collegano la colonna vertebrale alla scapola. I muscoli dello

strato intermedio sono due (Figura 1.1-11b): il muscolo dentato posteriore superiore e il muscolo dentato posteriore inferiore. Il primo è un muscolo sottile, di forma rettangolare che si trova nella parte alta della schiena mentre il secondo presenta una forma irregolare e risiede al confine tra la regione toracica e quella lombare della schiena.

Infine, i muscoli profondi si suddividono a loro volta in tre categorie, i muscoli spinotrasversali, i paravertebrali e i trasversospinali. In particolare, i paravertebrali, o erettori della colonna vertebrale, comprendono tre muscoli (Figura 1.1-11) il muscolo ileocostale, il lunghissimo e il muscolo spinale. Ogni muscolo è composto da tre segmenti, il cui nome dipende dalla zona anatomica attraversata: cervicale, toracico o lombare. Questi muscoli si estendono dalla zona sacrale all'area cervicale e sono disposti tra i processi spinosi delle vertebre e le costole.

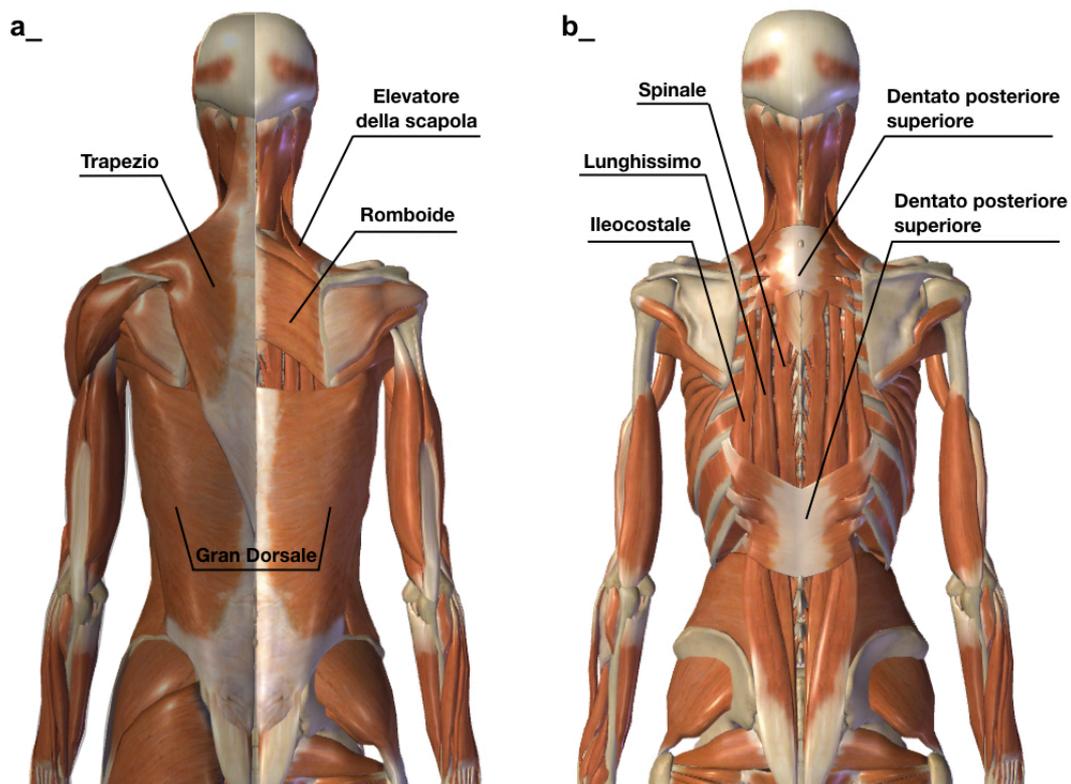


Figura 1.1-11 (ZygoBody, s.d.) Rappresentazione dei muscoli superficiali: trapezio, gran dorsale, romboide, elevatore della scapola (a), intermedi: dentato superiore e inferiore(b) e profondi paravertebrali: ileocostale, lunghissimo e spinale(b)

1.2 Biomeccanica

Durante le attività quotidiane la colonna vertebrale è sottoposta a forze di trazione, compressione, tensione e taglio. Queste sono associate ai movimenti di flessione, estensione, flessione laterale e rotazione (Figura 1.2-1) che coinvolgono in maniera differente le zone della colonna vertebrale.

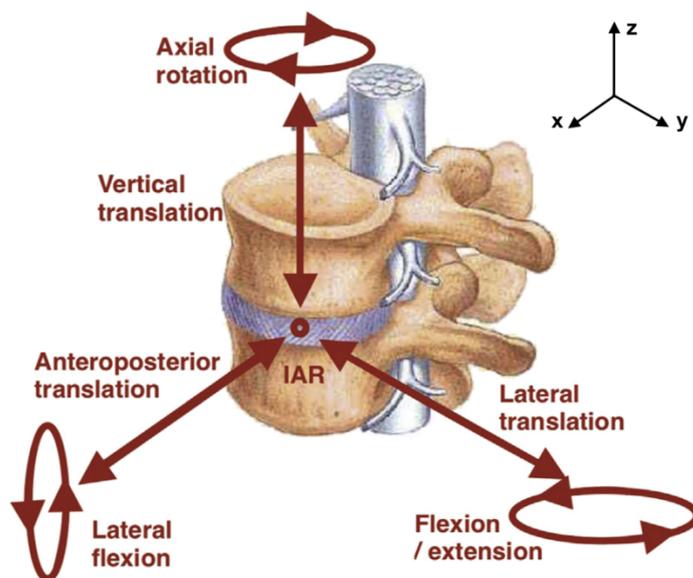


Figura 1.2-1 (Loughenbury, et al., 2016) Movimenti a cui è sottoposta la colonna vertebrale, flessione laterale (rotazione attorno all'asse x, asse parallelo al piano sagittale), flessione/estensione (rotazione attorno all'asse y, asse parallelo al frontale), rotazione (rotazione attorno all'asse z, asse perpendicolare al piano trasversale).

In posizione eretta la maggior parte del carico (80%) viene trasferito attraverso la zona anteriore della colonna che assorbe le forze di compressione, trasferite da una vertebra all'altra tramite il nucleo polposo e l'anello fibroso (Loughenbury, et al., 2016). Quando viene applicato il carico, all'interno del nucleo si sviluppa una pressione che spinge le strutture circostanti in tutte le direzioni lontano dal centro del nucleo (Figura 1.2-2) (Shirazi-Adl, et al., 1984). Le sollecitazioni assiali e circolari sono di compressione, mentre la sollecitazione della fibra anulare è di trazione. Come detto in precedenza, l'orientamento delle fibre anulari e del nucleo svolgono un ruolo importante nel trasferimento dei carichi di compressione da una vertebra all'altra (White III & Panjabi, 1990).

Il movimento di flessione laterale coinvolge tutte le regioni della colonna vertebrale mentre flessione ed estensione coinvolgono principalmente la regione cervicale e lombare poiché nella zona toracica sono limitati dalla gabbia toracica (Loughenbury,

et al., 2016). Durante questi movimenti, sul disco intervertebrale, si crea una combinazione degli effetti dovuti ai diversi tipi di carico: il lato dell'anello sottoposto a tensione si contrae nel piano orizzontale, mentre il lato compresso aumenta di volume (Figura 1.2-3a).

Le fibre anulari resistono ai carichi di compressione come già descritto mentre nella zona sottoposta a tensione vengono prodotte all'interno dell'anello sollecitazioni normali, perpendicolari al piano trasversale e di taglio, parallele al piano trasversale. Le prime sono assorbite dagli strati delle fibre anulari mentre non vi è alcuna disposizione per resistere alle seconde. Pertanto, il rischio di rottura del disco è maggiore con il carico di trazione rispetto al carico di compressione.

La Figura 1.2-3b riporta una versione semplificata dello stress del disco intervertebrale sottoposto a flessione, in cui l'asse di rotazione istantaneo separa le zone di sollecitazione a compressione e trazione. Si può notare come lo stress aumenti dagli strati interni a quelli esterni dell'anello (White III & Panjabi, 1990).

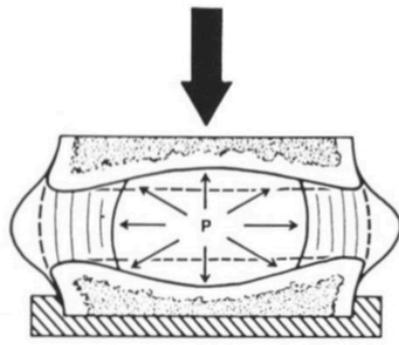


Figura 1.2-2 (White III & Panjabi, 1990) Semplificazione di unità funzionale disco-vertebrale vista in sezione (piano sagittale/trasversale) quando sottoposta a carico di compressione (a)

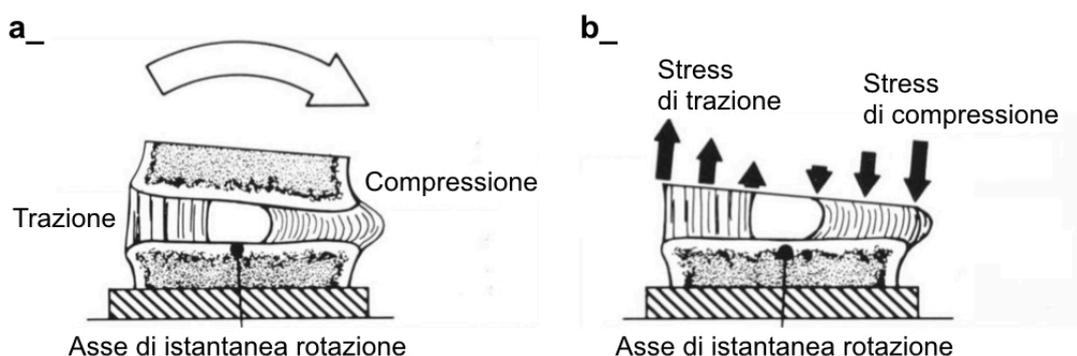


Figura 1.2-3 (White III & Panjabi, 1990) Semplificazione di unità funzionale disco-vertebrale vista in sezione (piano sagittale/trasversale) quando sottoposta ai carichi esercitati dal movimento di flessione

Colonna vertebrale

Il movimento di rotazione avviene principalmente nella regione cervicale e toracica superiore, con questo movimento le fibre anulari vengono sottoposte a sollecitazioni torsionali. Le forze di torsione agiscono sulle articolazioni posteriori della colonna, pertanto quando il disco è sottoposto a una coppia assiale, la distribuzione delle sollecitazioni nel disco dipende dal grado di degenerazione del disco e dall'integrità o meno degli elementi posteriori. Se il disco non è degenerato, le fibre sono sollecitate nella direzione opposta al momento torcente (Shirazi-Adl, et al., 1984).

Le diverse regioni della colonna vertebrale rispondono in maniera differente alle sollecitazioni a cui vengono sottoposte, di conseguenza l'ampiezza dei movimenti di flessione, estensione, flessione laterale e rotazione risulta diversa da regione a regione.

Di seguito viene riportata una tabella riassuntiva (Tabella 1.2-1) con i valori di *Range of Motion (ROM)*², espressi in gradi, della zona cervicale, toracica e lombare, per ogni movimento sopracitato (Magee, 2014).

	Flessione	Estensione	Flessione laterale	Rotazione
Regione cervicale	80° - 90°	70°	20° - 45°	70° - 90°
Regione toracica	20° - 45°	25° - 45°	20° - 40°	35° - 50°
Regione lombare	40° - 60°	20° - 35°	15° - 20°	3° - 18°

Tabella 1.2-1 (Magee, 2014) Valori generici di Range of Motion delle tre regioni anatomiche della colonna vertebrale durante i movimenti di flessione, estensione, flessione laterale e rotazione.

La camminata è uno dei movimenti più importanti tra le daily activities, durante la quale la parte anteriore della colonna vertebrale è soggetta a 1 - 2,5 volte il peso corporeo (Huang, et al., 2005) e quindi le forze che agiscono nella colonna nel corso di questa attività assumono un'importanza particolare (Cappozzo, 1984). È stato infatti dimostrato (Kavanagh, et al., 2006) come il complesso anatomico del tronco contribuisca considerevolmente al raggiungimento e al controllo della locomozione,

² ampiezza di movimento espressa in gradi che ogni articolazione può eseguire nello spazio

in particolare nella regolazione delle oscillazioni nelle tre direzioni anatomiche (Leardini, et al., 2011).

Durante la deambulazione vengono eseguite dal nostro corpo cinque funzioni principali (Winter, 1989) che suggeriscono come la colonna vertebrale abbia un ruolo attivo nell'andatura:

1. sostenere testa e braccia;
2. mantenere la postura eretta e l'equilibrio, contribuendo attivamente al mantenimento della simmetria del cammino;
3. assorbire gli urti;
4. consentire il movimento degli arti inferiori;
5. generare energia meccanica mediante contrazione muscolare concentrica.

L'analisi del movimento appare quindi uno strumento fondamentale per comprendere meglio la biomeccanica della deambulazione. Questa tecnica, in genere, prevede l'uso di piattaforme di forza per misurare le forze di reazione al suolo, sensori EMG per misurare l'attività muscolare e sistemi di analisi del movimento video ad alta velocità per misurare il movimento rilevato da marker passivi montati sulla pelle del soggetto (Magee, 2014). Attraverso l'implementazione di modelli matematici si può sia calcolare la cinematica delle articolazioni (Konz, et al., 2006) sia studiare varie condizioni della colonna vertebrale, come la scoliosi (Engsborg, et al., 2003).

Il cammino è un atto motorio ciclico e ripetibile, pertanto è possibile isolarne un modulo definito ciclo del passo (gait cycle o stride). Il ciclo del passo (gait cycle) è l'intervallo di tempo o la sequenza di movimenti che si verificano tra due contatti iniziali consecutivi dello stesso piede, in genere tra due colpi di tallone (heel strike, HS) (Figura 1.2-5). È sinonimo di lunghezza del passo (stride length) e fornisce una descrizione di ciò che accade in una gamba; all'interno di un ciclo del passo si possono individuare sequenze di eventi che si ripetono nell'altra gamba, sfasati di 180 ° (Sutherland, et al., 1994).

Durante un ciclo di deambulazione il peso del corpo è supportato, nel 20% del tempo, da entrambi gli arti (double support) e nel 80% del tempo, da uno solo (single support) (Figura 1.2-4).

Colonna vertebrale

La deambulazione può essere suddivisa in due fasi principali (Figura 1.2-4):

- appoggio (stance phase) - 60% del ciclo: tra l'istante di contatto del tallone (HS) e il successivo distacco della punta dello stesso piede (toe off, TO), il piede è sempre a contatto col terreno e sopporta tutto o parte del peso;
- pendolamento (swing phase) - 40% del ciclo: tra il TO e il successivo HS dello stesso piede.

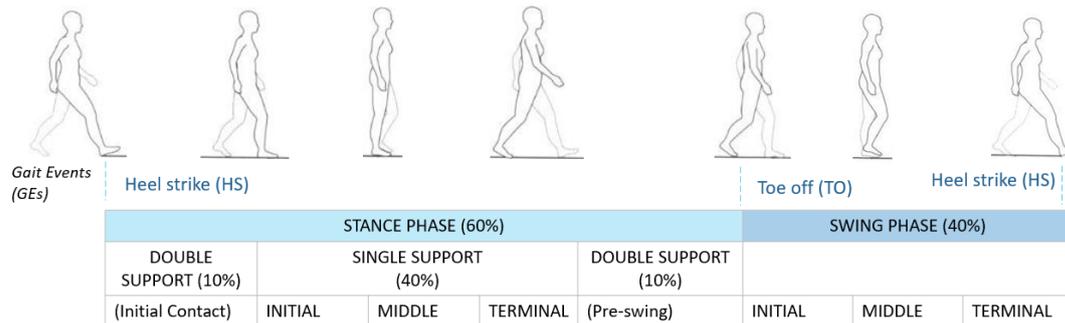


Figura 1.2-4 Suddivisione del ciclo di deambulazione

In un ciclo del passo si possono calcolare descrittori spazio-temporali del cammino (Figura 1.2-5). La Tabella 1.2-2 riporta i principali parametri spazio-temporali del cammino (Boudreau, et al., 2002).

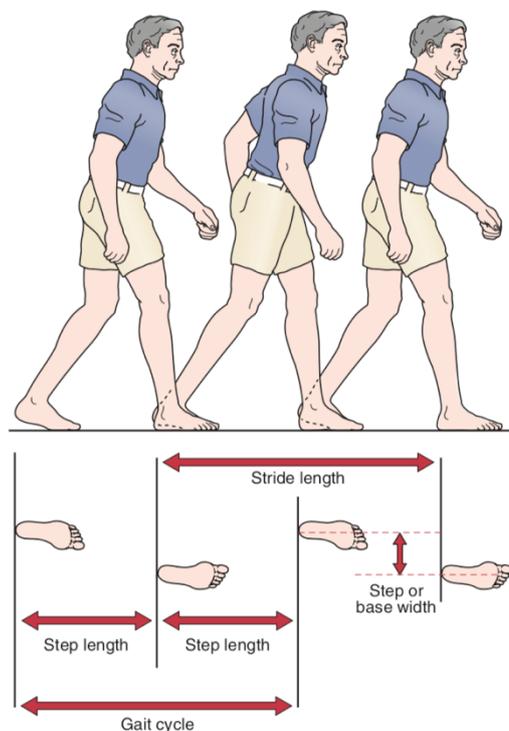


Figura 1.2-5 (Magee, 2014) Descrittori spaziali del cammino

Parametri		Descrizione
Termini inglesi	Termini italiani	
Stride time (s)	Tempo del passo (s)	Tempo trascorso tra due consecutivi appoggi di tallone (HS) dello stesso piede
Step time (s)	Tempo dell'emipasso (s)	Tempo trascorso tra il contatto del tallone (HS) e il successivo contatto del tallone (HS) del piede opposto
Stance time (s)	Fase di appoggio (s)	Tempo trascorso tra il contatto del tallone (HS) di un piede e il distacco della punta (TO) del piede opposto
Swing time (s)	Fase di pendolamento (s)	Tempo trascorso tra il distacco della punta (TO) di un piede e il contatto del tallone (HS) dello stesso piede
Single support (s)	Singolo supporto (s)	Tempo trascorso da TO a HS, entrambi del piede controlaterale
Double support (s)	Doppio supporto (s)	Tempo trascorso da HS al TO del piede controlaterale
Limp index (s)	Indice di simmetria (s)	Rapporto tra la fase di appoggio del piede e la fase di appoggio del piede controlaterale
Stance duration (%)	Durata della fase di appoggio (%)	Durata della fase di appoggio rispetto all'intero ciclo del passo
Swing duration (%)	Durata della fase di pendolamento (%)	Durata della fase di pendolamento rispetto all'intero ciclo del passo
Stride length (m)	Lunghezza del passo (m)	Distanza tra due consecutivi appoggi di tallone (HS) dello stesso piede
Step length (m)	Lunghezza dell'emipasso (m)	Distanza tra il contatto del tallone (HS) e il successivo contatto del tallone (HS) del piede opposto
Step width (m)	Larghezza del passo (m)	Distanza tra le due piante del piede nella fase di appoggio
Walking speed (m/s)	Velocità di camminata (m/s)	Rapporto tra lunghezza e durata del passo

Tabella 1.2-2 Parametri spazio-temporali

Colonna vertebrale

Numerose patologie dell'apparato locomotore hanno negative ripercussioni sul corretto cammino. La misura del tempo che il singolo arto trascorre in appoggio o in pendolamento permette di identificare eventuali patologie. Dalla tabella riportata di seguito (Tabella 1.2-3) si può notare, ad esempio, come questi parametri si differenzino in un soggetto sano (Normal) ed un soggetto affetto da Parkinson (PD) (Abdulhay, et al., 2018).

Tempo di appoggio	Tempo di pendolamento	Tempo del passo	Patologia
0.65	0.49	1.14	Normale
0.99	0.27	1.26	PD

Tabella 1.2-3 (Abdulhay, et al., 2018) Parametri principali del ciclo del passo (tempo di appoggio "stance time", tempo di pendolamento "swing time", tempo di doppio appoggio "stride time") in soggetti normali (Normal) e affetti da morbo di Parkinson (PD)

1.3 Disfunzioni e patologie

La colonna vertebrale può subire delle modifiche strutturali che possono essere più o meno gravi. I paramorfismi sono alterazioni correggibili con un'appropriate ginnastica posturale, generalmente causate dai continui cambiamenti del corpo nel periodo dell'adolescenza. I dismorfismi, invece, sono alterazioni croniche della colonna. Si tratta di vere e proprie patologie come scoliosi, ipercifosi toracica e iperlordosi lombare.

La scoliosi è il dismorfismo più frequente e diffuso, si tratta di una deviazione della colonna vertebrale sul piano frontale (Figura 1.3-1). Esistono due tipologie di scoliosi, strutturata e non strutturata. La prima riguarda una deformità della colonna non riducibile o parzialmente riducibile in posizione supina con una rotazione vertebrale che si evidenzia con un gibbo costale; la seconda una deformità completamente correggibile in posizione supina, caratterizzata clinicamente dalla presenza di asimmetria dei fianchi o delle spalle ma senza la rotazione vertebrale. I corpi vertebrali di questi soggetti ruotano nella convessità della curva con i processi spinosi diretti verso la concavità subendo una distorsione. I dischi intervertebrali risultano schiacciati sul lato concavo e allargati sul lato convesso, su questo lato è presente una prominente rotazionale fissa definita gibbo.

L'iperlordosi lombare è un'accentuazione della normale curvatura della lordosi lombare (Figura 1.3-2). I soggetti affetti da questa alterazione spesso tendono a curvare le spalle, ruotare le gambe in direzione mediale e portare la testa in avanti (Figura 1.3-3a). Questa postura viene adottata nel tentativo di mantenere il centro di gravità nella corretta posizione. Si verifica inoltre un incremento dell'angolo pelvico che assume valori intorno ai 40° (Figura 1.3-3b), mentre nei soggetti sani il valore è di circa 30° (Magee, 2014).

L'ipercifosi toracica è un'accentuazione della normale curvatura della cifosi dorsale (Figura 1.3-2) e può essere causata da osteocondrosi, una sindrome degenerativa delle ossa che causa deformazioni a cuneo delle vertebre. Esistono quattro tipi di cifosi (Magee, 2014): schiena tonda (round back), gobba (humpback), schiena piatta

Colonna vertebrale

(flat back) e gobba della vedova (dowager's hump). La prima condizione (Figura 1.3-4) è caratterizzata da una curvatura lunga e arrotondata e da una ridotta inclinazione pelvica con un angolo inferiore a 30° (Figura 1.3-2). Nel secondo caso la colonna vertebrale presenta un angolo posteriore acuto a livello delle vertebre toraciche (Figura 1.3-4), comunemente questa deformità strutturale è il risultato di una frattura o di una patologia. I soggetti con schiena piatta presentano un'inclinazione pelvica ridotta a 20° (Figura 1.3-2) e una zona lombare instabile (Figura 1.3-4). Infine, la gobba della vedova è causata da osteoporosi, i corpi vertebrali toracici iniziano a degenerare e incunearsi in direzione anteriore, provocando una cifosi (Figura 1.3-4).

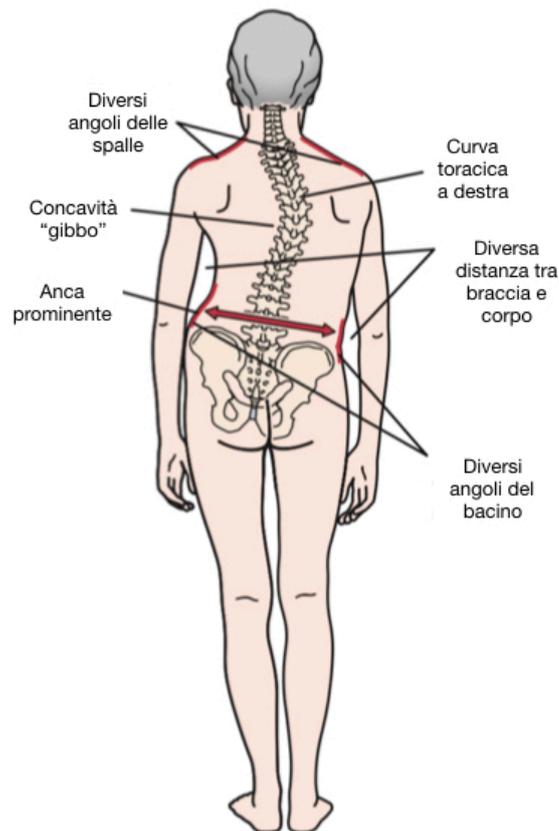


Figura 1.3-1 (Magee, 2014) Scoliosi strutturata idiopatica con curvatura toracica a destra (vista frontale posteriore). In figura sono riportate le caratteristiche posturali causate dalla scoliosi.

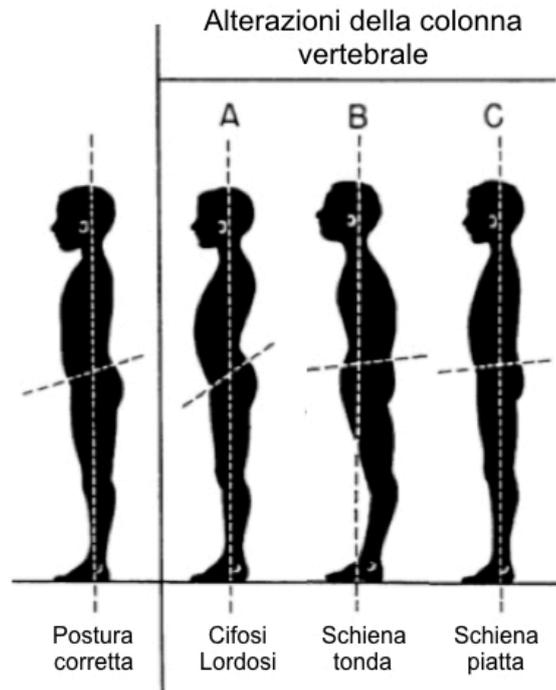


Figura 1.3-2 (Magee, 2014) Alterazioni della colonna vertebrale (vista sagittale): si evidenzia la curvatura della colonna rispetto al piano frontale e la variazione dell'angolo pelvico

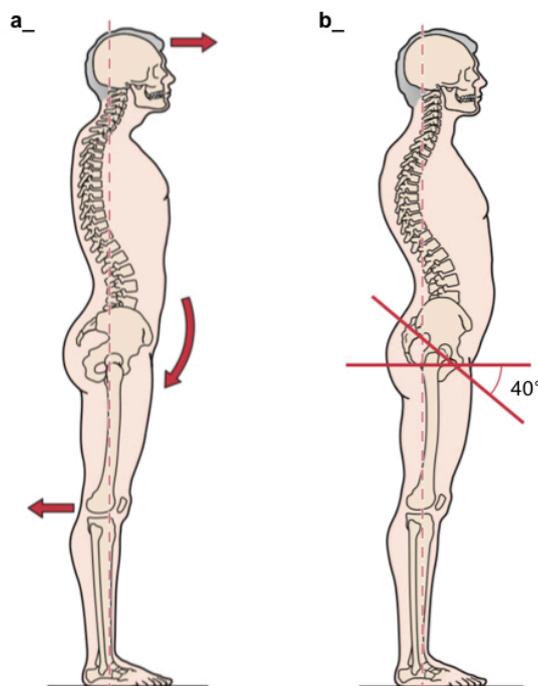


Figura 1.3-3 (Magee, 2014) Iperlordosi lombare (vista sagittale): meccanismi compensatori della postura (a) e incremento dell'angolo pelvico (b)

Colonna vertebrale

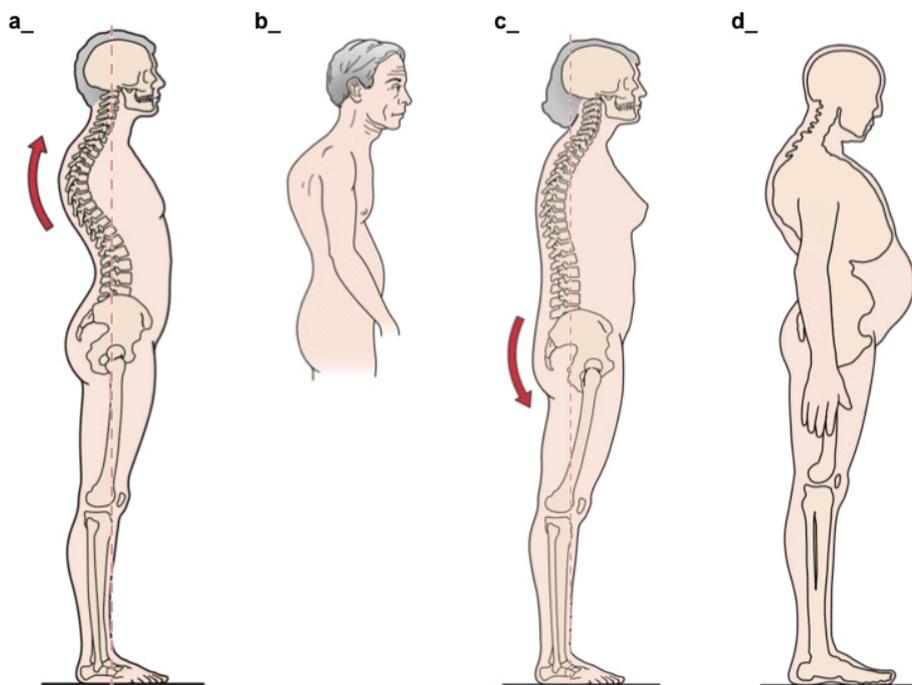


Figura 1.3-4 (Magee, 2014) Tipologie di ipercifosi toracica (vista sagittale): schiena tonda (a), gobba (b), schiena piatta (c) e gobba della vedova (d)

I soggetti affetti da Parkinson spesso presentano delle anomalie posturali, causa di grandi disabilità (Tinazzi, et al., 2019).

La malattia di Parkinson (PD) è la malattia neurodegenerativa cronica più frequente al giorno d'oggi³ (Barth, et al., 2011), è caratterizzata da una graduale perdita delle funzioni motorie e non motorie. I sintomi motori frequenti sono: tremore agli arti, diminuzione della velocità e dell'ampiezza dei movimenti, aumento della rigidità degli arti e disturbi dell'andatura, solitamente associati ad un aumentato rischio di cadute (Davie, 2008) (Stamatakis, et al., 2011). L'incapacità di camminare correttamente provoca gravi limitazioni in termini di indipendenza funzionale e tende a ridurre la qualità complessiva della vita (Hausdorff, 2009). L'aumento delle disfunzioni motorie con il progredire della malattia richiede di valutare quantitativamente e monitorare i disturbi dell'andatura nel tempo (Zago, et al., 2018), per questo appare utile l'analisi del cammino.

Le anomalie posturali sviluppate dai pazienti con Parkinson possono essere più o meno gravi, la loro esistenza è nota da tempo ma la loro gestione rimane una sfida poiché rispondono male a farmaci, chirurgia cerebrale o fisioterapia (Castrioto, et

³ La prevalenza è di 12,5 su 100.000 persone nella fascia di età 40-44 anni, nella fascia di età superiore a 85 anni aumenta a 2.205 (Gerlach, et al., 2001).

al., 2014). La fisiopatologia è molto probabilmente multifattoriale (Tinazzi, et al., 2019), anche se la maggior parte dei dati supporta ipotesi centrali, piuttosto che periferiche. Queste includono un funzionamento asimmetrico dell'output dei gangli della base, che porta direttamente alla regolazione asimmetrica del tono muscolare posturale, inducendo una percezione errata dell'orientamento del corpo e l'adozione di una postura asimmetrica (Tinazzi, et al., 2016).

Le anomalie posturali sono associate a una maggiore disabilità perché aumentano il rischio di cadute, causano dolore alla schiena e riducono la mobilità (Artusi, et al., 2019), interferendo con le attività della vita quotidiana. Le più comuni sono anterocollo, camptocormia e sindrome di Pisa (Tinazzi, et al., 2019). La prima (Figura 1.3-5d) consiste in una flessione della testa e del collo, con un valore dell'angolo di flessione $\geq 45^\circ$ (Doherty, et al., 2011); la camptocormia descrive una marcata flessione del tronco, in base ai livelli spinali interessati si distingue in superiore (da C7 a T12-L1) (Figura 1.3-5a), con un valore dell'angolo di flessione $\geq 45^\circ$ e inferiore (L1-sacro) (Figura 1.3-5b), caratterizzata da una flessione dell'anca di almeno 30° (Fasano, et al., 2018). Questa anomalia posturale si manifesta in posizione eretta, aumenta durante la deambulazione e si risolve in posizione supina (Tramonti, et al., 2017). Infine, la sindrome di Pisa (Figura 1.3-5c) si riferisce a una marcata flessione laterale del tronco che si risolve con la mobilizzazione passiva o sdraiati (Tramonti, et al., 2017).

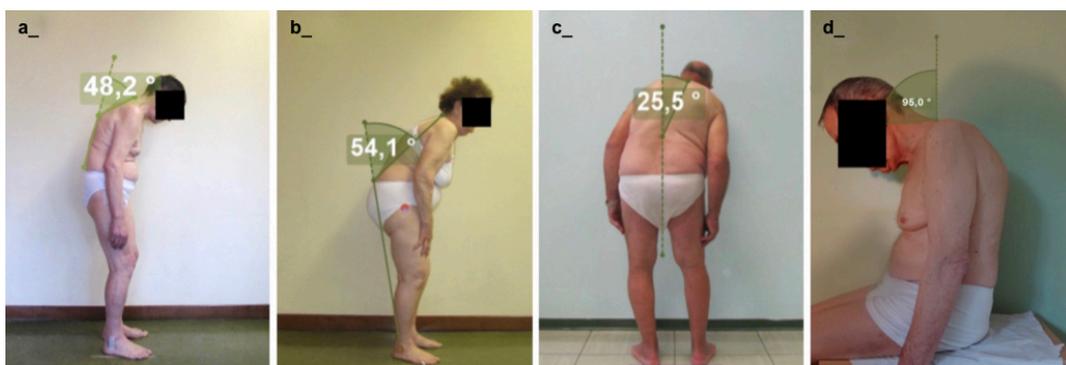


Figura 1.3-5 (Tinazzi, et al., 2019) Anomalie posturali in soggetti malati di Parkinson: camptocormia superiore (a), camptocormia inferiore (b), sindrome di Pisa (c), anterocollo (d)

Nei soggetti affetti da sindrome di Pisa il limite tra l'inclinazione laterale fisiologica e quella patologica del tronco è alquanto arbitrario, a causa della mancanza di studi epidemiologici sia nella popolazione sana che patologica (Castrìoto, et al., 2014).

Colonna vertebrale

Alcuni studi (Bonanni, et al., 2007) suggeriscono una deviazione di 15° o più come criterio diagnostico per la sindrome di Pisa, altri (Doherty, et al., 2011) hanno tentato di affinare ulteriormente la classificazione per distinguere tra sindrome di Pisa e scoliosi suggerendo di definire la sindrome di Pisa come una marcata inclinazione laterale del tronco (di almeno 10°), tipicamente riducibile e la scoliosi come la combinazione di deviazione laterale del tronco e rotazione vertebrale, la cui la diagnosi richiede una conferma radiologica.

Inoltre, recenti valutazioni hanno identificato una classificazione basata sulla propriocezione dei soggetti con sindrome di Pisa. In particolare, sono stati individuati tre comportamenti che differenziano i pazienti in tre gruppi:

1. pazienti consapevoli della lateroflessione e in grado di raddrizzarsi;
2. pazienti consapevoli della lateroflessione ma incapaci di raddrizzarsi, a meno di un feedback visivo;
3. pazienti inconsapevoli della lateroflessione che alla richiesta di raddrizzarsi rispondono di essere già dritti.

La gestione clinica di questa patologia appare molto impegnativa. L'utilizzo di alcuni farmaci generalmente usati per il trattamento del Parkinson non sembra portare dei risultati soddisfacenti, in particolare la risposta alla levodopa è generalmente minima o assente (Kataoka & Ueno, 2017) mentre i dopaminergici, gli inibitori della colinesterasi o i neurolettici possono avere un effetto dannoso o addirittura aumentare la gravità della PS in soggetti predisposti (Doherty, et al., 2011). Sono stati invece rilevati dati promettenti con iniezioni di tossina botulinica (BoNT). In particolare, alcuni studi (Artusi, et al., 2019) hanno dimostrato che un approccio combinato di imaging EMG e tossina botulinica su pazienti con sindrome di Pisa può produrre una percentuale di successo superiore all'80% nella malattia di Parkinson, con una riduzione della flessione del tronco e un miglioramento della sensazione di dolore/disagio.

1.4 Modellazione e segmentazione della colonna vertebrale

Considerata l'importanza dell'analisi del movimento del rachide, appare necessario un metodo preciso e poco invasivo in grado di eseguire uno studio segmentale della colonna vertebrale. La modellazione del tronco crea la possibilità di visualizzare il movimento e valutare gli effetti dei carichi subiti dalla colonna (Cooper, et al., 2001). Un metodo che si adatta bene a questo scopo è l'approccio multibody, tipico della robotica e sempre più utilizzato in biomeccanica, che definisce una serie di segmenti rigidi collegati da giunti meccanici con adeguati gradi di libertà (Digo, et al., 2020). Il movimento relativo tra due segmenti adiacenti viene valutato eseguendo ipotesi geometriche o motorie sulle articolazioni (Gastaldi, et al., 2015). Lo stesso processo di modellazione può essere applicato sulla colonna vertebrale umana durante un movimento quotidiano, come la deambulazione, considerando articolazioni sferiche collegate in serie tra loro (Cafolla & Ceccarelli, 2015). Idealmente, nella colonna vertebrale, il numero di corpi rigidi è uguale al numero di vertebre; tuttavia, valutare la cinematica di ciascuna vertebra è tecnicamente impegnativo, vengono quindi eseguite delle semplificazioni.

I primi studi legati all'analisi del cammino consideravano la parte superiore del corpo come un unico segmento, distinguendo solamente testa, torace, pelvi, braccia e avambracci (Winter, et al., 1993). Attualmente l'azienda Vicon⁴, specializzata in motion capture, propone un modello per eseguire l'analisi del movimento simile a quello appena definito. Il "Plug In Gait Total Body" consiste nella modellazione del corpo in 15 segmenti⁵ in cui il segmento torace comprende solo le vertebre da C7 a T10. Il movimento della colonna vertebrale può essere quindi valutato tramite gli angoli assoluti testa-laboratorio, torace-laboratorio e pelvi-laboratorio e gli angoli relativi testa-torace, torace-pelvi. Questa segmentazione non permette di stimare gli angoli relativi tra i segmenti vertebrali adiacenti ed è complicato valutare in modo preciso il comportamento della colonna vertebrale durante la locomozione, soprattutto al fine di studiare eventuali

⁴ (Vicon, s.d.)

⁵ Piedi, stinchi, cosce, bacino, torace, braccia, avambracci, mani, testa

Colonna vertebrale

patologie che coinvolgo il tronco. Sono q modellazione della colonna più strutturata.

2 Analisi di letteratura

2.1 Analisi del movimento con sistemi optoelettronici

Tra i vari strumenti di motion capture, i più adottati per lo studio della colonna vertebrale durante la locomozione sono i sistemi optoelettronici. Si tratta di sistemi ottici basati sulla stereofotogrammetria che hanno la capacità di catturare movimenti complessi e dinamici in modo sofisticato acquisendo il movimento di marker riflettenti posizionati sulla pelle del soggetto tramite delle telecamere a infrarossi. Molti lavori di letteratura adottano questi sistemi di acquisizione per valutare il movimento della colonna vertebrale durante la deambulazione (Digo, et al., 2020).

Un primo studio eseguito nel 1991 (Davis III, et al., 1991) si pone l'obiettivo di fornire una valutazione della locomozione umana che assista la gestione ortopedica delle patologie pediatriche del cammino. A tal fine viene proposto un protocollo di analisi clinica per la raccolta dati che consiste in 5 punti:



1. Prima del test viene eseguita una registrazione video del soggetto in modo poter eseguire un esame ravvicinato delle patologie degli arti inferiori (varo/valgo) o dell'utilizzo di dispositivi di assistenza per la locomozione (non consentiti durante il test a causa dell'ostruzione del marker) fornendo al medico una visione globale del soggetto;
2. Successivamente vengono raccolti i dati antropometrici del soggetto⁶ e i dati utilizzati nella stima della posizione centrale dell'articolazione⁷. Questo esame fornisce una valutazione della forza e del tono muscolare, della mobilità articolare, delle malattie ossee e delle contratture muscolari del soggetto;

⁶ altezza, peso e lunghezza delle gambe

⁷ larghezza del ginocchio e della caviglia, distanza tra spina iliaca anteriore superiore pelvica destre e sinistra, distanza verticale nel piano sagittale del soggetto supino tra il marker ASIS e il gran trocantere

3. Segue il posizionamento dei marker (Figura 2.1-1). Sul tronco vengono posizionati i marker RS, LS sulle spalle e N, in corrispondenza dell'intersezione tra il piano trasversale passante per la 7^a vertebra cervicale e il piano sagittale passante per l'articolazione sterno clavicolare. Sul bacino i marker R, B si trovano rispettivamente in corrispondenza delle spine iliache superiori anteriori (ASIS) destra e sinistra mentre H è posizionato su un'asticella in corrispondenza delle spine iliache superiori posteriore (PSIS) a formare un angolo che giaccia sui piani tra ASIS e PSIS. Altri marker vengono posizionati sulle cosce (RK, RF, RH), sulle gambe (RA, RB, RP) e sui piedi (RT, RQ). Per ogni segmento rigido, definito da 3 marker non collineari, viene definito un sistema di riferimento rispetto al quale è valutata la posizione dei centri delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia, gli angoli articolari e i momenti articolari.
4. A questo punto vengono registrati i dati di un minimo di 3 camminate a piedi nudi, con almeno un ciclo del passo completo a sinistra e a destra per ciascuna camminata;
5. Sono inoltre raccolti anche i dati EMG per valutare la variabilità di ciascun segnale rispetto al ciclo selezionato.

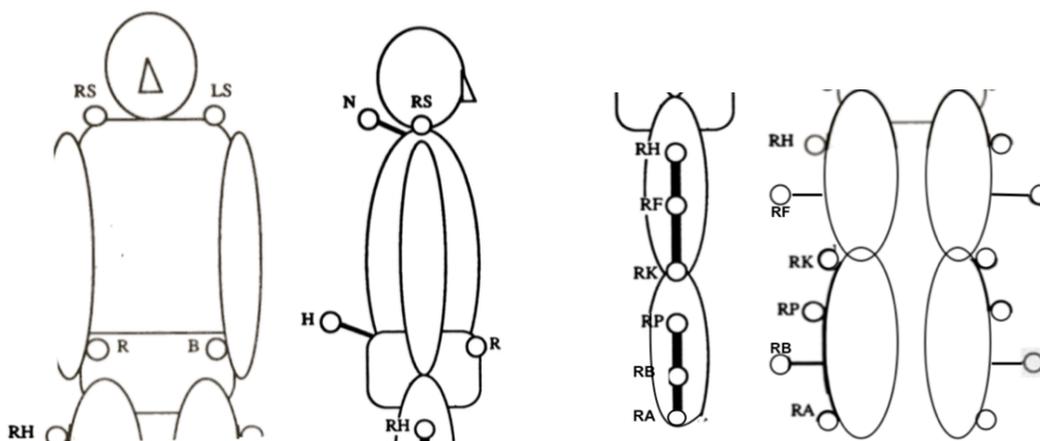


Figura 2.1-1 (Davis III, et al., 1991) Schematizzazione dei marker posizionati in corrispondenza del tronco e del bacino (vista frontale e sagittale) e degli arti inferiori (vista sagittale e frontale)

Nel 1997 (Crosbie, et al., 1997) propongono una modellazione del tronco al fine di indagare il movimento dei segmenti toracico inferiore, lombare e delle pelvi durante la camminata. Per questo studio sono stati analizzati 108 soggetti (**Tabella 2.1-1**) sui cui sono stati posizionati 21 marker (fig. 2.1-2) al fine di individuare i segmenti di tronco superiore (T6-T1), tronco inferiore (T12-T6), lombare (L5-T12), pelvi e cosce. Per l'acquisizione dei dati è stato utilizzato un sistema video (Expertvision; Motion Analysis Corporation (MAC)) costituito da 4 telecamere.

	Età (anni)			Altezza (m)			Peso (kg)		
	Media	Dev.st.	Range	Media	Dev.st.	Range	Media	Dev.st.	Range
F	45.24	18.55	20-80	1.61	0.07	1.43-1.81	59.6	9.83	41-95
M	46.34	18.25	20-82	1.72	0.08	1.57-1.91	73.7	10.5	55-100

Tabella 2.1-1 (Crosbie, et al., 1997) Caratteristiche dei soggetti analizzati

Il sistema di riferimento globale (Figura 2.1-2) è stato definito rispetto al laboratorio con l'asse x corrispondente alla linea del cammino e positiva nella direzione del movimento, l'asse y perpendicolare alla precedente e parallela al suolo con verso positivo a sinistra, l'asse z data dal prodotto vettoriale degli assi x, y e positiva verso l'alto. I segmenti del tronco sono stati considerati come corpi rigidi e il loro movimento è stato definito come movimento relativo tra il corpo rigido superiore e quello inferiore rispetto la regione di interesse. Il sistema di coordinate locale riferito al segmento tronco superiore è stato definito come segue (Figura 2.1-3): asse z calcolato a partire dai marker posizionati sulle vertebre, asse provvisorio calcolato a partire dai marker laterali, asse anteroposteriore calcolato come prodotto vettoriale dei precedenti, asse y calcolato come prodotto vettoriale tra x, z. Una metodologia simile è stata utilizzata per definire i sistemi di riferimento locali degli altri segmenti (Figura 2.1-2). Sono stati inoltre valutati i movimenti dei segmenti inferiore (LT) e superiore (UT) rispetto al suolo, il primo riferito al marker T12 e il secondo a T6.

È stato chiesto ai soggetti di camminare ad una velocità normale, il movimento di flessione è stato considerato come rotazione attorno all'asse x, flessione estensione attorno all'asse y e rotazione attorno all'asse z (Figura 2.1-2).

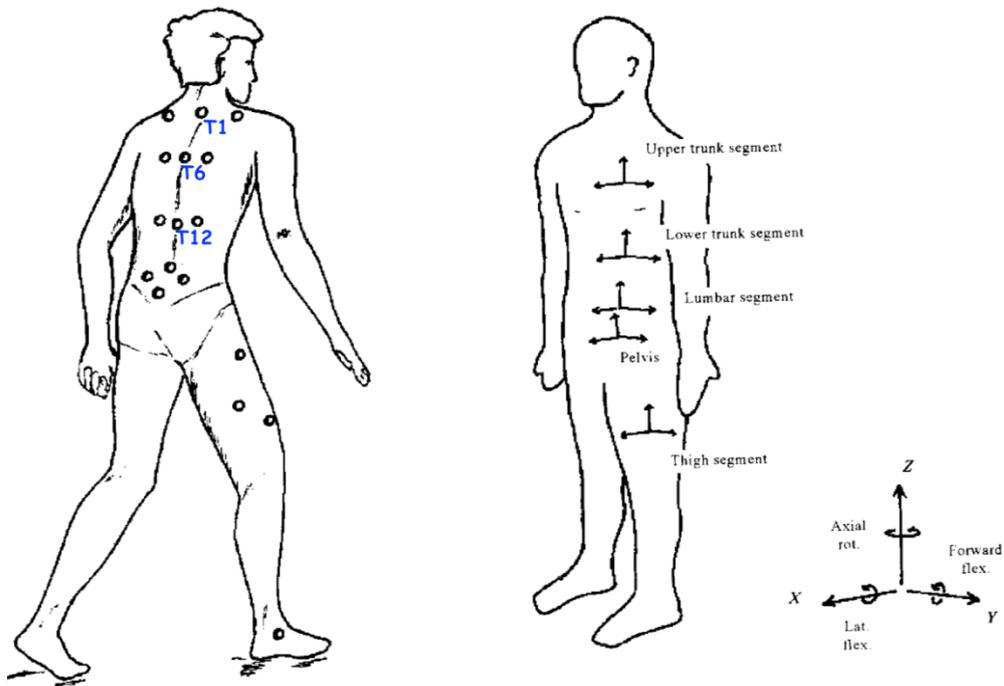


Figura 2.1-2 (Crosbie, et al., 1997) Posizionamento dei marker e convenzione usata per definire gli assi e i movimenti

I movimenti con ampiezza maggiore sono risultati quelli rispetto al piano frontale, come è visibile dai valori di ROM (Tabella 2.1-2), con un comportamento speculare tra pelvi e tronco. Dal grafico si nota come il bacino si fletta verso la direzione della gamba in appoggio⁸ mentre il tronco segue il movimento della gamba in pendolamento. Ciò suggerisce che i movimenti spinali associati alla deambulazione sono collegati a quelli primari del bacino e degli arti inferiori (Figura 2.1-3).

Segmento	Movimento		
	Flessione laterale	Flesso estensione	Rotazione
	ROM (gradi)	ROM (gradi)	ROM (gradi)
Tronco inferiore	7.0	2.5	4.0
Lombare	9.0	3.5	4.5
Pelvi	6.0	3.5	4.0
Anca	-	44.5	-

Tabella 2.1-2 (Crosbie, et al., 1997) Valori picco-picco del ROM dei segmenti spinali nei tre piani anatomici durante la camminata

⁸ Dal grafico si notano inizialmente valori dell'angolo pelvi negativi che indicano una flessione laterale verso destra. Successivamente, in concomitanza con l'appoggio sinistro, a 50% del ciclo del passo, l'angolo pelvi assume valori positivi indicando una flessione verso sinistra.

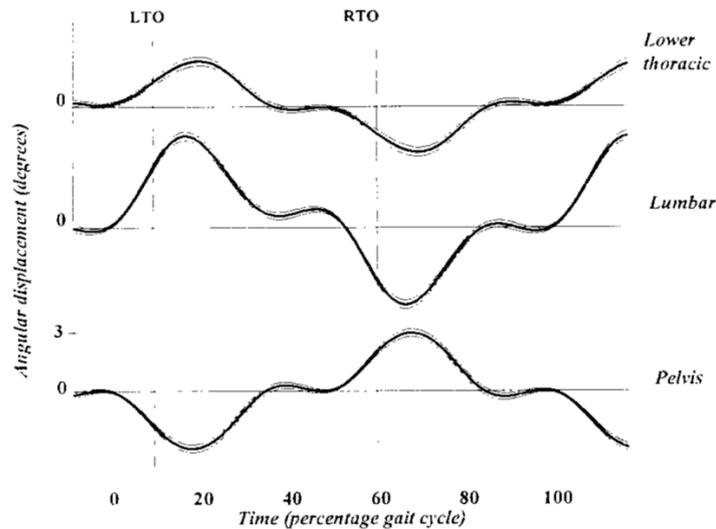


Figura 2.1-3 (Crosbie, et al., 1997) Pattern di movimento di flessione laterale nei segmenti toracico inferiore, lombare e pelvi durante il cammino.

Uno studio eseguito nel 1999 ha analizzato i movimenti della colonna vertebrale durante la camminata su tapis roulant (Syczewskaa, et al., 1999). Sono stati considerati 10 soggetti (5 maschi e 5 femmine) a cui è stato chiesto di camminare sul tapis roulant ad una velocità preferenziale. Su di essi sono stati posizionati 14 marker⁹ di cui 8 sui processi spinali (Figura 2.1-4a). Attraverso due telecamere e un sistema di analisi del movimento 3D MacReflex è stato possibile acquisire i dati. Il tronco è stato modellizzato in 7 segmenti, considerati corpi rigidi nella valutazione dei movimenti della schiena. Nel piano frontale sono stati calcolati gli angoli tra l'asse laterale, con direzione positiva a destra, e i segmenti della colonna vertebrale. Nel piano sagittale sono stati calcolati gli angoli tra l'asse anteroposteriore, positivo nella direzione del cammino, e i segmenti della colonna vertebrale. Il movimento dei segmenti è stato calcolato come la differenza dei valori di tali angoli acquisiti durante il cammino e in posizione statica (Δ_{ik})¹⁰. In particolare, sul piano frontale angoli negativi indicano una flessione laterale verso sinistra, angoli positivi una flessione verso destra mentre sul piano sagittale angoli negativi indicano movimenti di estensione, angoli positivi movimenti di flessione.

Dai risultati è emerso che sul piano frontale (Figura 2.1-4b) il pattern di oscillazione per un intero ciclo del passo è caratterizzato da un ciclo completo in cui i segmenti

⁹ otto sui processi spinali C7, T4, T7, T10, T12, L2, L4, S2, due sopra le spine iliache superiori posteriori, due sopra gli acromion e due addizionali sulla parte posteriore delle gambe.

¹⁰ ik indica il segmento tra il marker superiore i e quello inferiore k .

superiori si flettono nella direzione del piede in pendolamento, quelli inferiori verso il piede in appoggio mentre quelli centrali mantengono circa la stessa posizione. Il segmento C7-T4 è caratterizzato da un'ampiezza maggiore di movimento. Sul piano sagittale (Figura 2.1-4c) il pattern di oscillazione è caratterizzato da due cicli completi in cui tutti i segmenti hanno all'incirca lo stesso comportamento con angoli minori durante la fase di doppio appoggio e maggiori durante il singolo supporto. In questo caso l'ampiezza maggiore (ROM circa uguale a 2°) è raggiunta dai segmenti tra T10 e L4.

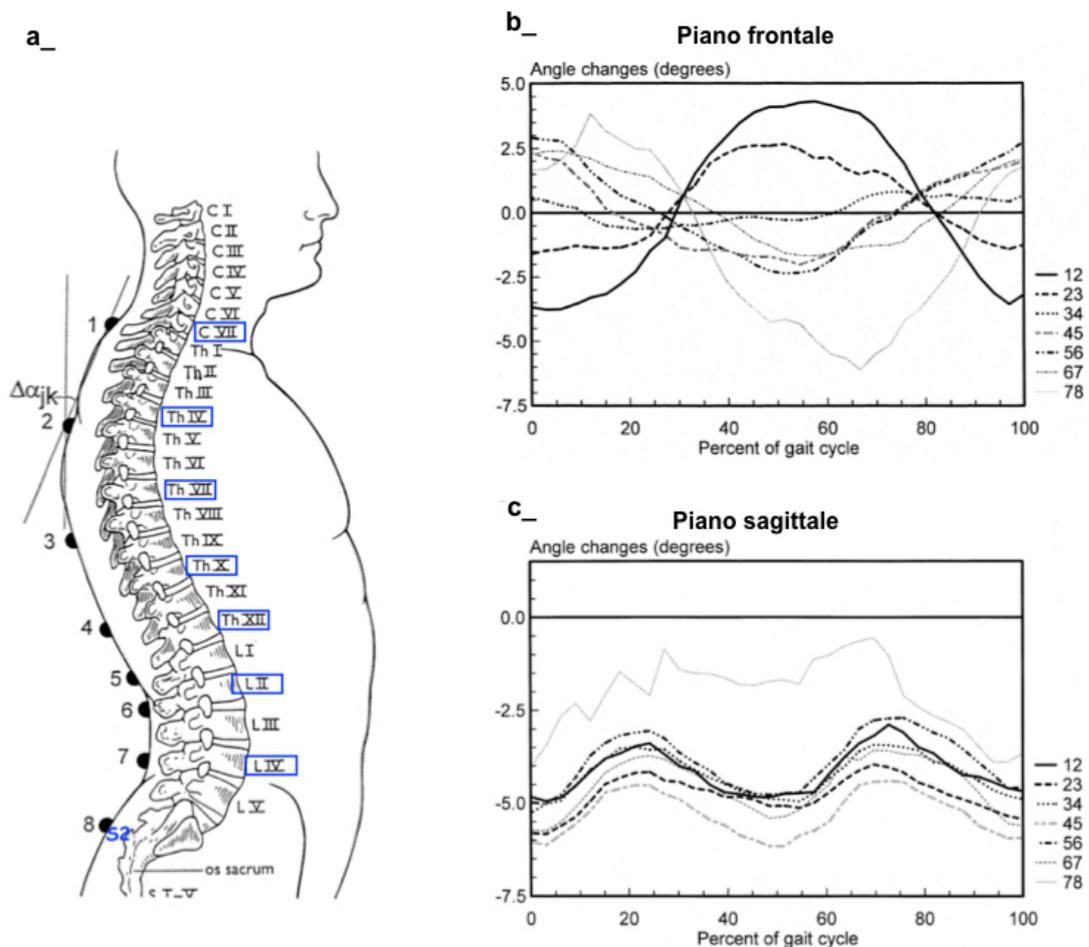


Figura 2.1-4 (Syczewskaa, et al., 1999) Posizionamento dei marker e indicazione dell'angolo Δ_{ik} (a). Variazioni degli angoli sul piano frontale e trasversale per i sette segmenti spinali considerati (b) (c).

Nel 2011 è stata proposta una modellazione del tronco in 6 segmenti per valutare il movimento della colonna vertebrale durante la locomozione e nello svolgimento di esercizi elementari (Leardini, et al., 2011). Per la realizzazione di questo studio sono stati analizzati 10 soggetti¹¹ a cui è stato chiesto di eseguire i seguenti compiti:

¹¹ 5 maschi e 5 femmine con età compresa tra i 23 e i 26 anni

postura statica, alzarsi e sedersi da una sedia senza usare le braccia, salire e scendere da un gradino, camminare ed eseguire movimenti di flessione estensione, flessione laterale e rotazione. In totale sono stati posizionati 14 marker (Figura 2.1-5), 4 sul bacino (RASIS, LASIS, RPSIS, LPSIS) e 10 su tronco e torace (IJ, PX, RA, LA, MAI, C7, L1, L3, L5) per individuare i segmenti SP1 (tra L5 e L3), SP2 (tra L3 e L1), Sp3 (tra L1 e MAI), Sp4 (tra MAI e T2), Sp5 (tra T2 e C7). Questi sono stati considerati rigidi al fine di valutare il movimento relativo tra due segmenti adiacenti sul piano sagittale e frontale del sistema di riferimento locale Pel¹². I dati sono stati acquisiti tramite un sistema video Vicon (Vicon 612, Vicon Motion Systems Ltd) costituito da 8 telecamere.

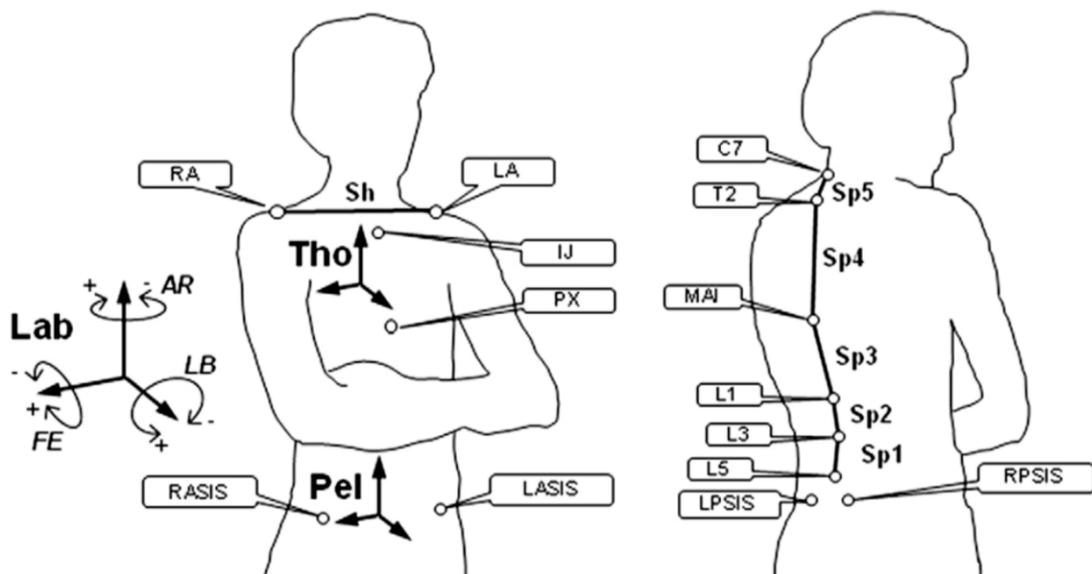


Figura 2.1-5 (Leardini, et al., 2011) Posizionamento dei marker e indicazione dei sistemi di riferimento

Di seguito è riportata la tabella relativa ai ROM dei movimenti sul piano sagittale e frontale durante la camminata (Tabella 2.1-3).

¹² Ricavato a partire dai marker RASIS e LASIS. L'asse medio-laterale è stato scelto tra i due marker (positivo verso destra), quello antero-posteriore come perpendicolare al piano formato tra i due marker e il punto medio tra le spine iliache superiori posteriori (positivo verso l'alto). Infine, l'asse prossimo distale è stato calcolato come prodotto vettoriale tra gli altri due.

Segmento	Movimento	
	Flessione laterale (piano frontale)	Flesso estensione (piano sagittale)
	ROM (gradi)	ROM (gradi)
Sp1-Pel	6.7	3.5
Sp2-Sp1	4.7	5.6
Sp3-Sp2	4.4	3.9
Sp4-Sp3	8.3	1.6
Sp5-Sp4	8.2	2.7

Tabella 2.1-3 (Leardini, et al., 2011) Valori ROM dei segmenti spinali durante la camminata

Dalla tabella si nota come ogni segmento contribuisca al movimento del tronco. In particolare, il movimento di flessione laterale è caratterizzato da valori di ROM maggiori (Crosbie, et al., 1997), con ampiezze di movimento più elevate per i segmenti prossimali, (Syczewskaa, et al., 1999).

Nel 2015 è stato sviluppato un nuovo modello cinematico multi-segmento atto a valutare il movimento del tronco sui tre piani anatomici durante la locomozione (Needham, et al., 2015). Allo studio hanno preso parte 10 soggetti¹³ a cui è stato chiesto di camminare ad una velocità preferenziale. I dati sono stati acquisiti tramite un sistema di motion capture OMG/Vicon costituito da 8 telecamere e 2 pedane di forza (AMTI-OR6). A differenza dei lavori precedenti, in questo caso sono stati utilizzati 3 cluster di marker 3D¹⁴ posizionati in corrispondenza di T3, T8 e L3 (Figura 2.1-6) in modo da modellizzare il tronco nei segmenti toracico superiore (UT), toracico inferiore (LT) e lombare (L). Per valutare il movimento dei segmenti sono stati introdotti 4 sistemi di riferimento locali e il sistema di riferimento globale. Quest'ultimo caratterizzato da:

- asse x corrispondente all'asse antero-posteriore, positivo nella direzione del cammino;

¹³ 10 maschi, con un'età media di 22,4 (\pm 2,46) anni, un'altezza di 180,3 (\pm 7,18) cm e una massa di 74,97 (\pm 11,02) kg.

¹⁴ Ogni cluster 3D era costituito da una piastra di base in silicone fissata alla pelle mediante nastro biadesivo e tre marker riflettenti non collineari attaccati ad esse tramite supporti in plastica.

- asse y corrispondente all'asse medio-laterale, perpendicolare all'asse x e positivo verso sinistra;
- asse z in direzione verticale, positivo verso l'alto e perpendicolare agli altri due assi.

Il sistema di riferimento locale delle pelvi ha l'origine in corrispondenza del punto medio tra i marker RASI e LASI, asse y definito dagli stessi marker, asse x in direzione anteriore passante per i punti medi tra RASI, LASI e RPSI, LPSI e asse z ricavato tramite prodotto vettoriale. I sistemi di riferimento locali dei segmenti UT, LT, L sono stati definiti a partire dai cluster (Figura 2.1-6), con asse y passante tra i due marker sulle estremità laterali, asse z tra il punto medio degli stessi marker e il terzo marker, asse x calcolato con il prodotto vettoriale.

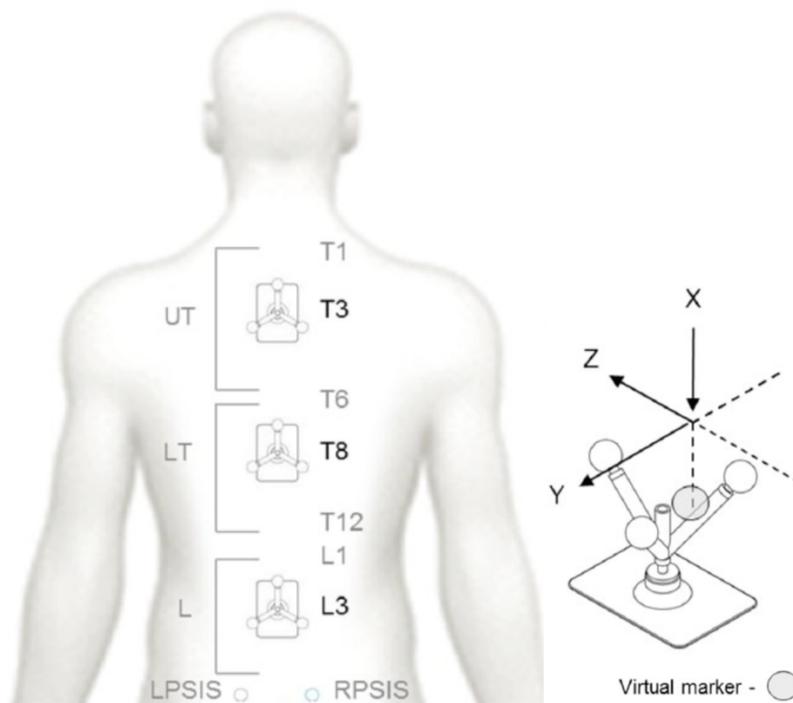


Figura 2.1-6 (Needham, et al., 2015) Posizionamento dei marker e indicazione del sistema di coordinate del cluster.

Analisi di letteratura

Dai grafici di flessione laterale (Figura 2.1-7) si possono notare risultati concordi alla letteratura precedente (Crosbie, et al., 1997) con una flessione delle pelvi inizialmente verso l'arto in appoggio e successivamente verso il lato controlaterale e un movimento relativo del segmento lombare opposto a quello appena descritto.

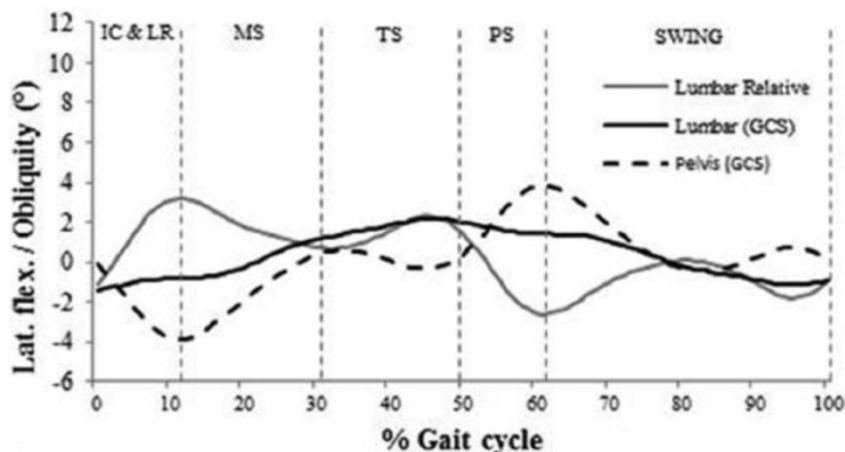


Figura 2.1-7 (Needham, et al., 2015) Movimento relativo e assoluto dei segmenti lombare e pelvi sul piano frontale durante il cammino.

Dai valori del Range of Motion (Tabella 2.1-4) si nota come il segmento toracico superiore contribuisca maggiormente al movimento sul piano trasversale. I movimenti dei segmenti sugli altri due piani hanno all'incirca gli stessi valori di ROM, con un lieve incremento per il segmento lombare nel movimento di flessione laterale e un lieve decremento per il segmento toracico superiore nel movimento di flesso estensione.

Segmento	Movimento		
	Flessione laterale	Flesso estensione	Rotazione
	ROM (std)	ROM (gradi)	ROM (gradi)
Toracico superiore	5.6 (1.93)	2.21 (0.83)	11.34 (4.68)
Toracico inferiore	5.54 (2.43)	3.74 (1.74)	5.50 (1.56)
Lombare	6.5 (2.11)	3.22 (0.63)	7.79 (2.00)

Tabella 2.1-4 (Needham, et al., 2015) Valori ROM dei segmenti spinali nei tre piani anatomici durante la camminata. I valori sono espressi come media (deviazione standard).

Nel 2017 è stato eseguito uno studio atto a valutare se, durante il cammino e l'esecuzione di alcuni movimenti, esiste una ridondanza segmentaria nella regione lombare del tronco (Ryan & Bruno, 2017). Sono stati analizzati 17 soggetti¹⁵ a cui è stato chiesto di camminare ad una velocità preferenziale e di eseguire movimenti di estensione dell'anca partendo da una posizione prona (PHE). Il sistema di acquisizione del movimento (Vicon T-series, Vicon Motion Systems Ltd), costituito da 6 telecamere (T10 camera, Vicon T-series), è stato usato per la registrazione della posizione dei marker applicati sui soggetti. In totale sono stati posizionati 16 marker¹⁶ (Figura 2.1-8) in modo da suddividere la regione lombare nei segmenti lombare superiore e inferiore. È stato valutato il movimento di tali segmenti rispetto al sistema di coordinate locale e globale.

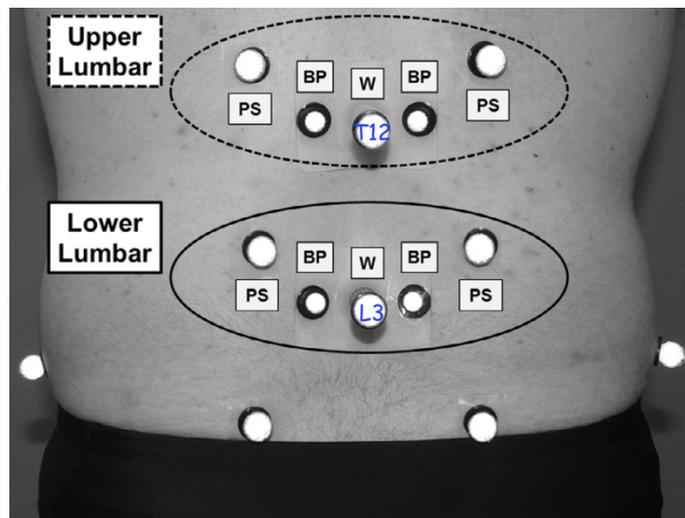


Figura 2.1-8 (Ryan & Bruno, 2017) Posizionamento dei marker.

Per ogni compito è stato calcolato il Range of Motion, come differenza tra il valore massimo e minimo dell'angolo e il coefficiente di correlazione (R_{ROM}) tra i valori ROM dei due segmenti. Dai valori dei ROM (Tabella 2.1-5) riferiti al cammino si nota come le zone toraciche considerate influenzano in maniera differente il movimento del tronco soprattutto sul piano trasversale. Questi risultati, accompagnati alle

¹⁵ 10 femmine, 7 maschi con le seguenti caratteristiche (valori medi e SD); età (anni): 26.5 (5.4), altezza (cm): 168.2 (9.3), peso (kg): 67.9 (10.5).

¹⁶ 6 marker da 14 mm sono stati posizionati in corrispondenza delle spine iliache superiori anteriori, spine iliache superiori posteriori e sopra le creste iliache. Piastre di base termoplastiche (7 cm 5 cm) sono state attaccate alla pelle sopra T12 e L3, 2 marker di 9,5 mm di diametro sono stati applicati ai bordi laterali di ciascuna placca e uno di 14 mm di diametro è stato fissato al centro. 2 marker da 14 mm sono stati posizionati sopra i muscoli paraspinali.

Analisi di letteratura

valutazioni di correlazione eseguite, dimostrano come i segmenti lombari superiore e inferiore non siano ridondanti nelle attività analizzate e suggeriscono l'utilità del modello multi-segmentale per la valutazione del movimento.

Segmento	Movimento		
	Flessione laterale	Flesso estensione	Rotazione
	ROM (gradi)	ROM (gradi)	ROM (gradi)
Lombare superiore	3.15 (1.05)	4.07 (1.00)	8.31 (2.89)
Lombare inferiore	4.28 (2.02)	5.12 (1.79)	9.92 (3.44)

Tabella 2.1-5 (Ryan & Bruno, 2017) Valori ROM dei segmenti spinali nei tre piani anatomici durante la camminata. I valori sono espressi come media (deviazione standard).

2.2 Analisi del movimento con sistemi Inerziali (IMU)

I sistemi optoelettronici hanno alcuni limiti tra cui i costi elevati, il problema di occlusione dei marker e la necessità di eseguire i test all'interno di un laboratorio. Per questi motivi ha iniziato a svilupparsi l'utilizzo delle unità di misura inerziali (IMU). Si tratta di sensori leggeri, di piccole dimensioni, a basso consumo energetico e a basso costo che non richiedono vincoli di laboratorio (Sprager & Juric, 2015) (Goodvin, et al., 2006).

I sistemi inerziali sono composti generalmente da accelerometri triassiali, giroscopi triassiali e un magnetometro in modo da calcolare l'accelerazione e la velocità angolare sui tre piani anatomici e ottenere così informazioni sull'orientamento e sulla posizione di corpi rigidi nello spazio. Il magnetometro viene utilizzato per correggere l'errore di deriva del giroscopio attorno all'asse verticale. Le IMU sono state ampiamente utilizzate per studiare il movimento degli arti inferiori durante la deambulazione, sulla valutazione del tronco si trovano invece pochi lavori in letteratura.

In uno studio eseguito nel 2006 vengono utilizzati i sistemi inerziali per misurare in tempo reale il movimento della colonna vertebrale durante lo svolgimento di alcuni compiti (Goodvin, et al., 2006). In questo studio sono stati analizzati 5 soggetti e 3 unità di misura inerziale IMU (MT9, Xsens Technologies) sono state posizionate su testa (C1), busto (C7/T1) e fianchi (L4/L5) in modo da analizzare il movimento dei segmenti collo, tronco superiore e tronco inferiore sui tre piani anatomici (Figura 2.2-1). Per validare i risultati ottenuti è stato utilizzato un sistema optoelettronico (Vicon 460) e 3 terne di marker sono state posizionate in corrispondenza dei sensori IMU. Valutando la deviazione standard tra i due sistemi durante lo svolgimento dei movimenti è stato possibile confermare i risultati ottenuti dal sistema IMU.

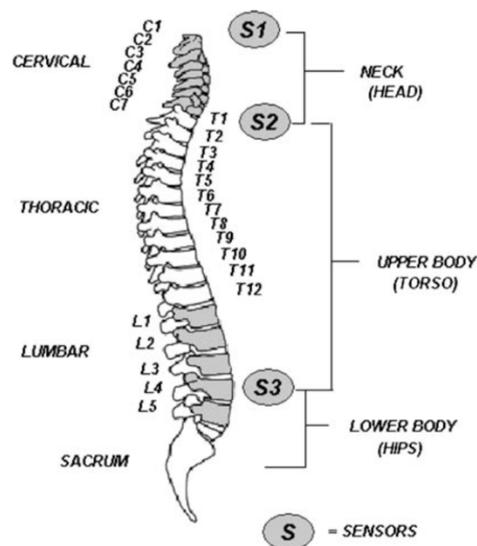


Figura 2.2-1 (Goodvin, et al., 2006) Posizionamento dei sensori IMU e segmentazione del tronco.

Nel 2008 i sistemi inerziali sono stati utilizzati per monitorare la postura del tronco durante le attività quotidiane stimando i cambiamenti della curvatura spinale sul piano sagittale e frontale (Wong & Wong, 2008). Allo studio hanno preso parte 9 soggetti¹⁷ su cui sono stati posizionati 3 sensori IMU al fine di individuare i segmenti spinali di tronco superiore (T1/T2), tronco medio (T12) e bacino (S1). Per determinare l'accuratezza delle misurazioni è stato utilizzato un sistema optoelettronico (Vicon 370) e sono stati posizionati 16 marker su spalle, schiena e bacino dei soggetti (Figura 2.2-2). La valutazione del movimento sul piano sagittale e frontale è stata definita come variazione degli angoli relativi tra due sensori

¹⁷ 4 femmine, 5 maschi con le seguenti caratteristiche (valori medi e SD); età (anni): 25.2 (4.8), altezza (cm): 170 (9), peso (kg): 50.5 (7.2).

adiacenti, per le misurazioni eseguite con i sensori IMU e come variazione totale degli angoli inter-segmentali, definiti da 3 marker consecutivi, per le misurazioni realizzate con il sistema Vicon. Dal calcolo del coefficiente di correlazione e dell'errore quadratico medio (RMS) tra le misurazioni eseguite con i due sistemi, è stato dimostrato come questi sensori possano essere utilizzati per lo studio del tronco.

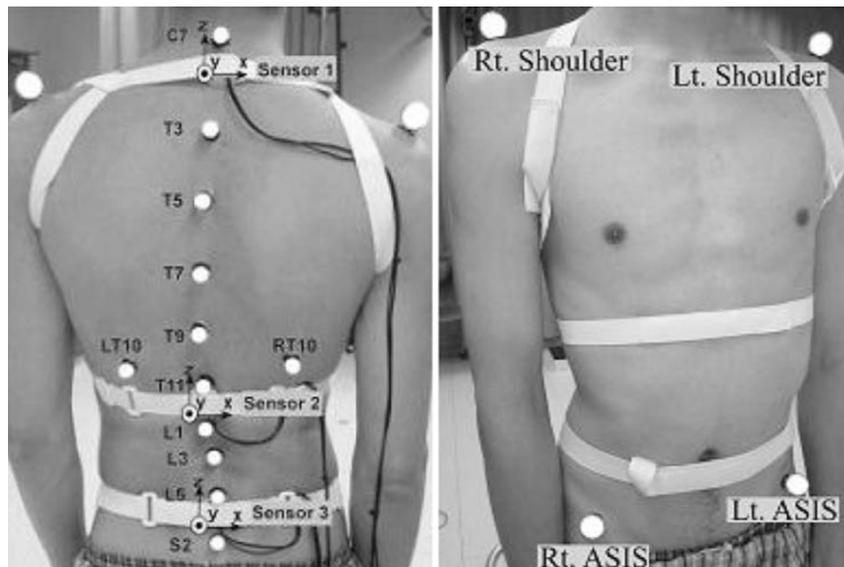


Figura 2.2-2 (Wong & Wong, 2008) Posizionamento dei sensori IMU e dei marker.

Nel 2014 è stata valutata l'affidabilità di un nuovo dispositivo multi-accelerometro (Alqhtani, et al., 2015). In questo studio sono stati analizzati 18 soggetti¹⁸ a cui è stato chiesto di eseguire movimenti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale. Su di essi sono stati posizionati 7 sensori IMU (Figura 2.2-3) per misurare il ROM cervicale (tra il sensore sulla fronte e T1) e i ROM¹⁹ dei 5 segmenti adiacenti che attraversano l'intera colonna vertebrale, ovvero toracico superiore (UT), medio (MT) e inferiore (LT), lombare superiore (UL) e inferiore (LL). Dai risultati è stato dimostrato come nei movimenti di flessione ed estensione vi sia un maggiore contributo della parte bassa della schiena mentre la zona superiore interviene maggiormente durante movimenti di rotazione (Tabella 2.2-1).

¹⁸ maschi con le seguenti caratteristiche (valori medi e SD); età (anni): 30.6 (7.4), altezza (cm): 171 (5), peso (kg): 76.6 (7.4).

¹⁹ definito come movimento relativo tra sensori distali e prossimali adiacenti.

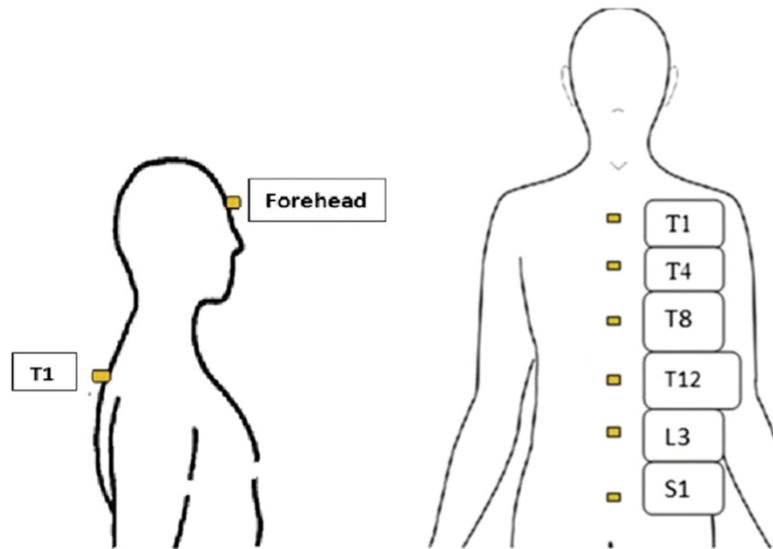


Figura 2.2-3 (Alqhtani, et al., 2015) Posizionamento dei sensori IMU e dei marker.

Spinal Regions	Flexion	Extension	Right Lateral Bending	Lift Lateral Bending	Right Rotation	Left Rotation
	ROM (SD)	ROM (SD)	ROM (SD)	ROM (SD)	ROM (SD)	ROM (SD)
HC	66.4 (13)	61.7 (11)	41.5 (7)	42.1 (10)	74.4 (10)	80.5 (14)
UT	3.9 (4)	7.1 (4)	6.5 (3)	5.4 (4)	-14.9 (16)	-11.3 (21)
MT	3.5 (4)	11.2 (8)	7.8 (2)	7.1 (3)	34.8 (18)	29.7 (18)
LT	15.0 (8)	7.9 (6)	12.1 (3)	12.4 (4)	21.4 (9)	22.6 (13)
UL	19.4 (7)	5.0 (9)	12.6 (4)	11.3 (4)	6.3 (5)	5.3 (5)
LL	36.8 (6)	21.6 (14)	12.2 (4)	11.6 (3)	9.4 (8)	8.7 (7)

HC, cervical; LL, lower lumbar; LT, lower thoracic; MT, middle thoracic; ROM, range of motion; UL, upper lumbar; UT, upper thoracic.

Tabella 2.2-1 (Alqhtani, et al., 2015) Media dei valori di ROM calcolati per i segmenti spinali.

Gli stessi autori nel 2016 hanno indagato come la modellazione della colonna lombare in due regioni separate (superiore e inferiore), produca una diversa comprensione del movimento spinale rispetto a un modello tradizionale a singola articolazione (Alqhtani, et al., 2016). Sono stati studiati 53 soggetti²⁰ a cui è stato chiesto di eseguire alcuni movimenti elementari, su di essi sono stati posizionati 4 accelerometri triassiali (3A Sensor, ThetaMetrix) in corrispondenza di S1, L3, T12 e nella zona laterale della coscia (ITB) (Figura 2.2-4). È stato quindi possibile individuare 3 segmenti: superiore lombare (ULS tra T12 e L3), inferiore lombare (LLS tra L3 e S1) e l'intero segmento lombare (WLS tra T12 e S1). Dal calcolo del ROM (Tabella 2.2-2) è possibile notare come la segmentazione della zona lombare del tronco fornisca valori più accurati, infatti considerando un unico segmento si sovrastimano i valori di ROM di ULS e si sottostimano quelli di LLS.

²⁰ maschi con le seguenti caratteristiche (valori medi e SD); età (anni): 29.4 (6.5), altezza (cm): 169 (15), peso (kg): 75.3 (16.4).

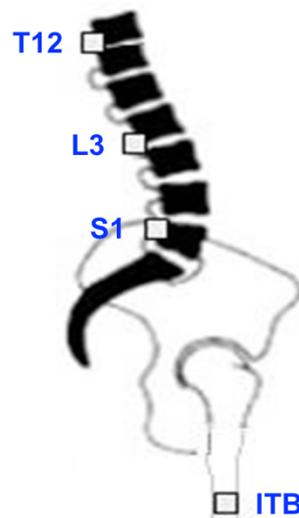


Figura 2.2-4 (Alqhtani, et al., 2016) Posizionamento degli accelerometri triassiali.

Tasks	WLS/6	ULS/3	LLS/3
Flexion	9.8 (2.4)	7.7 (3.4)	12.0 (4.4)
Extension	-4.1 (2.6)	-2.8 (3.5)	-5.6 (4.3)
Lifting	9.3 (2.7)	7.2 (3.3)	11.8 (4.6)
Stand-to-sit	7.3 (2.8)	5.6 (3.3)	9.0 (4.9)
Sit-to-stand	7.3 (3.1)	5.4 (3.4)	8.9 (4.9)

Tabella 2.2-2 (Alqhtani, et al., 2016) Valori di ROM (media e STD) normalizzati rispetto al numero di articolazioni presenti tra la posizione dei sensori.

Nel 2015 è stata analizzata la validità e l'affidabilità di un sistema inerziale wireless per studiare il movimento del tronco (Bauer, et al., 2015). La validazione è stata eseguita tramite l'utilizzo di un sistema optoelettronico Vicon confrontando i risultati ottenuti su 22 soggetti. Successivamente gli stessi sensori IMU sono stati posizionati su un totale di 24 soggetti per misurare gli angoli articolari e valutare l'affidabilità del dispositivo. 4 sensori IMU (Valedo) con accelerometro, giroscopio e magnetometro triassiale, sono stati posizionati sulla coscia destra (THI), sopra l'osso sacro (S2) e sulla colonna vertebrale a livello di L1 e T1. Le terne di marker sono state posizionate in corrispondenza di questi sensori (Figura 2.2-5). Questa disposizione è stata scelta in modo da calcolare gli angoli del segmento toracico (tra L1 e T1), lombare (tra S2 e L1) e dell'anca (tra THI e S2). Dai risultati è emerso come le differenze tra i due sistemi fossero minime e quindi come i sensori IMU siano una valida alternativa per misurare i movimenti del tronco.

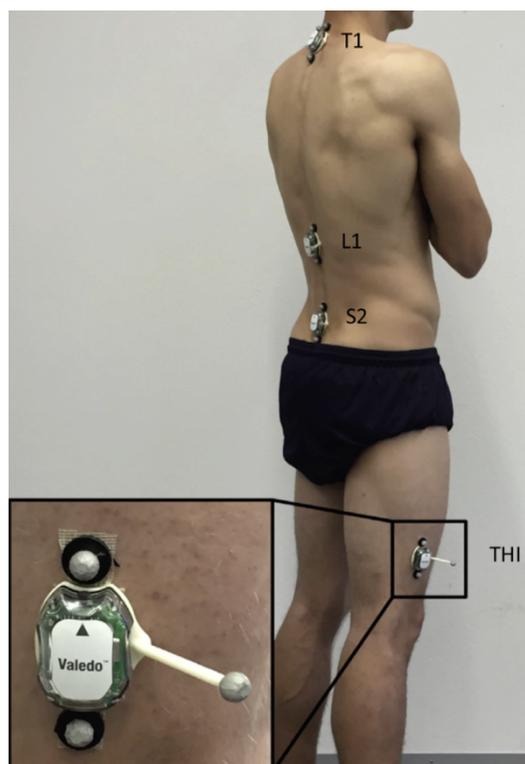


Figura 2.2-5 (Bauer, et al., 2015) Posizionamento dei sensori IMU e dei marker.

L'anno seguente i sensori inerziali sono stati utilizzati per studiare i movimenti del tronco nel piano sagittale valutando la sensibilità dei modelli biomeccanici nella misura dell'angolo di flessione del tronco (Hajibozorgi & Arjmand, 2016). Sono stati analizzati 40 soggetti²¹ su cui sono stati posizionati 4 sensori IMU (Xsens MTx) in corrispondenza dei livelli vertebrali T1, T5, T12 e S1 (Figura 2.2-6). Durante i movimenti di flesso estensione sono stati calcolati i valori di ROM dei seguenti segmenti: tronco (T1 rispetto al sistema di riferimento globale SRG), bacino P (S1 rispetto SRG), lombare L (T12-S1), toracico superiore (T1-T5), toracico inferiore (T5-T12) e toracico (T1-T12). Dai risultati (Figura 2.2-7) si evince che la zona lombare e le pelvi contribuiscono maggiormente alla flessione del tronco rispettivamente durante la fase iniziale e finale. I segmenti toracico superiore e inferiore sono caratterizzati da andamenti simili con valori di ROM maggiori per la zona inferiore. Infine, si può notare come il movimento della zona toracica sia minore rispetto a quello della zona lombare.

²¹ maschi con le seguenti caratteristiche (valori medi e SD); età (anni): 22.5 (1.8), altezza (cm): 177.8 (7.3), peso (kg): 75.5 (10.8).

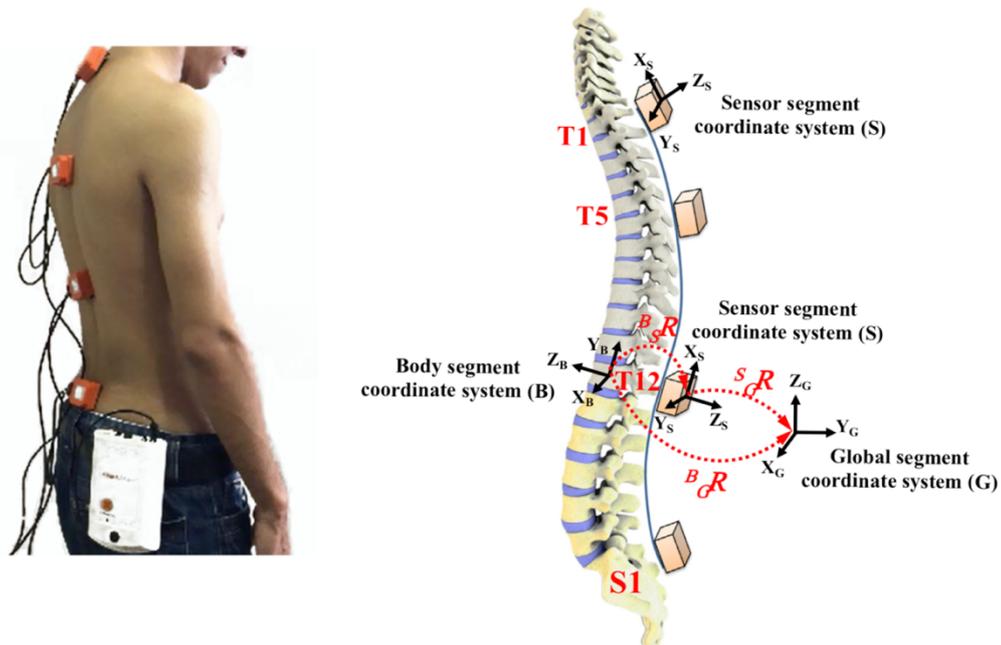


Figura 2.2-6 (Hajibozorgi & Arjmand, 2016) Posizionamento dei sensori IMU e indicazione dei sistemi di riferimento.

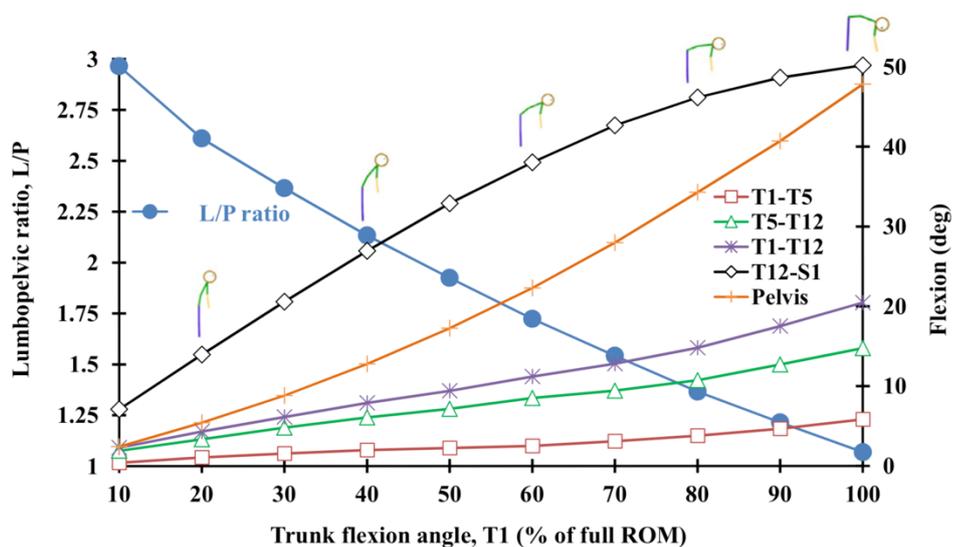


Figura 2.2-7 (Hajibozorgi & Arjmand, 2016) Rotazioni sul piano sagittale del bacino, della zona lombare (T12-S1), toracica superiore (T1-T5), toracica inferiore (T5-T12), toracica (T1-T12) (asse verticale destro) e rapporto tra la rotazione totale lombare e pelvica totale (L/P) (asse verticale sinistro) a diversi angoli di flessione del tronco (indicati come percentuale della flessione completa del tronco).

In uno studio eseguito nel 2019 (Digo, et al., 2019) i sistemi inerziali vengono usati per valutare gli angoli relativi tra le vertebre spinali durante il cammino. Sul tronco del soggetto analizzato sono stati posizionati 3 sensori IMU (Figura 2.2-8) in corrispondenza di C7, T12 e S1, in modo da valutare gli angoli relativi tra i segmenti

T12-C7, S1-T12 e S1. Inoltre, su ogni sensore sono state applicate terne di marker per validare i risultati tramite un sistema optoelettronico (Optitrack V120). Per ogni sistema di acquisizione utilizzato sono stati calcolati e rappresentati gli angoli relativi tra i 3 segmenti sul piano frontale e sagittale durante il ciclo del passo. Dal confronto di questi grafici e dalla differenza dei valori mediati di ROM (**Tabella 2.2-3**) è risultata una corrispondenza accettabile tra sistema optoelettronico e sensori inerziali, indicando un possibile utilizzo di quest'ultimo nella valutazione del movimento del tronco durante la deambulazione.

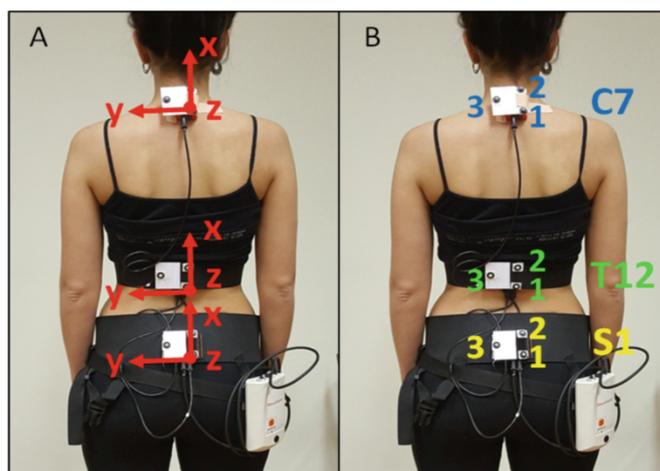


Figura 2.2-8 (Digo, et al., 2019) Posizionamento dei sensori IMU e indicazione dei sistemi di riferimento utilizzati (a). Posizionamento delle terne di marker (b).

	S1	T12-S1	C7-T12
FE	$ 4.8^\circ \text{ Op} - 5.3^\circ \text{ Xs} = 0.5^\circ$	$ 6.8^\circ \text{ Op} - 5.7^\circ \text{ Xs} = 1.1^\circ$	$ 2.8^\circ \text{ Op} - 3.2^\circ \text{ Xs} = 0.4^\circ$
LB	$ 11.5^\circ \text{ Op} - 11.7^\circ \text{ Xs} = 0.2^\circ$	$ 12.2^\circ \text{ Op} - 13.3^\circ \text{ Xs} = 1.1^\circ$	$ 6.8^\circ \text{ Op} - 6.6^\circ \text{ Xs} = 0.2^\circ$

Tabella 2.2-3 (Digo, et al., 2019) Differenze dei valori di ROM (espressi in gradi) calcolati con sensore Optitrack (Op) e Xsens (Xs) per movimenti sul piano frontale (LB) e sagittale (FE).

Nell'anno seguente gli stessi autori (Digo, et al., 2020) hanno implementato questo studio utilizzando un maggior numero di sensori IMU (Figura 2.2-9) e modellando la schiena in 5 segmenti rigidi: cervicale (C7-T6), toracico (T6-T12), medio (T12-L3), lombare (L3-S1), sacrale (S1). Ai 18 soggetti analizzati è stato chiesto di camminare a diverse velocità in modo da calcolare gli angoli relativi tra i segmenti del tronco sui tre piani anatomici. Dai risultati (Figura 2.2-10) si evince che il movimento di flessione estensione è caratterizzato da due fasi durante l'intero ciclo del passo, in particolare il bacino esegue un'estensione al primo appoggio destro e poi inverte progressivamente la sua inclinazione al successivo appoggio sinistro. Sul piano

frontale lo spostamento delle regioni toraciche inferiori e lombari è verso l'arto portante, mentre quello del bacino è verso il lato oscillante, come già dimostrato in studi precedenti (Crosbie, et al., 1997). Questo aspetto si nota confrontando il segno di picchi che si verificano al 15% e al 65% del ciclo del passo: il primo è positivo per le coppie toracico-medio, medio-lombare e lombaro-sacrale e negativo per il bacino mentre il secondo segue il trend opposto. Il movimento del segmento cervicale-toracico ha un comportamento simile a quello sacrale. Valutando infine i movimenti sul piano trasversale si nota come il bacino ruoti verso la gamba in appoggio, lo stesso accade per il segmento cervicale-toracico. I segmenti toracico inferiore e lombare hanno invece un andamento opposto.

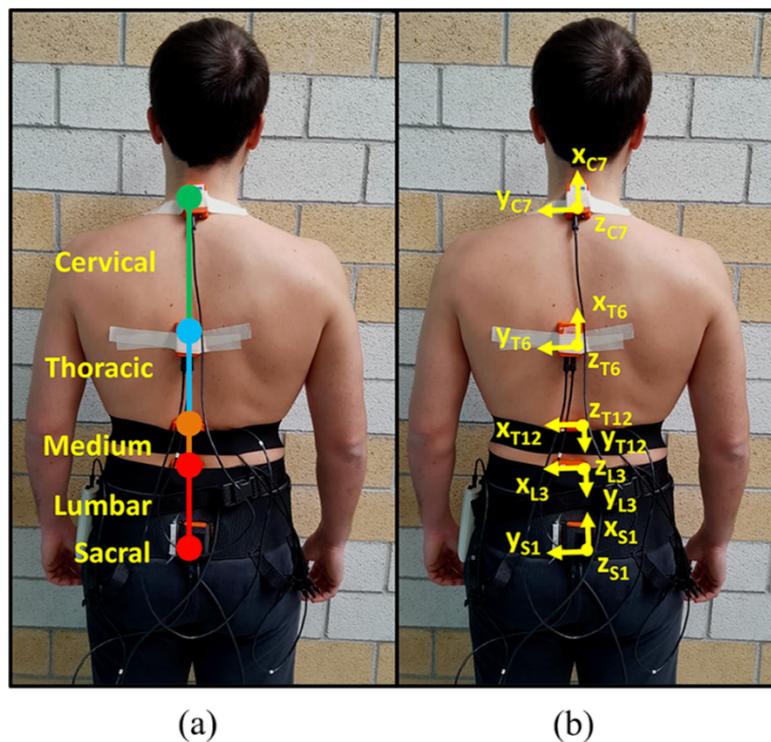


Figura 2.2-9 (Digo, et al., 2020) Posizionamento dei sensori IMU e indicazione dei segmenti spinali (a). Indicazione dei sistemi di riferimento locali (b).

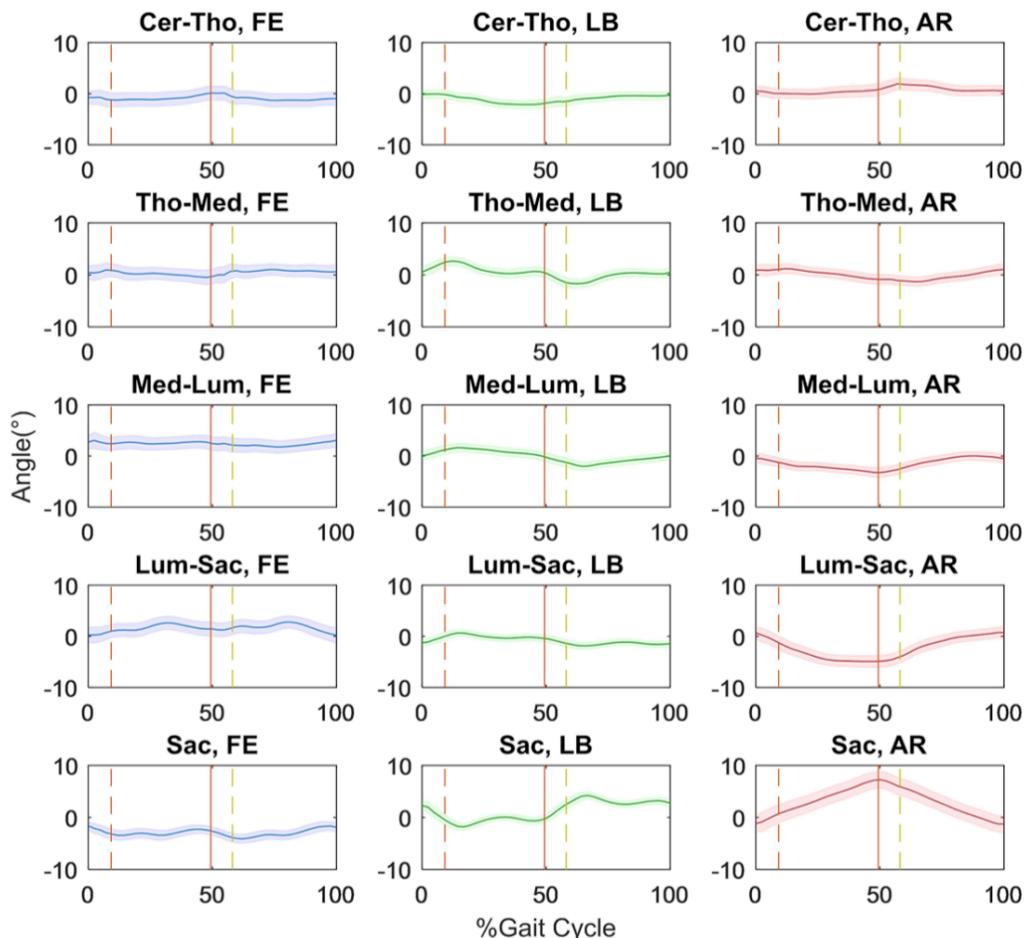


Figura 2.2-10 (Digo, et al., 2020) Movimenti angolari dei 5 segmenti del tronco dei soggetti maschi durante la camminata a velocità normale con cadenza imposta sul piano frontale (LB), sagittale (FE) e trasversale (AR). La prima linea tratteggiata indica il distacco della punta del piede sinistro (10% ciclo), la linea continua indica l'appoggio del tallone sinistro e l'ultima linea tratteggiata indica il distacco della punta del piede destro (60% ciclo).

I sistemi inerziali appena definiti presentano alcuni limiti, per questo motivo i sistemi optoelettronici rappresentano il Gold Standard per l'analisi del cammino. La tecnologia IMU, infatti, non consente una precisa identificazione dei punti di repere anatomici e richiede una notevole robustezza computazionale rendendo le analisi relativamente semplici per i soggetti sani ma più impegnative per i soggetti patologici.

Dalla letteratura emerge come, indipendentemente dal sistema di acquisizione utilizzato per analizzare i movimenti del tronco, non esista una modellazione comune della colonna vertebrale. Alcuni lavori prediligono una segmentazione più dettagliata (Abdulhay, et al., 2018) (Syczewskaa, et al., 1999) mentre altri individuano il tronco come un unico segmento (Davis III, et al., 1991). Inoltre, non

tutti i lavori riferiscono il movimento dell'ultimo segmento spinale rispetto alle pelvi, alcuni infatti posizionano un sensore sulla coscia in modo da poter valutare il movimento dell'anca (Bauer, et al., 2015) (Crosbie, et al., 1997). Questo è visibile nella Figura 2.2-11, che riporta uno schema riassuntivo sulla segmentazione del tronco eseguita nei vari lavori di letteratura.

In letteratura vi sono anche delle discrepanze legate al calcolo degli angoli articolari, alcuni autori eseguono una valutazione 3D mentre altri si limitano ad una valutazione 2D (Syczewskaa, et al., 1999).

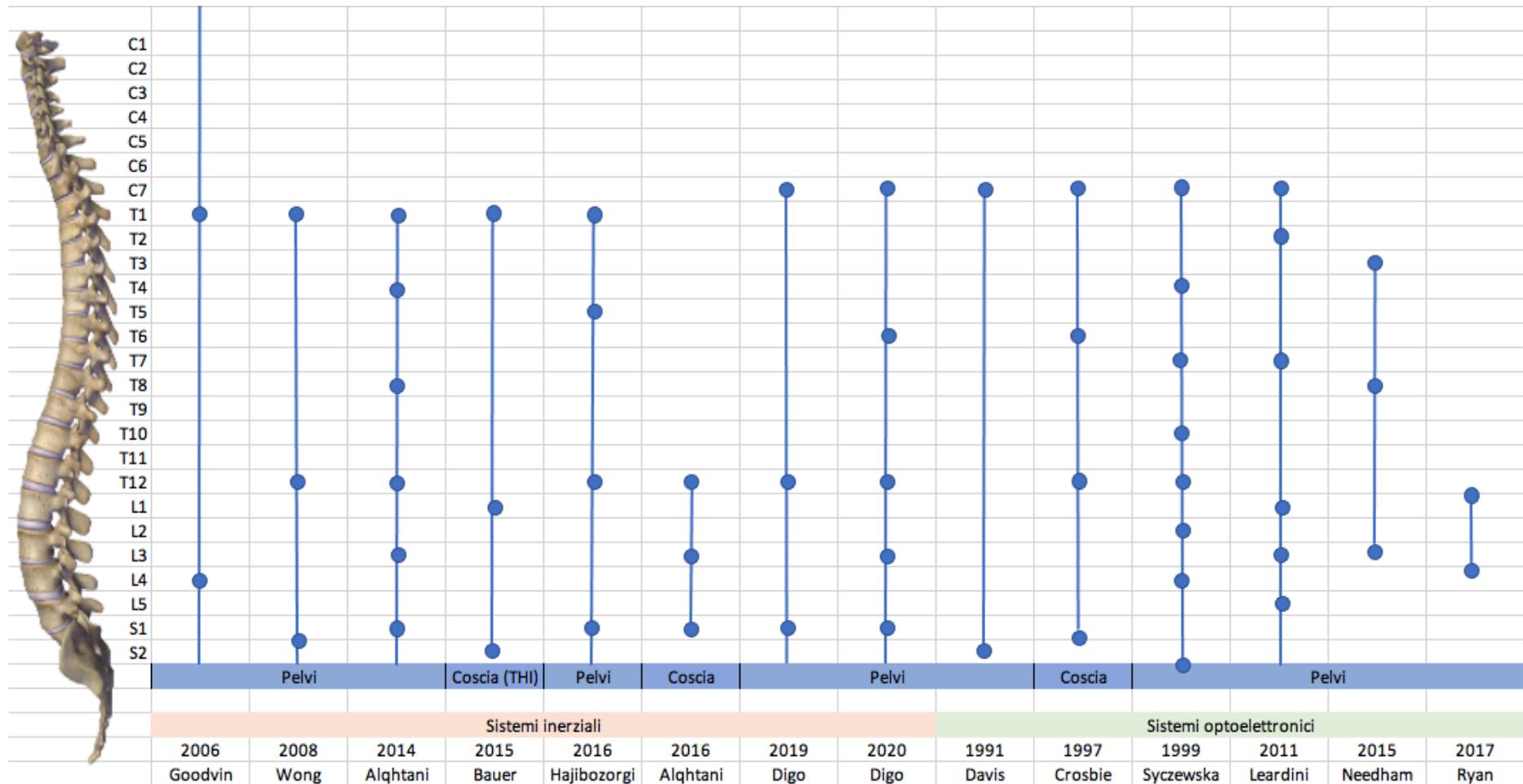


Figura 2.2-11 Modellazione de tronco eseguita nei vari studi di letteratura

3 Strumentazione

L'analisi del movimento umano è l'insieme delle tecniche che permettono la valutazione del movimento e delle sue alterazioni al fine di analizzare clinicamente situazioni patologiche e individuare dei trattamenti adeguati. Attraverso sistemi di acquisizione e modelli biomeccanici è possibile eseguire una valutazione strumentale, studiando in maniera oggettiva il movimento del corpo nei tre piani anatomici e valutandone la cinematica e la dinamica. In particolare, i sistemi optoelettronici consentono l'analisi della cinematica, le pedane di forza permettono la valutazione dinamica e, infine, tramite sensori EMG si possono ottenere informazioni riguardo l'attivazione muscolare (Figura 3.2.2-1).

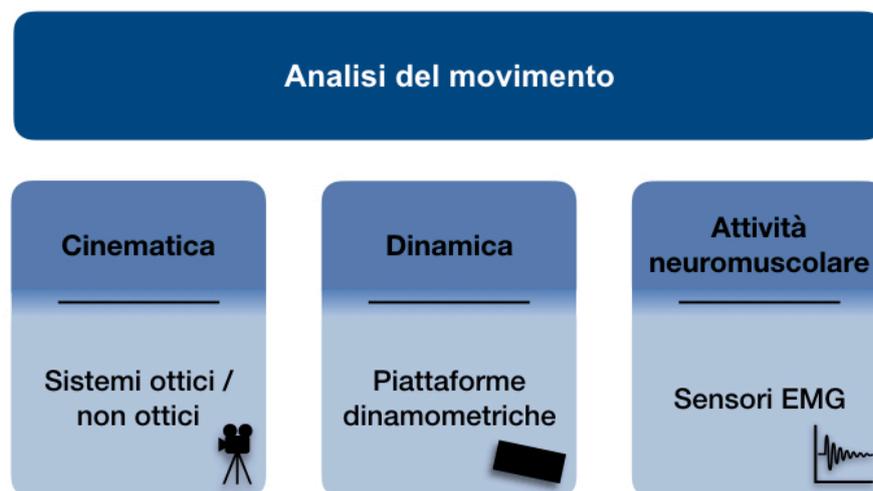


Figura 3.2.2-1 Dati acquisibili a partire dall'analisi del movimento, con riferimento agli strumenti utilizzati per calcolare tali dati

3.1 Sistemi optoelettronici

I sistemi di analisi che consentono di ottenere informazioni relative alla cinematica (spostamenti, velocità, accelerazioni, lineari e angolari) si distinguono in non ottici, tra cui i sistemi inerziali definiti nel capitolo 2.2 e ottici. Tra questi ultimi vi sono alcuni sistemi che consentono un'analisi basata sui principi della stereofotogrammetria: utilizzando due o più telecamere a infrarossi e applicando dei marker sulla pelle del soggetto è possibile ricostruire la posizione assunta da tali marker nello spazio del laboratorio in ciascun istante di tempo campionato (Figura 3.1-1). I marker possono essere attivi (Figura 3.1-2) o passivi (Figura 3.1-3), i primi non richiedono dispositivi di illuminazione esterna poiché sono costituiti da LED che generano autonomamente il segnale luminoso, risolvendo il problema di identificazione tra marker vicini, tuttavia è necessaria una fonte di alimentazione e sincronizzazione via cavo che può portare a problemi di cablaggio e occlusione. I marker passivi non richiedono una fonte di alimentazione esterna ma trattandosi di supporti di materiale plastico ricoperti da una pellicola catarifrangente in grado di riflettere luci di una specifica lunghezza d'onda (tra i 780-820 nm), necessitano di un dispositivo aggiuntivo di illuminazione con specifiche lunghezze d'onda. Questi ultimi sono i marcatori più utilizzati, poiché più pratici e leggeri.

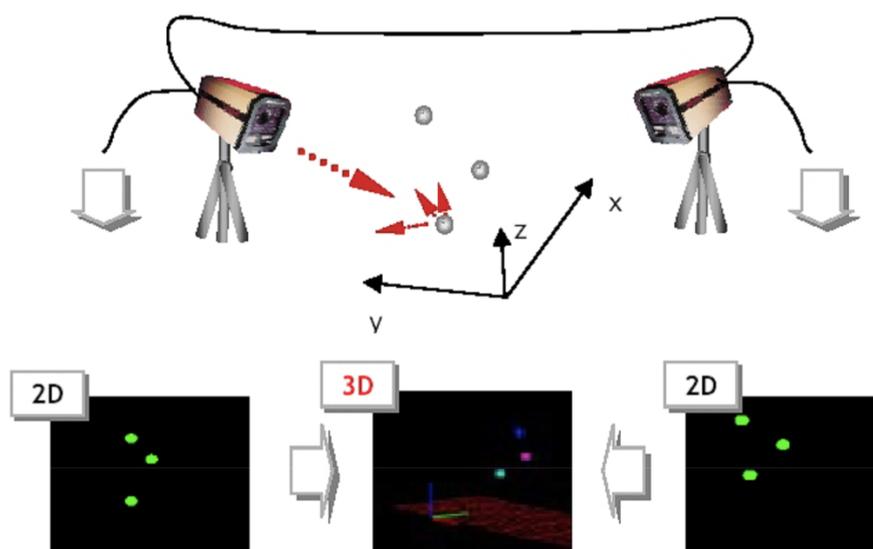


Figura 3.1-1 Principio della stereofotogrammetria applicato nei sistemi ottici per l'analisi del movimento



Figura 3.1-2 (Qualisys, s.d.) Esempio di marker attivo e relativa unità di connessione

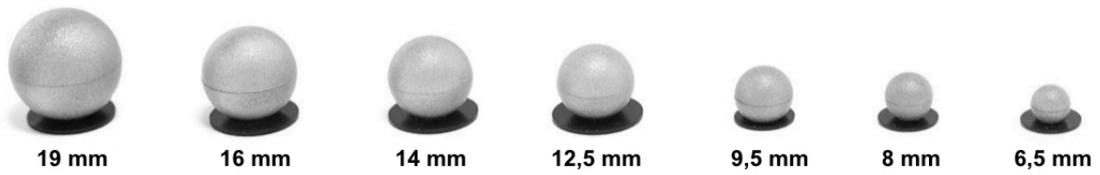


Figura 3.1-3 (Qualisys, s.d.) Esempio di marker passivi in differenti dimensioni

3.2 Pedane di forza

Le pedane dinamometriche (Figura 3.2-1) vengono utilizzate per la valutazione della dinamica, ovvero lo studio di forze, momenti e potenze. Si tratta di piattaforme fissate nel pavimento costituite da due piastre parallele ai cui angoli sono posti i sensori in grado di convertire l'azione meccanica a cui è sottoposta la pedana in segnale elettrico, permettendo il calcolo della reazione scambiata tra piede e terreno (Figura 3.2-2). I trasduttori possono essere di tipo piezoelettrico o estensimetrico, nel primo caso il materiale piezoelettrico subisce una deformazione meccanica attraverso la quale si può misurare la polarizzazione elettrica, nel secondo caso viene calcolata la variazione della resistenza elettrica del sensore causata da fenomeni di compressione o trazione. In generale le pedane dinamometriche (Figura 3.2-2) possono essere a 3 componenti, in grado di misurare la forza lungo la direzione verticale, comunemente chiamata z e i momenti attorno alle direzioni lungo il piano della piattaforma, comunemente chiamati x, y (F_z , M_x , M_y) oppure a 6 componenti, misurando forza e momento nelle tre dimensioni (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z).

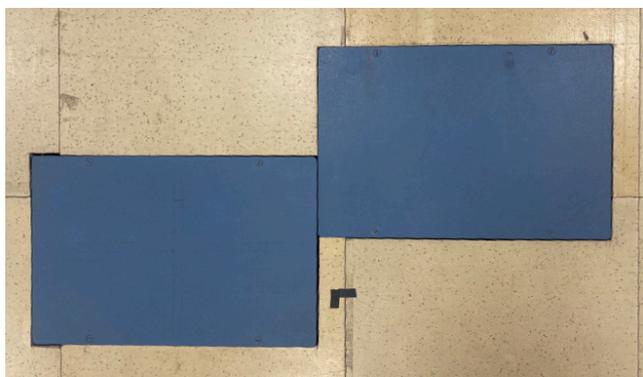


Figura 3.2-1 Pedane dinamometriche posizionate sul pavimento del laboratorio

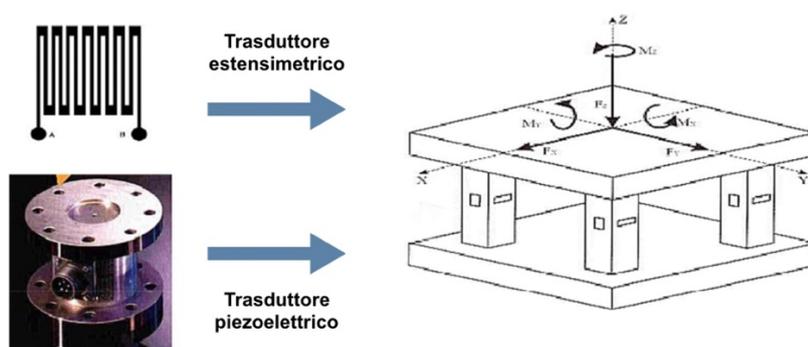


Figura 3.2-2 Schema base di una pedana dinamometrica con riferimento ai due diversi tipi di traduttore.

3.3 Elettromiografia

Durante la Gait Analysis possono essere eseguite delle valutazioni non solo sulla cinematica e sulla dinamica ma anche sull'attività neuromuscolare. Il segnale elettromiografico (sEMG) fornisce informazioni relative al muscolo che lo genera e alle strategie di controllo del sistema nervoso centrale (SNC) dando una descrizione quantitativa del movimento e della coordinazione muscolare. L'attività muscolare è comandata dai treni di potenziale d'azione, attività elettrica prodotta dai motoneuroni²² che genera una conseguente attività elettrica nel muscolo. Questa viene acquisita, tramite particolari elettrodi, attraverso l'analisi EMG. Gli elettrodi possono essere di superficie (Figura 3.3-3a) o intramuscolari (Figura 3.3-3b), i primi permettono di acquisire il segnale all'interno di un volume ampio ma poco profondo (alcuni cm³) poiché posizionati direttamente sulla cute. Richiedono, inoltre, un corretto posizionamento degli elettrodi ed una attenta preparazione della cute per ovviare al problema di interferenza del segnale. I secondi sono più invasivi ma consentono delle acquisizioni più profonde e precise (1-2 mm³) poiché costituiti da un ago inserito a livello delle fibre muscolari (Figura 3.3-2) (Figura 3.3-3). Nel cammino, essendo i muscoli degli arti inferiori coinvolti nel movimento superficiali e facilmente identificabili, si opta per eseguire un'analisi EMG di superficie. Per gli studi sulla schiena, sistema decisamente più complesso, si usa l'EMG ad ago per eseguire test selettivi di attivazione del muscolo ed EMG di superficie per la mappatura di aree della schiena (lombari, toraciche, dx e sx).

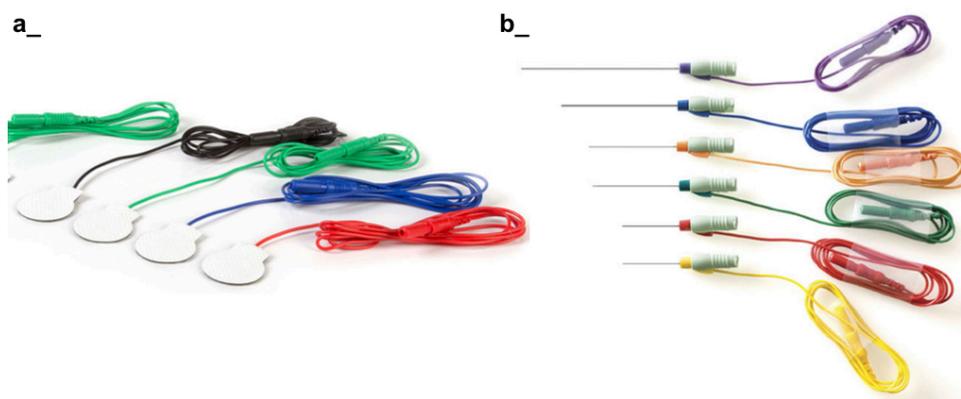


Figura 3.3-1 (Technomed, s.d.) (Digitimer, s.d.) Esempio di elettrodi di superficie (a) e ad ago (b)

²² cellule nervose (neuroni) che si trovano all'interno del sistema nervoso centrale (SNC) il cui compito è quello di trasferire il segnale per controllare i muscoli e il loro movimento



Figura 3.3-2 Posizionamento elettrodi di superficie a livello della cute e ad ago a livello muscolare

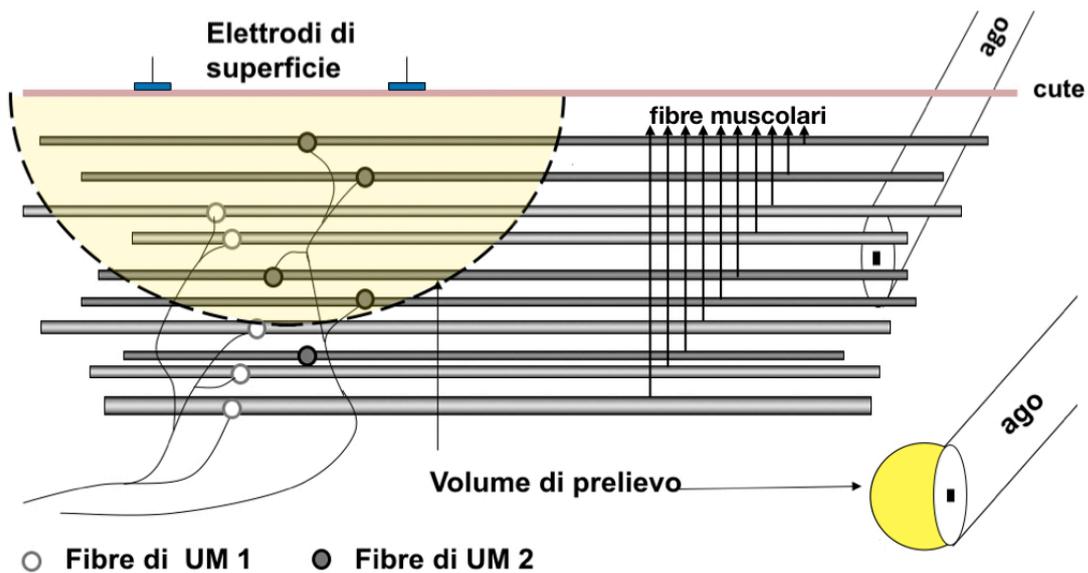


Figura 3.3-3 Indicazione dei volumi di prelievo per un elettrodo superficiale e ad ago. In rosa è riportato lo strato della cute mentre in grigio le singole fibre muscolari, le diramazioni all'interno del volume di prelievo rappresentano le fibre dei motoneuroni, responsabili della generazione del segnale elettrico.

4 Tecnologia Vicon

La realizzazione di questo lavoro ha previsto l'esecuzione e l'elaborazione di prove di Gait Analysis realizzate presso il laboratorio del passo dell'Unità Spinale Unipolare (USU) di Torino Figura 4.1-1 Nel laboratorio è presente un sistema optoelettronico Vicon per eseguire l'analisi del cammino costituito da telecamere a infrarossi, telecamere per la registrazione video e pedane di forza. L'elaborazione dei dati avviene tramite il software Vicon Nexus e Vicon ProCalc installati sul computer del laboratorio.

Nel corso delle analisi vengono eseguiti i seguenti passaggi:

1. Settaggio laboratorio e del sistema di misura (calibrazione)
2. Preparazione del soggetto
3. Esecuzione di task e acquisizione dei dati
4. Post elaborazione dei dati (labelizzazione, ricostruzione gap, calcolo variabili di interesse)

Nei successivi sotto capitoli vengono esaminati i punti appena definiti.

4.1 Hardware

La componente hardware del sistema Vicon presente presso il laboratorio del passo dell'Unità Spinale Unipolare è costituita da 8 telecamere a infrarossi Vicon Bonita 10, 2 telecamere per la registrazione video (50 Hz), 2 pedane di forza Kistler.

Le telecamere a infrarossi registrano il movimento dei marker riflettenti posizionati sul soggetto trasferendo le informazioni sul software dedicato, i diversi fotogrammi vengono acquisiti attraverso una luce stroboscopica a diodi (LEDs) sincronizzata con la velocità di acquisizione dell'immagine. Le telecamere Bonita (Figura 4.1-2a) sono una delle possibili soluzioni proposte dall'azienda Vicon per l'acquisizione del movimento. Si tratta di telecamere leggere e di piccole dimensioni che possono essere montate ovunque. In particolare, le Bonita 10 hanno una risoluzione spaziale di 1 Mpx che consente di acquisire il movimento dei marker con un'elevata

Tecnologia Vicon

precisione e una frequenza di acquisizione di 120 Hz che rende possibile la registrazione del movimento dei marker anche a velocità elevate (Bonita, s.d.).

Le telecamere video (Figura 4.1-2b) permettono di ottenere un filmato relativo all'acquisizione effettuata. Ciò appare particolarmente utile nell'analisi di soggetti patologici, soprattutto se durante la deambulazione necessitano di un ausilio che potrebbe causare problemi di occlusione dei marker rendendo l'acquisizione più complicata. La presenza di un riscontro video potrebbe quindi aiutare nell'interpretazione dei risultati.

Le piattaforme dinamometriche Kistler (di dimensioni 40x60 cm) sono inserite in uno spazio ricavato nel pavimento al centro della stanza e disposte consecutivamente, con la dimensione maggiore lungo la direzione di cammino e in modo alternato rispetto la linea mediale cosicché durante la camminata ciascun piede poggi su una pedana e venga analizzata la forza trasferita dal piede destro indipendentemente dal sinistro e viceversa (Figura 4.1-3). Si tratta di pedane di tipo piezoelettrico a 6 componenti che permettono di ottenere risultati accurati e affidabili anche in condizioni difficili.



Figura 4.1-1 Laboratorio del passo presso l'Unità Spinale Unipolare

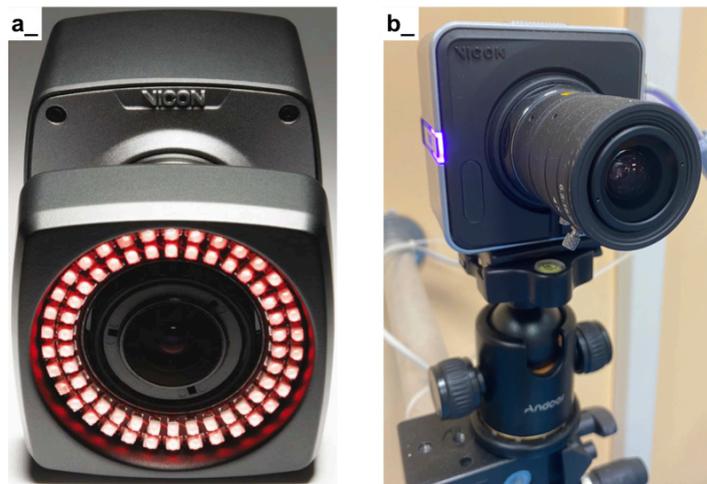


Figura 4.1-2 (Bonita, s.d.) Telecamera a infrarossi Vicon Bonita 10 (a) e telecamere per la registrazione video (b) presenti nel laboratorio USU

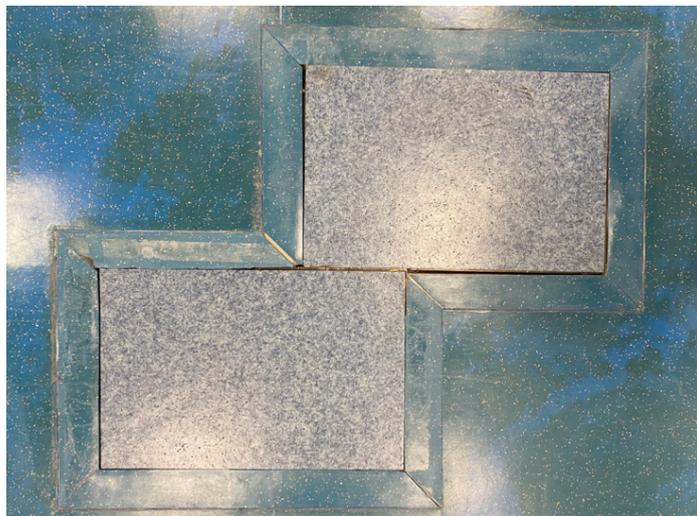


Figura 4.1-3 Disposizione delle pedane di forza presenti nel laboratorio USU

La Gait Analysis può prevedere anche la valutazione dell'attività muscolare del soggetto in esame, come già accennato in precedenza. Perché ciò sia possibile è necessario che gli elettrodi impiegati per l'analisi EMG trasferiscano il segnale acquisito al software impiegato per l'analisi. In particolare, nel laboratorio sono presenti 10 sonde wireless Cometa di superficie (Cometa, s.d.): 2 PicoEMG con distanza interelettrodica fissa (Figura 4.1-4a) e 8 di tipo Mini Wave Infinity (Figura 4.1-4b). È importante porre particolare attenzione al posizionamento dei sensori per evitare possibili problemi di crosstalk.

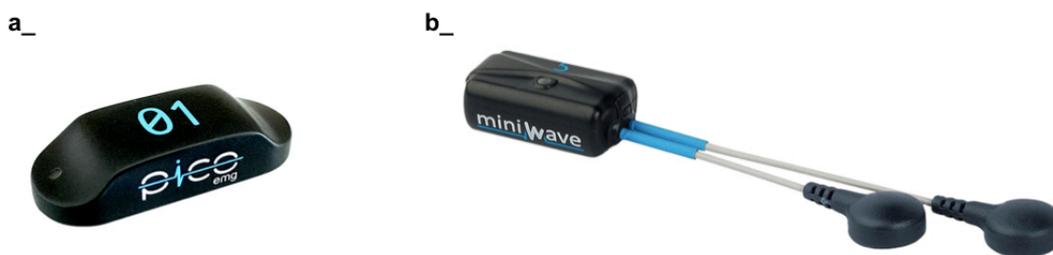


Figura 4.1-4 (Cometa, s.d.) Sensori EMG Cometa PicoEMG (a) e Mini Wave Infinity (b)

4.2 Software

Uno dei software utilizzato per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati è Vicon Nexus. Questo programma permette innanzitutto di calibrare il sistema, calcolando tutti i parametri delle telecamere, linearizzando le deformazioni dovute alle lenti (calibrazione dinamica) e definendo la posizione del sistema di riferimento assoluto del laboratorio (calibrazione statica). La calibrazione è particolarmente importante poiché incide sull'acquisizione e analisi dei dati. Viene realizzata attraverso la Vicon Active Wand v2 (Figura 4.2-1a), un'asta a forma di T con dei LED attivi che vengono tracciati automaticamente nel software Vicon permettendo una precisa calibrazione delle telecamere ottiche e di riferimento video.

Per eseguire la calibrazione dinamica l'operatore si posiziona al centro del volume di misura con la wand accesa a livello della vita, orizzontale al pavimento ed esegue un giro su sé stessi in modo che per i primi secondi di acquisizione tutte le telecamere vedano lo strumento. Successivamente cammina per il laboratorio muovendo la wand a formare un 8, così da "spazzolare" l'intero volume di misura. Durante la calibrazione statica la wand viene posizionata allineata al terreno, in un angolo di una delle pedane di forza (Figura 4.2-1). In questo modo, si definisce un'origine comune a tutte le telecamere (Figura 4.2-2).

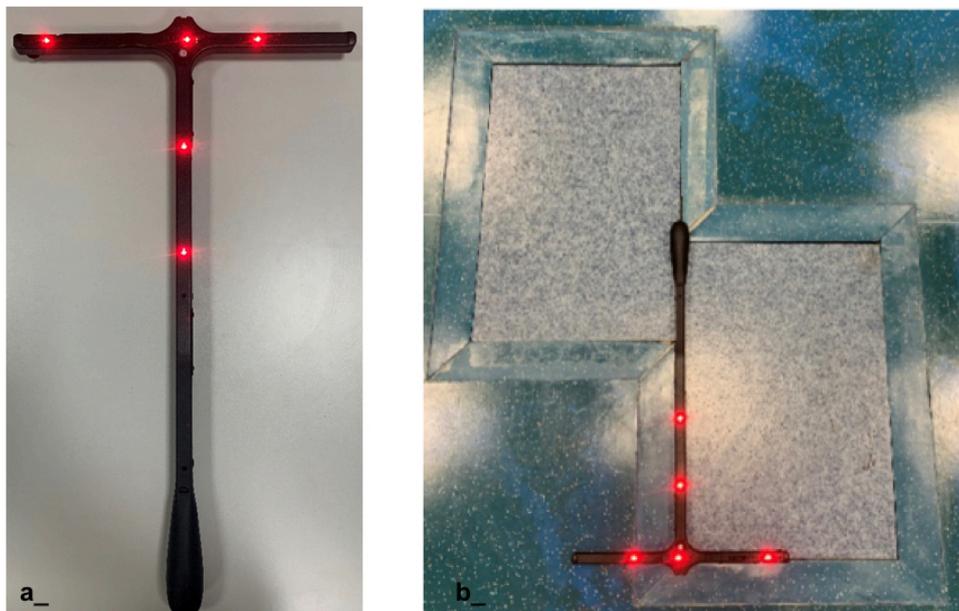


Figura 4.2-1 Active Wand v2 (a). Posizionamento della wand per eseguire la calibrazione statica (b).

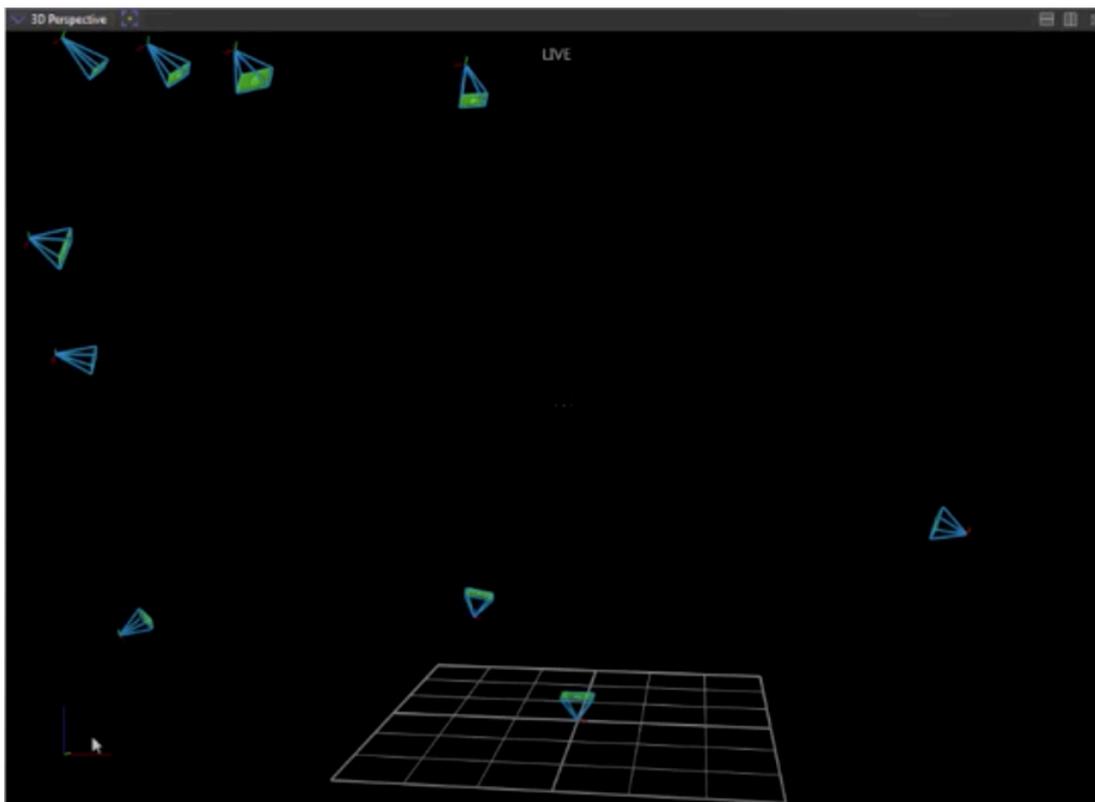


Figura 4.4.1-1 Schermata del software Vicon Nexus prima di eseguire la calibrazione statica (si nota come non vi sia un'origine comune a tutte le telecamere)

A seguito del processo di calibrazione, è possibile procedere con il posizionamento dei marker e la conseguente acquisizione dei dati. Durante l'esecuzione dei movimenti da parte del soggetto, il software riceve i dati provenienti dalla componente hardware. Tramite le informazioni bidimensionali ricevute dalle telecamere viene ricostruita la posizione 3D di ciascun marker e, assegnando ai marker che compaiono a video il rispettivo nome (labelling), vengono definiti i segmenti rigidi del corpo. Il programma è quindi in grado di misurare gli angoli articolari relativi e assoluti dei vari segmenti e fornire informazioni sul ciclo del passo del soggetto.

Il programma Vicon Nexus consente di selezionare il modello che si sta utilizzando per il posizionamento dei marker in modo da eseguire il labelling a seguito dell'acquisizione, si possono usare sia marker set ufficiali Vicon sia modelli custom made.

Tra i primi vi sono il Lower body Plug-in Gait, Upper body modeling with Plug-in Gait e Full body Plug-in Gait, che permettono di ottenere informazioni relative alla

cinematica e alla dinamica rispettivamente della parte inferiore, superiore o di tutto il corpo. In particolare, la parte inferiore del corpo viene modellizzata come l'insieme dei segmenti pelvi, coscia, gamba e piede, mentre la parte superiore come testa, torace, braccio, avambraccio e mano.

Nel caso in cui si volesse realizzare una Gait Analysis con un marker set custom made è possibile utilizzare il software Vicon ProCalc. Si tratta di un'applicazione basata su procedure guidate per la creazione di modelli cinematici personalizzati. Attraverso questo programma è possibile definire punti, segmenti, piani, calcolare gli angoli articolari di interesse per il modello custom made e visualizzare gli output sullo spazio di lavoro 3D Vicon Nexus.

Nel software Vicon Nexus l'operazione di labelling è accompagnata dalla procedura di Gap Filling che consente di colmare eventuali gap dei marker, automaticamente o manualmente (Figura 4.2-2). Le opzioni per eseguire questa operazione manualmente sono le seguenti:

- Spline Fill: esegue un'interpolazione spline cubica per colmare il gap;
- Pattern Fill: elabora la traiettoria del marker selezionato basandosi sulla forma della traiettoria di un altro marker. Questo appare utile nel caso in cui si presente un marker con una traiettoria simile a quella di cui si desidera riempire il vuoto.
- Rigid Body Fill: il gap viene colmato assumendo una relazione di corpo rigido tra i marker. Il sistema richiede di selezionare altri 3 marker in modo da definire un corpo rigido da cui ricostruire la traiettoria del marker selezionato;
- Kinematic Fill: questa operazione si basa sulle informazioni relative alla connessione dei marker ai segmenti nel modello di scheletro;
- Cyclic Fill: gli spazi vuoti vengono riempiti partendo da cicli di andatura precedenti o successivi al gap. Appare utile nel caso in cui vengano eseguiti movimenti ciclici.

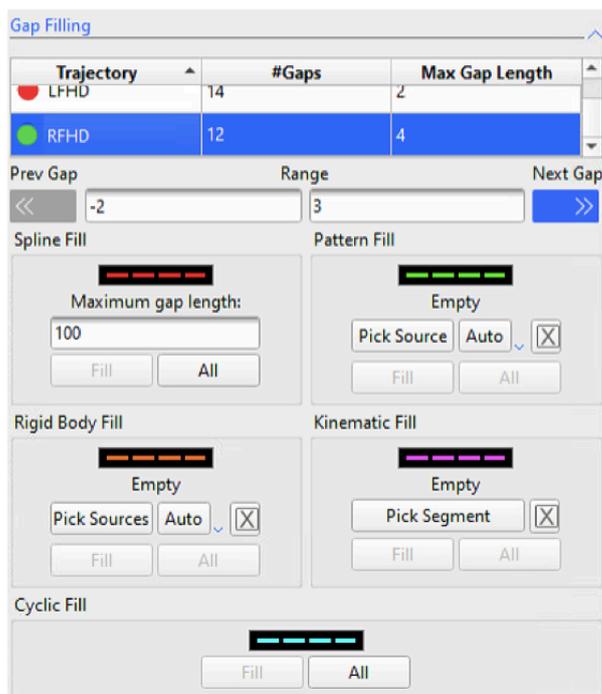


Figura 4.2-2 Schermata del software Vicon Nexus riferita alla funzione di Gap Filling

Il software Vicon Nexus consente la creazione del modello Plug-In Gait attraverso l'utilizzo di linee di comando definite pipeline, in genere differenti per acquisizioni di statica e dinamica. Queste consentono, per esempio, di definire i segmenti rigidi con i rispettivi sistemi di riferimento locale, ottenere gli angoli relativi tra i segmenti e gli angoli assoluti rispetto al sistema di riferimento globale del laboratorio e rilevare gli eventi caratteristici del ciclo del passo per le prove di camminata. Sul programma si possono usare sia pipeline presenti di default originali Nexus (Vicon, s.d.) sia pipeline specifiche realizzate dall'operatore.

Inserendo nel software i dati antropometrici del soggetto analizzato ed eseguendo una prima acquisizione statica, è possibile adattare il modello scelto alle dimensioni del soggetto. Per tutta la cattura e l'analisi del movimento in Vicon Nexus, le informazioni sul set di marker, così come la relazione generica tra i marcatori fisici attaccati a un soggetto, sono contenute nel modello generico Vicon Skeleton Template (file in formato .vst). Il software Vicon Nexus consente di calibrare il modello generico e di creare un modello Vicon Labeling Skeleton (file in formato .vsk) strettamente specifico per il soggetto. Questo passaggio è importante non solo per adattare il modello al soggetto ma per consentire al software di eseguire automaticamente l'operazione di labeling per le successive prove di cattura.

5 Sviluppo del modello del tronco a 5 segmenti

L'obiettivo di questa tesi consiste nello sviluppo di un modello cinematico della colonna vertebrale suddivisa in più segmenti e nella valutazione biomeccanica in soggetti sani e con sindrome di Pisa.

Inizialmente è stato implementato un modello a 5 segmenti, definiti considerando le principali curvatures della colonna. Questa modellazione ha permesso di valutare il contributo del movimento 3D di ogni segmento vertebrale durante la deambulazione consentendo un'analisi cinematica del tronco più dettagliata rispetto a modelli singolo segmento.

5.1 Posizionamento dei marker

Il modello a 5 segmenti è stato implementato in modo tale che la segmentazione fosse conforme alle principali curvatures della colonna vertebrale (Figura 5.1-1a). In particolare, terne di marker sono state posizionate a livello delle vertebre C7, T6, T12, L3 e gruppi di 4 marker sulla testa e sulle pelvi (Figura 5.1-1b), per un totale di 19 marker utilizzati.

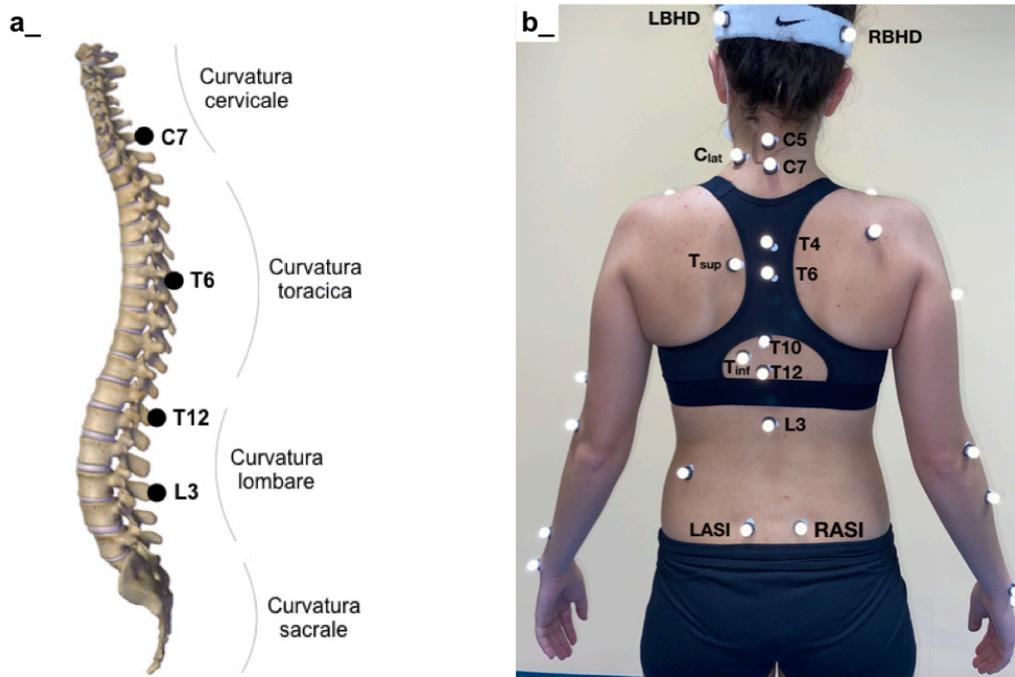


Figura 5.1-1 Identificazione dei marker utilizzati per la realizzazione del modello tronco a 5 segmenti con riferimento (a) alle principali curvatures della colonna vertebrale (vista sagittale) e (b) alle terne sui livelli vertebrali

Sviluppo del modello del tronco a 5 segmenti

I cluster di marker sono stati utilizzati per definire 6 corpi rigidi, connessi da articolazioni 3D, e i rispettivi sistemi di riferimento locale (SRL) (Figura 5.1-2b). Sono stati quindi definiti i seguenti segmenti (Figura 5.1-2a): cervicale (tra la testa e C7), toracico superiore (tra C7 e T6), toracico inferiore (tra T6 e T12), lombare (tra T12 e L3), sacrale (tra L3 e le pelvi).

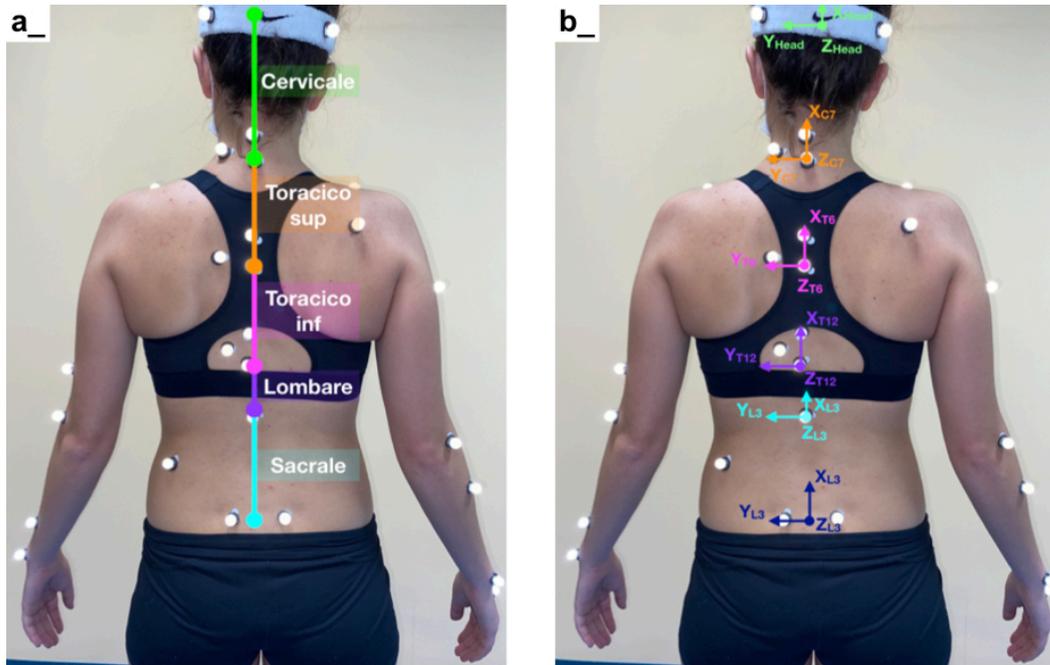


Figura 5.1-2 Rappresentazione dei 5 segmenti del tronco (a) e dei rispettivi sistemi di riferimento locale (b)

I marker sono stati posizionati come definito nella seguente tabella (Tabella 5.1-1):

Nome del marker	Definizione	Posizionamento sul soggetto	Corpo rigido
RBHD	Right Back Head	Sulla parte posteriore destra della testa	Testa
LBHD	Left Back Head	Sulla parte posteriore sinistra della testa	
RFHD	Right Front Head	Sulla tempia destra	
LFHD	Left Front Head	Sulla tempia sinistra	
C5	5 ^a vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 5 ^a vertebra cervicale	Livello cervicale
C7	7 ^a vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 7 ^a vertebra cervicale	
C _{lat}	Marker laterale	Tra C5 e C7, posizionato lateralmente	
T4	4 ^a vertebra toracica	Sul processo spinoso della 4 ^a vertebra toracica	Livello toracico superiore
T6	6 ^a vertebra toracica	Sul processo spinoso della 6 ^a vertebra toracica	
T _{sup}	Marker laterale	Tra T4 e T6, posizionato lateralmente	
T10	10 ^a vertebra toracica	Sul processo spinoso della 10 ^a vertebra toracica	Livello toracico inferiore
T12	12 ^a vertebra toracica	Sul processo spinoso della 12 ^a vertebra toracica	
T _{inf}	Marker laterale	Tra T10 e T12, posizionato lateralmente	
L3	Terza vertebra lombare	Sul processo spinoso della 3 ^a vertebra lombare	Livello lombare
RPSI	PSI destra	Sulle spine iliache posteriori superiori	Pelvi
LPSI	PSI sinistra	Sulle spine iliache posteriori superiori	
RASI	ASI destra	Sulle spine iliache anteriori superiori	
LASI	ASI sinistra	Sulle spine iliache anteriori superiori	

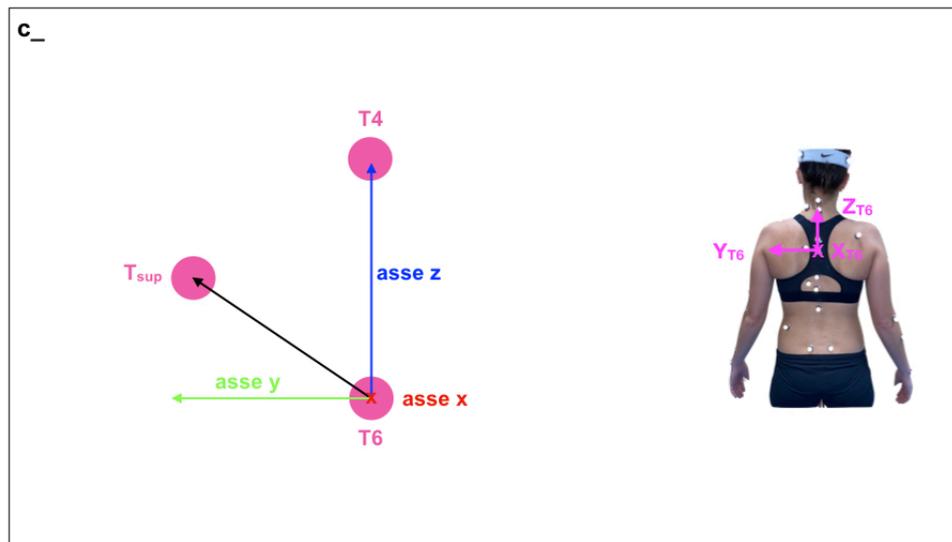
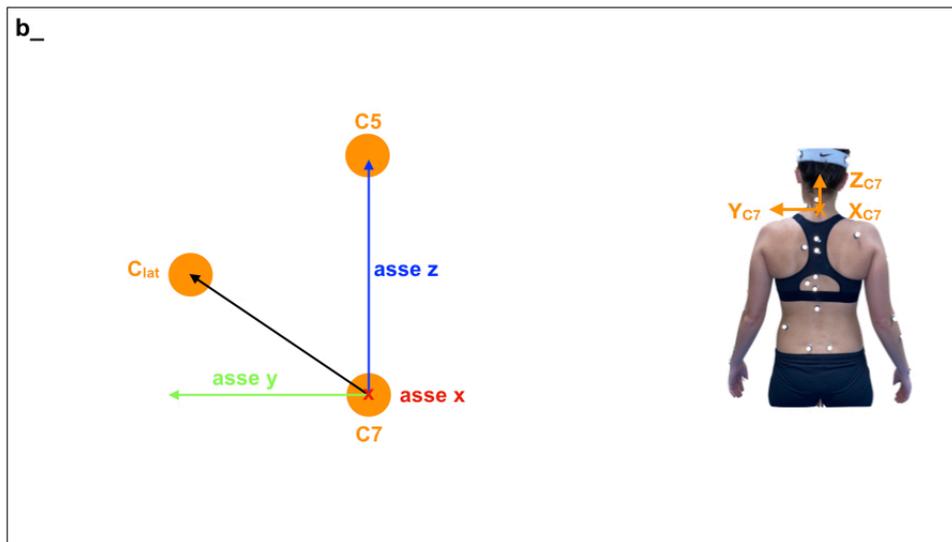
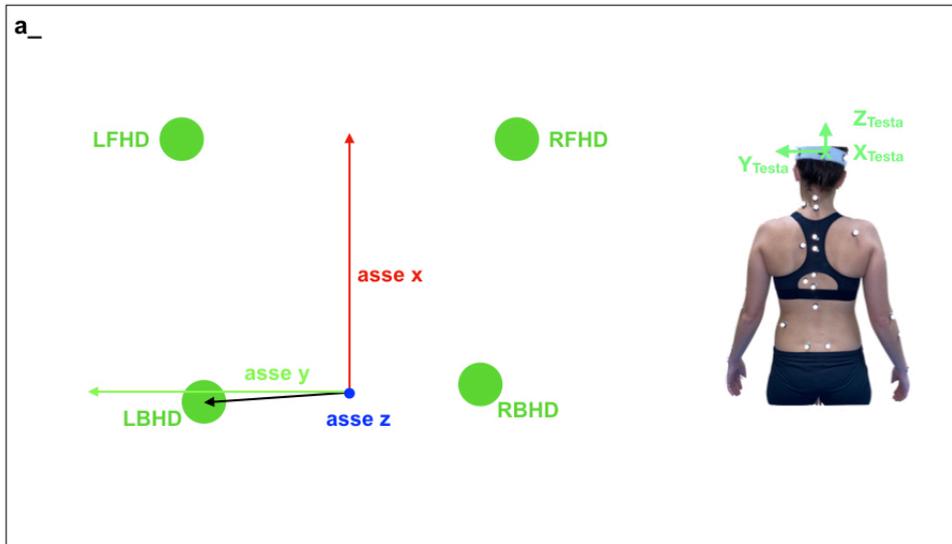
Tabella 5.1-1 Definizione dei marker usati per la realizzazione del modello del tronco a 5 segmenti

I sistemi di riferimento locale sono stati definiti come segue:

- SRL testa (Figura 5.1-3a)
Definito con l'origine in corrispondenza del punto medio tra RBHD e LBHD; l'asse x come il vettore passante tra il punto medio tra RBHD, LBHD e RFHD, LFHD; l'asse z come prodotto vettoriale tra l'asse x e il vettore di supporto definito tra il punto medio tra RBHD, LBHD e LBHD; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL terna in corrispondenza di C7 (Figura 5.1-3b)
Definito con l'origine in corrispondenza di C7; l'asse z come il vettore passante tra C7 e C5; l'asse x come prodotto vettoriale tra il vettore di supporto definito tra C7 e C_{lat} e l'asse z; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL terna in corrispondenza di T6 (Figura 5.1-3c)
Definito con l'origine in corrispondenza di T6; l'asse z come il vettore passante tra T6 e T4; l'asse x come prodotto vettoriale tra il vettore di supporto definito tra T6 e T_{sup} e l'asse z; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL terna in corrispondenza di T12 (Figura 5.1-3d)
Definito con l'origine in corrispondenza di T12; l'asse z come il vettore passante tra T12 e T10; l'asse x come prodotto vettoriale tra il vettore di supporto definito tra T12 e T_{inf} e l'asse z; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL terna in corrispondenza di L3 (Figura 5.1-3e)
Definito con l'origine in corrispondenza di L3; l'asse z come il vettore passante tra il punto medio tra RPSI, LPSI e L3; l'asse x come prodotto vettoriale tra il vettore di supporto definito tra il punto medio tra RPSI, LPSI e LPSI; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL pelvi (Figura 5.1-3f)
Definito con l'origine in corrispondenza del punto medio tra RPSI e LPSI; l'asse x come il vettore passante tra il punto medio tra RPSI, LPSI e RASI, LASI; l'asse z come prodotto vettoriale tra l'asse x e il vettore di supporto

Sviluppo del modello del tronco a 5 segmenti

definito tra il punto medio tra RPSI, LPSI e LPSI; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;



Sviluppo del modello del tronco a 5 segmenti

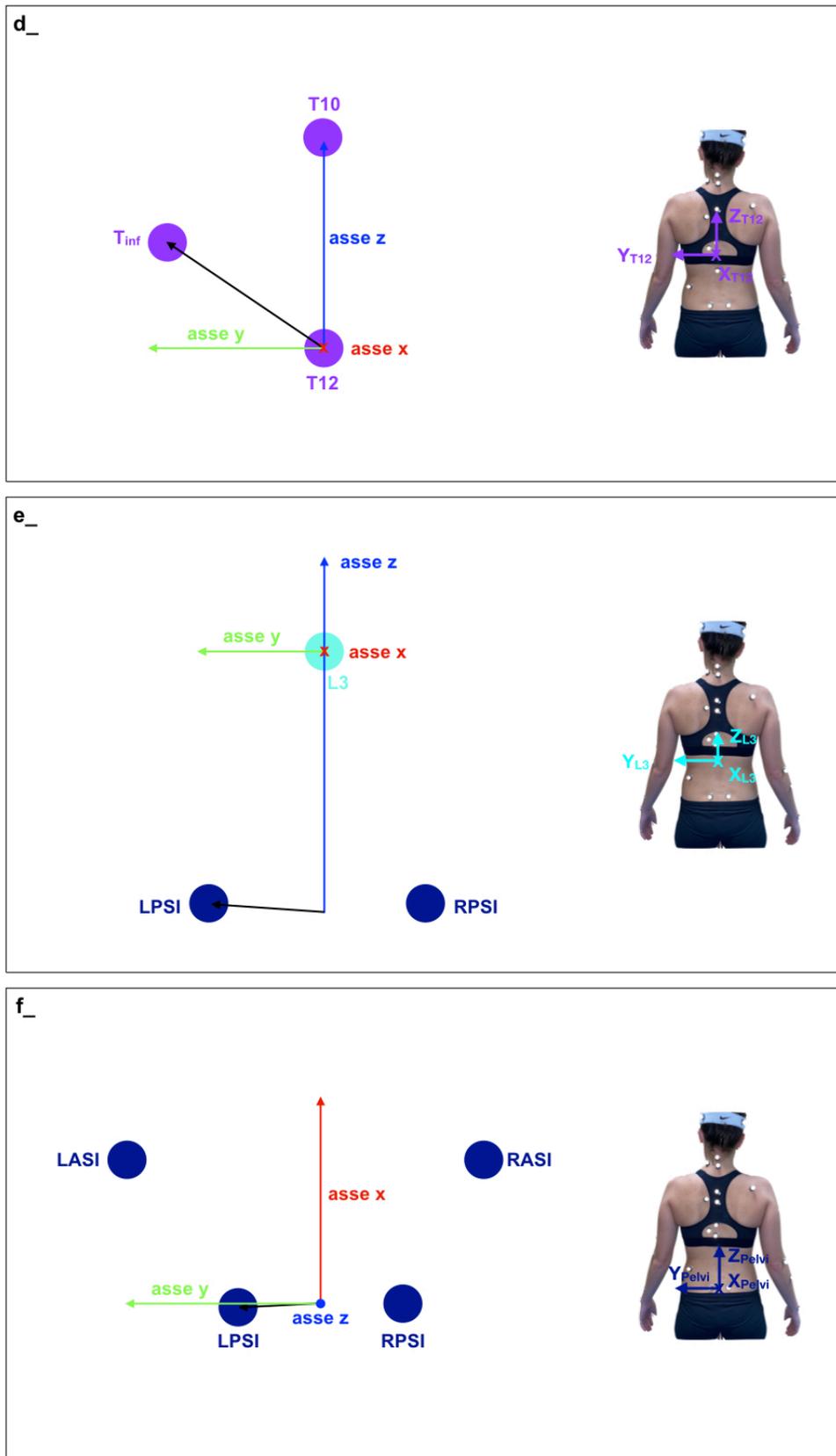


Figura 5.1-3 Definizione dei sistemi di riferimento locali per la valutazione dei segmenti del tronco. Sistema di riferimento locale testa, vista trasversale (a), sistema di riferimento cervicale, vista frontale (b), sistema di riferimento toracico superiore, vista frontale (c), sistema di riferimento medio, vista frontale (d), sistema di riferimento lombare, vista frontale (e), sistema di riferimento locale pelvi, vista trasversale (f).

5.2 Implementazione del modello

Il modello a 5 segmenti è stato quindi implementato attraverso il software Vicon Nexus e Vicon ProCalc.

Il primo software ha consentito la realizzazione di un nuovo modello, definito “Modello tronco” (Figura 5.2-1) e la definizione dei segmenti e delle giunzioni articolari. In particolare, i segmenti rigidi sono stati creati utilizzando la funzione “Create Segment” (Figura 5.2-1) assegnando a ciascun segmento il cluster di marker corrispondente; successivamente, con lo strumento “Link Segment” (Figura 5.2-1) sono state definite le giunzioni 3D per collegare il segmento superiore (Parent segment) a quello inferiore (Child segment).

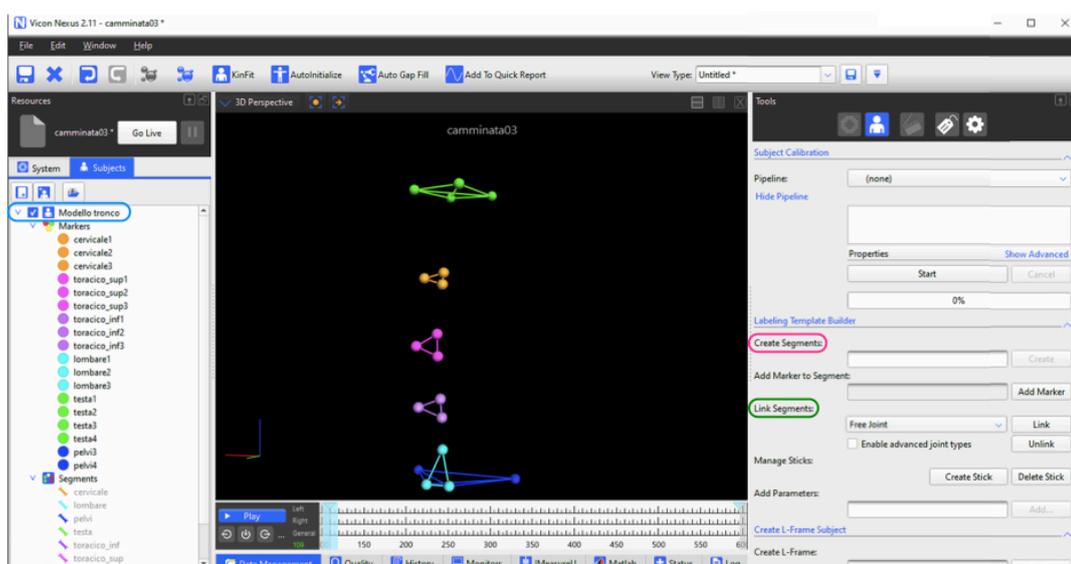


Figura 5.2-1 Schermata del software Vicon Nexus per la creazione del modello a 5 segmenti. A sinistra in azzurro è evidenziato il soggetto “Modello tronco” creato appositamente per l’elaborazione dei dati, a destra sono cerchiato in rosa e in verde rispettivamente le funzioni di creazione segmenti “Create Segment” e definizione dei giunti “Link Segment”. Al centro della schermata è visibile il modello del tronco Custom Made caratterizzato dai 6 corpi rigidi definiti tramite terne o quaterne di marker.

Attraverso l’applicazione Vicon ProCalc è stato possibile creare lo schema “angoli_tronco” in cui sono stati definiti i segmenti del modello, i rispettivi sistemi di riferimento locale e gli angoli di interesse (Figura 5.2-2). Per questi ultimi si è scelto di calcolare gli angoli relativi tra i segmenti adiacenti, valutando il movimento del segmento inferiore rispetto a quello superiore e utilizzando come convenzione gli angoli di Eulero con terna di rotazione YXZ.

Sviluppo del modello del tronco a 5 segmenti

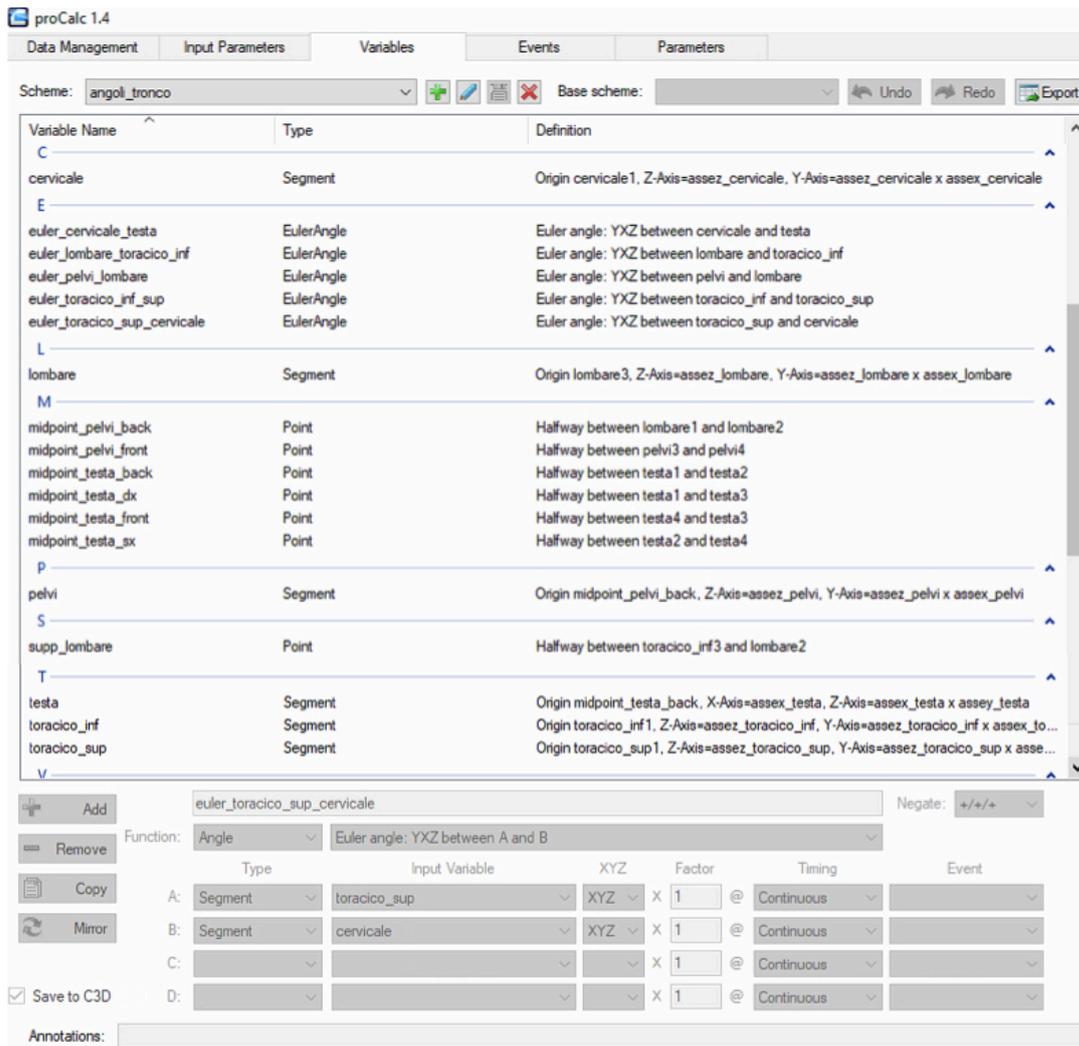


Figura 5.2-2 Schermata del software Vicon ProCalc per la definizione delle variabili di interesse

Salvando il formato .c3d²³ delle variabili definite, è stato possibile caricare il modello VSK e aggiornare sul software Vicon Nexus il soggetto “Modello tronco”. L’operazione di pipeline “Run Pro-Calc Operation” ha permesso quindi il calcolo degli output definiti su Pro-Calc, come gli angoli articolari, definendo i segmenti e i sistemi di riferimento locali.

Il modello implementato è riportato in Figura 5.2-3.

²³ Il formato C3D è un formato di file usato per registrare dati sincronizzati 3D e analogici. I file C3D contengono tutte le informazioni necessarie per leggere, visualizzare e analizzare i dati di movimento 3D con ulteriori dati analogici di pedane di forza, elettromiografia, accelerometri e altri sensori (C3D.ORG, s.d.).

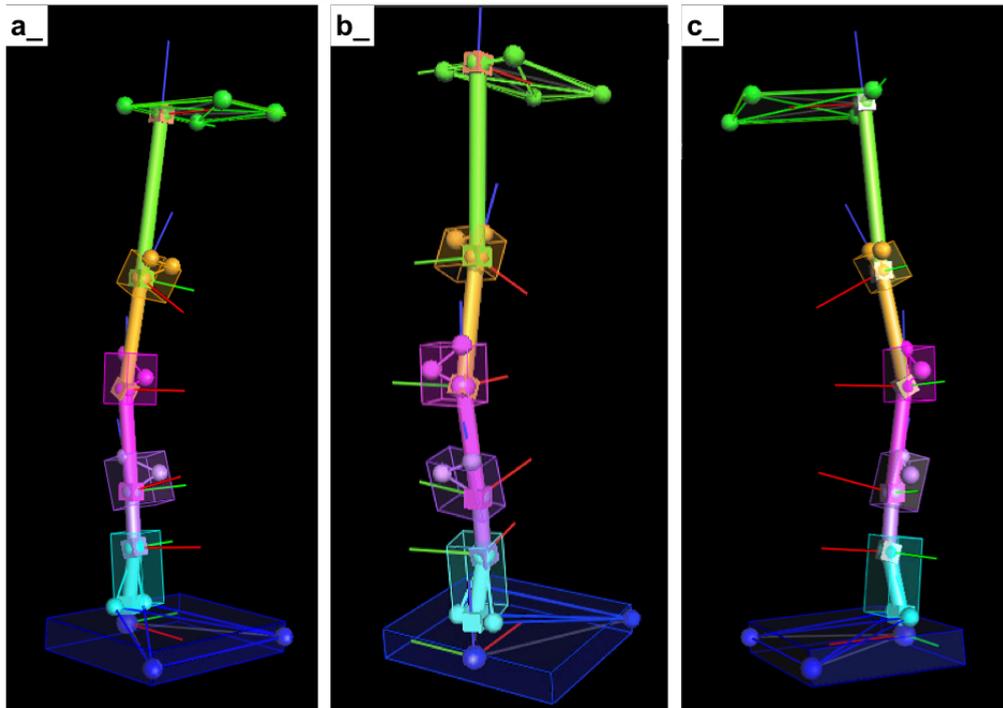


Figura 5.2-3 Vista laterale destra (a) posteriore (b) e laterale sinistra (c) del modello implementato

6 Test sperimentali su soggetti sani

Una preliminare analisi del modello a 5 segmenti è stata eseguita su due soggetti sani durante il cammino, presso il laboratorio del passo dell'Unità Spinale Unipolare di Torino. Il modello è stato comparato con il modello Plug In Gait Total Body, che schematizza il tronco come un solo segmento collegato alla testa e alle pelvi e verificato con il "Tilt Twist Method", metodologia di calcolo di movimenti relativi tra segmenti rigidi.

6.1 Materiali e metodi

I test sono stati eseguiti su 2 soggetti sani di genere femminile, i loro dati sono riportati nella Tabella 6.1-1 come media e deviazione standard. La Tabella 6.1-1 contiene inoltre la definizione delle misure antropometriche che sono state acquisite prima di procedere con i test e i rispettivi valori, espressi anche in questo caso come media e deviazione standard.

Le misurazioni sono state eseguite tramite un metro e un calibro (Figura 6.1-1) sia sulla parte destra del corpo, sia sulla sinistra, in modo da individuare eventuali asimmetrie.

I soggetti indossavano pantaloncini corti e un top sportivo in modo tale da poter posizionare i marker con del nastro biadesivo sulla pelle, limitando possibili artefatti da movimento causati dai vestiti. Attraverso un pennarello dermografico sono stati segnati i punti di repere anatomici in corrispondenza dei quali sono stati posizionati i marker, questo risulta necessario nel caso in cui i marcatori cadano durante l'acquisizione e debbano essere riposizionati. In totale sono stati posizionati 19 marker, come definito nel capitolo precedente, in modo da poter applicare il modello di tronco a 5 segmenti.

Inizialmente, è stata eseguita un'acquisizione statica con il volontario posizionato al centro del laboratorio, in corrispondenza delle pedane di forza. Successivamente, per valutare la deambulazione, sono state eseguite 5 serie di camminate durante le quali è stato chiesto al soggetto di camminare scalzo ad una velocità libera, da una parte all'altra del laboratorio.

	Definizione delle misure antropometriche	Valori misurati	
		Media	Std
Età (anni)	-	25	0
Peso (kg)	-	56.5	0.01
Altezza (mm)	-	1700	0.28
Lunghezza gamba dx e sx (mm)	distanza tra spina iliaca anteriore superiore e malleolo mediale	885	0.49
Larghezza ginocchio dx e sx (mm)	distanza mediale-laterale lungo l'asse frontale	82.5	0.11
Larghezza caviglia dx e sx (mm)	distanza delle articolazioni della caviglia	60	0
Offset spalla dx e sx (mm)	distanza tra acromion e centro dell'articolazione	50	0
Larghezza gomito dx e sx (mm)	distanza tra epicondilo mediale e laterale dell'omero	55	0.07
Spessore polso dx e sx (mm)	distanza anteriore-posteriore in corrispondenza dell'attaccatura del polso	30	0
Spessore mano dx e sx (mm)	distanza anteriore-posteriore tra dorso e palmo della mano	20	0

Tabella 6.1-1 Definizione delle misure antropometriche acquisite (prima e seconda colonna) e valori di tali misure per entrambi i soggetti. I valori sono espressi come media (terza colonna) e deviazione standard (quarta colonna)

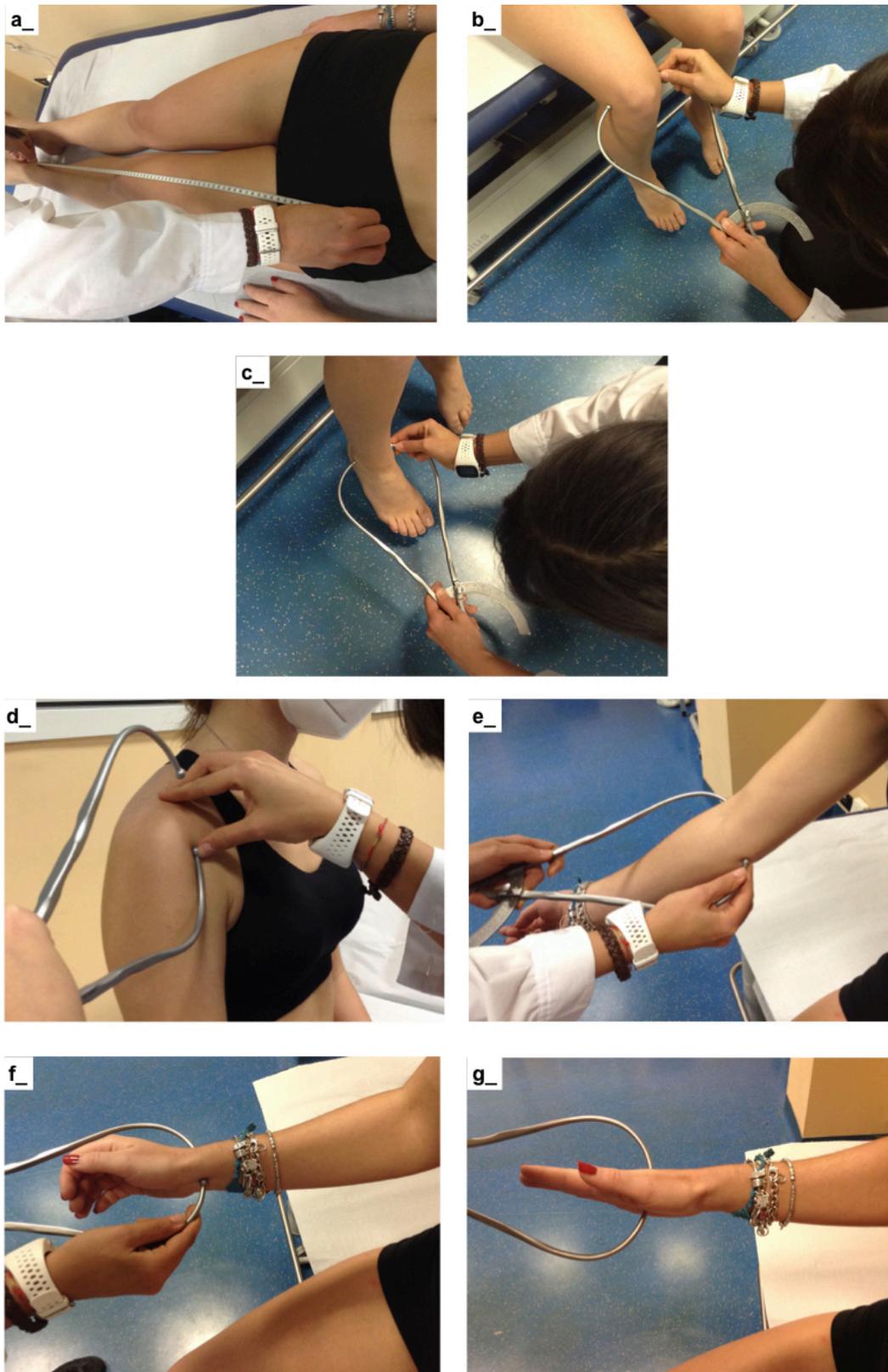


Figura 6.1-1 Misurazione dati antropometrici: lunghezza delle gambe, misurata con il metro e sul soggetto sdraiato (a); larghezza delle ginocchia, misurata con il calibro sul soggetto seduto (b); larghezza delle caviglie, misurata con il calibro sul soggetto seduto (c); offset della spalla, misurato con il calibro sul soggetto seduto (d); larghezza del gomito, misurata con il calibro con il braccio disteso (e); larghezza del polso, misurata con il calibro (f); larghezza della mano, misurata con il calibro (g).

6.2 Analisi dei dati

Il processamento e l'analisi dei dati è stato eseguito attraverso il software Vicon Nexus e la routine Matlab.

Sul primo software sono stati eseguiti i procedimenti di labelling e gap filing definiti nel capitolo 4, sono stati definiti manualmente gli eventi principali del ciclo del passo e infine sono state realizzate delle pipeline per ottenere gli output di interesse. Per le acquisizioni statiche è stata creata la pipeline "Tronco_static" (Figura 6.2-1a), per le prove dinamiche la pipeline "Tronco_dynamic" (Figura 6.2-1b). La prima è costituita dai seguenti comandi:

- Static Skeleton Calibration – Markers Only: consente di calibrare il soggetto e di ottenere gli output relativi alla statica in base alle posizioni misurate dei marker
- Run ProCalc Operation: specifica lo schema di variabili da applicare al soggetto, in questo caso "angoli_tronco", producendo gli output calcolati su ProCalc (Figura 6.2-2)
- Export C3D: permette il salvataggio e l'esportazione dei dati in formato .c3d

I comandi appena definiti, ad eccezione del processo di calibrazione, caratterizzano anche la pipeline per le acquisizioni dinamiche, in aggiunta al seguente comando:

- Filter Trajectories - Woltring pipeline operation: esegue un filtraggio dei dati con un filtro Woltring garantendo delle traiettorie fluide per il calcolo della dinamica;

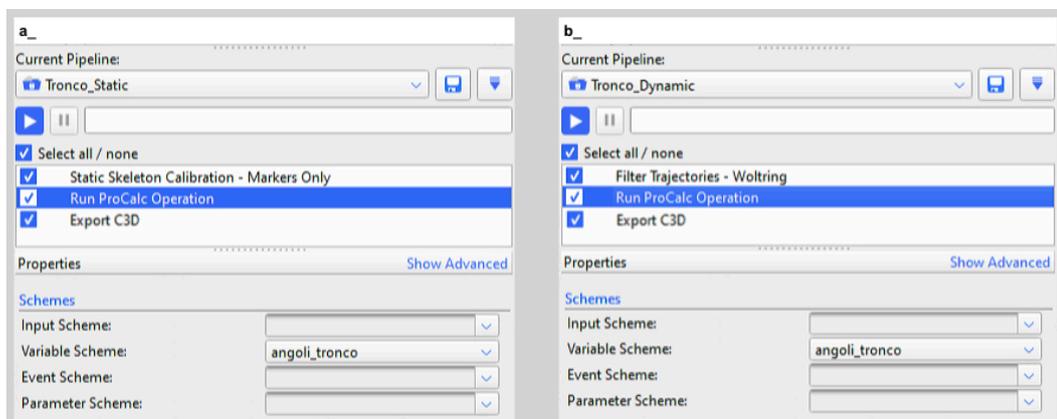


Figura 6.2-1 Pipeline utilizzate per l'elaborazione dei dati del modello Custom Made a 5 segmenti, nelle acquisizioni statiche (a) e nelle acquisizioni dinamiche di camminata (b)

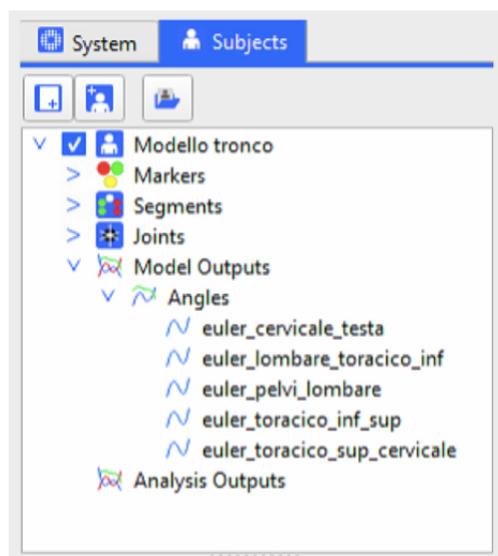


Figura 6.2-2 Schermata del software Vicon Nexus riferita all'importazione degli output creati su Vicon ProCalc

I dati sono stati analizzati attraverso la routine Matlab²⁴. In particolare, per permetterne la lettura in formato .c3d è stato necessario scaricare la libreria BTK, un ToolKit Biomeccanico open-source che consente di leggere e modificare i file acquisiti in formato .c3d usando un linguaggio di programmazione C o C++ (Google, s.d.) (BTK, s.d.).

Attraverso questa libreria è stato possibile ottenere informazioni relative alle acquisizioni statiche e dinamiche come la posizione dei marker, gli istanti in cui avvengono eventi caratteristici del ciclo del passo, i valori degli angoli articolari e le forze scambiate con il terreno attraverso le pedane di forza.

Per quanto riguarda la valutazione degli angoli relativi dei segmenti adiacenti, questi sono stati calcolati sui tre piani, individuando i movimenti di flessione laterale (LB) come rotazione attorno all'asse x, flesso estensione (FE) come rotazione attorno all'asse y e rotazione assiale (AR) come rotazione attorno all'asse z. Si è supposto che la condizione statica, postura eretta in piedi, rappresentasse la condizione neutra; pertanto gli angoli relativi calcolati durante la deambulazione sono stati normalizzati rispetto a questa, sottraendo il valor medio dello stesso angolo calcolato in condizione statica. Avendo acquisito gli eventi caratteristici del cammino è stato possibile segmentare ogni acquisizione in cicli del passo consecutivi, identificando le fasi di appoggio e di oscillazione. Sono stati considerati

²⁴ piattaforma di programmazione e calcolo numerico, scritta in C, e utilizzata per analizzare i dati, sviluppare algoritmi e creare modelli (Matlab, s.d.).

un numero di 15 cicli del passo per il primo soggetto e 11 cicli del passo per il secondo soggetto, per un totale di 26 cicli del passo (32 passi), riferiti alla gamba destra.

Gli angoli articolari sono stati calcolati per ogni ciclo del passo e quindi mediati intra-soggetto, successivamente inter-soggetto. Infine, le curve medie ottenute sono state rappresentate come percentuale del passo della gamba destra. Inoltre, per tutti i segmenti vertebrali sono stati calcolati i valori di ROM di ogni ciclo del passo mediato, ottenuti come media e deviazione standard.

Questa procedura è stata seguita per valutare sia gli angoli del Plug In Gait Total Body, sia gli angoli del modello implementato, sia gli angoli del modello implementato calcolati con il Tilt Twist Method.

Un primo confronto è stato eseguito tra il modello proposto e il Plug In Gait Total Body che prevede il posizionamento dei marker su tutto il corpo (Tabella 6.2-1) (Figura 6.2-3) modellizzandolo come un insieme di corpi rigidi che si muovono l'uno rispetto all'altro. Questo modello consente la valutazione degli angoli articolari relativi e assoluti riferiti ai vari segmenti, sui tre piani anatomici. Nello specifico, il tronco viene schematizzato come un solo segmento collegato alla testa e alle pelvi (Figura 6.2-4).

Nome del marker	Definizione	Posizionamento sul soggetto	Corpo rigido
RBHD	Right Back Head	Sulla parte posteriore destra della testa, in linea con il marker RFHD	Testa
LBHD	Left Back Head	Sulla parte posteriore sinistra della testa, in linea con il marker LFHD	
RFHD	Right Front Head	Sulla tempia destra	
LFHD	Left Front Head	Sulla tempia sinistra	
C7	Settima vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 7 ^a vertebra cervicale	Torace

Test sperimentali su soggetti sani

T10	Decima vertebra toracica	Sul processo spinoso della 10 ^a vertebra toracica	
RBAK	Right back	Ovunque sulla scapola destra ²⁵	
CLAV	Clavicola	Sull'incavo giugulare, dove la clavicola incontra lo sterno	
STRN	Sterno	Sul processo xifoideo ²⁶	
RPSI	PSI destra	Sulle spine iliache posteriori superiori. Sotto all'articolazione sacro-iliaca, nel punto in cui la colonna vertebrale incontra il bacino	Pelvi
LPSI	PSI sinistra	Sulle spine iliache posteriori superiori. Sotto all'articolazione sacro-iliaca, nel punto in cui la colonna vertebrale incontra il bacino	
RASI	ASI destra	Sulle spine iliache anteriori superiori	
LASI	ASI sinistra	Sulle spine iliache anteriori superiori	
LSHO	Spalla sinistra	Sull'articolazione acromion-clavicolare	
LUPA	Braccio sinistro	Tra il marker LSHO e LELB, leggermente più in basso rispetto al punto medio	Arto superiore
LELB	Gomito sinistro	Sull'epicondilo laterale	
LFRM	Avambraccio sinistro	Tra il marker LELB e LWRB, leggermente più in basso rispetto al punto medio	
LWRA	Polso sinistro (A)	Sul lato interno del polso, in corrispondenza dell'asse di	

²⁵ Il posizionamento di questo marker permette di distinguere il lato destro dal lato sinistro

²⁶ Parte terminale dello sterno

		flesso estensione del polso	
LWRB	Polso sinistro (B)	Sul lato esterno del polso, in corrispondenza dell'asse di flesso estensione del polso	
LFIN	Dito sinistro	Proximale alla nocca centrale della mano	
RSHO	Spalla destra	Sull'articolazione acromion-clavicolare	
RUPA	Braccio destro	Tra il marker RSHO e RELB, leggermente più in alto rispetto al punto medio	
RELB	Gomito destro	Sull'epicondilo laterale	
RFRM	Avambraccio destro	Tra il marker RELB e RWRB, leggermente più in alto rispetto al punto medio	
RWRA	Polso destro (A)	Sul lato interno del polso, in corrispondenza dell'asse di flesso estensione del polso	
RWRB	Polso destro (B)	Sul lato esterno del polso, in corrispondenza dell'asse di flesso estensione del polso	
RFIN	Dito destro	Proximale alla nocca centrale della mano	
LTHI	Coscia sinistra	Tra anca e marker LKNE, leggermente più in basso rispetto al punto medio	Arto inferiore
LKNE	Ginocchio sinistro	Sul lato esterno del ginocchio, in corrispondenza dell'asse di flesso estensione del ginocchio	
LTIB	Tibia sinistra	Tra marker LKNE e LANK, leggermente più in basso rispetto al punto medio	

Test sperimentali su soggetti sani

LANK	Caviglia sinistra	Sul malleolo laterale, in corrispondenza dell'asse di flessione estensione della caviglia
LHEE	Tallone sinistro	Sul calcagno, allo stesso livello del marker LTOE
LTOE	Punta sinistra	Sulla seconda testa metatarsale
RTHI	Coscia destra	Tra anca e marker RKNE, leggermente più in alto rispetto al punto medio
RKNE	Ginocchio destro	Sul lato esterno del ginocchio, in corrispondenza dell'asse di flessione estensione del ginocchio
RTIB	Tibia destra	Tra marker RKNE e RANK, leggermente più in alto rispetto al punto medio
RANK	Caviglia destra	Sul malleolo laterale, in corrispondenza dell'asse di flessione estensione della caviglia
RHEE	Tallone destro	Sul calcagno, allo stesso livello del marker RTOE
RTOE	Punta destra	Sulla seconda testa metatarsale

Tabella 6.2-1 Definizione dei marker usati nel modello Plug In Gait Total Body Vicon

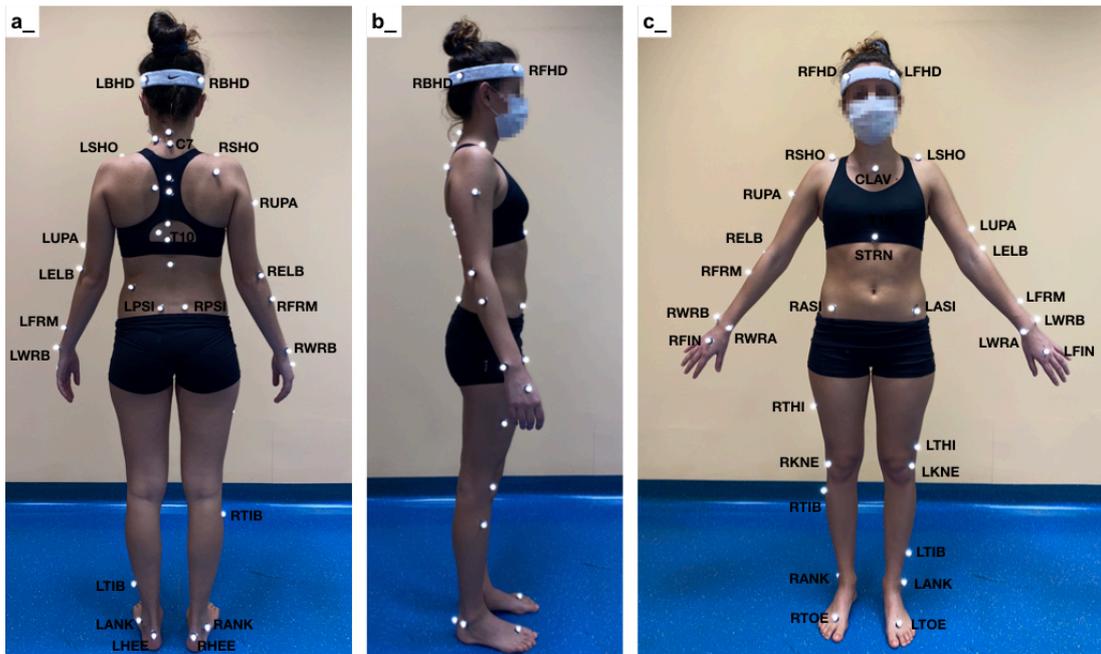


Figura 6.2-3 Posizionamento dei marker del modello Plug In Gait Total Body sul soggetto. Vista frontale posteriore (a), sagittale (b), frontale anteriore (c)

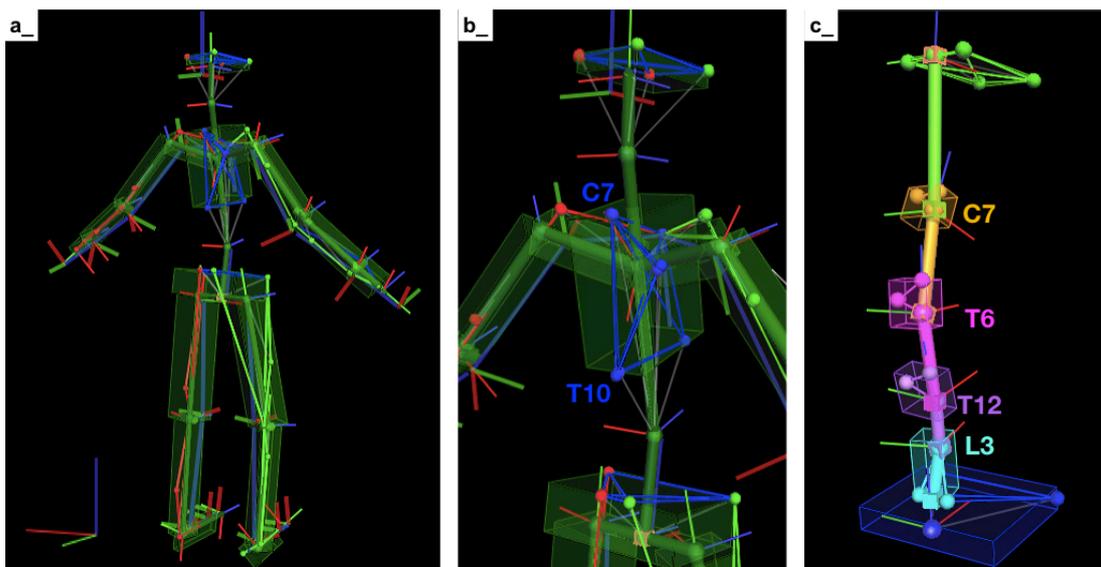


Figura 6.2-4 Rappresentazione del modello Plug In Gait Total Body Vicon (a) con ingrandimento del tronco (b) e del modello implementato a 5 segmenti (c). Si nota come il primo modello rappresenti la schiena come un solo segmento definito tra C7 e T10, mentre il secondo realizzi una suddivisione più strutturata tra C7, T6, T12 e L3.

Successivamente, il modello implementato è stato verificato calcolando gli angoli relativi attraverso il “Tilt Twist Method”. Una metodologia adottata per la valutazione di piccoli movimenti relativi tra segmenti rigidi che si adatta molto bene alla valutazione degli angoli articolari tra i segmenti vertebrali (Digo, et al., 2020). Questo metodo modella le due metà adiacenti di un giunto come due cilindri, per la colonna vertebrale queste due metà possono essere individuate in due vertebre. In base al movimento di una vertebra rispetto all'altra, vengono generati tre angoli

Test sperimentali su soggetti sani

(Figura 6.2-5): tilt (φ), tilt-azimuth (θ) e twist (τ). Dalla combinazione di questi angoli è possibile calcolare i valori di flessione-estensione (FE), flessione laterale (LB) e rotazione assiale (AR) della vertebra (Digo, et al., 2019).

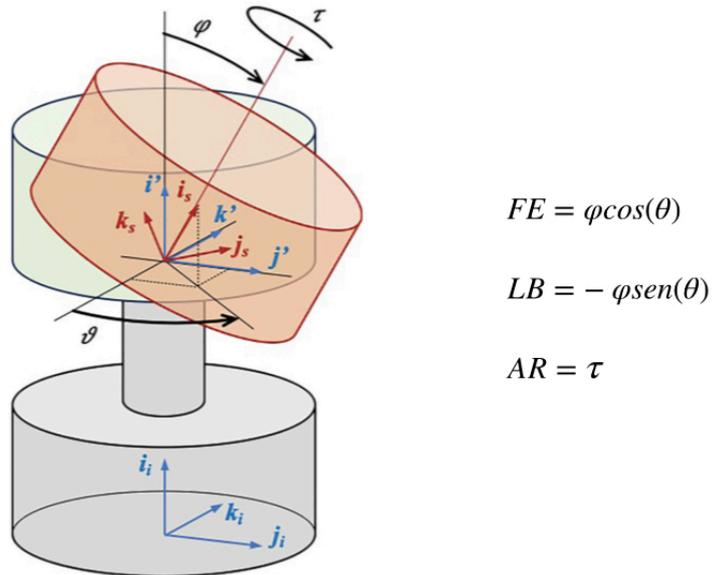


Figura 6.2-5 (Digo, et al., 2020) Angoli di tilt (φ), tilt-azimuth (θ) e twist (τ) del segmento superiore rispetto al segmento inferiore e formule per il calcolo dei valori di flessione-estensione (FE), flessione laterale (LB) e rotazione assiale (AR) della vertebra

6.3 Risultati

I risultati cinematici ottenuti dal modello Plug In Gait Total Body sono riportati in Figura 6.3-1. Nello specifico, dato l'interesse a valutare i movimenti del tronco, si è scelto di rappresentare gli angoli riferiti al tronco sia in relazione al segmento del bacino (angolo relativo Spine) che al sistema di coordinate del laboratorio (angolo assoluto Thorax). Gli andamenti angolari sono stati valutati sui tre piani anatomici: in verde vengono riportati i movimenti di flessione laterale (LB), in blu i movimenti di flesso estensione (FE) e in rosso i movimenti di rotazione assiale (AR). L'asse delle ascisse riporta la percentuale del ciclo del passo riferito alla gamba destra mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori degli angoli in gradi. Inoltre, la separazione tra la fase di appoggio e di oscillazione è evidenziata in tutti i grafici attraverso una linea verticale tratteggiata che rappresenta lo stacco del piede destro.

Dai grafici si può notare come gli andamenti del tronco varino notevolmente tra angoli assoluti e relativi, soprattutto per quanto riguarda il movimento sul piano frontale (LB, in verde).

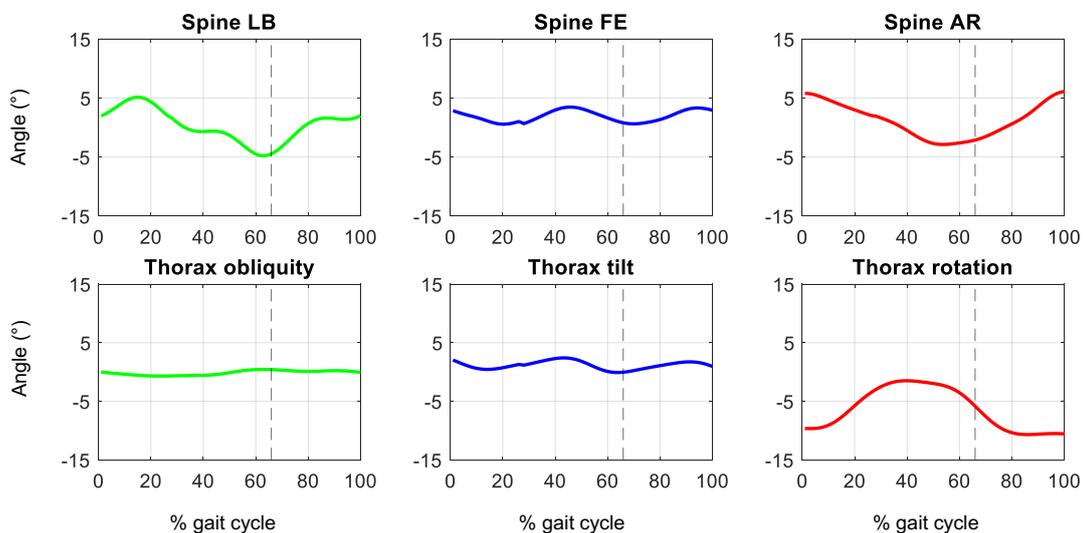


Figura 6.3-1 Angoli cinematici 3D della colonna vertebrale e del torace ottenuti dal modello PiG di tutto il corpo sui piani frontale (LB), sagittale (FE) e trasversale (AR).

In Figura 6.3-2 sono riportati i risultati cinematici 3D per la colonna vertebrale umana calcolati con il modello multi-segmento che è stato implementato. Tale modello è stato verificato confrontando gli angoli articolari calcolati con la convenzione degli angoli di Eulero YXZ (linea continua) rispetto agli andamenti ottenuti con l'applicazione del metodo Tilt-Twist (linea tratteggiata). Per eseguire tale confronto, le curve della cinematica sono state riadattate in modo da avere sistemi di riferimento congrui tra i due metodi. In entrambi i metodi, sono stati stimati i seguenti 5 angoli relativi:

- Testa - Tratto cervicale (Testa-Cer);
- Tratto cervicale - Tratto toracico superiore (Cer- Tho_sup);
- Tratto toracico superiore - Tratto toracico inferiore (Tho_sup - Tho_inf);
- Tratto toracico inferiore - Tratto lombare (Tho_inf-Lum);
- Tratto lombare - Pelvi (Lum-Sac).

Anche in questo caso gli angoli sono stati valutati sui tre piani anatomici ed espressi come percentuale del ciclo del passo destro, indicando la separazione tra la fase di appoggio e di oscillazione.

Infine, la Tabella 6.3-1 sono evidenzia i valori di media e deviazione standard dei ROM 3D calcolati per tutti i segmenti vertebrali con entrambi i metodi (angoli di Eulero e metodo Tilt-Twist).

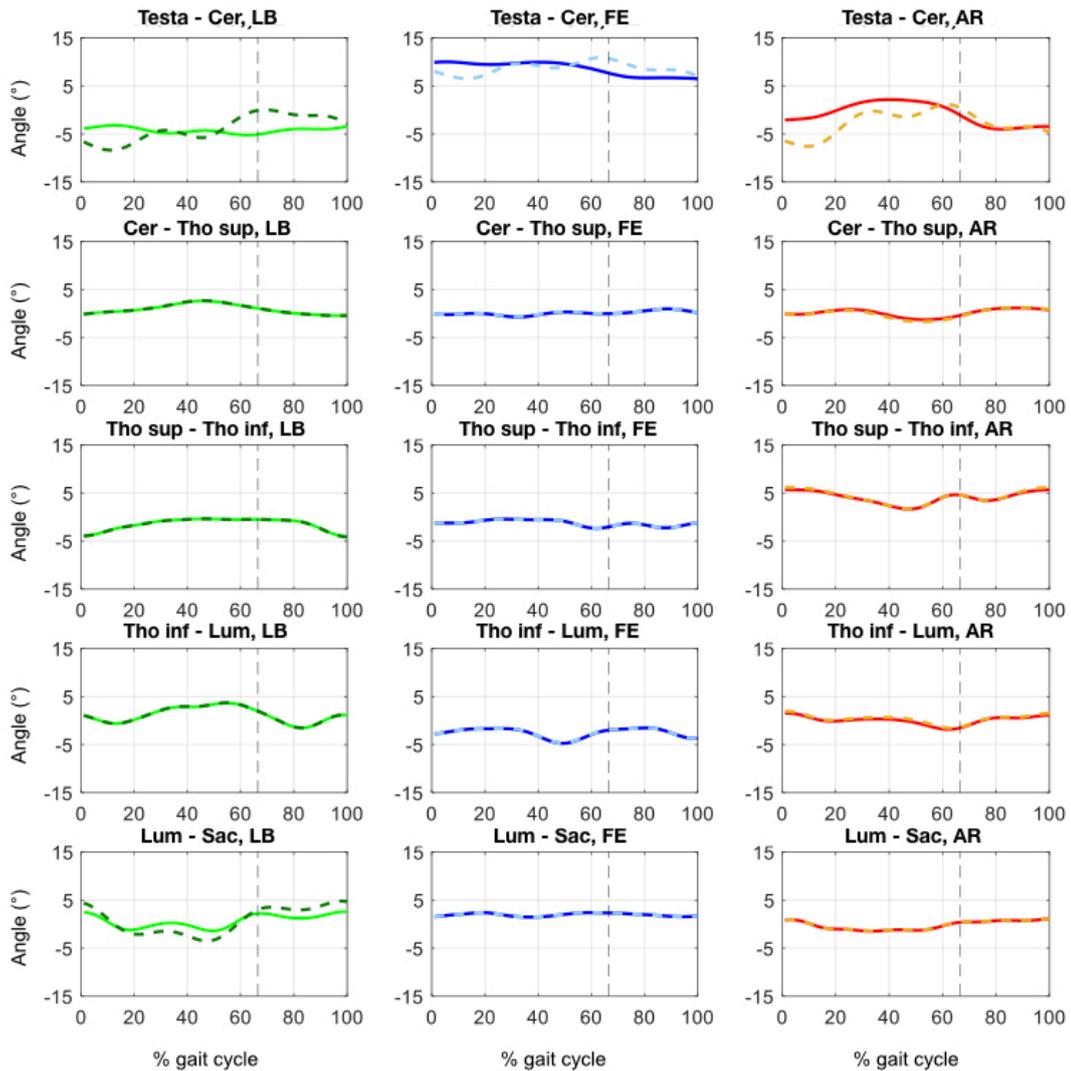


Figura 6.3-2 Angoli cinematici 3D di tutti i segmenti vertebrali dal modello implementato calcolati sul piano frontale (LB), sul piano sagittale (FE) e sul piano trasversale (AR). La linea continua e la linea tratteggiata rappresentano gli angoli ottenuti rispettivamente con la convenzione degli angoli di Eulero e il metodo Tilt-Twist.

Segmento	Movimento					
	Flessione laterale (LB)		Flesso estensione (FE)		Rotazione (AR)	
	Eulero	TiltTwist	Eulero	TiltTwist	Eulero	TiltTwist
Testa - Cervicale	1.55 (0.67)	6.35 (2.88)	3.05 (0.67)	3.63 (1.00)	4.74 (2.02)	7.20 (2.11)
Cervicale - Toracico	2.51 (0.78)	2.59 (0.78)	1.75 (0.09)	1.72 (0.12)	2.72 (0.42)	3.17 (0.31)
Toracico - Medio	6.95 (2.60)	7.17 (2.84)	1.80 (0.16)	1.80 (0.14)	3.75 (0.42)	3.40 (1.57)
Medio - Lombare	7.06 (2.67)	7.25 (2.84)	3.88 (0.99)	3.85 (1.02)	4.41 (1.43)	5.61 (2.97)
Lombare - Pelvi	4.24 (0.37)	7.59 (0.98)	1.15 (0.31)	1.16 (0.32)	2.96 (0.56)	2.97 (0.61)

Tabella 6.3-1 Valori di ROM (gradi) degli angoli articolari calcolati nei tre piani anatomici ottenuti con la convenzione degli angoli di Eulero e il metodo Tilt-Twist. I valori sono espressi come media e deviazione standard

6.4 Discussioni

La prima parte di questo lavoro ha riguardato lo sviluppo di un modello a 5 segmenti della colonna vertebrale umana e la verifica preliminare di tale modello applicato su due soggetti sani durante la deambulazione.

Sono stati valutati gli angoli relativi tra i segmenti adiacenti in tutti e tre i piani utilizzando i seguenti modelli:

- Modello Plug In Gait (PiG) Total Body
- Modello implementato a 5 segmenti, calcolando gli angoli articolari con la convenzione YXZ Eulero
- Modello implementato a 5 segmenti, calcolando gli angoli articolari con il Tilt Twist Method

In particolare, il modello PiG è stato utilizzato per confermare l'importanza della modellazione del tronco in più segmenti mentre il confronto tra gli angoli del modello multi-segmento calcolati con entrambi i metodi ha permesso di eseguire una prima verifica del modello.

Considerando i movimenti di flessione laterale (LB) nel piano frontale (linee verdi) si nota come nel modello PiG (Figura 6.3-1) il movimento del tronco valutato rispetto al sistema di riferimento globale non evidenzia un contributo significativo durante l'andatura. D'altra parte, se riferito al segmento del bacino, il LB della colonna vertebrale mostra due picchi (uno positivo e uno negativo) che si verificano circa in corrispondenza del 15% e 65% del ciclo dell'andatura. Questi picchi coincidono con la fase iniziale dell'oscillazione (Crosbie, et al., 1997). Valutando lo stesso movimento nel modello multi-segmento (Figura 6.3-2) si possono osservare diverse tendenze durante le fasi del cammino. Gli andamenti confermano quanto riportato in letteratura (Crosbie, et al., 1997) (Syczewskaa, et al., 1999) (Leardini, et al., 2011), secondo cui lo spostamento dei segmenti toracici e medi avviene verso l'arto portante, mentre lo spostamento dei segmenti lombari-sacrali è verso la gamba oscillante. Ciò suggerisce una relazione tra i movimenti spinali associati alla deambulazione e quelli primari del bacino e degli arti inferiori (Crosbie, et al., 1997). Considerando i movimenti sul piano sagittale (FE), nel modello PiG si può notare un doppio picco sia nell'andamento dell'angolo relativo del tronco rispetto alle pelvi

che in quello assoluto rispetto al sistema di riferimento locale (Figura 6.3-1). Questo movimento a due fasi corrisponde a un ciclo di flessione-estensione per passo (Crosbie, et al., 1997) (Syczewskaa, et al., 1999). In particolare, il tronco esegue una flessione al primo appoggio destro per poi estendersi prima dell'appoggio sinistro. Con la separazione dei cinque segmenti spinali nel modello implementato, è possibile identificare la regione spinale maggiormente coinvolta nel movimento di flessione-estensione, ovvero il segmento medio-lombare (Figura 6.3-2).

Analizzando i movimenti di rotazione assiale (AR) nel piano trasversale si nota, per il modello PiG, un picco di rotazione in corrispondenza del 50% del ciclo del passo, sia negli angoli relativi che assoluti del tronco (Figura 6.3-1). Il modello implementato multi-segmento evidenzia, come previsto, il maggior contributo cinematico dato dalla regione toracica (Figura 6.3-2), con una rotazione iniziale verso la gamba in oscillazione.

Dal grafico riferito agli angoli articolari del modello multi-segmento (Figura 6.3-2) e dai valori dei ROM di tali angoli (Tabella 6.3-1) è evidente che, in tutti e tre i piani, il segmento della testa ha un ROM maggiore rispetto alle regioni spinali. Questo è dato da una maggiore libertà di movimento dell'articolazione del collo, rispetto alle articolazioni vertebrali. Inoltre, in conformità con i dati presenti in letteratura (Crosbie, et al., 1997) (Leardini, et al., 2011), si nota come i movimenti con ampiezza maggiore avvengano sul piano frontale (LB). Per quanto riguarda i ROM di tutti i segmenti vertebrali, ad eccezione della testa (Tabella 6.3-1), i valori medi risultano in un range di 1-12°, confermando i risultati precedenti della letteratura (Leardini, et al., 2011) (Needham, et al., 2015) (Crosbie, et al., 1997). Un accordo simile può essere individuato anche per le deviazioni standard (Crosbie, et al., 1997), con un valore massimo di 3° registrato nei segmenti medio-toracici.

Confrontando il modello multi-segmento implementato basato sulla convenzione degli angoli di Eulero YXZ e quello basato sul metodo Tilt-Twist, la forte somiglianza degli andamenti angolari (Figura 6.3-2) e dei valori di ROM (Tabella 6.3-1) verifica l'affidabilità del modello, ad eccezione del segmento della testa. In quest'ultimo caso, infatti, si possono sottolineare alcune discrepanze. Ciò è dovuto al fatto che il metodo Tilt-Twist si comporta meglio quando gli angoli sono piccoli, mentre può

Test sperimentali su soggetti sani

fornire alcune discrepanze nel caso di ROM più grandi. La maggiore mobilità della testa rispetto ai segmenti spinali accentua questo limite.

Valutando i ROM (Tabella 6.3-1), si notano valori simili per entrambi i metodi utilizzati nel calcolo degli angoli articolari, ad eccezione del movimento di flessione laterale (LB) del tratto lombare-sacrale. Per il segmento della testa, i valori medi sono maggiori sia con i metodi Eulero che con il Tilt-Twist, con valori massimi di ROM rispettivamente di 4.74° e $7,20^\circ$ per la rotazione assiale (AR). Nei valori medi degli angoli sul piano frontale (LB) e trasversale (AR) del segmento in questione, si possono notare alcune discrepanze, i valori di deviazione standard risultano comunque inferiori a 3° .

7 Percorso clinico

Le analisi sperimentali valutate in questo lavoro sono state realizzate presso il laboratorio del passo dell'Unità Spinale Unipolare di Torino. Nel laboratorio vengono analizzati quotidianamente soggetti con anomalie di deambulazione, spesso causate da disfunzioni posturali come nel caso della sindrome di Pisa.

In particolare, questi pazienti sono seguiti attraverso un percorso complesso e multidisciplinare che vede la collaborazione di diverse figure professionali, tra cui fisiatristi, neurologi, terapisti ed ingegneri. Ciò permette di garantire un'approfondita valutazione clinica e strumentale del paziente.

Il protocollo di analisi del singolo soggetto prevede le seguenti valutazioni (Figura 6.4-1):

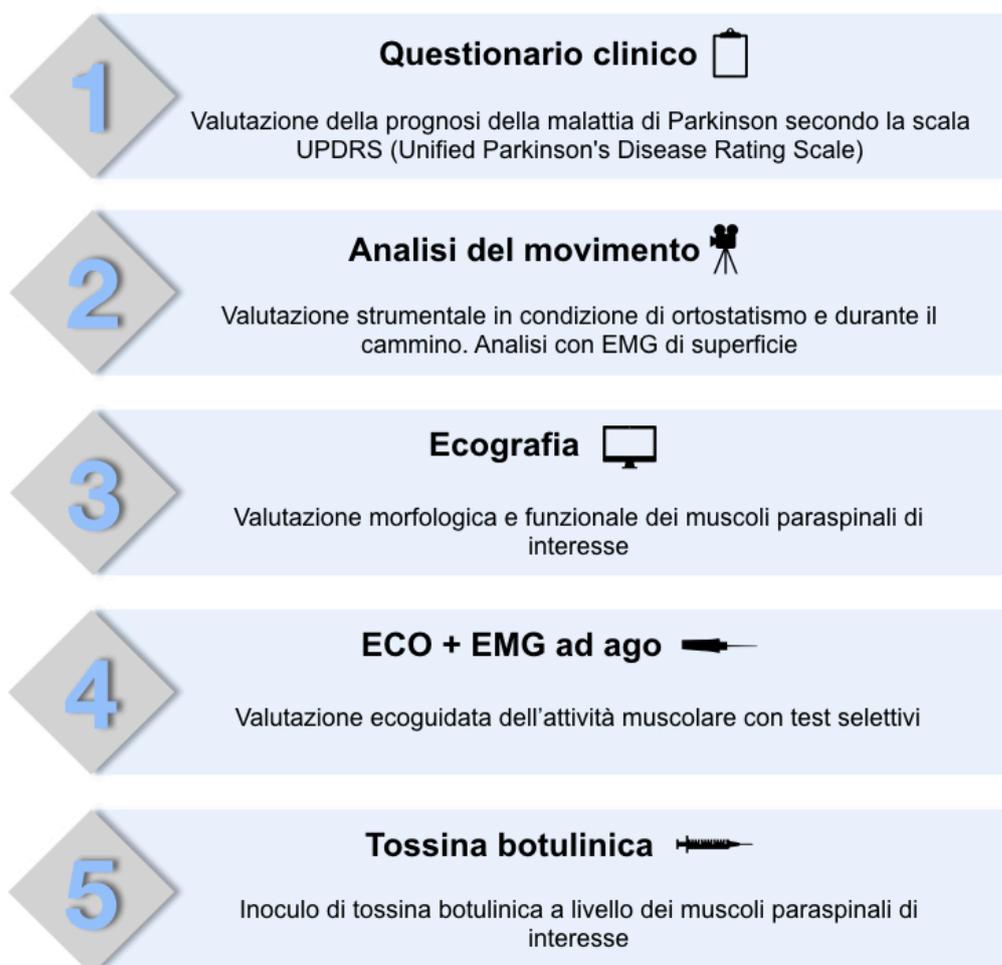


Figura 6.4-1 Protocollo di analisi adottato presso l'Unità Spinale Unipolare per i pazienti con sindrome di Pisa

Percorso clinico

Dalla Figura 6.4-1 si nota come il secondo punto del protocollo preveda una valutazione strumentale in condizione di ortostatismo e durante il cammino. Il modello precedentemente definito è stato quindi riadattato in base alle limitazioni dei pazienti e dalla richiesta clinica per garantire tali valutazioni. In particolare, è stato implementato un modello *ad hoc* per ogni soggetto in modo da studiare il punto di lateroflessione.

Le analisi appena definite sono state accompagnate da una valutazione EMG di superficie, secondo la richiesta dei professionisti coinvolti nello studio dei pazienti con sindrome di Pisa. In Figura 6.4-2 è riportato lo schema di posizionamento dei sensori EMG wireless. Come si nota dalla figura, le attività muscolari di interesse riguardano i muscoli paraspinali lunghissimo e ileocostale destro e sinistro, a livello toracico e lombare.

Tuttavia, le analisi EMG non sono state di interesse per il lavoro di tesi, che riguarda solamente l'analisi del movimento.

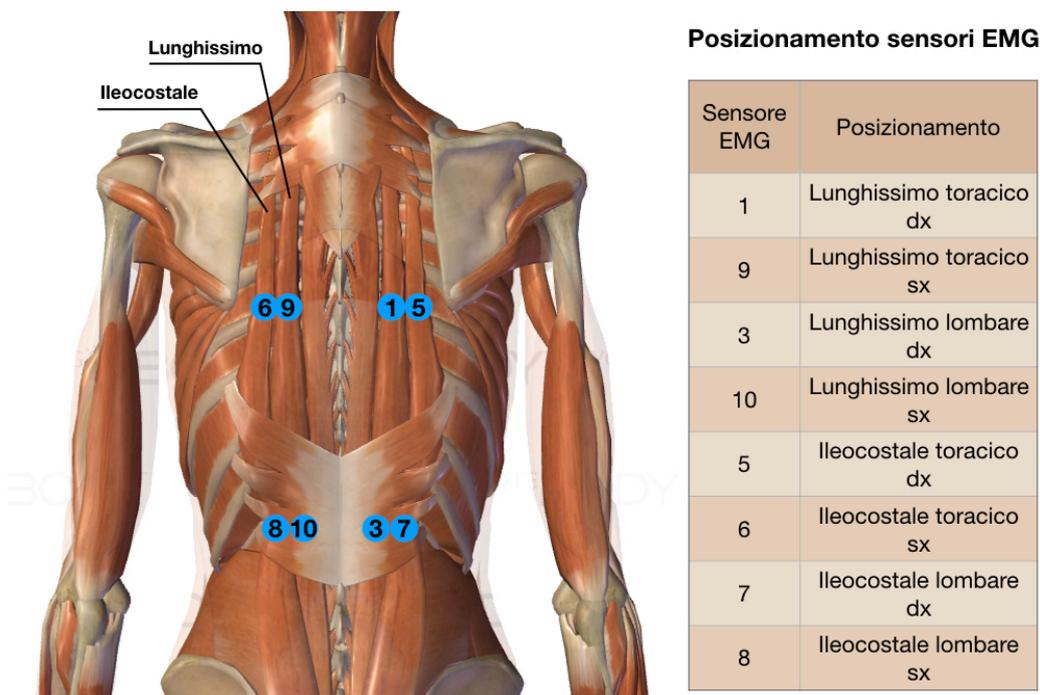


Figura 6.4-2 Schema di posizionamento dei sensori EMG wireless

Le valutazioni definite ai punti 3 e 4 del protocollo vengono eseguite per valutare i muscoli di interesse, in genere lunghissimo e ileocostale lombare (sui livelli vertebrali L2-L4) e toracico (sui livelli vertebrali T8-T10), addominali obliqui interni ed esterni e ileopsoas. L'attività muscolare viene analizzata attraverso la

combinazione di ecografia e EMG ad ago. Infatti, trattandosi di muscoli profondi, gli EMG di superficie consentono di valutare solo quantitativamente l'attività muscolare mentre per un'analisi più accurata occorre utilizzare elettrodi ad ago. L'ultimo punto del protocollo prevede l'inoculo di tossina botulinica (BoNT), una proteina che inibisce la contrazione muscolare. Questo farmaco viene utilizzato per il trattamento di distonie, ovvero contrazioni muscolari involontarie prolungate. Alcuni studi associano la malattia di Parkinson ad una condizione di distonia, pertanto, a seguito di benefici riscontrati in uno studio pilota (Pacchetti, et al., 1995), tale malattia può essere trattata con iniezioni di tossina botulinica a livello dei muscoli interessati (parkinsonitalia, s.d.). Inoltre, recenti studi (Artusi, et al., 2019), hanno dimostrato che un approccio combinato di imaging EMG e tossina botulinica su pazienti con sindrome di Pisa può produrre una percentuale di successo superiore all'80% nella malattia di Parkinson, con una riduzione della flessione del tronco e un miglioramento della sensazione di dolore/disagio. L'effetto della tossina dura da 3 a 12 mesi, per questo motivi i pazienti seguiti presso l'Unità Spinale di Torino sono sottoposti a diverse visite nel corso del trattamento:

- Prima visita con trattamento di tossina botulinica a livello dei muscoli omolaterali alla deviazione, seguendo il protocollo di analisi in Figura 6.4-1;
- Seconda visita a distanza di un mese per valutare l'effetto della tossina, seguendo il protocollo fino al punto 4;
- Terza visita con nuovo trattamento di tossina botulinica, se necessario. In particolare, se il precedente trattamento non ha portato notevoli benefici si può pensare di trattare zone muscolari differenti basandosi sulla valutazione EMG definita al punto 4 del protocollo.

8 Sviluppo del modello del tronco a 3 segmenti

La valutazione biomeccanica sui soggetti con sindrome di Pisa è stata eseguita implementando un modello semplificato a 3 segmenti, individuati in base al punto di lateroflessione. Questa modellazione ha consentito di eseguire un'analisi cinematica del tronco in riferimento al livello vertebrale principalmente coinvolto nella deviazione. L'analisi è stata estesa a tre soggetti patologici, durante la posizione eretta in due differenti condizioni, naturale e correttiva, e durante il cammino.

8.1 Posizionamento dei marker

La modellazione del tronco in 3 segmenti è stata realizzata a partire dal posizionamento di cluster di marker. In totale sono stati utilizzati 15 marker: una terna è stata posizionata a livello della vertebra di inizio deviazione, una seconda terna in corrispondenza di C7, un marker a livello di RBAK, gruppi di 4 marker sono stati posizionati in corrispondenza della testa e delle pelvi (Figura 8.1-1).

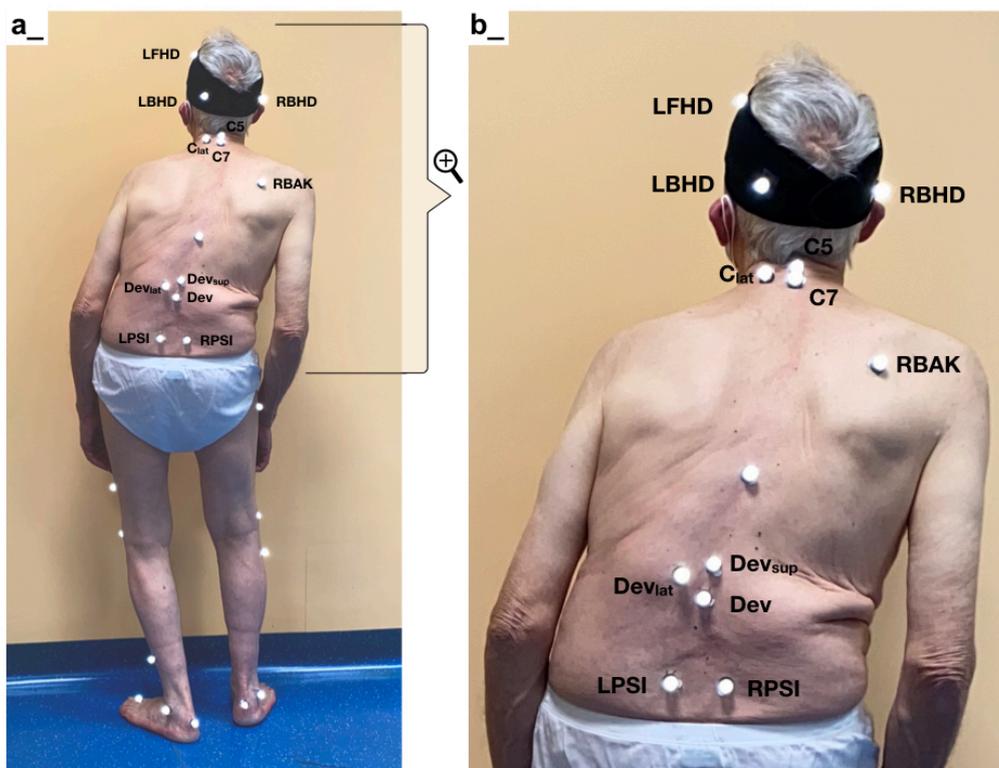


Figura 8.1-1 Identificazione dei marker utilizzati per la realizzazione del modello tronco a 3 segmenti su un soggetto con sindrome di Pisa. La fig. b riporta un ingrandimento della zona del tronco.

Nella tabella di seguito (Tabella 8.1-1) sono riportati tutti i marker utilizzati con riferimento al nome utilizzato per definirli e al loro posizionamento.

Nome marker	Definizione	Posizionamento sul soggetto
RBHD	Right Back Head	Sulla parte posteriore destra della testa
LBHD	Left Back Head	Sulla parte posteriore sinistra della testa
RFHD	Right Front Head	Sulla tempia destra
LFHD	Left Front Head	Sulla tempia sinistra
C5	5 ^a vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 5 ^a vertebra cervicale
C7	7 ^a vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 7 ^a vertebra cervicale
C _{lat}	Marker laterale	Tra C5 e C7, posizionato lateralmente
RBAK	Right back	Ovunque sulla scapola destra
Dev	Deviazione	Sul processo spinoso della vertebra in corrispondenza della quale avviene la deviazione
Dev _{sup}	Sopra la deviazione	Sul processo spinoso della vertebra superiore a
Dev _{lat}	A lato della deviazione	Tra Dev e Dev _{sup} , posizionato lateralmente
RPSI	PSI destra	Sulle spine iliache posteriori superiori
LPSI	PSI sinistra	Sulle spine iliache posteriori superiori
RASI	ASI destra	Sulle spine iliache anteriori superiori
LASI	ASI sinistra	Sulle spine iliache anteriori superiori

Tabella 8.1-1 Definizione dei marker usati per la realizzazione del modello del tronco a 3 segmenti

Sviluppo del modello del tronco a 3 segmenti

I cluster di marker hanno permesso di definire 5 corpi rigidi (testa, collo, tronco superiore, tronco inferiore, pelvi) con i rispettivi sistemi di riferimento locale (Figura 8.1-2a). A partire da questi, è stato possibile delineare i 3 segmenti vertebrali (collo, tronco superiore, tronco inferiore) con cui si è scelto di segmentare il tronco (Figura 8.1-2b).

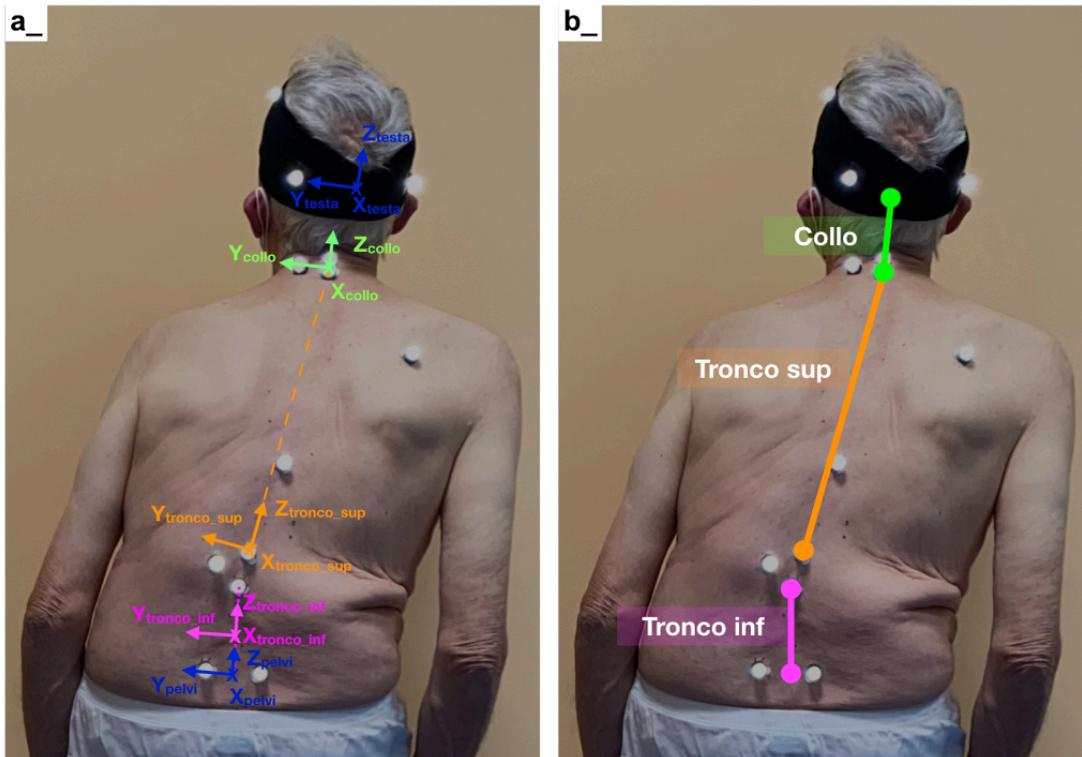
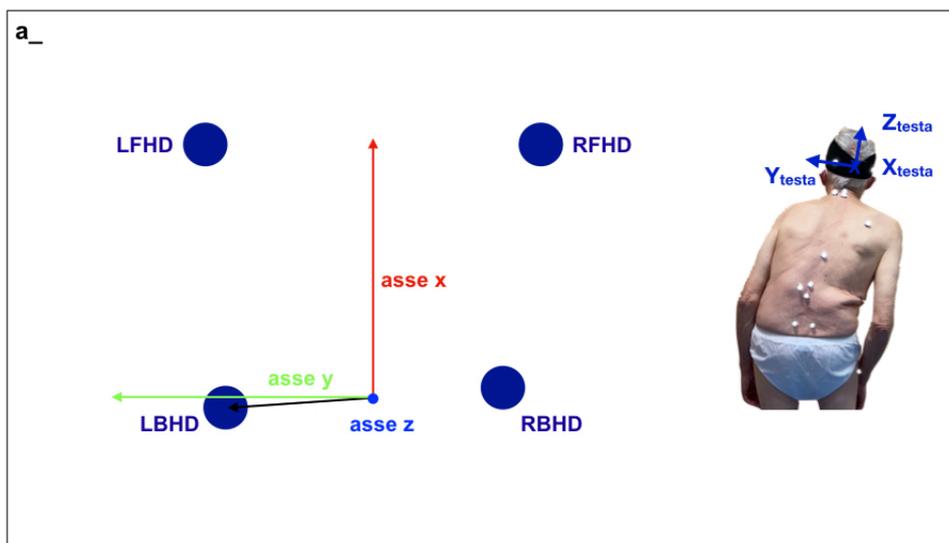


Figura 8.1-2 Rappresentazione dei sistemi di riferimento locale dei 5 corpi rigidi (a) attraverso i quali sono stati definiti i 3 segmenti vertebrali con cui è stata modellizzata la colonna vertebrale (b).

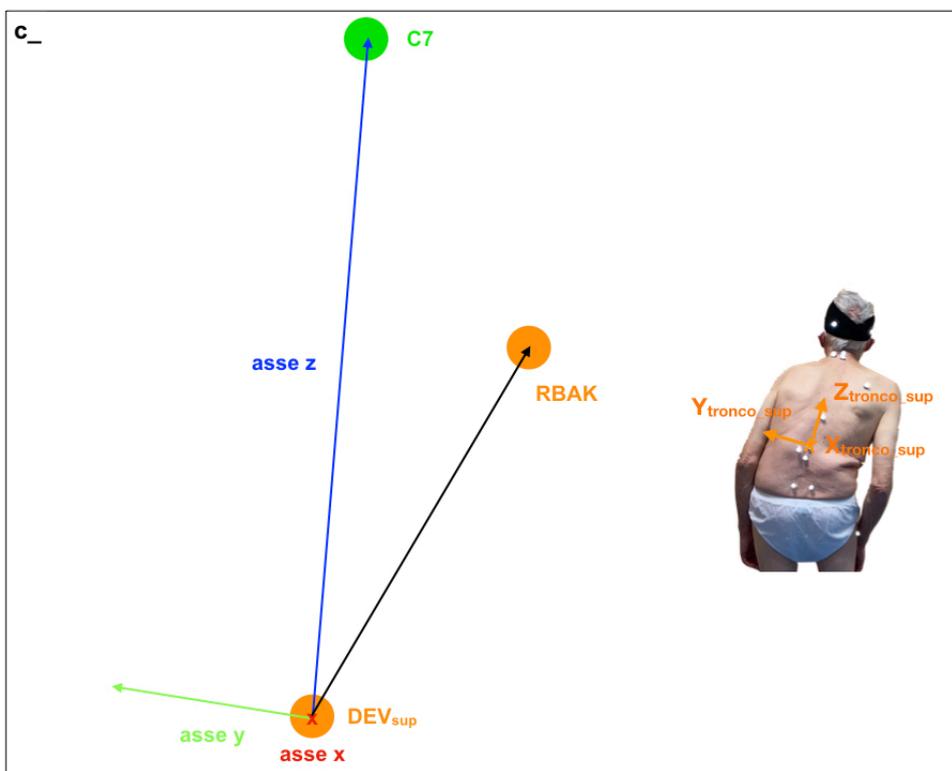
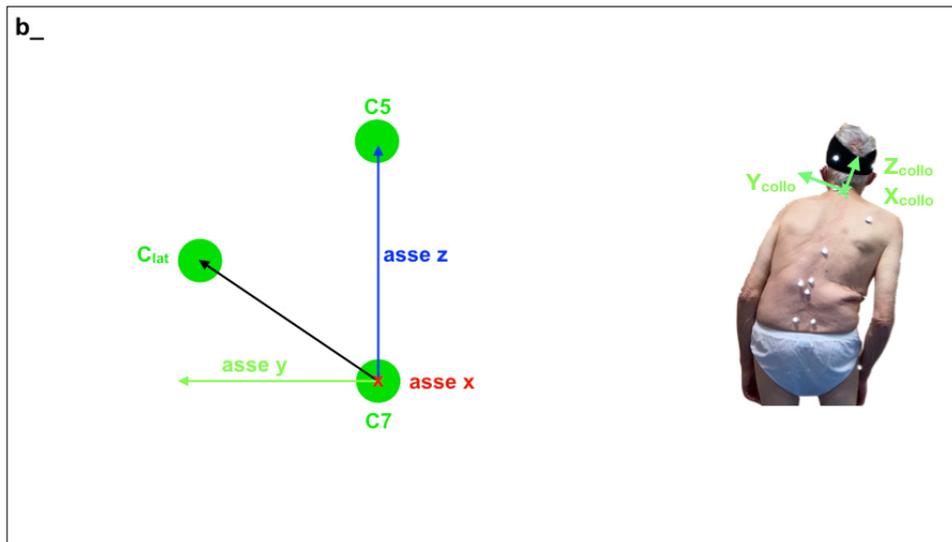
I sistemi di riferimento locale sono stati definiti come segue:

- SRL testa (Figura 8.1-3a)
Definito con l'origine in corrispondenza del punto medio tra RBHD e LBHD; l'asse x come il vettore passante tra il punto medio tra RBHD, LBHD e RFHD, LFHD; l'asse z come prodotto vettoriale tra l'asse x e il vettore di supporto definito tra il punto medio tra RBHD, LBHD e LBHD; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL collo (Figura 8.1-3b)
Definito con l'origine in corrispondenza di C7; l'asse z come il vettore passante tra C7 e C5; l'asse x come prodotto vettoriale tra il vettore di supporto definito tra C7 e C_{lat} e l'asse z; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;

- SRL tronco superiore (Figura 8.1-3c)
Definito con l'origine in corrispondenza del marker DEV_{sup} ; l'asse z come il vettore passante tra DEV_{sup} e C7; l'asse x come prodotto vettoriale tra l'asse z e il vettore di supporto definito tra DEV_{sup} e RBAK; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL terna tronco inferiore (Figura 8.1-3d)
Definito con l'origine in corrispondenza del punto medio tra il punto medio tra RPSI, LPSI e il marker DEV; l'asse z come il vettore passante tra il punto medio tra RPSI, LPSI e DEV; l'asse x come prodotto vettoriale tra il vettore di supporto definito tra DEV e DEV_{lat} e l'asse z; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;
- SRL pelvi (Figura 8.1-3e)
Definito con l'origine in corrispondenza del punto medio tra RPSI e LPSI; l'asse x come il vettore passante tra il punto medio tra RPSI, LPSI e RASI, LASI; l'asse z come prodotto vettoriale tra l'asse x e il vettore di supporto definito tra il punto medio tra RPSI, LPSI e LPSI; l'asse y come prodotto vettoriale tra l'asse z e l'asse x;



Sviluppo del modello del tronco a 3 segmenti



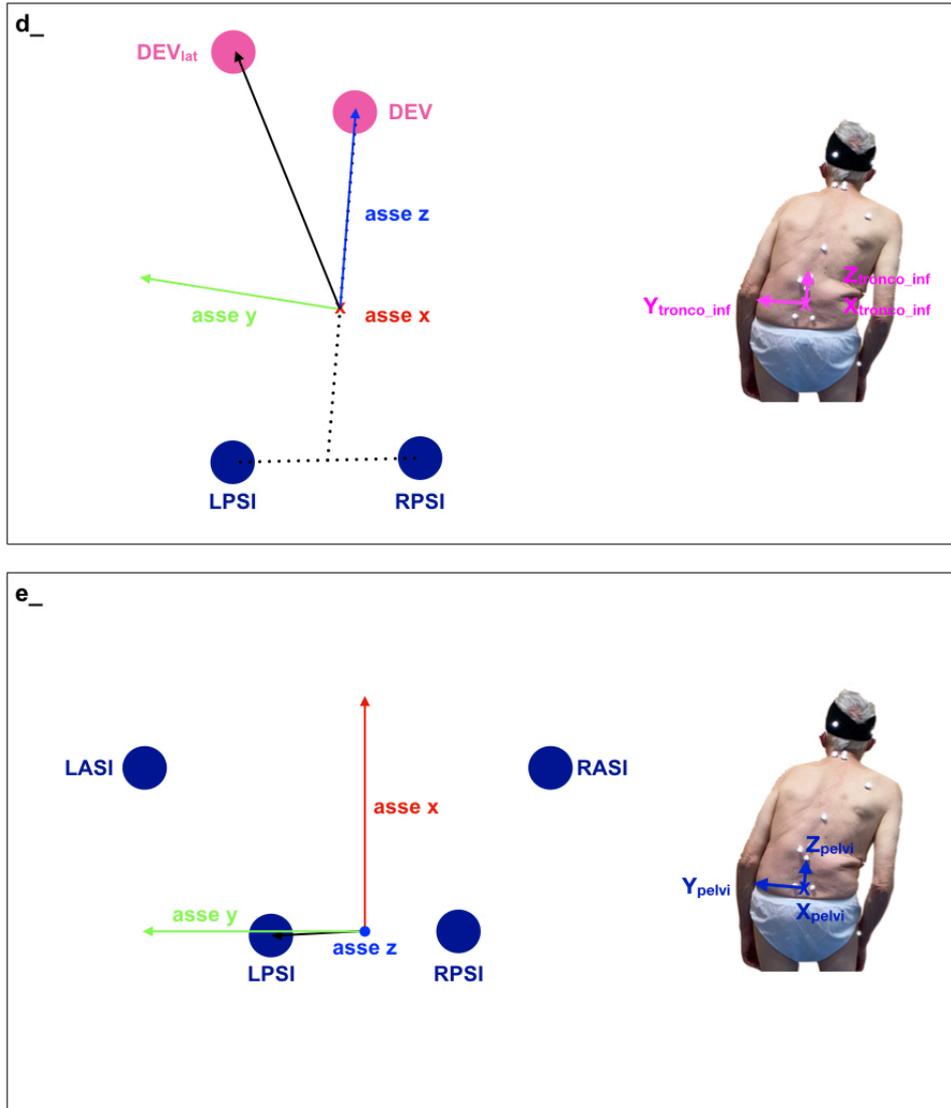


Figura 8.1-3 Definizione dei sistemi di riferimento locali per la valutazione dei segmenti del tronco. Sistema di riferimento locale testa, vista trasversale (a), sistema di riferimento collo, vista frontale (b), sistema di riferimento tronco superiore, vista frontale (c), sistema di riferimento tronco inferiore, vista frontale (d), sistema di riferimento locale pelvi, vista trasversale (e).

8.2 Implementazione del modello

Il modello a 3 segmenti è stato implementato attraverso il software Vicon Nexus e Vicon ProCalc, in maniera analoga a quanto eseguito per il modello a 5 segmenti.

Un nuovo modello “Tronco_Pisa” (Figura 8.2-1) è stato realizzato su Vicon Nexus; sono stati definiti i segmenti testa, collo, tronco_{sup}, tronco_{inf} e pelvi assegnando a ciascun segmento il cluster di marker corrispondente e il segmento inferiore è stato collegato al superiore adiacente con delle giunzioni 3D. Anche in questo caso sono state scelte delle giunzioni 3D per collegare il segmento inferiore (Parent segment) a quello superiore (Child segment).

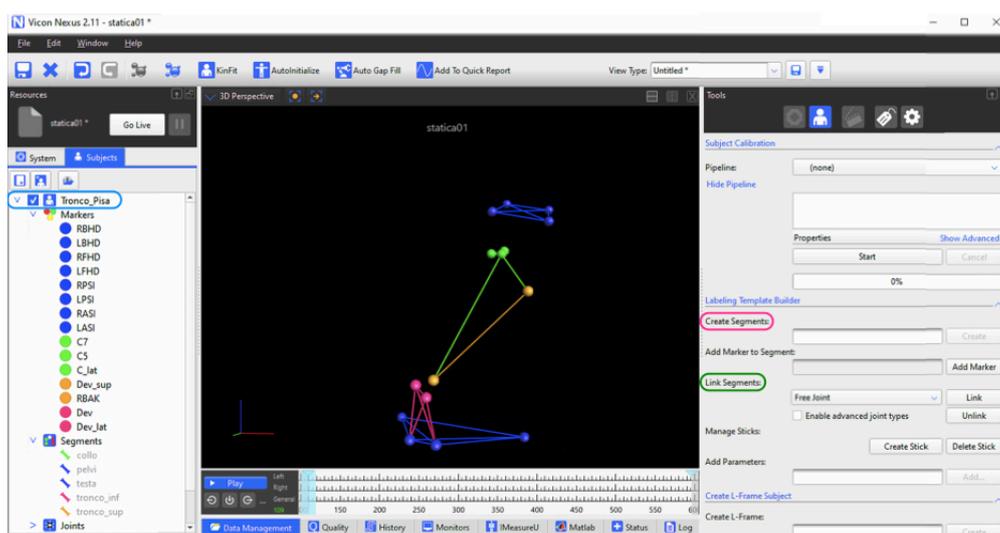


Figura 8.2-1 Schermata del software Vicon Nexus per la creazione del modello a 3 segmenti. A sinistra in azzurro è evidenziato il soggetto “Tronco_Pisa” creato appositamente per l’elaborazione dei dati, a destra sono cerchiato in rosa e in verde rispettivamente le funzioni di creazione segmenti “Create Segment” e definizione dei giunti “Link Segment”. Al centro della schermata è visibile il modello del tronco a 3 segmenti caratterizzato dai 5 corpi rigidi definiti tramite terne o quaterne di marker.

Il modello così implementato è stato importato sul software Vicon Pro-Calc che ha consentito la realizzazione dello schema “tronco_pisa” (Figura 8.2-2) in cui sono stati definiti i corpi rigidi con i rispettivi sistemi di riferimento locale e gli angoli articolari. In particolare, si è scelto di valutare sia gli angoli assoluti tra i 5 corpi rigidi e il sistema di riferimento del laboratorio sia gli angoli relativi tra corpi rigidi adiacenti. In entrambi i casi è stata scelta come convenzione di calcolo la terna di Eulero XYZ in modo da valutare il movimento del segmento rispetto al SRG e rispetto al segmento superiore.

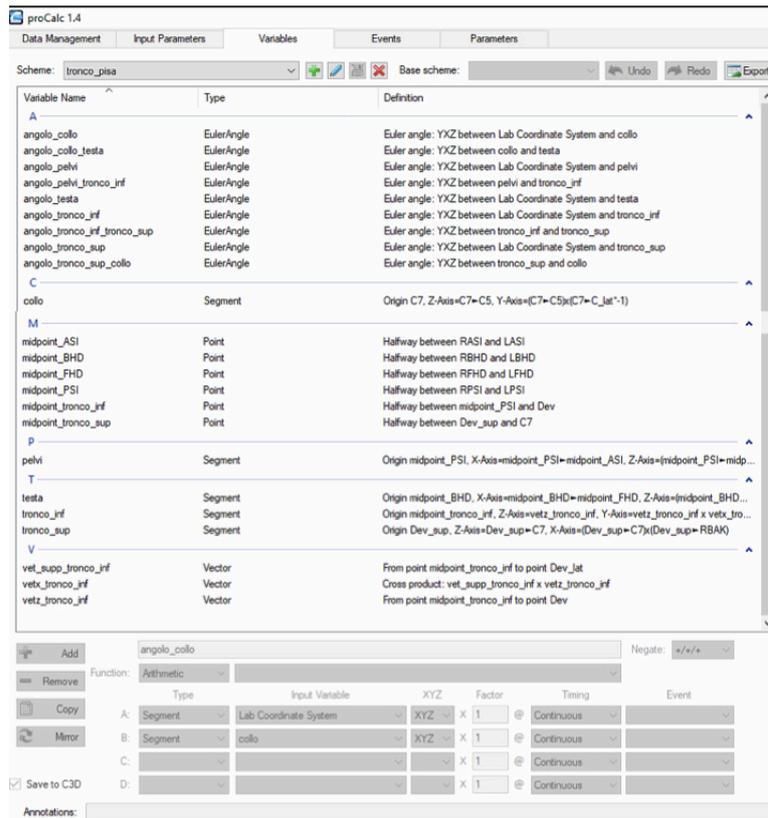


Figura 8.2-2 Schermata del software Vicon ProCalc per la definizione delle variabili di interesse

Il soggetto “Tronco_Pisa” realizzato su Vicon Nexus è stato quindi aggiornato a partire dal modello VSK creato su ProCalc. Gli angoli definiti su tali applicazioni sono stati salvati in formato C3D in modo da consentirne il calcolo su Vicon Nexus, attraverso l’operazione di pipeline “Run Pro-Calc Operation”.

9 Test sperimentali su soggetti con sindrome di

Pisa

Il modello del tronco a 3 segmenti è stato utilizzato per estendere l'analisi dello studio a 3 soggetti patologici con sindrome di Pisa. Trattandosi di soggetti affetti da una latero-deviazione del tronco, si è scelto di applicare un modello semplificato che evidenziasse il livello vertebrale principalmente coinvolto nella deviazione e permettesse una valutazione dell'angolo di deviazione. Il modello ha permesso di eseguire delle valutazioni riguardo la cinematica e la dinamica locale e globale.

9.1 Materiali e metodi

I test sono stati eseguiti su 3 soggetti con sindrome di Pisa, 1 maschio e 2 femmine. I loro dati e le misure antropometriche sono riportati nella Tabella 9.1-1. Anche in questo caso le misurazioni antropometriche sono state eseguite tramite un metro e un calibro sia sulla parte destra del corpo, sia sulla sinistra, al fine di individuare eventuali asimmetrie.

I soggetti indossavano biancheria intima in modo da consentire il posizionamento dei marker sulla pelle con del nastro biadesivo e limitare possibili artefatti da movimento causati dai vestiti. I punti di repere anatomici sono stati individuati e segnati con un pennarello dermografico per favorire il posizionamento dei marker. In totale sono stati posizionati 19 marker, come definito nel capitolo precedente.

Inizialmente sono state eseguite 2 acquisizioni statiche in due condizioni differenti, una naturale e una in cui veniva chiesto al paziente di provare a raddrizzare la schiena. Questa richiesta ha consentito di valutare il grado di propriocezione dei pazienti, classificandoli nella prima categoria definita nel Capitolo 1. Il soggetto era posizionato al centro del laboratorio con ciascun piede appoggiato su una pedana di forza. Questa strategia ha permesso di valutare la forza di reazione vincolare al terreno per ciascun arto inferiore in entrambe le condizioni e valutare la distribuzione del carico sugli arti inferiori. In un soggetto sano, la distribuzione del peso è simmetrica, mentre, in pazienti con patologie che possono alterare la

postura statica vi è la possibilità di asimmetria di distribuzione del carico. Successivamente è stata eseguita l'analisi del cammino, è stato chiesto al paziente di camminare scalzo da una parte all'altra del laboratorio, ad una velocità naturale. In totale sono state eseguite 5 serie di camminate.

		Valori misurati		
		M01	F02	F03
Dati personali	Età (anni)	68	12,29	68
	Peso (kg)	55,00	7,81	55,00
	Altezza (m)	1,66	0,09	1,66
Misure antropometriche	Lunghezza gamba dx e sx (mm)	840,00	81,85	840,00
	Larghezza ginocchio dx e sx (mm)	83,33	5,77	83,33
	Larghezza caviglia dx e sx (mm)	60,00	10,00	60,00
	Offset spalla dx e sx (mm)	45,00	13,23	45,00
	Larghezza gomito dx e sx (mm)	55,00	5,00	55,00
	Spessore polso dx e sx (mm)	31,67	2,89	31,67
	Spessore mano dx e sx (mm)	25,00	5,00	25,00
Dati Pisa	Livello vertebrale della deviazione	L2-L3	L3-L4	T12-L1
	Lato della deviazione	Destro	Destro	Destro

Tabella 9.1-1 Informazioni relative ai tre pazienti con sindrome di Pisa. Il soggetto di genere maschile è indicato come M01, i due soggetti di genere femminile come F02 e F03. Nelle ultime due righe sono riportate le informazioni legate alla lateroflessione del tronco.

9.2 Analisi dei dati

Il software Vicon Nexus e la routine Matlab hanno consentito il processamento e l'analisi dei dati. Come già descritto nel capitolo riferito ai test sperimentali realizzati sui soggetti sani, sul primo software sono stati eseguiti i procedimenti di labelling e gap filling definiti nel Capitolo 4, sono stati definiti manualmente gli eventi principali del ciclo del passo e sono state realizzate delle pipeline per ottenere gli output di interesse. Per le acquisizioni statiche è stata creata la pipeline "Pisa statica" (Figura 9.2-1a) per le prove dinamiche la pipeline "Pisa dinamica" (Figura 9.2-1b).

I comandi contenuti in queste pipeline sono gli stessi descritti nel capitolo 6.2 per l'analisi dei dati sui soggetti sani, ad eccezione del comando "Run ProCalc Operation" che in questo caso specifica lo schema di variabili "tronco_pisa", consentendo il calcolo degli output definito su ProCalc (Figura 9.2-2).

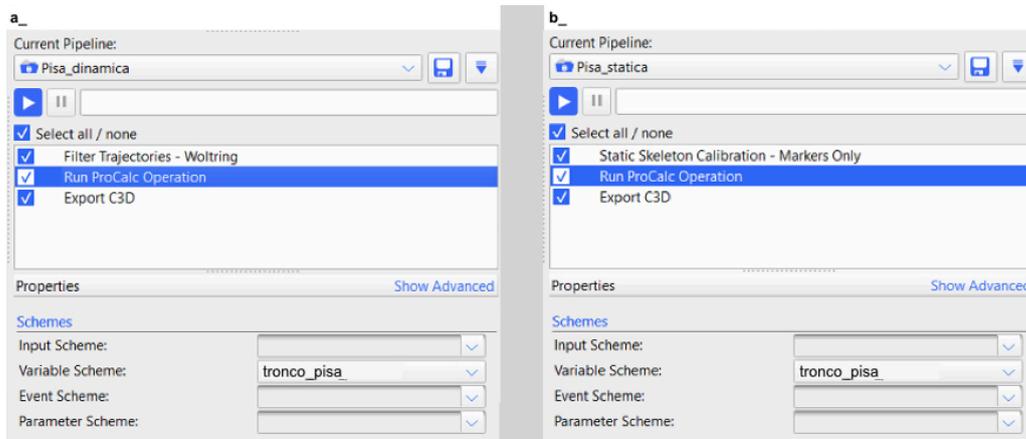


Figura 9.2-1 Pipeline utilizzate per l'elaborazione dei dati del modello a 3 segmenti, nelle acquisizioni statiche (a) e nelle acquisizioni dinamiche di camminata (b)

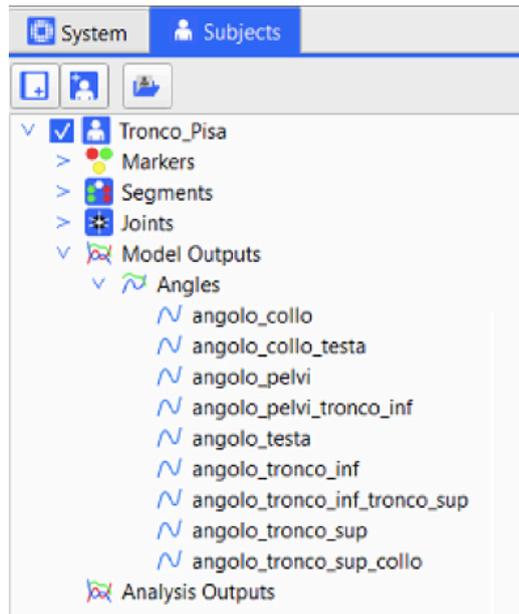


Figura 9.2-2 Schermata del software Vicon Nexus riferita all'importazione degli output creati su Vicon ProCalc

I dati sono stati esportati in formato .c3d e analizzati attraverso la routine Matlab. Gli angoli articolari relativi e assoluti sono stati calcolati sui tre piani anatomici sia per la condizione statica sia per la dinamica. Il movimento di flessione laterale (LB) è stato considerato come rotazione attorno all'asse x e positivo a sinistra, il movimento di flessione estensione (FE) come rotazione attorno all'asse y e positivo per il movimento di flessione, il movimento di rotazione assiale (AR) come rotazione attorno all'asse z e positiva a sinistra.

Inizialmente sono state valutate le due condizioni di statica: ortostatismo e ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi. Una prima analisi è stata eseguita valutando i valori sia delle componenti sia della risultante delle forze di reazione vincolari al terreno, acquisiti dalle pedane di forza. È stato quindi valutato il contributo di forza esercitato da ciascun piede complessivamente (risultante $F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$) e lungo le 3 direzioni (F_x , F_y , F_z) per entrambe le condizioni di ortostatismo. I risultati hanno permesso di formulare delle considerazioni riguardo alla differente distribuzione di carico in relazione al grado e al lato di asimmetria. Inoltre, questa metodologia di indagine ha consentito una valutazione dei soggetti in base alla loro strategia di raddrizzamento, basata o sull'attivazione dei muscoli della schiena, con un conseguente bilanciamento della distribuzione di carico, o

sulla spinta dell'arto controlaterale, con una conseguente inversione dell'asimmetria di distribuzione del carico.

Un secondo confronto ha riguardato gli angoli articolari assoluti e relativi, calcolati sui tre piani anatomici nella condizione di ortostatismo e di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi. In particolare, per ciascun movimento (flessione laterale LB, flesso estensione FE, rotazione assiale AR), è stato calcolato il valor medio di ogni angolo; questo ha permesso di rappresentare i risultati tramite degli istogrammi e paragonare, per ogni angolo, le due condizioni di statica. Questi risultati permettono di quantificare il grado di flessione laterale del tronco dovuto alla sindrome di Pisa, valutando il valore dell'angolo assoluto di LB del tronco superiore. Inoltre, i valori di FE del collo e del tronco superiore consentono di indagare alcune patologie caratteristiche della malattia di Parkinson, quali anterocollo e captocormia (Tinazzi, et al., 2019).

Per quanto riguarda l'analisi del cammino, sono stati valutati gli angoli relativi durante la deambulazione. In particolare, come eseguito per l'analisi dei soggetti sani, la posizione statica naturale è stata considerata come condizione neutra e gli angoli calcolati sono stati normalizzati rispetto a questa, sottraendo il valor medio dello stesso angolo calcolato in condizione statica. Ogni acquisizione è stata suddivisa in un numero di cicli del passo consecutivi, identificando le fasi di appoggio e di oscillazione, in modo da rappresentare gli angoli come percentuale del ciclo del passo. Questo procedimento è stato eseguito per tutti i soggetti. In particolare, sono stati considerati 26 cicli del passo (52 passi) per il primo soggetto, 13 (26 passi) per il secondo soggetto e 12 (24 passi) per il terzo soggetto, tutti riferiti alla gamba destra. In aggiunta, si è scelto di valutare gli angoli assoluti per il solo soggetto M01. Il calcolo degli angoli è stato eseguito nella maniera sopra descritta.

L'identificazione dei principali eventi del ciclo del passo ha permesso di calcolare i parametri spazio-temporali di ciascun soggetto. I parametri sono stati calcolati per ciascun trial e successivamente mediati tra loro.

Questi parametri sono stati valutati per ogni soggetto. Inoltre, il soggetto M01 è stato esaminato anche a distanza di un mese dall'inoculo di tossina botulinica, in

modo da valutarne l'effetto. Questo ha permesso di acquisire i dati di tali analisi, elaborarli e rappresentare le variabili di interesse nei modi sopra definiti.

9.3 Risultati

I risultati vengono riportati valutando singolarmente ciascun soggetto. In particolare, per il soggetto M01 i dati si riferiscono alle condizioni di ortostatismo e cammino, valutate sia prima dell'inoculo di tossina, sia ad un mese dall'inoculo. I soggetti F02 e F03 riportano i dati legati alle condizioni di ortostatismo e cammino, valutate prima dell'inoculo di tossina.

9.3.1 Soggetto M01

Ortostatismo. In Figura 9.3-1 e Figura 9.3-2 sono riportati gli istogrammi relativi rispettivamente alla risultante e alle componenti delle forze di reazione vincolare al terreno, valutate attraverso le pedane di forza. Ciascun grafico riporta sull'asse delle ascisse il contributo della forza esercitata dai due arti inferiori (dx e sx) sia nella condizione di ortostatismo sia in quella di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi (libero con correzione). Si è scelto di rappresentare con colori più scuri le variabili calcolate prima dell'inoculo di tossina e con colori più chiari le stesse variabili valutate ad un mese dall'inoculo. I valori sono stati riportati come percentuale del peso del paziente (asse delle ordinate). In Figura 9.3-3 e Figura 9.3-4 sono riportati rispettivamente gli angoli articolari relativi e assoluti, calcolati sui tre piani anatomici. Il movimento di flessione laterale (LB) è considerato positivo verso sinistra, il movimento di flesso estensione (FE) è considerato positivo nel verso della flessione e la rotazione assiale (AR) è considerata positiva verso sinistra. In ogni grafico viene confrontata la cinematica in condizione di ortostatismo (blu) e di ortostatismo con richiesta di raddrizzarsi (rosa). L'asse delle ascisse riporta gli angoli considerati mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori in gradi. In particolare, gli angoli stimati in riferimento al sistema di coordinate del laboratorio (Figura 9.3-3) sono i seguenti:

- Testa
- Collo
- Tronco superiore

- Tronco inferiore
- Pelvi

Gli angoli relativi (Figura 9.3-4) rappresentano il movimento del segmento superiore rispetto a quello inferiore adiacente. Nello specifico, sono stati calcolati i seguenti angoli:

- collo - testa (movimento della testa rispetto al collo)
- tronco superiore - collo (movimento del collo rispetto al tronco superiore)
- tronco inferiore - tronco superiore (movimento del tronco superiore rispetto al tronco inferiore)
- pelvi - tronco inferiore (movimento del tronco inferiore rispetto alle pelvi)

Cammino. La Figura 9.3-5 e la Figura 9.3-6 riportano gli andamenti degli angoli articolari assoluti calcolati durante il cammino rispettivamente prima e dopo l'inoculo di tossina. La Figura 9.3-7 e la Figura 9.3-8 riportano gli andamenti degli angoli articolari relativi calcolati durante il cammino rispettivamente prima e dopo l'inoculo di tossina. Anche in questo caso gli andamenti degli angoli articolari sono stati analizzati sui tre piani anatomici: in verde vengono riportati i movimenti di flessione laterale (LB), in blu i movimenti di flesso estensione (FE) e in rosso i movimenti di rotazione assiale (AR). I colori più scuri rappresentano la condizione precedente all'inoculo di tossina mentre i colori più chiari la condizione ad un mese dall'inoculo. L'asse delle ascisse riporta la percentuale del ciclo del passo riferito alla gamba destra mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori degli angoli in gradi. Inoltre, la separazione tra la fase di appoggio e di oscillazione è evidenziata in tutti i grafici attraverso una linea verticale tratteggiata che rappresenta lo stacco del piede destro. Infine, la Tabella 9.3-1 riporta i parametri spazio-temporali globali calcolati durante il cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e ad un mese dall'inoculo (post-tossina), la Tabella 9.3-2 riporta i parametri spazio-temporali differenziati, distinte per arto inferiore destro (dx) e sinistro (sx), calcolati durante il cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e ad un mese dall'inoculo (post-tossina). In entrambe le tabelle i parametri sono espressi come media e deviazione standard (mean ± std).

Risultante della forza di reazione vincolare al suolo (M01)

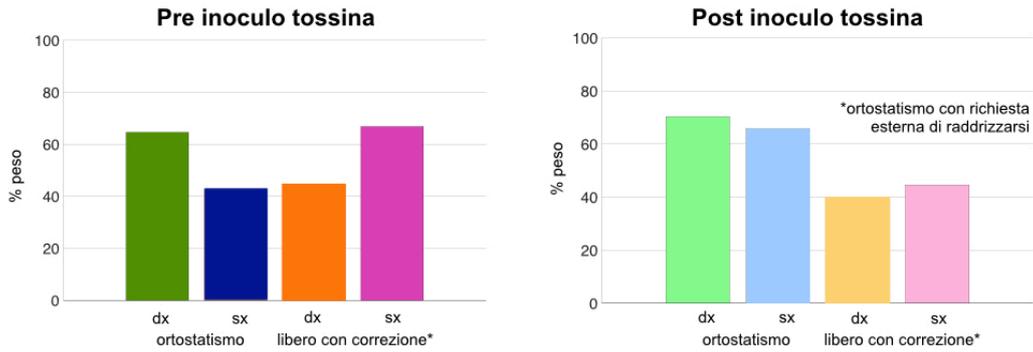


Figura 9.3-1 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto M01. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)

Componenti della forza di reazione vincolare al suolo (M01)

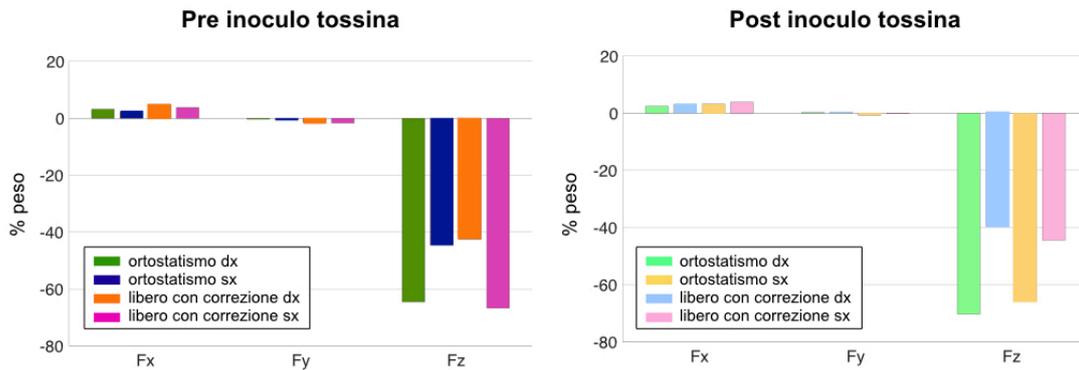
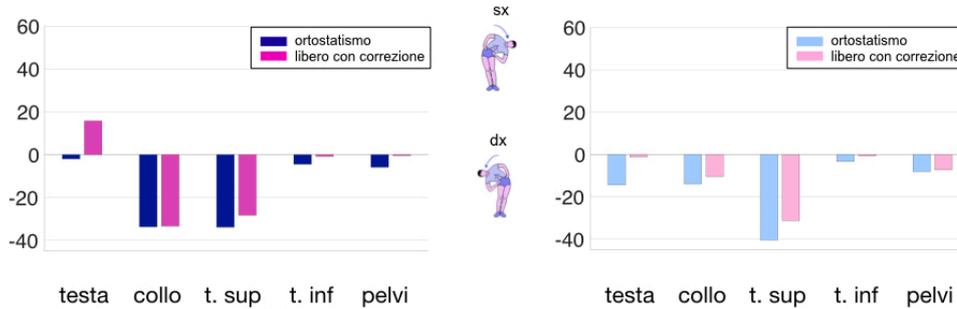


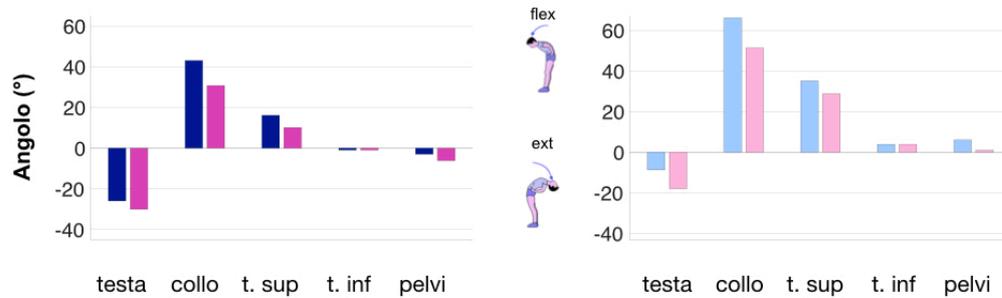
Figura 9.3-2 Componenti F_x , F_y , F_z lungo le tre direzioni della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto M01. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)

Cinematica globale (M01)

Flessione laterale (LB)



Flesso estensione (FE)



Rotazione assiale (AR)

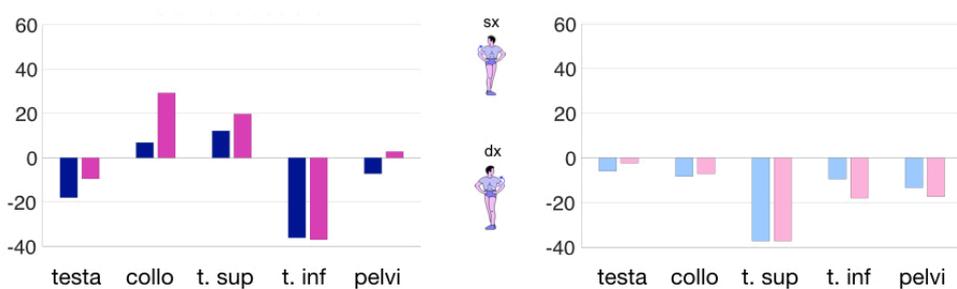
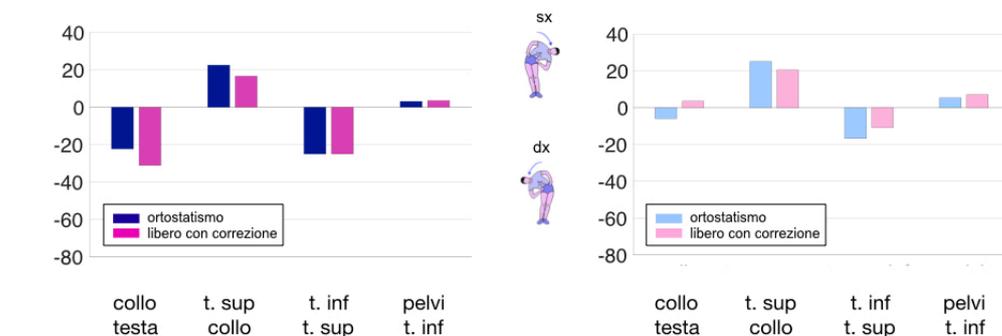


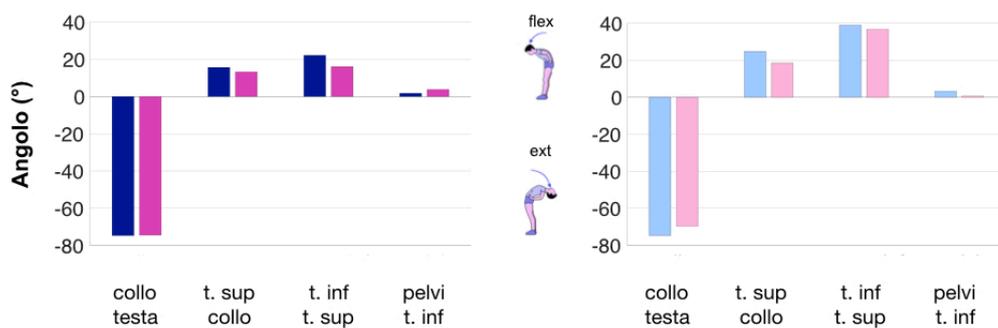
Figura 9.3-3 Cinematica globale del soggetto M01: angoli assoluti di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo

Cinematica locale (M01)

Flessione laterale (LB)



Flesso estensione (FE)



Rotazione assiale (AR)

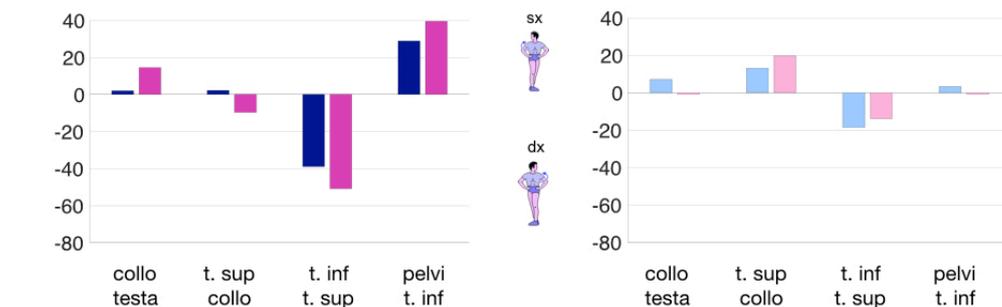


Figura 9.3-4 Cinematica locale del soggetto M01: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo

Dinamica globale pre inoculo tossina (M01)

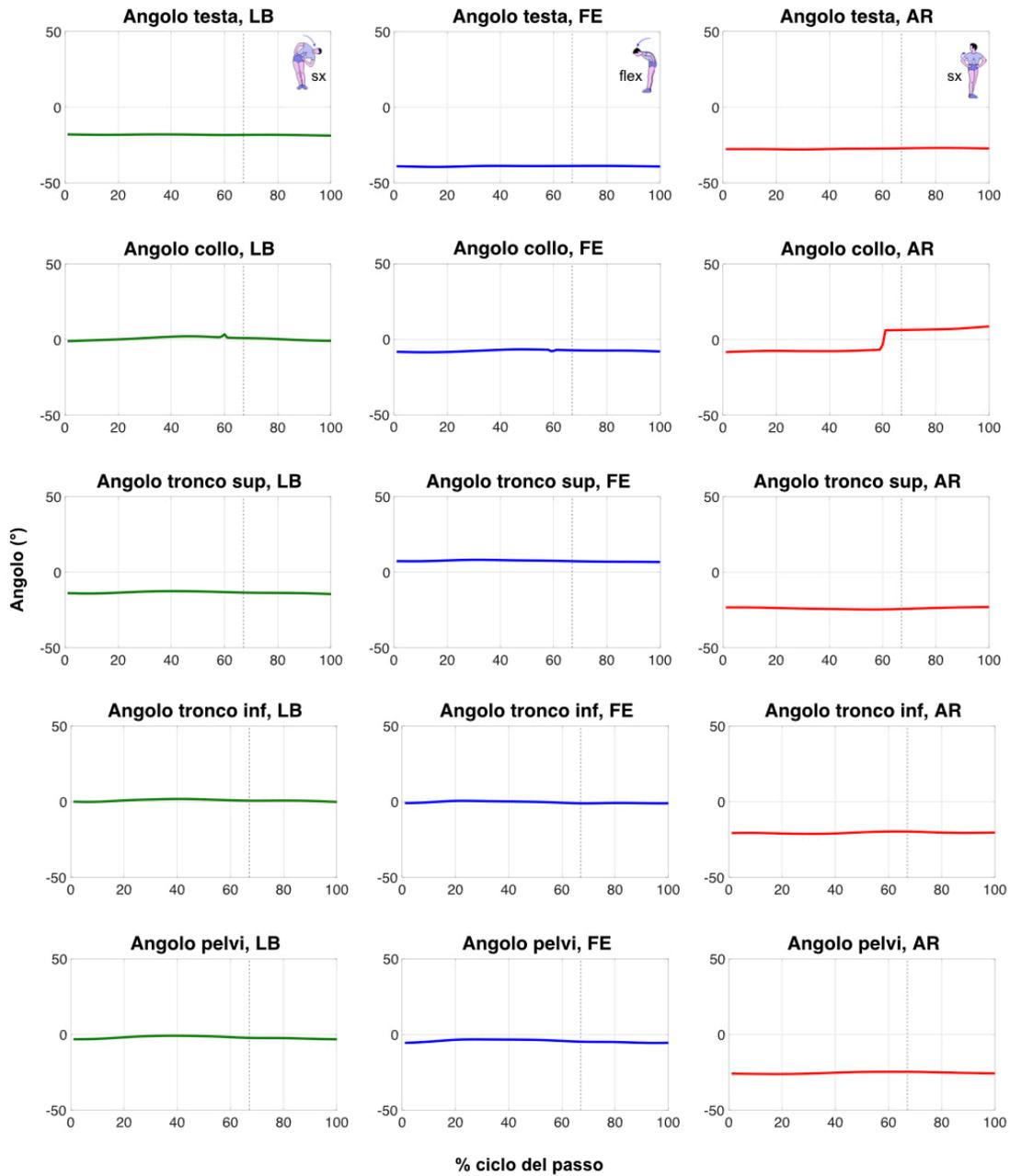


Figura 9.3-5 Dinamica globale del soggetto M01 prima dell'inoculo di tossina: angoli assoluti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino

Dinamica globale post inoculo tossina (M01)

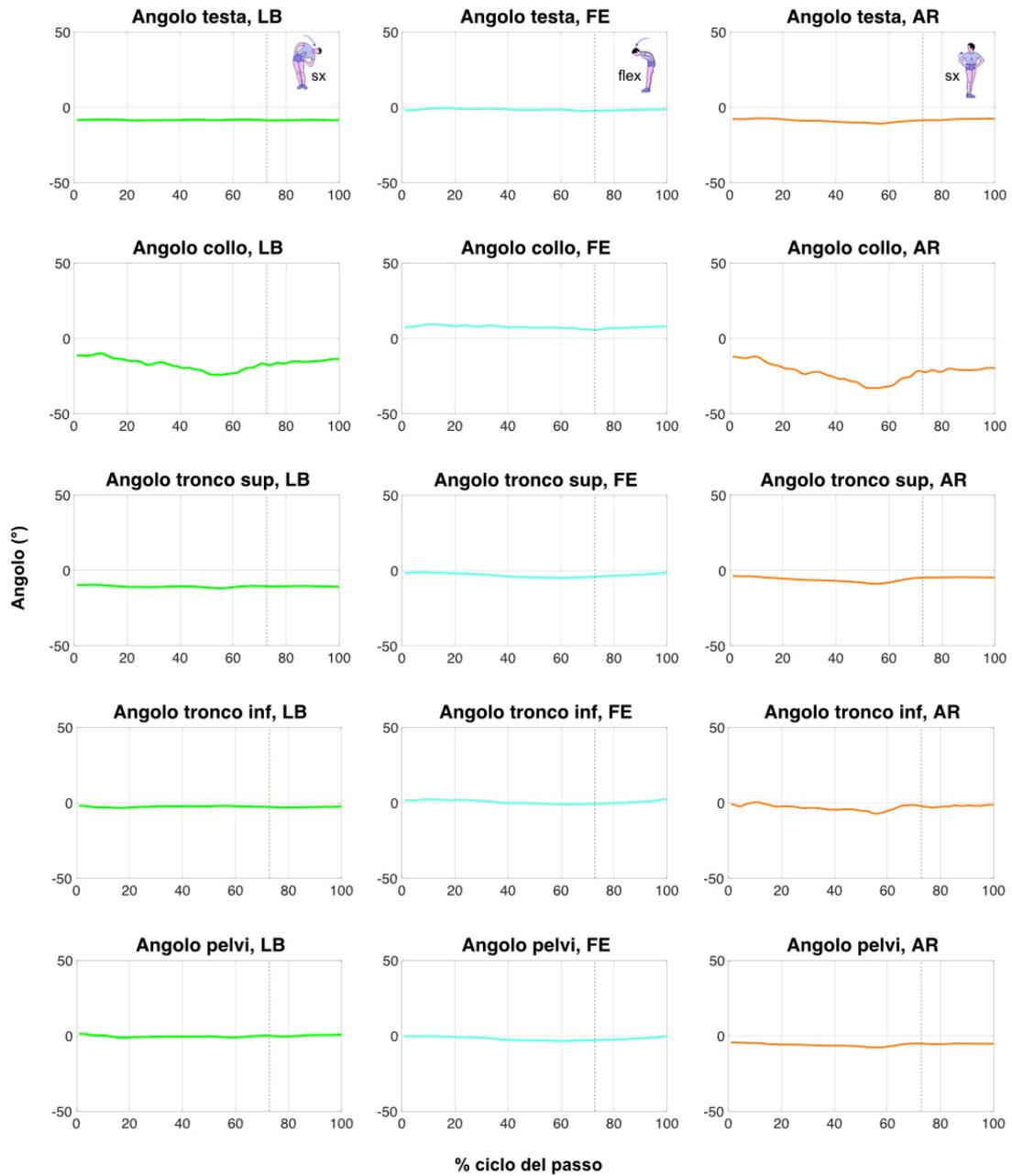


Figura 9.3-6 Dinamica globale del soggetto M01 ad un mese dall'inoculo di tossina: angoli assoluti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino

Dinamica locale pre inoculo tossina (M01)

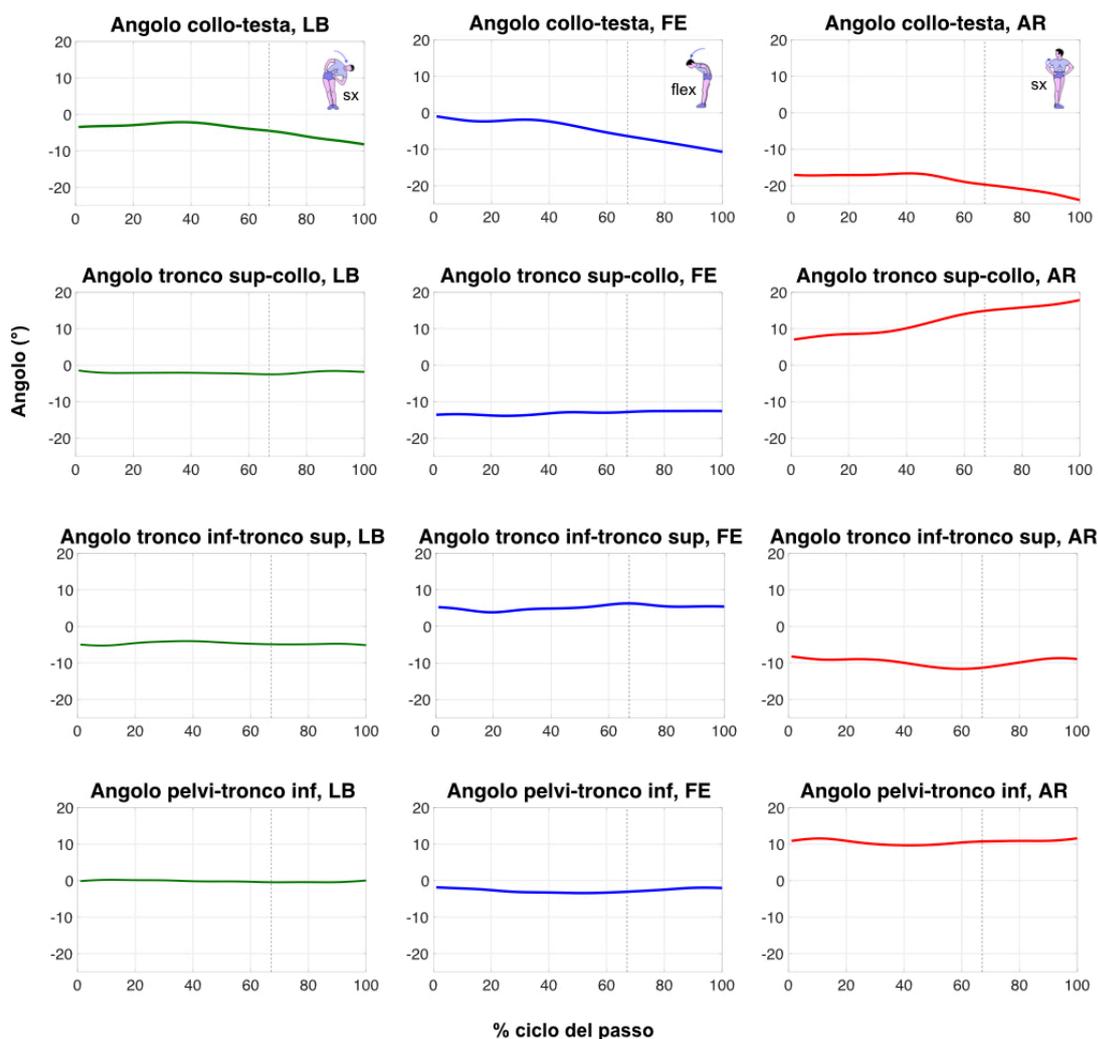


Figura 9.3-7 Dinamica locale del soggetto M01 prima dell'inoculo di tossina: angoli relativi di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino

Dinamica locale post inoculo tossina (M01)

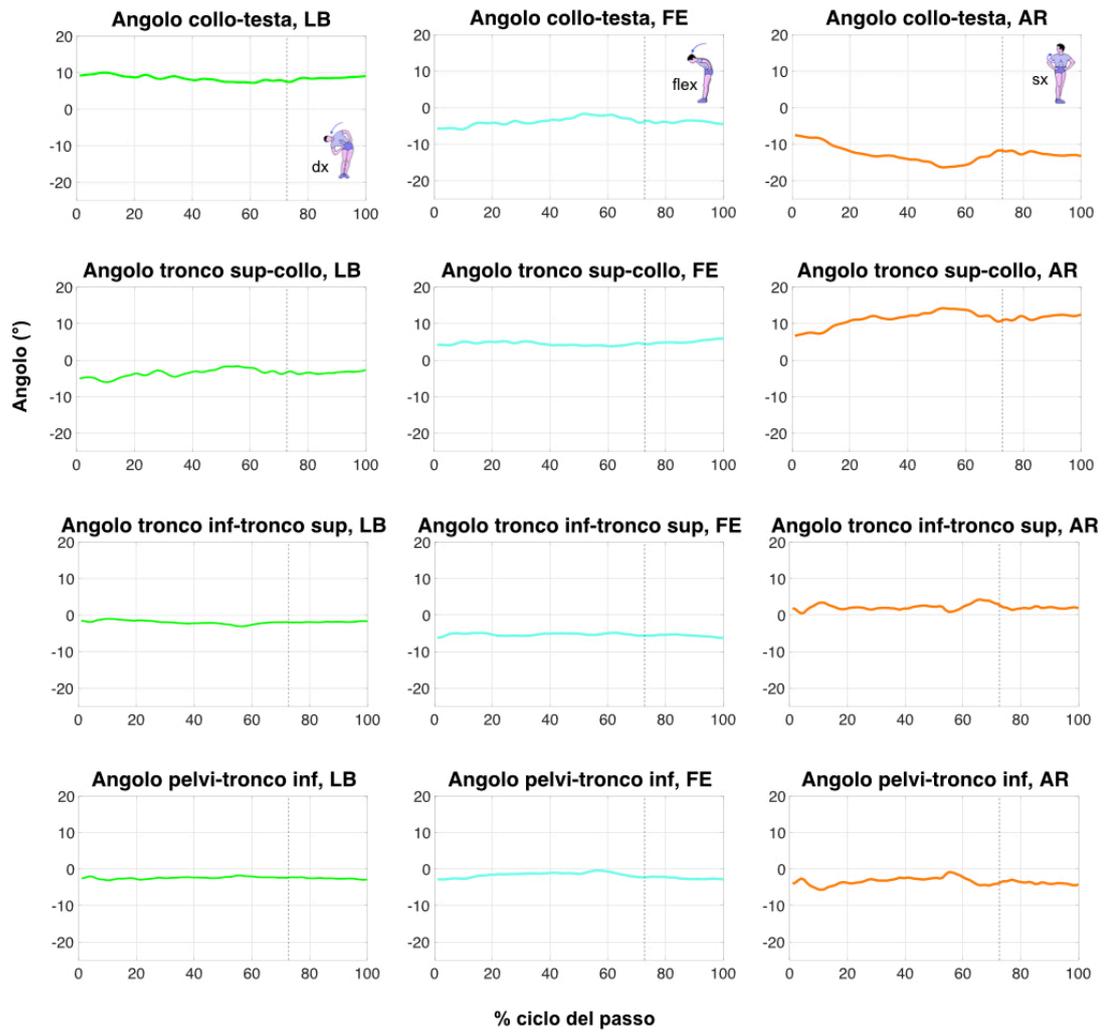


Figura 9.3-8 Dinamica locale del soggetto M01 ad un mese dall'inoculo di tossina: angoli assoluti di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino

Parametri spazio-temporali globali	Pre-tossina	Post-tossina
Cadenza (step/min)	114 ± 5.30	94.5 ± 9.50
Larghezza del passo (m)	0.22 ± 0.01	0.22 ± 0.014
Lunghezza del passo (m)	0.54 ± 0.03	0.48 ± 0.036
Tempo del passo (s)	1.05 ± 0.05	1.28 ± 0.13
Velocità di camminata (m/s)	0.51 ± 0.04	0.38 ± 0.059

Tabella 9.3-1 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M01 calcolati durante il cammino

Parametri spazio-temporali differenziati	Pre-tossina		Post-tossina	
	Lato destro	Lato sinistro	Lato destro	Lato sinistro
Cadenza (step/min)	114 ± 6.36	114 ± 4.82	93.3 ± 9.95	95.8 ± 9.67
Doppio support (%)	37.4 ± 2.03	37.8 ± 2.65	47.6 ± 6.58	46.6 ± 5.67
Appoggio del tallone (%)	66.4 ± 1.94	71.2 ± 2.43	72.7 ± 1.81	73.2 ± 4.86
Limp index	0.94 ± 0.05	1.07 ± 0.07	0.97 ± 0.08	1.02 ± 0.05
Contatto del piede opposto (%)	46.1 ± 3.00	54.0 ± 3.26	47.8 ± 3.42	51.6 ± 3.26
Appoggio tallone opposto (%)	17.3 ± 2.19	20.6 ± 2.63	22.3 ± 3.59	24.6 ± 3.80
Singolo supporto (%)	29.0 ± 2.02	33.4 ± 2.81	25.5 ± 5.73	27.5 ± 1.57
Lunghezza dell'emipasso (m)	0.27 ± 0.02	0.26 ± 0.02	0.24 ± 0.02	0.24 ± 0.03
Tempo dell'emipasso (s)	0.57 ± 0.05	0.48 ± 0.03	0.68 ± 0.11	0.61 ± 0.04

Tabella 9.3-2 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M01 calcolati durante il cammino

9.3.2 Soggetto F02

Ortostatismo. In Figura 9.3-9 sono riportati gli istogrammi relativi alla risultante e alle componenti delle forze di reazione vincolare al terreno, valutate attraverso le pedane di forza. Ciascun grafico riporta sull'asse delle ascisse il contributo della forza esercitata dai due arti inferiori (dx e sx) sia nella condizione di ortostatismo sia in quella di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi (libero con correzione). I valori sono stati riportati come percentuale del peso del paziente (asse delle ordinate). In Figura 9.3-10 e Figura 9.3-11 sono riportati rispettivamente gli angoli articolari assoluti e relativi, calcolati sui tre piani anatomici. Il movimento di flessione laterale (LB) è considerato positivo verso sinistra, il movimento di flesso estensione (FE) è considerato positivo nel verso della flessione e la rotazione assiale (AR) è considerata positiva verso sinistra. In ogni grafico viene confrontata la cinematica in condizione di ortostatismo (blu) e di ortostatismo con richiesta di raddrizzarsi (rosa). L'asse delle ascisse riporta gli angoli considerati mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori in gradi. In particolare, gli angoli stimati in riferimento al sistema di coordinate del laboratorio (Figura 9.3-10) sono i seguenti:

- Testa
- Collo
- Tronco superiore
- Tronco inferiore
- Pelvi

Gli angoli relativi (Figura 9.3-11) rappresentano il movimento del segmento superiore rispetto a quello inferiore adiacente. Gli angoli calcolati sono i seguenti:

- collo - testa (movimento della testa rispetto al collo)
- tronco superiore - collo (movimento del collo rispetto al tronco superiore)
- tronco inferiore - tronco superiore (movimento del tronco superiore rispetto al tronco inferiore)
- pelvi - tronco inferiore (movimento del tronco inferiore rispetto alle pelvi)

Cammino. La Figura 9.3-12 riporta gli andamenti degli angoli articolari relativi, calcolati durante il cammino. Anche in questo caso gli andamenti degli angoli articolari sono stati analizzati sui tre piani anatomici: in verde vengono riportati i

movimenti di flessione laterale (LB), in blu i movimenti di flesso estensione (FE) e in rosso i movimenti di rotazione assiale (AR). L'asse delle ascisse riporta la percentuale del ciclo del passo riferito alla gamba destra mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori degli angoli in gradi. Inoltre, la separazione tra la fase di appoggio e di oscillazione è evidenziata in tutti i grafici attraverso una linea verticale tratteggiata che rappresenta lo stacco del piede destro.

Infine, la Tabella 9.3-3 riporta i parametri spazio-temporali globali calcolati durante il cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e ad un mese dall'inoculo (post-tossina), la Tabella 9.3-4 riporta i parametri spazio-temporali differenziati, distinte per arto inferiore destro (dx) e sinistro (sx), calcolati durante il cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e ad un mese dall'inoculo (post-tossina). In entrambe le tabelle i parametri sono espressi come media e deviazione standard (mean \pm std).

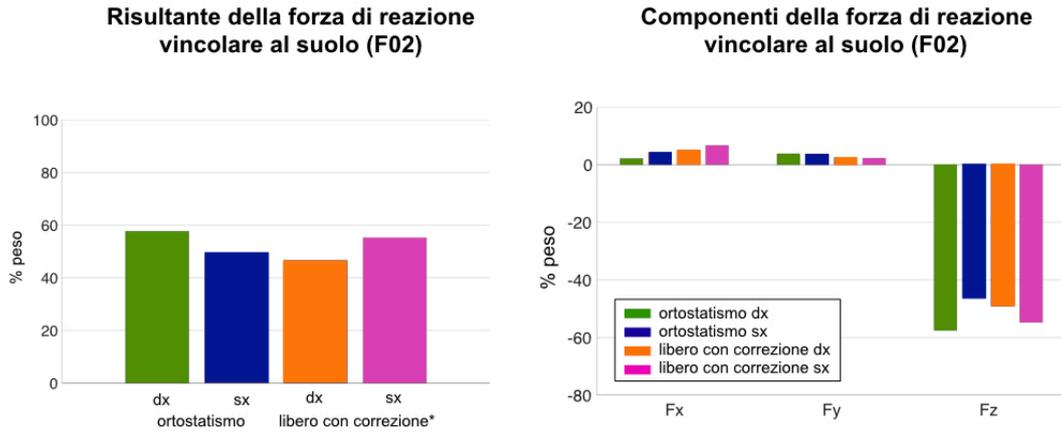


Figura 9.3-9 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo e componenti F_x , F_y , F_z lungo le tre direzioni del soggetto F02. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)

Cinematica globale (F02)

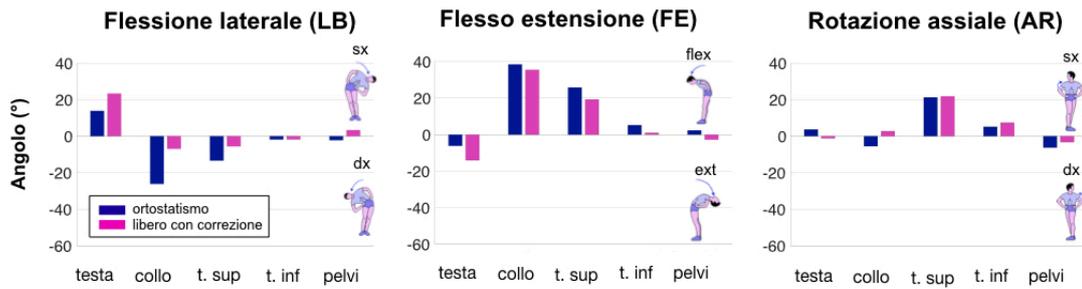


Figura 9.3-10 Cinematica globale del soggetto F02: angoli assoluti di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo

Cinematica locale (F02)

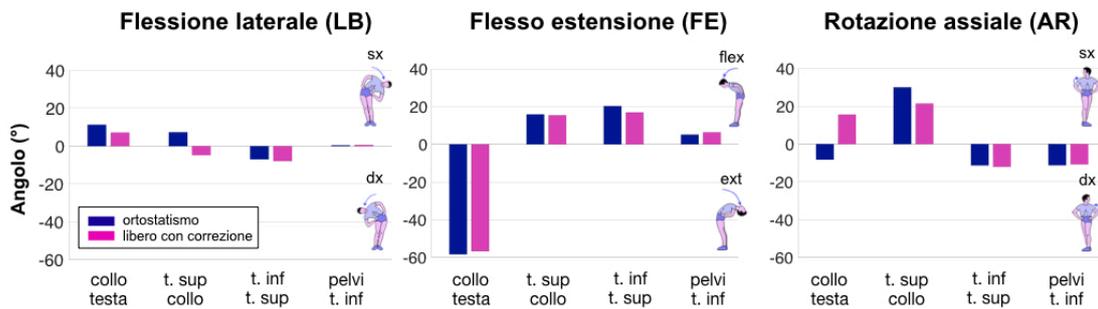


Figura 9.3-11 Cinematica locale del soggetto F02: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo

Dinamica locale (F02)

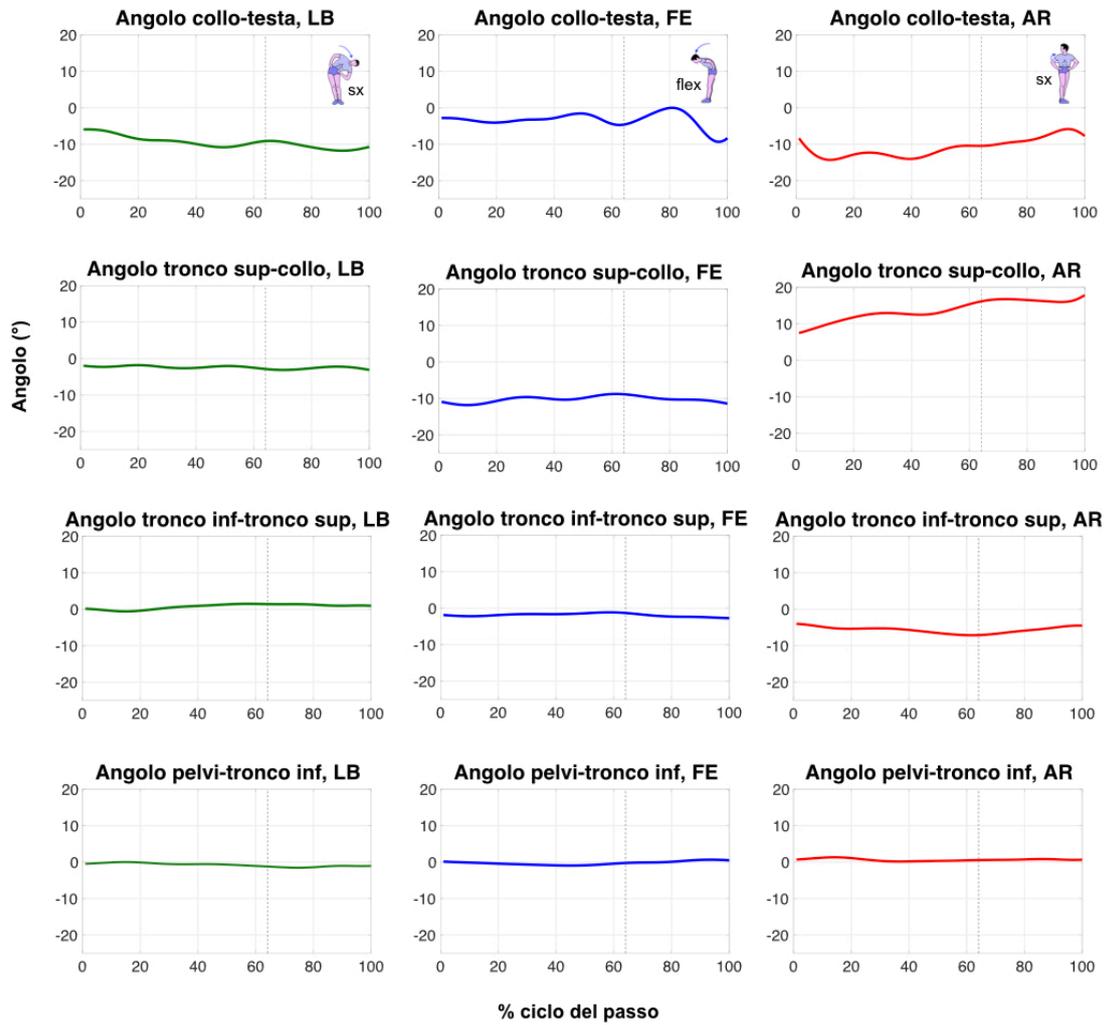


Figura 9.3-12 Dinamica locale del soggetto F02 prima dell'inoculo di tossina: angoli relativi di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino

Parametri spazio temporali globali	Pre-tossina
Cadenza (step/min)	113 ± 9.30
Larghezza del passo (m)	0.11 ± 0.02
Lunghezza del passo (m)	0.77 ± 0.03
Tempo del passo (s)	1.06 ± 0.09
Velocità di camminata (m/s)	0.73 ± 0.07

Tabella 9.3-3 Parametri spazio-temporali globali del soggetto F02 calcolati durante il cammino

Parametri spazio temporali differenziati	Pre-tossina	
	Lato destro	Lato sinistro
Cadenza (step/min)	113 ± 9.12	115 ± 10.0
Doppio support (%)	24.9 ± 1.96	23.2 ± 2.77
Appoggio del tallone (%)	62.4 ± 1.61	62.2 ± 2.00
Limp index	1.00 ± 0.06	1.02 ± 0.06
Contatto del piede opposto (%)	50.3 ± 1.23	49.5 ± 2.00
Appoggio tallone opposto (%)	12.8 ± 2.15	10.5 ± 3.34
Singolo supporto (%)	37.5 ± 2.31	39.0 ± 2.56
Lunghezza dell'emipasso (m)	0.33 ± 0.03	0.43 ± 0.02
Tempo dell'emipasso (s)	0.53 ± 0.05	0.53 ± 0.04

Tabella 9.3-4 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F02 calcolati durante il cammino

9.3.3 Soggetto F03

Ortostatismo. In Figura 9.3-13 sono riportati gli istogrammi relativi alla risultante e alle componenti delle forze di reazione vincolare al terreno, valutate attraverso le pedane di forza. I grafici riportano il contributo della forza esercitata dai due arti inferiori (dx e sx) sia nella condizione di ortostatismo sia in quella di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi (libero con correzione). I valori sono stati riportati come percentuale del peso del paziente (asse delle ordinate). In Figura 9.3-14 e Figura 9.3-15 sono riportati rispettivamente gli angoli articolari assoluti e relativi, calcolati sui tre piani anatomici. Il movimento di flessione laterale (LB) è considerato positivo verso sinistra, il movimento di flesso estensione (FE) è considerato positivo nel verso della flessione e la rotazione assiale (AR) è considerata positiva verso sinistra. I grafici rappresentano il confronto degli angoli calcolati in condizione di ortostatismo (blu) e di ortostatismo con richiesta di raddrizzarsi (rosa). L'asse delle ascisse riporta gli angoli mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori in gradi. In particolare, gli angoli stimati in riferimento al sistema di coordinate del laboratorio (Figura 9.3-14) sono i seguenti:

- Testa
- Collo
- Tronco superiore
- Tronco inferiore
- Pelvi

Gli angoli relativi (Figura 9.3-15) rappresentano il movimento del segmento superiore rispetto a quello inferiore adiacente. Gli angoli calcolati sono i seguenti:

- collo - testa (movimento della testa rispetto al collo)
- tronco superiore - collo (movimento del collo rispetto al tronco superiore)
- tronco inferiore - tronco superiore (movimento del tronco superiore rispetto al tronco inferiore)
- pelvi - tronco inferiore (movimento del tronco inferiore rispetto alle pelvi)

Cammino. La Figura 9.3-16 riporta gli andamenti degli angoli articolari relativi, calcolati durante il cammino. Anche in questo caso gli andamenti degli angoli articolari sono stati analizzati sui tre piani anatomici: in verde vengono riportati i

movimenti di flessione laterale (LB), in blu i movimenti di flesso estensione (FE) e in rosso i movimenti di rotazione assiale (AR). L'asse delle ascisse riporta la percentuale del ciclo del passo riferito alla gamba destra mentre sull'asse delle ordinate sono indicati i valori degli angoli in gradi. Inoltre, la separazione tra la fase di appoggio e di oscillazione è evidenziata in tutti i grafici attraverso una linea verticale tratteggiata che rappresenta lo stacco del piede destro.

Infine, la Tabella 9.3-5 riporta i parametri spazio-temporali globali calcolati durante il cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e ad un mese dall'inoculo (post-tossina), la Tabella 9.3-6 riporta i parametri spazio-temporali differenziati, distinte per arto inferiore destro (dx) e sinistro (sx), calcolati durante il cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e ad un mese dall'inoculo (post-tossina). In entrambe le tabelle i parametri sono espressi come media e deviazione standard (mean \pm std).

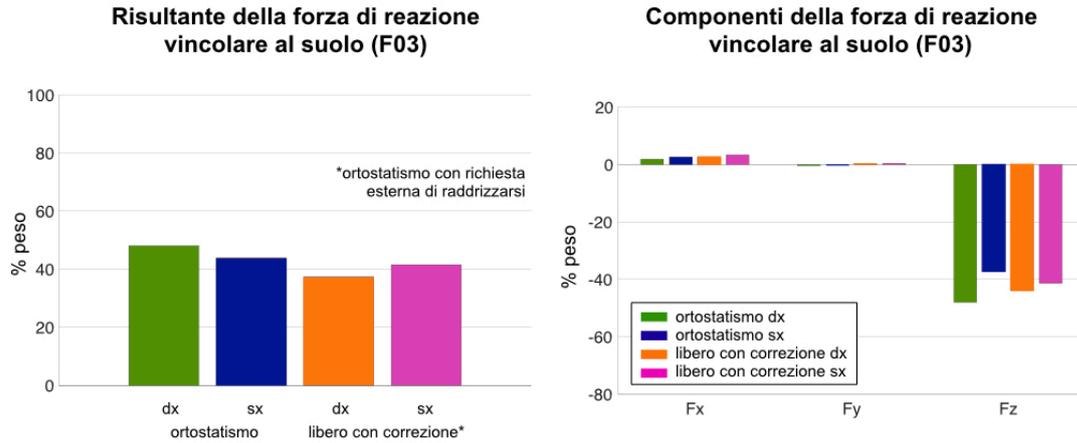


Figura 9.3-13 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo e componenti Fx, Fy, Fz lungo le tre direzioni del soggetto F03. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina (pre inoculo) mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo (post tossina)

Cinematica globale (F03)

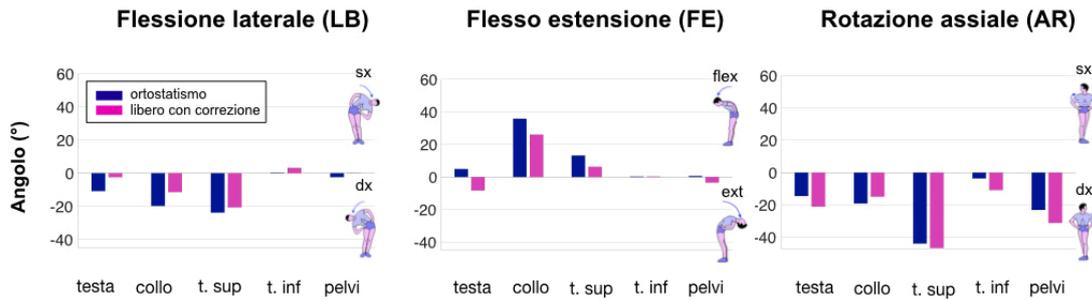


Figura 9.3-14 Cinematica globale del soggetto F03: angoli assoluti di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo

Cinematica locale (F03)

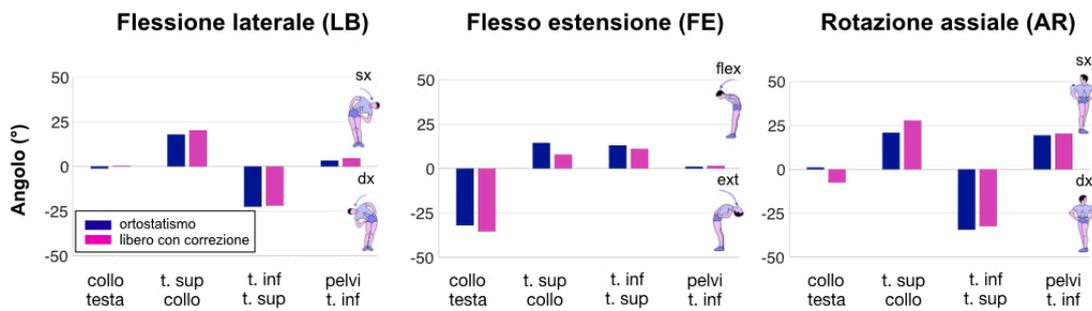


Figura 9.3-15 Cinematica locale del soggetto F03: angoli relativi di flessione laterale, flesso estensione e rotazione assiale calcolati per le due condizioni di ortostatismo. I colori più scuri rappresentano la condizione prima dell'inoculo di tossina mentre i colori più chiari quelle ad un mese dall'inoculo

Dinamica locale (F03)

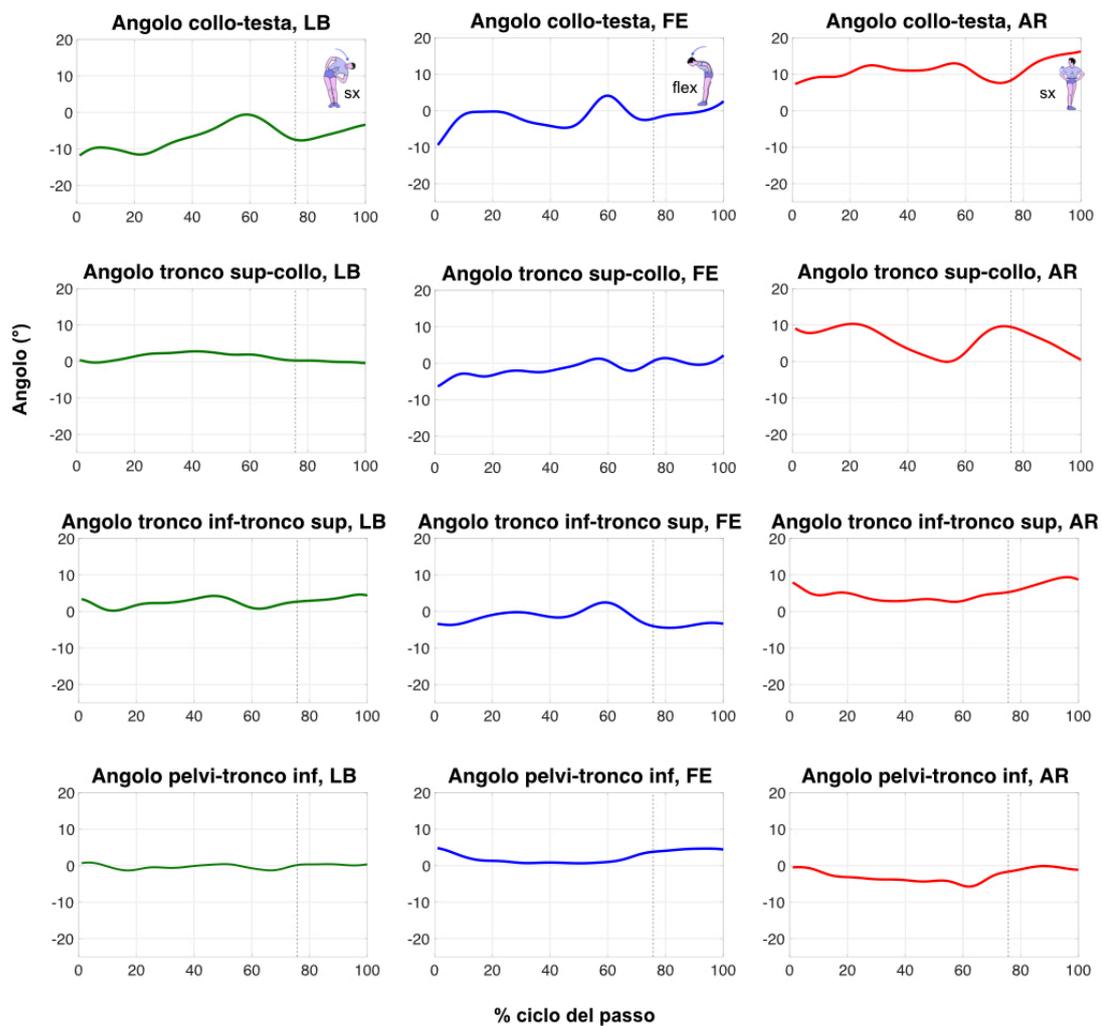


Figura 9.3-16 Dinamica locale del soggetto F03 prima dell'inoculo di tossina: angoli relativi di flessione laterale, flessione estensione e rotazione assiale calcolati durante il cammino

Parametri spazio temporali globali	Pre-tossina
Cadenza (step/min)	88.8 ± 3.18
Larghezza del passo (m)	0.071 ± 0.040
Lunghezza del passo (m)	1.30 ± 0.058
Tempo del passo (s)	1.35 ± 0.049
Velocità di camminata (m/s)	0.96 ± 0.069

Tabella 9.3-5 Parametri spazio-temporali globali del soggetto F03 calcolati durante il cammino

Parametri spazio temporali differenziati	Pre-tossina	
	Lato destro	Lato sinistro
Cadenza (step/min)	89.0 ± 3.89	88.6 ± 2.62
Doppio support (%)	14.3 ± 2.49	13.8 ± 2.99
Appoggio del tallone (%)	57.0 ± 2.31	57.3 ± 1.36
Limp index	1.00 ± 0.057	1.02 ± 0.054
Contatto del piede opposto (%)	50.5 ± 1.25	49.8 ± 1.53
Appoggio tallone opposto (%)	7.82 ± 1.55	6.26 ± 2.14
Singolo supporto (%)	42.7 ± 1.75	43.6 ± 2.69
Lunghezza dell'emipasso (m)	0.64 ± 0.033	0.65 ± 0.027
Tempo dell'emipasso (s)	0.67 ± 0.037	0.68 ± 0.029

Tabella 9.3-6 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F03 calcolati durante il cammino

9.4 Discussioni

La seconda parte di questo lavoro ha riguardato lo sviluppo di un modello semplificato a 3 segmenti della colonna vertebrale umana da applicare a soggetti patologici con sindrome di Pisa. Tale modello dipende dal livello di inizio deviazione laterale, pertanto i risultati verranno discussi singolarmente per ogni soggetto considerato. In particolare, sono state eseguite le seguenti valutazioni: forza di reazione vincolare al terreno durante la condizione di ortostatismo e di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi; angoli articolari assoluti e relativi nelle due condizioni di ortostatismo; angoli articolari assoluti e relativi calcolati durante la deambulazione. Inoltre, un ulteriore confronto è stato eseguito per il soggetto M01 analizzato sia prima dell'inoculo di tossina botulinica come gli altri due pazienti, sia a distanza di un mese dall'inoculo. Le variabili sopra citate sono state quindi calcolate anche in questa condizione.

9.4.1 Soggetto M01

Ortostatismo. Dagli istogrammi raffiguranti la risultante e le componenti della forza di reazione vincolare al terreno è possibile valutare la differente distribuzione di carico in relazione al grado e al lato di asimmetria. In particolare, in Figura 9.3-1 si nota come, in posizione statica neutra (barra verde e arancione), non vi sia una distribuzione di carico conforme tra i due arti inferiori ma un maggiore contributo dall'arto omolaterale alla flessione (destra). Dal confronto con la condizione di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi (barra blu e rosa) si possono eseguire delle valutazioni riguardo alla strategia di raddrizzamento. Si nota, infatti, come il paziente, per diminuire il grado di lateroflessione, non agisca localmente a livello dei muscoli della schiena ma eserciti una forza attraverso l'arto controlaterale (sinistra). Questo non porta quindi ad un miglioramento nella distribuzione del carico in quanto, in entrambe le condizioni, si nota un maggiore contributo di un arto rispetto all'altro. Analizzando gli stessi parametri a seguito dell'inoculo di tossina (barre con colori più chiari), si evince un miglioramento nella distribuzione di carico, per entrambe le condizioni di ortostatismo. È comunque evidente come la strategia di raddrizzamento si basi sempre sulla spinta da parte dell'arto controlaterale. Analizzando le componenti della forza di reazione vincolare

al terreno (Figura 9.3-2), si può notare il maggiore contributo della forza perpendicolare al piano trasversale F_z .

Osservando gli istogrammi relativi alla cinematica globale (Figura 9.3-3) si può valutare la variazione degli angoli articolari, calcolati sui tre piani anatomici, nelle due condizioni di ortostatismo e confrontare tali valori prima dell'inoculo di tossina botulinica (barre blu e rosa scuro) e ad un mese di distanza dall'inoculo (barre blu e rosa chiaro). Esaminando i valori di flessione laterale si evince come inizialmente la testa risulti leggermente flessa verso destra, per poi subire una flessione a sinistra a seguito della correzione di postura. Ad un mese di distanza la testa risulta più flessa a destra in condizione di ortostatismo, il grado di flessione laterale diminuisce notevolmente in condizione di ortostatismo con correzione. Il collo e il tronco superiore risultano flessi verso destra (circa 30°), in accordo con la condizione di lateroflessione dovuta alla sindrome di Pisa. Tale valore diminuisce a seguito della richiesta di raddrizzamento, soprattutto a livello del tronco superiore dove si ha un miglioramento di circa 5° . La somministrazione di tossina botulinica ha prodotto miglioramenti sul grado di flessione laterale del collo, con valori minori a 20° verso destra, ma nessun miglioramento a livello del tronco superiore, con valori di LB destra di circa 40° . Anche in questo caso il grado di flessione laterale diminuisce a seguito della richiesta di correzione, i valori di LB destra del tronco superiore raggiungono circa i 30° . Sia il tronco inferiore che il bacino risultano flessi a destra di una decina di gradi per raggiungere quasi lo zero nella condizione di correzione. Lo stesso andamento si riscontra a distanza di un mese dall'inoculo di tossina, ad eccezione della diminuzione del grado di LB destra del bacino in posizione correttiva. In generale, si può quindi affermare che il paziente presenta una flessione laterale verso destra non solo della parte superiore del tronco ma anche di quella inferiore, del collo e del bacino. Inoltre, il valore dell'angolo assoluto del tronco superiore permette di quantificare il grado di flessione laterale del tronco dovuto alla sindrome di Pisa. Valutando i valori di flesso-estensione si nota come la testa risulti estesa a causa della flessione complessiva del tronco, ciò permette infatti al soggetto di rivolgere lo sguardo davanti a sé. Il valore di estensione aumenta in condizione correttiva a causa della diminuzione di flessione del tronco,

la testa infatti rimane solidale al tronco e quindi risulta maggiormente estesa. Lo stesso andamento è visibile ad un mese di distanza dalla somministrazione della tossina. Il collo risulta notevolmente flesso raggiungendo valori maggiori di 40° prima dell'inoculo di tossina e valori superiori a 60° in seguito. In entrambi i casi, in posizione correttiva, si ha una riduzione di circa 10°. La flessione del collo è un parametro importante nei soggetti con il Parkinson poiché generalmente, una notevole flessione del collo, può rappresentare un'anomalia posturale caratteristica di tale malattia definita anterocollo (Tinazzi, et al., 2019) (Doherty, et al., 2011). Il tronco superiore risulta inizialmente flesso di circa 15° mentre a distanza di un mese la flessione raggiunge un valore maggiore di 30°, in entrambi i casi il valore diminuisce di circa 5° in condizione correttiva. La valutazione degli angoli di questo segmento vertebrale è importante non solo per quantificare il grado di flessione caratteristico della sindrome di Pisa ma anche per valutare un'eventuale flessione causata dalla camptocormia, un'anomalia posturale caratteristica della malattia di Parkinson (Tinazzi, et al., 2019) (Fasano, et al., 2018). Il tronco inferiore risulta lievemente esteso, l'estensione appare un po' più accentuata a seguito dell'inoculo di tossina mentre a seguito della richiesta di raddrizzarsi, in entrambe le condizioni, il grado di estensione non subisce variazioni. Infine, inizialmente si nota un'antiversione del bacino che aumenta alla richiesta di correzione a causa della diminuzione del grado di flessione del tronco superiore. A distanza di un mese dall'inoculo di tossina, si nota una retroversione del bacino che diminuisce in condizione raddrizzata per il motivo appena definito. I soggetti patologici con sindrome di Pisa sono caratterizzati, non solo da una flessione laterale e in avanti ma alcune zone del corpo sono sottoposte ad una rotazione assiale. Valutando le rotazioni sul piano trasversale si evince che la testa e le pelvi risultano ruotate verso destra, lato di latero-deviazione mentre il resto della parte superiore del corpo appare ruotata a sinistra. A distanza di un mese dalla somministrazione della tossina, l'intera zona superiore del corpo subisce una rotazione verso il lato della flessione del tronco. Inoltre, in entrambe le condizioni, gli andamenti degli angoli in posizione correttiva non sembrano avere un andamento omogeneo.

Gli istogrammi relativi alla cinematica locale (Figura 9.3-4) forniscono informazioni riguardo al movimento di un segmento del modello implementato rispetto a quello adiacente. Analizzando i grafici relativi alla flessione laterale LB si nota come i valori degli angoli relativi siano simili nella condizione pre e post inoculo di tossina, con una diminuzione del valore di flessione in condizione correttiva. L'angolo relativo tra testa e collo rappresenta un'eccezione, inizialmente la testa risulta flessa a destra rispetto al collo con una diminuzione di tale valore alla richiesta di raddrizzamento. A distanza di un mese il grado di flessione a destra diminuisce e, in condizione correttiva, si converte in una lieve estensione. Il collo risulta flesso a sinistra rispetto al tronco superiore, così come il tronco inferiore rispetto al bacino. Il tronco superiore risulta invece flesso a destra rispetto al tronco inferiore, in accordo con la deviazione a destra caratteristica della sindrome di Pisa del soggetto in esame. Esaminando i valori di flesso estensione si nota un andamento concorde tra la condizione iniziale e ad un mese dalla somministrazione della tossina. In entrambi i casi, nel momento in cui viene chiesto al paziente di raddrizzarsi, il valore dell'angolo di flesso estensione diminuisce. In particolare, la testa appare estesa rispetto al collo, in accordo con i differenti valori di estensione e flessione calcolati per gli angoli assoluti di testa e collo rispettivamente. Inoltre, come già anticipato, questi pazienti sono caratterizzati da una notevole flessione e tendono quindi a flettere la testa per mantenerla in posizione corretta. Il collo risulta invece flesso rispetto al tronco superiore, in accordo con un valore di flessione maggiore dell'angolo assoluto del collo. Allo stesso modo, il tronco superiore è flesso rispetto al tronco inferiore, ciò conferma quanto descritto relativamente all'angolo FE assoluto del tronco superiore. Alcuni gradi di flessione si riscontrano anche tra il tronco inferiore e le pelvi. Per quanto riguarda gli angoli relativi di rotazione assiale AR, si nota un andamento simile nelle condizioni pre e post tossina, con valori iniziali minori di AR della testa rispetto al collo e del collo rispetto al tronco superiore e valori iniziali maggiori di rotazione del tronco superiore rispetto a quello inferiore e del tronco inferiore rispetto al bacino. Alcune discrepanze si notano invece nei valori degli angoli in condizione di ortostatismo con correzione.

Cammino. In Figura 9.3-5 e Figura 9.3-6 sono riportati gli andamenti degli angoli assoluti calcolati durante la deambulazione rispettivamente prima e dopo l'inoculo di tossina. I grafici riportano il movimento dei segmenti articolari rispetto alla loro posizione nella condizione statica. Si nota innanzitutto una grande variabilità legata al movimento della testa su tutti e tre i piani (angolo testa), questo andamento appare meno marcato a distanza di un mese dall'inoculo di tossina. Durante la camminata il soggetto tende a estendere il collo e a portarlo verso il lato opposto della deviazione, probabilmente per compensare la flessione in avanti e verso destra del tronco superiore durante l'intero ciclo del passo. In seguito alla somministrazione di tossina botulinica, l'andamento del collo sembrerebbe opposto a quanto appena descritto. Va sottolineata comunque la grande variabilità del movimento di questa zona del tronco, soprattutto durante la camminata e in soggetti patologici. L'andamento del tronco superiore sul piano frontale è analogo a quello "pre-tossina", caratterizzato quindi da una flessione verso destra. Dalla valutazione del movimento del tronco superiore sul piano sagittale sembrerebbe, invece, che vi sia una lieve estensione, accentuata durante la fase di oscillazione del piede sinistro. Il tronco inferiore non sembra essere soggetto a rilevanti movimenti angolari di flessione laterale o flesso estensione. Sul piano sagittale si può comunque notare un trend, soprattutto a distanza di un mese dall'inoculo di tossina, che indica una flessione del tronco inferiore nella fase iniziale del cammino, una successiva estensione durante la fase di oscillazione e una flessione finale in corrispondenza del distacco della punta del piede sinistro. Questo andamento sembrerebbe conforme a quanto riscontrato nei soggetti sani Figura 6.3-1. Lo stesso andamento si riscontra nel movimento di flesso estensione del bacino, in maniera più accentuata a seguito del trattamento con la tossina. In questa condizione le pelvi appaiono caratterizzate da una minore variazione di movimento in tutti e tre i piani anatomici (gli andamenti assumono valori intorno allo zero), a differenza di quanto si riscontra prima del trattamento della tossina (gli andamenti assumono valori di poco inferiori allo zero). In generale, si può osservare come le variazioni degli angoli rispetto alla condizione statica nel piano frontale e sagittale siano minime in entrambe le condizioni, ad eccezione del movimento della testa. Alcune eccezioni, visibili soprattutto prima dell'inoculo di tossina, si riscontrano inoltre nei

movimenti di LB e FE del tronco superiore e di FE del collo, questo appare particolarmente interessante trattandosi degli stessi piani anatomici e delle stesse zone della colonna vertebrale soggette ad alterazioni che possono presentarsi in soggetti malati di Parkinson (Tinazzi, et al., 2019). Per quanto riguarda i movimenti valutati sul piano trasversale, si nota una forte variabilità per ogni segmento con valori minori a seguito del trattamento di tossina. Dal confronto tra i grafici “pre-tossina” e “post-tossina” sembrerebbe inoltre che in quest’ultimo caso le variazioni degli angoli siano diminuite per quasi tutti i segmenti e su tutti i piani anatomici.

Gli andamenti degli angoli relativi calcolati durante la deambulazione prima dell’inoculo di tossina e ad un mese dall’inoculo sono riportati rispettivamente in Figura 9.3-7 e Figura 9.3-8.

Valutando i movimenti sul piano frontale, si può osservare un andamento comune tra tutti i segmenti in quanto appaiono flessi verso il lato della deviazione in entrambe le condizioni. Un’eccezione è rappresentata dal movimento della testa, flessa verso sinistra a seguito dell’inoculo di tossina. In entrambe le condizioni si riscontra un andamento comune nel movimento di LB del tronco superiore rispetto al tronco inferiore. Questo sembrerebbe infatti flettersi verso sinistra nella fase iniziale del cammino, verso destra durante l’oscillazione per tornare ad una flessione verso sinistra a fine ciclo. Presumibilmente questo trend appare conforme al movimento fisiologico del tronco durante la deambulazione. Dall’analisi del movimento del tronco inferiore rispetto al bacino si evince una minima variazione di movimento, riconducibile comunque ad un trend opposto a quello appena definito. Anche in questo caso sembrerebbe esserci una corrispondenza con il movimento fisiologico del tronco durante il cammino. Sul piano sagittale, nella condizione precedente all’inoculo di tossina (Figura 9.3-7) si nota come tutti i segmenti articolari risultino estesi rispetto alla condizione statica. Un’eccezione è rappresentata dal movimento del tronco superiore rispetto al tronco inferiore che risulta dominato da un grado di flessione. L’andamento di tale angolo sembrerebbe riconducibile ad un trend fisiologico caratterizzato da un’iniziale estensione del tronco superiore rispetto al tronco inferiore, una flessione durante la fase di oscillazione che termina in corrispondenza del distacco della punta del piede destro

e un'estensione nella fase finale del cammino. Un trend opposto si riscontra nel movimento relativo di FE tra il tronco inferiore e il bacino. Ad un mese dal trattamento di tossina (Figura 9.3-8), gli andamenti sul piano sagittale appaiono caratterizzati da una certa variabilità. In questo caso l'angolo relativo tra il tronco superiore e il tronco inferiore assume valori negativo, indicando un'estensione rispetto alla condizione statica. Gli andamenti sul piano trasversale sembrano essere molto variabili e di difficile interpretazione. Dalla valutazione dell'andamento dei grafici del movimento della testa rispetto al collo, si evince come tale andamento sembri non essere caratterizzato da una certa ciclicità, rincontrabile invece negli altri grafici. Infatti, l'andamento di questi angoli nell'istante di contatto iniziale del piede destro (100% ciclo del passo), non coincide con l'andamento del contatto iniziale precedente (0% ciclo del passo). Ciò si nota soprattutto nei movimenti sui tre piani anatomici prima dell'inoculo di tossina e sul piano trasversale a seguito dell'inoculo di tossina.

La Tabella 9.3-1 e la Tabella 9.3-2 riportano rispettivamente i parametri spazio-temporali globali e differenziati calcolati per il soggetto M01 prima dell'inoculo di tossina e ad un mese dall'inoculo. Dalla prima tabella si nota come, in entrambe le condizioni, sia la lunghezza del passo, sia la velocità impiegata per compiere un intero ciclo del passo, assumano valori relativamente bassi (in un soggetto sano i valori si aggirano attorno a 1). Dalla seconda tabella si può osservare come, prima della somministrazione della tossina, il distacco del piede avvenga in istanti differenti (intesi come % del ciclo del passo) in base all'arto considerato. Lo stesso si nota per il distacco e per il contatto del piede opposto. Ciò porta ad un differente tempo di appoggio dei due piedi, riscontrabile nel valore di limp index diverso da 1.

9.4.2 Soggetto F02

Ortostatismo. La Figura 9.3-9 mostra la risultante e le componenti della forza di reazione vincolare al terreno. Valutando la variazione di distribuzione del carico si nota come vi sia un'asimmetria di distribuzione caratterizzata da un maggior contributo dell'arto omolaterale alla lateroflessione in condizione di ortostatismo e un maggior contributo dell'arto controlaterale in condizione di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi. Un comportamento analogo è stato riscontrato anche per il soggetto M01 (Figura 9.3-1) e, come già definito, è probabilmente causato da una strategia di raddrizzamento basata sulla spinta dell'arto controlaterale e non sull'attivazione locale della muscolatura della schiena. Questa supposizione può essere indagata attraverso la valutazione dell'attivazione muscolare tramite EMG. Dall'analisi delle componenti della forza di reazione vincolare al terreno si evince che il maggiore contributo di forza provenga dalla direzione perpendicolare al suolo (F_z), come per il soggetto precedente (Figura 9.3-2). Inoltre, in tale direzione, sembrerebbe esserci un miglioramento di distribuzione di carico in condizione correttiva, riscontrabile in una minore differenza di altezza tra le barre degli istogrammi di arto inferiore destro (dx) e sinistro (sx) (la differenza tra la barra blu e rosa risulta minore rispetto alla differenza tra la barra verde e arancione).

Analizzando gli istogrammi relativi alla cinematica globale (Figura 9.3-10) si possono studiare le variazioni degli angoli articolari, calcolati sui tre piani anatomici, nelle due condizioni di ortostatismo. Osservando gli angoli di flessione laterale LB si nota come la testa risulti flessa verso sinistra e come il grado di flessione aumenti in condizione correttiva. Questo probabilmente accade poiché, in tale condizione, la diminuzione del grado di flessione della zona superiore del corpo causa un incremento di flessione sinistra della testa, solidale al resto del corpo. Gli altri segmenti articolari risultano flessi verso destra e diminuiscono il grado di flessione alla richiesta di raddrizzamento, fino a flettersi verso sinistra come nel caso delle pelvi. In particolare, il collo risulta essere la zona con un valore maggiore di LB, circa 25° e il tronco superiore presenta una flessione a destra di circa 15° , in accordo con la condizione di lateroflessione dovuta alla sindrome di Pisa. In condizione

correttiva si verifica una diminuzione del grado di LB del tronco superiore di circa 10°. Come già riscontrato nel soggetto M01, si evince che il paziente presenta una flessione laterale verso destra non solo della parte superiore del tronco ma anche di quella inferiore, del collo e del bacino. Valutando il grafico relativo alla flessione-estensione, si riscontra un andamento conforme a quello del soggetto M01. La testa è soggetta a estensione, tale valore aumenta in condizione correttiva. Il collo risulta particolarmente flesso a causa della curvatura della colonna vertebrale, con un valore di quasi 40° in condizione di ortostatismo e di 35° in condizione correttiva. Il tronco superiore appare maggiormente flesso rispetto al tronco inferiore, con valori rispettivamente di circa 30° e 7°; ciò dipende dal livello della deviazione del tronco. Entrambi i segmenti articolari diminuiscono il grado di flessione in condizione di ortostatismo con correzione. Valutando, infine, il comportamento delle pelvi è evidente il passaggio da una condizione di retroversione, in condizione iniziale, ad una di antiversione, in condizione correttiva. Analizzando il grafico relativo alla rotazione assiale AR si nota come la zona maggiormente coinvolta risulti essere il tronco superiore, con valori di AR maggiori di 20° in entrambe le condizioni di ortostatismo. Al contrario, testa, collo, tronco inferiore e bacino subiscono delle rotazioni inferiori ai 10°.

In Figura 9.3-11 sono riportati gli istogrammi relativi alla cinematica locale. Valutando gli angoli di flessione laterale LB si può osservare come tali valori siano relativamente piccoli, non superando mai i 20°, al contrario di quanto definito per il soggetto M01 (Figura 9.3-4). La testa risulta flessa a sinistra rispetto al collo con una diminuzione del valore dell'angolo di LB in condizione correttiva. Allo stesso modo, il collo appare flesso a sinistra rispetto al tronco superiore ma, in questo caso, la flessione si inverte verso destra alla richiesta di raddrizzamento. In accordo con la lateroflessione destra dovuta alla sindrome di Pisa, il tronco superiore è flesso a destra rispetto al tronco inferiore. Infine, il tronco inferiore risulta lievemente flesso verso destra rispetto alle pelvi, con valori dell'angolo di LB quasi nulli. Questo andamento non è concorde con quanto riscontrato nel soggetto M01 ma, allo stesso tempo, si nota come la valutazione di tale angolo dipenda notevolmente dal posizionamento dei marker a livello delle pelvi e quindi una variazione nel

posizionamento può portare a risultati differenti. Esaminando gli angoli di flessione-estensione FE si nota come siano tutti caratterizzati da una flessione che tende a diminuire in condizione correttiva, ad eccezione dell'angolo tra il collo e la testa. Come definito per il soggetto precedente M01, la testa risulta infatti estesa rispetto al collo per consentire al soggetto di rivolgere lo sguardo davanti a sé, nonostante la flessione del tronco. Inoltre, questo andamento è in accordo con i differenti valori di estensione e flessione calcolati per gli angoli assoluti di testa e collo rispettivamente. Il grado di estensione diminuisce lievemente in condizione di ortostatismo con correzione. Infine, l'analisi degli angoli di rotazione assiale AR evidenzia come la zona sottoposta ad una maggiore rotazione sia tra il collo e tronco superiore. Infatti, il collo risulta ruotato a destra rispetto al tronco superiore di circa 30°, tale valore diminuisce in condizione correttiva. Gli angoli relativi tra tronco inferiore e tronco superiore e tra pelvi e tronco inferiore sono invece caratterizzati da una rotazione assiale verso sinistra, con valori circa uguali in entrambe le condizioni di ortostatismo. Il movimento della testa rispetto al collo è invece variabile.

Cammino. In Figura 9.3-12 sono riportati gli andamenti degli angoli relativi calcolati durante la deambulazione. Da un primo confronto con i grafici discussi per il soggetto M01 (Figura 9.3-7), si nota un netto riscontro. I movimenti di LB di ciascun segmento rispetto a quello adiacente risultano caratterizzati da una flessione verso destra. Un'eccezione è rappresentata dall'angolo calcolato tra il tronco superiore e il tronco inferiore con valori di poco superiori allo zero. Nonostante ciò, si può notare lo stesso trend descritto per il soggetto M01, con un'iniziale flessione a destra del tronco superiore rispetto al tronco inferiore, una successiva flessione a sinistra e il ritorno ad una flessione destra. Lo stesso riscontro è evidente nel movimento LB del tronco inferiore rispetto al bacino con un trend opposto a quanto appena definito. Gli andamenti sul piano sagittale indicano una complessiva estensione di ogni segmento articolare rispetto a quello inferiore adiacente. In particolare, il movimento del tronco superiore rispetto a quello inferiore ricorda il trend riscontrato per il soggetto M01, con un'estensione iniziale, una successiva

flessione²⁷ e il ritorno ad una condizione di estensione in corrispondenza del distacco della punta del piede destro. Anche in questo caso si riscontra un trend opposto nell'analisi dell'angolo tra tronco inferiore e pelvi. Gli andamenti sul piano trasversale sembrano essere caratterizzati da una grande variabilità. Infine, come già discusso per il soggetto M01, l'andamento degli angoli relativi tra collo e testa, sui tre piani anatomici, sembra non essere ciclico.

La Tabella 9.3-3 e la Tabella 9.3-4 riportano rispettivamente i parametri spazio-temporali globali e differenziati calcolati per il soggetto F02. Dalla prima tabella si nota come sia la lunghezza del passo, sia la velocità impiegata per compiere un intero ciclo del passo, assumano valori relativamente bassi (in un soggetto sano i valori si aggirano attorno a 1), in accordo con quanto riscontrato per il soggetto M01 (Tabella 9.3-1). Dalla seconda tabella si osserva invece come i parametri spazio-temporali assumano valori simili tra il ciclo del passo della gamba destra e il ciclo del passo della gamba sinistra.

9.4.3 Soggetto F03

Ortostatismo. La Figura 9.3-13 mostra la risultante e le componenti della forza di reazione vincolare al terreno. Dal primo grafico si può notare come la distribuzione di carico risulti abbastanza bilanciata, a differenza di quanto definito per i soggetti M01 e F02 (Figura 9.3-1 e Figura 9.3-9). Appare sempre evidente un maggiore contributo dell'arto omolaterale alla deviazione ma con una ridotta variazione rispetto al contributo dell'arto controlaterale. Nella condizione di ortostatismo con richiesta di correzione, la forza esercitata da entrambi gli arti inferiori diminuisce leggermente con un valore maggiore raggiunto dall'arto sinistro. Questo sembrerebbe indicare una strategia di raddrizzamento basata sulla spinta dell'arto controlaterale, come già discusso per i soggetti M01 e F02. La valutazione delle componenti della forza di reazione vincolare al terreno evidenzia un notevole contributo della forza in direzione perpendicolare al suolo F_z . Inoltre, analizzando le due condizioni di ortostatismo in tale direzione, si può notare un miglioramento

²⁷ Da intendersi come diminuzione del valore di estensione e non come un valore positivo assunto dall'angolo relativo tra tronco superiore e tronco inferiore

nella distribuzione del carico in condizione correttiva (la differenza tra la barra blu e rosa risulta minore rispetto alla differenza tra la barra verde e arancione).

La Figura 9.3-14 riporta gli istogrammi relativi al calcolo degli angoli assoluti sui tre piani anatomici, in condizione di ortostatismo e alla richiesta di raddrizzamento. Dalla valutazione della cinematica sul piano frontale, si evince una flessione verso destra di tutti i segmenti articolari, concorde al lato di deviazione del tronco. In condizione correttiva il valore di flessione laterale destra di ogni angolo diminuisce, probabilmente questo andamento a livello del bacino porta ad una conseguente flessione del tronco inferiore verso sinistra. Si può quindi affermare che il paziente presenta una flessione laterale verso destra non solo della parte superiore del tronco ma anche di quella inferiore, del collo e del bacino, come già riscontrato nei soggetti M01 e F02. Il grafico relativo agli angoli di flesso estensione evidenzia una condizione comune di flessione, con valori maggiori raggiunti dal segmento collo, più di 30° e dal segmento tronco superiore, circa 15°. Il grado di flessione del tronco inferiore risulta notevolmente inferiore rispetto al valore raggiunto dal tronco superiore, ciò probabilmente dipende dal livello di lateroflessione della sindrome di Pisa. Nel complesso, in condizione correttiva, la flessione dei vari segmenti diminuisce, fino ad assumere valori di estensione nel caso della testa e delle pelvi. Nonostante i gradi di flessione a livello del bacino non siano elevati, si nota una variazione dalla condizione di retroversione ad una di antiversione. Gli andamenti degli angoli assoluti calcolati sul piano trasversale presentano una rotazione verso destra comune a tutti i segmenti, il valore di tale angolo diminuisce globalmente in condizione libera con correzione invertendo il verso di rotazione nel caso del segmento tronco superiore. Un'eccezione è rappresentata dal collo in quanto aumenta il grado di rotazione.

Gli andamenti degli angoli relativi nelle due condizioni di ortostatismo sono riportati in Figura 9.3-15. I valori di flessione laterale LB indicano una lieve flessione verso destra della testa rispetto al collo che si converte in una flessione verso sinistra nel momento in cui viene chiesto al soggetto di raddrizzarsi. Il collo risulta flesso a sinistra rispetto al tronco superiore, in accordo con quanto riscontrato nei soggetti M01 e F02 (Figura 9.3-4 e Figura 9.3-11). Il grado di flessione a sinistra aumenta in

condizione correttiva. La deviazione del tronco verso destra dovuta alla sindrome di Pisa porta ad una flessione verso destra del tronco superiore rispetto al tronco inferiore, come definito per i soggetti M01 e F02 (Figura 9.3-4 e Figura 9.3-11), con un minimo miglioramento in condizione libera con correzione. Infine, analogamente a quanto descritto per il soggetto M01 (Figura 9.3-4), il tronco inferiore appare flesso verso sinistra rispetto al bacino, con un lieve aumento del valore dell'angolo in condizione correttiva. Gli andamenti degli angoli di flessione estensione sono concordi a quanto riscontrato nei soggetti M01 e F02 (Figura 9.3-4 e Figura 9.3-11). In particolare, la testa appare estesa rispetto al collo a causa della flessione complessiva della schiena, questo si può notare anche valutando i diversi valori di flessione degli angoli assoluti di testa e collo. Gli angoli relativi tra collo e tronco superiore, tronco superiore e tronco inferiore, tronco inferiore e pelvi, mostrano valori di flessione tra i segmenti adiacenti che diminuiscono a seguito della correzione di postura. Infine, l'analisi degli angoli di rotazione assiale AR evidenzia valori di rotazione minori tra la testa e il collo. Quest'ultimo segmento appare ruotato a sinistra rispetto al tronco superiore, in disaccordo con quanto definito per il soggetto M02. Probabilmente il grado di rotazione tra questi due segmenti dipende anche dal posizionamento del marker RBAK sulla scapola destra, in quanto definisce il piano su cui giace il segmento tronco superiore. Il tronco superiore è ruotato a destra rispetto al tronco inferiore, questo andamento si può notare anche nei soggetti M01 e F02.

Cammino. Gli andamenti degli angoli relativi calcolati durante la deambulazione sono riportati in Figura 9.3-16. Dal confronto con i grafici discussi per i due soggetti precedenti M01 e F02 (Figura 9.3-7 e Figura 9.3-12), si notano delle variazioni più accentuate. È innanzitutto evidente come la variabilità fisiologica del movimento del collo probabilmente influisca sugli andamenti degli angoli relativi che coinvolgono il segmento collo. Il movimento di flessione laterale del tronco superiore rispetto al tronco inferiore risulta essere caratterizzato da una flessione complessiva verso sinistra ma consente di individuare due cicli con un primo picco negativo²⁸ in corrispondenza del 10% del ciclo del passo circa, un picco positivo

²⁸ Negativo rispetto al trend dell'angolo in questione e non rispetto allo zero

all'incirca al 45% del ciclo, il secondo picco negativo attorno al 60% e infine il secondo picco positivo verso la fine del ciclo del passo. Questo indica probabilmente che nella fase di oscillazione del piede sinistro il tronco superiore aumenti il grado di flessione verso sinistra rispetto al tronco inferiore. Il movimento LB del tronco inferiore rispetto alle pelvi oscilla intorno allo zero e permette di individuare un trend analogo a quanto appena definito²⁹. È interessante notare come gli andamenti descritti ricordino quanto riscontrato nello sviluppo del modello a 5 segmenti³⁰ (Figura 6.3-2). La valutazione degli angoli articolari sul piano sagittale permette di individuare un'apparente variabilità nel movimento del tronco superiore rispetto al tronco inferiore con una continua variazione dell'angolo di flesso estensione. L'andamento dell'angolo calcolato tra il tronco inferiore e le pelvi sembra essere simile a quanto descritto per i soggetti M01 e F02 (Figura 9.3-7 e Figura 9.3-12). Si evince come il grado di flessione diminuisca nella fase iniziale del ciclo del passo e aumenti nuovamente terminata la fase di oscillazione del piede sinistro. Infine, l'analisi degli angoli sul piano trasversale risulta essere di difficile interpretazione a causa della grande variabilità degli andamenti.

La Tabella 9.3-5e la Tabella 9.3-6 riportano rispettivamente i parametri spaziotemporal globali e differenziati calcolati per il soggetto F02. Da entrambe le tabelle si notano valori conformi agli standard di soggetti sani e simili tra il ciclo del passo della gamba destra e il ciclo del passo della gamba sinistra. Questo probabilmente indica che la patologia del soggetto F03 non influenza negativamente la deambulazione.

²⁹ In questo caso i picchi risultano essere positivi e negativi rispetto allo zero

³⁰ Confrontando l'angolo LB del segmento Med-Lum con l'angolo LB del segmento tronco-inf tronco-superficie e l'angolo Lum-Sac con l'angolo pelvi tronco-inf

10 Conclusioni

Lo scopo del presente studio riguarda lo sviluppo di un modello cinematico del tronco suddiviso in più segmenti e nella valutazione biomeccanica di soggetti sani e con sindrome di Pisa in posizione statica eretta e durante il cammino. Gli angoli relativi calcolati tra i segmenti vertebrali adiacenti sono stati scelti come risultati di interesse. In aggiunta, nello studio dei soggetti con sindrome di Pisa, sono stati considerati sia i differenti contributi dei risultati e delle componenti della forza di reazione vincolare al terreno, sia i valori medi degli angoli relativi e assoluti, in due condizioni differenti: ortostatismo e ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi.

Inizialmente si è scelto di analizzare e verificare il modello a 5 segmenti applicato su soggetti sani adottando come standard di confronto il modello PiG full-body e il metodo Tilt-Twist. Nello specifico, gli angoli articolari e i valori di ROM calcolati sui tre piani anatomici hanno dimostrato una buona correlazione con i precedenti lavori della letteratura. Inoltre, la modellazione del tronco in più segmenti consente di valutare il contributo delle singole zone vertebrali durante il movimento, ciò non risulta possibile con modello PiG full-body. L'andamento degli angoli calcolati con la convenzione di Eulero YXZ è risultato conforme al calcolo eseguito con il metodo Tilt-Twist. Ciò permette di affermare che, nel complesso, il modello implementato proposto è affidabile e adatto ad eseguire valutazioni biomeccaniche nell'analisi del movimento. Nonostante ciò, appaiono evidenti alcune limitazioni, tra cui lo studio su una popolazione di soli due soggetti di genere femminile. Infatti, per validare il modello appare necessario coinvolgere una popolazione più ampia.

I risultati promettenti ottenuti da questo studio hanno permesso di indagare l'applicazione di un modello semplificato a 3 segmenti su soggetti patologici con sindrome di Pisa. La segmentazione spinale e la valutazione degli angoli relativi tra segmenti vertebrali adiacenti appaiono, infatti, di rilevante importanza in pazienti con anomalie posturali spinali come la sindrome di Pisa. In particolare, in questo lavoro sono state eseguite delle analisi preliminari volte a evidenziare il grado di deviazione del tronco di ogni soggetto. I risultati acquisiti dalle due condizioni di

ortostatismo hanno consentito di valutare le diverse strategie di raddrizzamento adottate dai pazienti. Inoltre, la valutazione degli angoli assoluti e relativi dei segmenti vertebrali in queste condizioni ha permesso di esaminare il grado di anomalia posturale sui tre piani anatomici e l'eventuale miglioramento in condizione correttiva, con una particolare attenzione rivolta alla valutazione del grado di flessione laterale del tronco. Lo studio della dinamica ha consentito di ottenere informazioni riguardo al movimento 3D dei segmenti vertebrali durante la deambulazione.

Il modello implementato appare particolarmente interessante per eseguire valutazioni riguardo la statica e la dinamica di soggetti patologici. Si potrebbe pensare di eseguire ulteriori indagini su pazienti affetti da anomalie posturali differenti dalla sindrome di Pisa. La segmentazione del modello potrebbe consentire, per esempio, analisi su soggetti con anterocollo, captocormia o scoliosi. Inoltre, il posizionamento dei marcatori favorisce le valutazioni anche in condizioni di un elevato grado di flessione del paziente poiché non coinvolge la zona toracica. Ciò appare invece un limite nell'utilizzo di modelli come il PiG full-body.

Tra gli altri sviluppi futuri di questo studio, si potrebbe pensare di usare tale modello per favorire una classificazione di pazienti in base alle variabili indagate, basata per esempio sulla strategia di raddrizzamento o sul grado di flessione laterale o di flesso estensione dei segmenti vertebrali. Varrebbe la pena coinvolgere una popolazione più ampia di soggetti in modo da validare il modello ed eventualmente applicarlo in ambito clinico. In questa ipotesi, si potrebbe individuare la zona più comune di lateroflessione per implementare un nuovo modello meno variabile e standardizzato.

I limiti di questo studio riguardano un numero limitato di soggetti e una variabilità inter-soggetto. Infatti, trattandosi di uno studio preliminare non vi è un protocollo standard da seguire durante le analisi.

Bibliografia

- Abdulhay, E. et al., 2018. Gait and tremor investigation using machine learning techniques for the diagnosis of Parkinson disease. *Future Generation Computer Systems*, Volume 83, pp. 366-373.
- Alqhtani, R., Jones, M., Theobald, P. & Williams, J., 2015. Reliability of an accelerometer-based system for quantifying multiregional spinal range of motion. *J Manipulative Physiol Ther*, Volume 38, p. 275–281.
- Alqhtani, R., Jones, M., Theobald, P. & Williams, J., 2016. Investigating the contribution of the upper and lower lumbar spine, relative to hip motion, in everyday tasks. *Manual Therapy*, Volume 21, pp. 268-273.
- Artusi, C. A. et al., 2019. Botulinum toxin for Pisa syndrome: An MRI-, ultrasound- and electromyography-guided pilot study. *Parkinsonism and Related Disorders*, Volume 62, p. 231–235.
- Barth, J. et al., 2011. Biometric and Mobile Gait Analysis for Early Diagnosis and Therapy Monitoring in Parkinson's Disease. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.*, pp. 868-871.
- Bauer, C. et al., 2015. Concurrent validity and reliability of a novel wireless inertial measurement system to assess trunk movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 25, p. 782–790.
- Bonanni, L. et al., 2007. Botulinum toxin treatment of lateral axial dystonia in Parkinsonism.. *Movement Disorders*, Volume 22, pp. 2097-2103.
- Bonita, s.d. *Bonita*. [Online] Available at: https://est-kl.com/images/PDF/Vicon/Bonita_Optical.pdf
- Boudreau, H. R., Kaegi, C. & Rousseau, J., 2002. *Grille d'évaluation de la sécurité à la marche (GEM)*,. Ottawa: s.n.
- BTK, s.d. *BTK Matlab Wrapper Documentation - Biomechanical ToolKit*. [Online] Available at: <http://biomechanical-toolkit.github.io/docs/Wrapping/Matlab/>
- C3D.ORG, s.d. *C3D.ORG - The biomechanics standard file format*. [Online] Available at: <https://www.c3d.org>
- Cafolla, D. & Ceccarelli, M., 2015. Design and simulation of humanoid Spine. *Mechanisms and Machine Science*, Volume 24, p. 585–593.
- Cappozzo, A., 1984. Compressive Loads in the Lumbar Vertebral Column During Normal Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research*, Volume 1, pp. 292-301.
- Castrioto, A. et al., 2014. The Pathogenesis of Pisa Syndrome in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, 29(9), pp. 1100-1107.
- Cometa, s.d. *Cometa Systems - Wireless EMG and IMU solutions*. [Online] Available at: <https://www.cometasystems.com>
- Cooper, R., Cardan, C. & Allen, R., 2001. Computer visualisation of the moving human lumbar spine. *Computers in Biology and Medicine*, Volume 31, p. 451–469.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R., 1997. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait Posture*, 5(1), p. 13–20.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R. & Smith, R., 1997. Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture*, Volume 5, p. 6–12.
- Davie, C. A., 2008. A review of Parkinson's disease. *Brit Med Bull*, Volume 86, pp. 109-127.

- Davis III, R., Ounpuu, S., Tyburski, D. & Gage, J., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, Issue 10, pp. 575-587.
- Devereaux, M. W., 2007. Anatomy and Examination of the Spine. *Neurologic Clinics*, Volume 25, p. 331–351.
- Digitimer, s.d. *Disposable Hypodermic Needle Electrodes*. [Online] Available at: <https://www.digitimer.com/product/human-neurophysiology/neurodiagnostic-accessories/electromyography-emg/disposable-hypodermic-needle-electrodes/>
- Digo, E., Pierro, G., Pastorelli, S. & Gastaldi, L., 2019. Tilt-Twist Method Using Inertial Sensors to Assess Spinal Posture During Gait. In: *International conference on robotics in Alpe-Adria Danube Region, Kaiserslautern*, p. 384–392.
- Digo, E., Pierro, G., Pastorelli, S. & Gastaldi, L., 2020. Evaluation of spinal posture during gait with inertial measurement units. *Journal of Engineering in Medicine*, 234(10), p. 1094–1105.
- Digo, E., Pierro, G., Pastorelli, S. & Gastaldi, L., 2020. Evaluation of spinal posture during gait with inertial measurement units. *Journal of Engineering in Medicine*, 234(10), p. 1094–1105.
- Doherty, K. M. et al., 2011. Postural deformities in Parkinson's disease. *Lancet Neurol*, 10(6), pp. 538- 549.
- Dorsey, E. et al., 2007. Projected number of people with parkinson disease in the most populous nations, 2005 through 2030. *Neurology*, 68(5), p. 384–386.
- Engsberg, J. R. et al., 2003. Gait Changes as the Result of Deformity Reconstruction Surgery in a Group of Adults With Lumbar Scoliosis. *Spine*, 28(16), p. 1836–1844.
- Fasano, A., C., G. & A., B., 2018. Diagnostic criteria for camptocormia in Parkinson's disease: a consensus-based proposal. *Parkinsonism Relat Disord*, Volume 53, pp. 53-57.
- Ferraresi, C., 2014. *Corso di Meccanica Applicata ai Sistemi Biomedici*. s.l.:s.n.
- Gastaldi, L., Lisco, G. & Pastorelli, S., 2015. Evaluation of functional methods for human movement modelling. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17(4), p. 31–38.
- Gerlach, M., Reichmann, H. & Riederer, P., 2001. In: *Die Parkinson-Krankheit*. s.l.:Springer, p. 216.
- Gilroy, A. M. & MacPherson, B. R., s.d. *Atlante di Anatomia - Prometheus*. Terza edizione a cura di s.l.:EdiSES.
- Goodvin, C., Park, E., Huang, K. & Sakaki, K., 2006. Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice. *Med Biol Eng Comput*, Volume 44, p. 1061–1075.
- Google, s.d. *Google Code Archive - Google Code*. [Online] Available at: <https://code.google.com/archive/p/b-tk/>
- Hajibozorgi, M. & Arjmand, N., 2016. Sagittal range of motion of the thoracic spine using inertial tracking device and effect of measurement errors on model prediction. *Journal of Biomechanics*, Volume 49, p. 913–918.
- Hausdorff, J. M., 2009. Gait dynamics in Parkinson's disease: Common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos*, 19(2), p. 026113.
- Huang, R. C., Wright, T. M., Panjabi, M. M. & Lipman, J. D., 2005. Biomechanics of Nonfusion Implants. *Orthopedic Clinics of North America*, Volume 36, p. 271 – 280.

- Kataoka, H. & Ueno, S., 2017. Can postural abnormality really respond to levodopa in Parkinson's disease?. *Journal of the neurological sciences*, Volume 377, pp. 179-184.
- Kavanagh, J., Barrett, R. & Morrison, S., 2006. The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Experimental Brain Research*, 172(4), p. 454-463.
- Konz, R. J. et al., 2006. A Kinematic Model to Assess Spinal Motion During Walking. *Spine*, 31(24), pp. 898-906.
- Leardini, A. et al., 2011. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, Volume 26, p. 562-571.
- Leardini, A. et al., 2011. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, Volume 26, p. 562-571.
- Loughenbury, P., Tsirikos, A. & Gummerson, N., 2016. Spinal biomechanics e biomechanical considerations of spinal stability in the context of spinal injury.
- Magee, D. J., 2014. *Orthopedic Physical Assessment*. Sesta edizione a cura di Philadelphia: Elsevier.
- Mahadeva, 2018. Anatomy of the vertebral.
- Matlab, s.d. *MATLAB - MathWorks - MATLAB & Simulink*. [Online] Available at: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>
- Needham, R., Naemi, R., Healy, A. & Chockalingam, N., 2015. Multi-segment kinematic model to assess three-dimensional movement of the spine and back during gait. *Prosthetics and Orthotics International*, p. 1-12.
- Netter, F. H., 2007. *Atlante di anatomia umana*. Quarta edizione a cura di Barcellona: Elsevier.
- Pacchetti, C. et al., 1995. (1995), "Off" painful dystonia in Parkinson's disease treated with botulinum toxin. *Movement disorders*, Volume 10, pp. 333-336.
- parkinsonitalia, s.d. *parkinsonitalia*. [Online] Available at: http://www.parkinsonitalia.it/i_farmaci1/
- Qualisys, s.d. *Long range active marker*. [Online] Available at: <https://www.qualisys.com/accessories/markers/long-range-active-marker/>
- Qualisys, s.d. *Qualisys - Accessories - Super-spherical markers*. [Online] Available at: <https://www.qualisys.com/accessories/markers/super-spherical-markers/>
- Ryan, N. & Bruno, P., 2017. Analysis of 3D multi-segment lumbar spine motion during gait and prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Volume 33, pp. 111-117.
- Shirazi-Adl, Seyed, A., Shrivastava, S. C. & Ahmed, A. M., 1984. Stress Analysis of the Lumbar Disc-Body Unit in Compression a Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Study. *Spine*, 9(2), pp. 120-134.
- Sprager, S. & Juric, M. B., 2015. Inertial sensor-based gait recognition: a review. *Sensors (Basel) 2015; 15: 22089-22127.*, 15(9), pp. 22089-127.
- Stamatakis, J., Cremers, D., Maquet, B. & Garraux, G., 2011. Gait feature extraction in parkinson's disease using low-cost accelerometers. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, p. 7900-7903.

- Sutherland, D. H., Kaufman, K. R. & Moitza, J. R., 1994. Kinematics of normal human walking. In: J. Rose & J. G. Gamble, a cura di *Human locomotion*. Baltimore: Williams & Wilkins, p. 237/44.
- Syczewska, M., Oberg, T. & Karlsson, D., 1999. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clinical Biomechanics*, Volume 14, pp. 384-388.
- Technomed, s.d. *Disposable Adhesive Surface Electrode*. [Online] Available at: <https://www.technomed.nl/product/disposable-adhesive-surface-electrode>
- Tinazzi, M., Gandolfi, M. & Artusi, C. A., 2019. Validity of the wall goniometer as a screening tool to detect postural abnormalities in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, Volume 69, pp. 159-165.
- Tinazzi, M. et al., 2019. Postural Abnormalities in Parkinson's Disease: An Epidemiological and Clinical Multicenter Study. *Movement Disorders Clinical Practice*, 6(7), p. 576-585.
- Tinazzi, M. et al., 2016. Pisa syndrome in Parkinson's disease: an integrated approach from pathophysiology to management. *Movement Disorder*, 31(12), p. 1785-1795.
- Tramonti, C. et al., 2017. Gait dynamics in Pisa syndrome and Camptocormia: The role of stride length and hip kinematics. *Gait Posture*, 57 Sep, pp. 130-135.
- Vicon, s.d. *Vicon*. [Online] Available at: <https://www.vicon.com>
- White III, A. A. & Panjabi, M. M., 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Seconda edizione a cura di Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Winter, D. A., 1989. Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control. *Journal of Motor Behavior*, 21(4), p. 337-355.
- Winter, D. A., MacKinnon, C. D., Ruder, G. K. & Wieman, C., 1993. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Progress in Brain Research*, Volume 97, p. 359-366.
- Wong, W. Y. & Wong, M. S., 2008. Trunk posture monitoring with inertial sensors. *Eur Spine J*, Volume 17, p. 743-753.
- Zago, M. et al., 2018. Gait evaluation using inertial measurement units in subjects with Parkinson's disease. *J Electromyogr Kinesiol*, Volume 42, pp. 44-48.
- ZygoteBody, s.d. *Zygote Body 3D Anatomy Online Visualizer - Human Anatomy*. [Online] Available at: <https://www.zygotebody.com>

Ringraziamenti

Come ogni importante traguardo raggiunto, devo questo risultato a tutte le persone che mi sono state vicino. Ci terrei quindi a ringraziare:

La Prof. Laura Gastaldi per avermi permesso di svolgere questo lavoro portandomi a conoscenza di un mondo, fino ad ora studiato solo sui libri. Il Dott. Ugo Dimanico e tutto lo STAFF ospedaliero di neurologia e fisiatria della Città della Salute di Torino con cui ho avuto il piacere di collaborare.

Elisa Panero, grazie per la tua infinita disponibilità, per aver colmato ogni mio dubbio, per avermi aiutato a risolvere tutti i problemi che mi si presentavano ma soprattutto per avermi trasmesso la tua passione e la tua determinazione. Sei stata il mio punto di riferimento in questi mesi e la realizzazione di questa tesi non sarebbe stata la stessa senza di te.

Grazie alla mia nonna, per aver festeggiato con me ogni esame superato. Sei la mia colonna portante e se oggi ho raggiunto questo traguardo è soprattutto merito tuo. Grazie alla mia mamma e al mio papà, per avermi sempre dimostrato il loro amore, per non aver mai smesso di credere in me e per avermi dato la forza di superare ogni difficoltà.

Grazie ad Alice, Margherita e Davide, per aver reso il Poli un po' meno grigio ed aver riempito ogni mia giornata trascorsa a Torino. Condividere con voi gli studi matti e disperati durante le sessioni e la tesi li ha resi quasi piacevoli. Grazie per tutti i bei momenti che porterò sempre con me, il Poli non sarebbe stato lo stesso senza voi.

Grazie a Stefano, per avermi fatto amare Torino, per essermi stato sempre vicino e per avermi supportato in tutto trasmettendomi un senso di tranquillità e sicurezza anche nei momenti più critici. Grazie per credere in me e per tutti i "non preoccuparti" che mi hai detto in questi anni. Sei e sarai sempre il mio riferimento.

Infine, ringrazio Luciano, per tutte le premure pre-esame e per aver condiviso con me le giornate trascorse a Torino. Grazie Marcella, nonostante ci separino chilometri di distanza so di poter contare sempre su di te. Grazie Camilla, per essere il mio braccio destro ormai da anni. Grazie a Luca, per l'intesa che si è creata tra di noi. Grazie Umberto, per la disponibilità che ti contraddistingue.