POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale

in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

Analisi del cammino in pazienti affetti da sindrome di Pisa: confronto biomeccanico pre e post trattamento con tossina botulinica

Relatori:

Prof.ssa Laura Gastaldi

Prof.ssa Elisa Panero

Dott. Ugo Dimanico

Candidato:

Andrea Giansiracusa

Anno Accademico 2020/2021

A Salvo,

amico fraterno che ha sempre creduto in me

a volte anche più di me stesso.

Sei sempre con me.

Abstract

The spine is a complex anatomical structure that provides support to the human body during every movement. Pathologies and alterations of the spine can have important repercussions in the performance of daily activities. Pisa syndrome is an important postural alteration that is found in patients with Parkinson's disease and is defined as a lateral flexion of the trunk of at least 10°, reversible in some cases. Recent studies have identified as possible therapeutic solutions both focal treatment with botulinum toxin inoculum, and rehabilitation pathways based on posture and walking re-education. The evaluation of the effectiveness of the therapies was conducted mainly through the electromyographic analysis of the muscles of interest and the application of clinical questionnaires (e.g. UPDRS). Few recent studies have proposed a biomechanical evaluation of posture and walking.

The aim of the thesis is the biomechanical evaluation of the effectiveness of botulinum toxin treatment in subjects with Pisa syndrome. 7 subjects (age 64.7±10.4 years, years of Parkinson's 11.4±8 years, years of Pisa syndrome 3.6±2 years) were involved in the experimental protocol. For the tests, an optoelectronic system with 8 infrared cameras (VICON Bonita, 100 Hz), 2 video cameras (VICON VUE, 50 Hz) and two force platforms (Kistler,1000 Hz) were used. The experimental tests include 2 tasks of movement, orthostatism and walking and were carried out before and after one month from the treatment with botulinum toxin of the paraspinal muscles (ileocostal and longissimus lumbar) ipsilateral to the side of the deviation. Two biomechanical models were used for the evaluation: a custom 5-segment model developed in a previous work for trunk segmentation, and the Plug In Gait Lower Body model for the calculation of the descriptive space-time parameters of the walk. The biomechanical parameters evaluated are: ground reaction forces, articular kinematics of the trunk (absolute and relative) on the sagittal and frontal plane, global and differentiated space-time parameters. Before the treatment all patients showed an asymmetrical load distribution between the two lower limbs (58.2±7.5% ipsilateral, 41.8±7.5% contralateral to the high trunk deviation). One month after the treatment, asymmetry is reduced

(51% ipsilateral, 49% contralateral). The kinematic data after treatment showed in almost all subjects a reduction of absolute angle of flexion (-17.2° maximum decrease) and lateral flexion (-17.7°) of the head, and a reduction in the relative angle of flexion (-17°) and lateral flexion (-41.8°) between neck and head. In the evaluation of walking, the space-time parameters showed in most patients an increase of the average speed of the walk (+30% maximum increase), the cadence of the step (+10%) and the length of the step (+18%).

Although the results obtained are promising, patient data show a variability in response to treatment, strongly influenced also by the clinical heterogeneity of departure. Future studies will focus on extending tests to wider population, evaluating at different time intervals and integrating additional biomechanical parameters (lower limb kinematics, surface electromyography of trunk muscles).

Abstract

La colonna vertebrale è una struttura anatomica complessa che garantisce supporto al corpo umano durante ogni movimento. Patologie e alterazioni della colonna vertebrale possono avere importanti ripercussioni nello svolgimento di attività quotidiane. La sindrome di Pisa è un'importante alterazione posturale che si riscontra in pazienti affetti da morbo di Parkinson ed è definita come una flessione laterale del tronco di almeno 10°, in alcuni casi reversibile. Studi recenti hanno identificato come possibili soluzioni terapeutiche sia il trattamento focale con inoculo di tossina botulinica, sia percorsi riabilitativi basati sulla rieducazione alla postura e al cammino. La valutazione di efficacia delle terapie è stata condotta principalmente tramite l'analisi elettromiografica dei muscoli di interesse e l'applicazione di questionari clinici (ad es. UPDRS). Pochi recenti studi hanno proposto una valutazione biomeccanica della postura e del cammino.

Lo scopo della tesi consiste nella valutazione biomeccanica dell'efficacia del trattamento di tossina botulinica in soggetti affetti da sindrome di Pisa. 7 soggetti (età 64.7±10.4 anni, anni di Parkinson 11.4±8 anni, anni di sindrome di Pisa 3.6±2 anni) sono stati coinvolti nel protocollo sperimentale. Per i test è stato utilizzato un sistema optoelettronico ad 8 telecamere ad infrarossi (*VICON Bonita, 100 Hz*), 2 camere video (*VICON VUE, 50 Hz*) e due pedane di forza (*Kistler, 1000 Hz*). I test sperimentali comprendono 2 task di movimento, ortostatismo e cammino e sono stati effettuati prima e dopo un mese dal trattamento con tossina botulinica dei muscoli paraspinali (ileocostale e lunghissimo lombari) omolaterali al lato della deviazione. Per la valutazione sono stati utilizzati due modelli biomeccanici: un modello custom a 5 segmenti sviluppato in un precedente lavoro per la segmentazione del tronco, e il modello *Plug In Gait Lower Body* per il calcolo dei parametri spazio-temporali descrittivi del cammino. I parametri biomeccanici valutati sono: forze di reazione vincolare al suolo, cinematica articolare del tronco (assoluta e relativa) sul piano sagittale e frontale, parametri spazio-temporali globali e differenziati. Prima del trattamento tutti i pazienti hanno mostrato una distribuzione di carico asimmetrica tra i due arti inferiori (58.2±7.5% omolaterale, 41.8±7.5% controlaterale rispetto al alto di deviazione del tronco).

Ad un mese dal trattamento, l'asimmetria è ridotta (51% omolaterale, 49% controlaterale). I dati cinematici dopo il trattamento hanno evidenziato in quasi tutti i soggetti un riduzione dell'angolo assoluto di flessione (-17.2° massimo decremento) e di flessione laterale (-17.7°) della testa, e una riduzione dell'angolo relativo di flessione (-17°) e di flessione laterale (-41.8°) tra collo e testa. Nella valutazione del cammino, i parametri spazio-temporali hanno evidenziato nella maggior parte dei pazienti un aumento della velocità media del cammino (+30% massimo incremento), della cadenza del passo (+10%) e della lunghezza del passo (+18%).

Sebbene i risultati ottenuti siano promettenti, i dati dei pazienti mostrano una variabilità nella risposta al trattamento, fortemente influenzata anche dalla eterogeneità clinica di partenza. Studi futuri si concentreranno sull'estensione dei test ad una popolazione più ampia, sulla valutazione in differenti intervalli di tempo e sull'integrazione di ulteriori parametri biomeccanici (cinematica arti inferiori, elettromiografia di superficie dei muscoli del tronco).

Indice

Indice delle figure……...……11

Indice delle tabelle……15

1. Fisiologia e anatomia della colonna vertebrale……..17

1.1 Sistema scheletrico……17

1.1.1 Morfologia delle vertebre……18

1.1.2 Unità funzionale disco-vertebrale……21

1.1.3 Curvature fisiologiche della colonna vertebrale……24

1.2 Sistema muscolare……..26

1.2.1 Muscoli spinali superficiali……...26

1.2.2 Muscoli spinali intermedi……..28

1.2.3 Muscoli spinali profondi……...28

1.3 Funzioni della colonna vertebrale……30

2. Biomeccanica e alterazioni della colonna vertebrale……33

2.1 Stabilità e cinematica della colonna vertebrale……33

2.2 Comportamento biomeccanico del disco intervertebrale……36

2.3 Alterazioni e patologie della colonna vertebrale……..39

2.4 Morbo di Parkinson e anomalie posturali……44

3. Analisi del cammino……47

3.1 Biomeccanica del cammino……47

3.2 Il ciclo del cammino……51

3.3 Determinanti del passo, cinematica e dinamica del cammino……54

3.4 Metodi di analisi e strumentazione……56

3.4.1 Sistemi ottici e non ottici……...57

3.4.2 Pedane di forza……..61

3.4.3 Elettromiografia (EMG)…….....62

4. Stato dell'arte della sindrome di Pisa……..64

4.1 Definizioni e diagnosi……..64

4.2 Fisiopatologia e trattamenti……...68

4.3 Caratteristiche cinematiche e dinamiche della sindrome di Pisa…73

5. Obiettivo della tesi……81

6. Test sperimentali……..83

6.1 Materiali e metodi…….....83

6.1.1 Soggetti…….83

6.1.2 Strumentazione…….84

6.1.3 Modelli biomeccanici……87

6.1.4 Task di movimento……....90

6.1.5 Analisi dei dati……..90

6.2 Risultati……...92

6.2.1 Soggetto M01……92

6.2.2 Soggetto F01……96

6.2.3 Risultati inter-soggetto……..99

6.3 Discussioni……107

6.3.1 Soggetto M01……..107

6.3.2 Soggetto F01……...110

6.3.3 Inter-soggetto……..114

7. Conclusioni……..119

Bibliografia……...121

Appendice A……126

Indice delle figure

Figura 1.1-1 Regioni della colonna vertebrale: a) piano frontale vista anteriore, b) piano frontale vista posteriore (Mahadevan, 2018)……...18

Figura 1.1-2 Caratteristiche essenziali delle vertebre cervicali, toraciche e lombari viste dal piano trasversale (a) e lateralmente (b) (Martini, 2018)……..19

Figura 1.1-3 Vertebre cervicali superiori (ZygoteBody, s.d.)……..20

Figura 1.1-4 Unità funzionale disco-vertebrale (Mahadevan, 2018)……21

Figura 1.1-5 Disco intervertebrale, vista trasversale (a) e vista latero-anteriore (b) (Gilroy, MacPherson, Ross, 2019)……22

Figura 1.1-6 Sezione sagittale mediana di due vertebre lombari e dei loro legamenti (Grey, 1918)……23

Figura 1.1-7 Regioni della colonna vertebrale: piano sagittale vista laterale da sinistra e angoli delle curvature fisiologiche (Mahadevan, 2018)……25

Figura 1.2-1 Rappresentazione dei muscoli superficiali: trapezio, gran dorsale, piccolo romboide, grande romboide, elevatore della scapola (ZygoteBody, s.d.)……...27

Figura 1.2-2 Rappresentazione dei muscoli spinali intermedi dentato posteriore superiore ed inferiore (a) e dei muscoli spinali profondi paravertebrali ileocostale, spinale e lunghissimo (b) (ZygoteBody, s.d.)……..30

Figura 1.3-1 Rappresentazione della struttura ad albero maestro della colonna vertebrale (a) e delle inclinazioni del bacino durante l'appoggio su un arto (b) (Kapandji I.A., 1974)……31

Figura 2.1-1 Assi e piani del corpo umano……..34

Figura 2.1-2 Movimenti della colonna vertebrale: rotazione assiale (attorno all'asse longitudinale, z), flessione laterale (rotazione attorno all'asse sagittale, x), flessione/estensione (rotazione attorno all'asse verticale, y). IAR = asse di istantanea rotazione. (Loughenbury, et al., 2016)……35

Figura 2.1-3 ROM dei movimenti di flesso-estensione, flessione laterale e rotazione assiale delle tre regioni anatomiche della colonna vertebrale (Panero, 2020)……36

Figura 2.2-1 Semplificazione del comportamento meccanico del disco intervertebrale in condizione statica di riposo (A) e durante movimento di trazione (B) e compressione (C) (Kapandji, 1974)……37

Figura 2.2-2 Semplificazione del comportamento meccanico del disco intervertebrale in condizione di estensione (A), flessione (B), flessione laterale (C), applicazione di una forza verticalmente e leggermente obliqua (D), rotazione assiale (E). (Kapandji, 1974)……38

Figura 2.3-1 Iperlordosi lombare (vista sagittale): meccanismi compensatori nella postura (a) e incremento dell'angolo pelvico (b) (Magee, 2014)……...41

Figura 2.3-2 Vista frontale posteriore di scoliosi strutturata idiopatica con curvatura toracica a destra (Magee, 2014)……43

Figura 2.3-3 Vista sagittale delle diverse tipologie di ipercifosi toracica: schiena tonda (a), gobba (b), schiena piatta (c) e gobba della vedova (d) (Magee, 2014)……43

Figura 2.4-1 Camptocormia superiore (a), Camptocormia inferiore (b), Antecollis (c), Sindrome di Pisa (d) (Tinazzi, et al., 2019)……45

Figura 3.1-1 Tipi di movimento nei tre piani anatomici (sagittale, coronale, trasversale) (Abu Faraj, et al., 2015)……50

Figura 3.2-1 Ciclo dell'andatura umana (De Biase, et al., 2020)……52

Figura 3.2-2 Descrittori spaziali del ciclo del passo (Pirker & Katzenschlager, 2017)……52

Figura 3.3-1 Caratteristiche cinematiche dell'andatura: articolazione del ginocchio (De Biase, et al., 2020)……55

Figura 3.3-2 Caratteristiche dinamiche dell'andatura: GRF (De Biase, et al., 2020)……56

Figura 3.4-1 Dati acquisibili tramite analisi del movimento e strumenti utilizzati……56

Figura 3.4.1-1 Principio della stereofotogrammetria applicato ai sistemi ottici per l'analisi del movimento……58

Figura 3.4.1-2 Wand di calibrazione……58

Figura 3.4.1-3 Marker attivo……59

Figura 3.4.1-4 Marker passivi di diverse dimensioni……59

Figura 3.4.2-1 Schema di una pedana dinamometrica e dei due diversi tipo di trasduttore……61

Figura 3.4.3-1 Esempi di elettrodo ad ago e superficiale (MedicalExpo)……63

Figura 3.4.3-2 Volume di prelievo per un elettrodo di superficie e un elettrodo intramuscolare. Fibre di UM sta ad indicare le fibre dei motoneuroni, responsabili della generazione del segnale elettrico……..63

Figura 4.1-1 Valutazione sindrome di Pisa tramite goniometro a muro (a), inclinometro (b), applicazione per smartphone (c) e calcolo angolo di Cobb (d) ricavato tramite radiografia della colonna vertebrale (Tinazzi, et al., 2016)……65

Figura 4.1-2 Tracciati EMG , registrati in posizione di riposo in piedi, dei muscoli lombari e toracici (destri e sinistri) di soggetti con latero-deviazione della colonna verso destra: il sottotipo 1 del pattern 1 mostra iperattività dei muscoli paraspinali lombari e toracici omolaterali al lato pendente del tronco (a), il sottotipo 2 del pattern 1 mostra iperattività dei muscoli paraspinali lombari omolaterali e dei muscoli paraspinali toracici controlaterali al lato pendente del tronco (b), il sottotipo 2 mostra iperattività dei muscoli lombari paraspinali controlaterali al lato pendente del tronco (c) (Tinazzi, et al., 2013)……67

Figura 4.2-1 Esempio di misura dell'angolo di flessione laterale del tronco in un paziente prima (a sx) e dopo due mesi dalle iniezioni di BoNT (a dx) (Artusi, et al., 2019)……...70

Figura 4.2-2 (a) Confronto cambiamento dati cinematici tra gruppo A e gruppo B. Il punteggio basale è pari a 100 e i dati sono presentati come variazione percentuale rispetto al basale (100 % ± deviazione standard). (b) Soggetto rappresentativo prima (a sn) e dopo (a dx) il trattamento riabilitativo e l'iniezione di tossina botulinica (Tassorelli, et al., 2014)……72

Figura 4.3-1 Confronto della velocità media di spostamento del centro di pressione (CoP) e dei parametri spazio-temporali dell'andatura tra soggetti PS, PD e HS (Geroin, et al., 2015)……74

Figura 4.3-2 Esame stabilometrico per valutazione dello spostamento del CoP in pazienti con morbo di Parkinson e sindrome di Pisa (a), con Parkinson e senza sindrome di Pisa (b) e sani (c) (Geroin, et al., 2015)……75

Figura 4.3-3 Confronto del ROM di caviglia, ginocchio ed anca durante il ciclo del passo tra soggetti PS, PP e CG (Tramonti, et al., 2017)……..76

Figura 4.3-4 Sezione sagittale della regione pelvica e parametri pelvici (Legaye, et al., 1998)……77

Figura 4.3-5 Andamento della velocità del cammino (a sn) e della lunghezza del passo (a dx) nelle tre condizioni di analisi (valori espressi come media ± deviazione standard) (Pau, et al., 2018)……..79

Figura 5.1 Protocollo di analisi adottato presso l'Unità Spinale Unipolare per pazienti con sindrome di Pisa……81

Figura 6.1.2-1 Laboratorio del passo presso l'Unità Spinale Unipolare di Torino……...84

Figura 6.1.2-2 Telecamera ad infrarossi (a) e telecamera per registrazione video (b) presenti nel laboratorio USU……85

Figura 6.1.2-3 Pedane dinamometriche Kistler presenti nel laboratorio USU….86

Figura 6.1.2-4 Vicon Active Wand utilizzata nel laboratorio USU e suo posizionamento per calibrazione statica……86

Figura 6.1.3-1 Posizionamento dei marker sul soggetto. Vista frontale posteriore (a), frontale anteriore (b), sagittale (c)……...87

Figura 6.1.3-2 Rappresentazione dei tre segmenti vertebrali……89

Figura 6.2.1-1 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto M01, pre e post trattamento……..93

Figura 6.2.1-2 Angoli relativi di flessione laterale (LB) e flesso estensione (FE) calcolati per le due condizioni di ortostatismo del soggetto M01, pre e post trattamento……94

Figura 6.2.2-1 Risultante della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto F01, pre e post trattamento……96

Figura 6.2.2-2 Angoli relativi di flessione laterale (LB) e flesso estensione (FE) calcolati per le due condizioni di ortostatismo del soggetto F01, pre e post trattamento……97

Indice delle tabelle

Tabella 3.1 Parametri principali del ciclo del passo in soggetti senza alcuna patologia e in soggetti affetti da morbo di Parkinson (PD) (Abdulhay, et al., 2018)……47

Tabella 3.2-1 Parametri spazio-temporali del cammino, riferiti al ciclo del passo della gamba destra (Di Biase, et al., 2020)……53

Tabella 4.3-1 Parametri spazio-temporali confrontati tra soggetti PS, PP e CG (Tramonti, et al., 2017)……76

Tabella 4.3-2 Confronto parametri dinamici in soggetti PD-CCPS e PD+CCPS (Yao, et al., 2020)……77

Tabella 4.3-3 Parametri spazio-temporali dell'andatura valutati nelle tre condizioni sperimentali (Pau, et al., 2018)……79

Tabella 6.1-1 Misure antropometriche e dati dei pazienti con sindrome di Pisa testati……84

Tabella 6.1.3-1 Nome, definizione e posizionamento dei marker utilizzati in ogni paziente……88

Tabella 6.2.1-1 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……95

Tabella 6.2.1-2 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……95

Tabella 6.2.2-1 Parametri spazio-temporali globali del soggetto F01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……...98

Tabella 6.2.2-2 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……98

Tabella 6.2.3-1 Valori, differenze e variazioni percentuali pre-post delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto in condizione di ortostatismo normale……100

Tabella 6.2.3-2 Valori, differenze e variazioni percentuali pre-post delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto in condizione di ortostatismo corretto……100

Tabella 6.2.3-3 Valori, differenze e variazioni percentuali normale-corretto delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto prima del trattamento……..101

Tabella 6.2.3-4 Valori, differenze e variazioni percentuali normale-corretto delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto dopo del trattamento……101

Tabella 6.2.3-5 Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flessione laterale (LB) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo normale...102

Tabella 6.2.3-6 Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flessione laterale (LB) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo corretto..103

Tabella 6.2.3-7 Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flesso-estensione (FE) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo normale..104

Tabella 6.2.3-8 Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flesso-estensione (FE) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo corretto..104

Tabella 6.2.3-9 Medie, valori e variazioni percentuali pre/post trattamento inter-soggetto dei parametri spazio-temporali globali…….……105

Tabella 6.2.3-10 Medie, valori e variazioni percentuali pre/post trattamento inter-soggetto dei parametri spazio-temporali differenziati…….…106

Tabella A-1 Parametri spazio-temporali globali del soggetto F01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……..124

Tabella A-2 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……124

Tabella A-3 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M02 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……125

Tabella A-4 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M02 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……..125

Tabella A-5 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M03 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……..126

Tabella A-6 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M03 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……..126

Tabella A-7 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M04 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……127

Tabella A-8 Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M04 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……127

Tabella A-9 Parametri spazio-temporali globali del soggetto M05 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento……..128

1. Fisiologia e anatomia della colonna vertebrale

La colonna vertebrale, detta anche rachide o spina dorsale, è una formazione osteo-artro-muscolare posizionata nella zona dorsale del tronco e rappresenta una delle strutture più importanti del corpo umano, da considerarsi elemento fondamentale per il sistema muscolo-scheletrico.

1.1 Sistema scheletrico

La colonna vertebrale è articolata superiormente con il cranio ed inferiormente con il bacino. La colonna vertebrale costituisce circa i due quinti dell'altezza totale del corpo ed è formata da una "catena" di 33 elementi ossei denominati vertebre, raggruppate in cinque regioni specifiche, come mostrato in *Figura 1.1-1*:

- Regione cervicale, composta da 7 vertebre cervicali (C1-C7);
- Regione toracica (o dorsale), composta da 12 vertebre toraciche (T1-T12);
- Regione lombare, composta da 5 vertebre lombari (L1-L5);
- Regione sacrale che comprende la fusione di 5 vertebre;
- Coccige che comprende la fusione di 4 vertebre.

Le vertebre cervicali, toraciche e lombari sono dette vertebre mobili poiché possono essere soggette a movimenti di flesso-estensione, flessione laterale e rotazione rispetto alle vertebre superiori e inferiori. Per questo motivo vengono classificate come anfiartrosi[1]; mentre le vertebre sacrali e coccigee sono vertebre fisse in quanto fuse tra loro, la cui mobilità pertanto risulta assente e questa caratteristica le classifica come sinartrosi[2] (*Mahadevan, 2018*).

[1] Dette anche articolazioni cartilaginee o semi-mobili, sono caratterizzate da movimenti limitati. In questo tipo di articolazione le ossa che vanno a formare l'articolazione, rivestite di cartilagine, sono unite da legamenti interossei e periferici che consentono l'esecuzione solo di alcuni movimenti.

[2] Dette anche articolazioni fibrose o immobili, sono articolazioni che legano strettamente i capi ossei tramite tessuto fibroso, tanto da impedirne i movimenti.

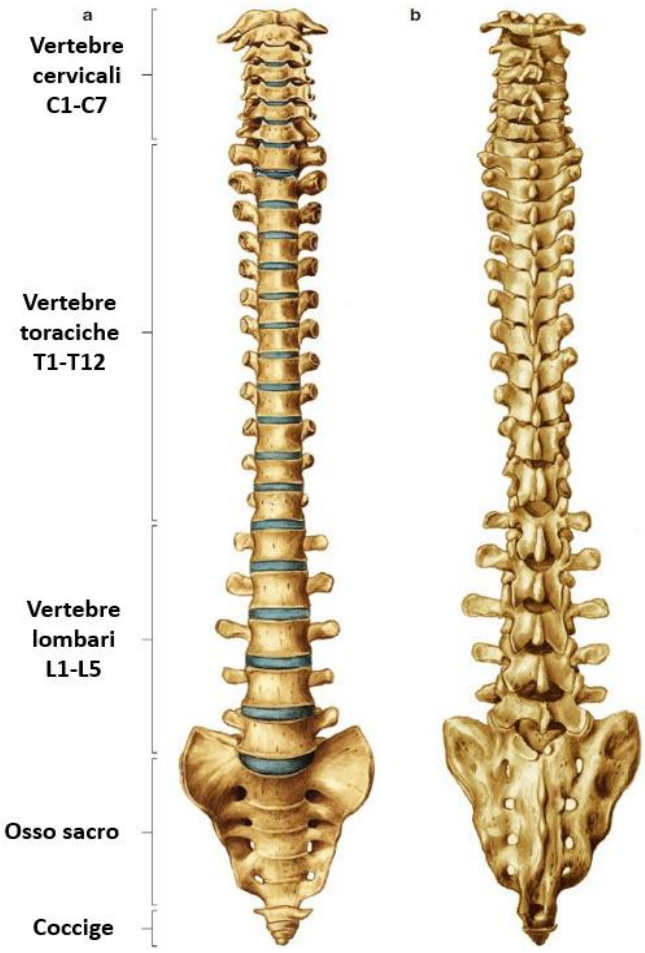

Figura 1.1-1 *Regioni della colonna vertebrale: a) piano frontale vista anteriore, b) piano frontale vista posteriore. (Mahadevan, 2018).*

1.1.1 Morfologia delle vertebre

Ad eccezione delle prime due vertebre cervicali C1 e C2, rispettivamente nominate *atlante* ed *asse*, tutte le vertebre mobili di ogni regione (cervicale, toracica o lombare) hanno una morfologia simile (*figura 1.1-2*).

Le vertebre mobili cervicali e lombari presentano un corpo vertebrale di forma triangolare, mentre quelle toraciche di forma cilindrica. Nella parte posteriore del corpo osseo si trova un arco osseo, chiamato arco vertebrale. Tra questi due elementi della vertebra descritti fin ora risiede il forame vertebrale che, se si considera la colonna vertebrale completa e quindi interamente articolata, insieme agli altri forami vertebrali costituisce il canale vertebrale (canale spinoso) i cui due terzi nella parte superiore della sua lunghezza sono occupati dal midollo spinale, che nell'adulto termina a livello della prima vertebra lombare L1 (*Kapandji I.A.,*

1974). Partendo dall'arco vertebrale e proiettando questo lateralmente su entrambi i lati si trova il corrispondente processo trasverso, mentre il processo spinoso si individua anteriormente come proiezione dalla linea mediana posteriore dell'arco vertebrale. La parte anteriore dell'arco vertebrale su ciascun lato, dove esso confina con la parte posteriore del corpo vertebrale, è chiamata peduncolo, la cui altezza è circa la metà dell'altezza totale del corpo vertebrale. La dimensione delle vertebre è diversa a seconda della regione della colonna vertebrale: essa aumenta in senso cranio-caudale[3] e il suo aumento è direttamente correlato all'aumento di peso che devono sostenere man mano che si abbassa il livello vertebrale (*Mahadevan, 2018*).

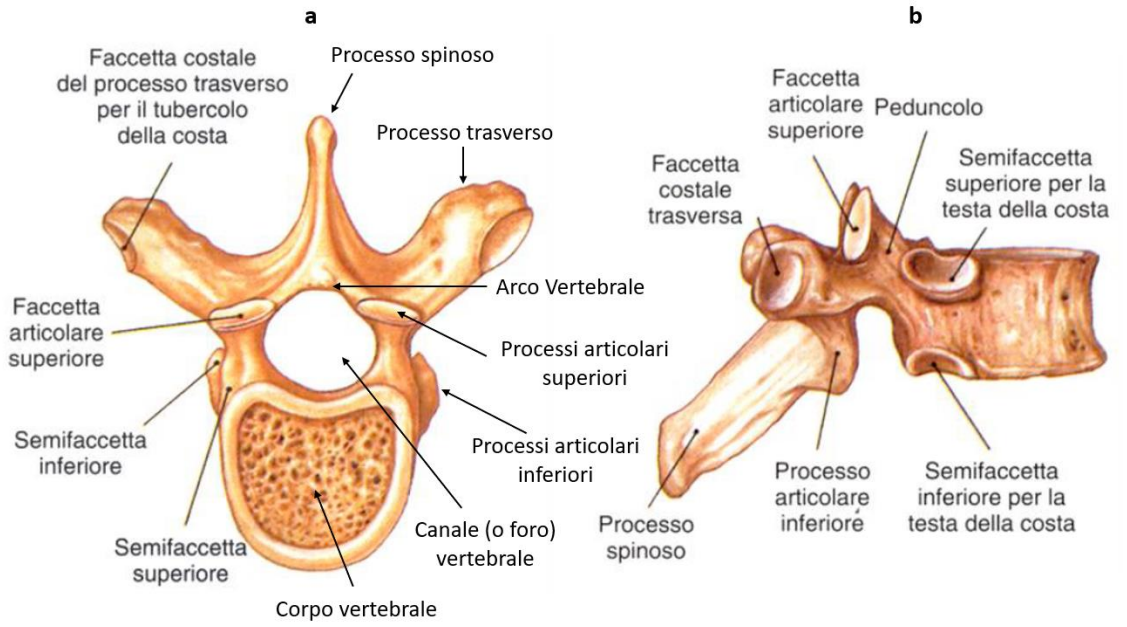

Figura 1.1-2 *Caratteristiche essenziali delle vertebre cervicali, toraciche e lombari viste dal piano trasversale (a) e lateralmente (b) (Martini, 2018).*

Le sette vertebre cervicali presentano delle caratteristiche ossee non omogenee tra loro, consentendo quindi una maggiore libertà di movimento rispetto al resto delle vertebre della colonna vertebrale. La regione cervicale può infatti essere suddivisa in una regione superiore (che comprende le prime due vertebre C1 e C2) ed una ragione inferiore (che comprende le rimanenti vertebre dalla C3 alla C7): le

[3] termine antropometrico che descrive il movimento o l'estensione di una struttura dalla posizione superiore a quella inferiore.

vertebre della zona inferiore, presentano caratteristiche morfologiche comuni a tutte le altre vertebre della colonna, mentre le due vertebre della zona superiore (*fig. 1.1-3*) hanno una morfologia differente che non presenta l'interposizione del disco intervertebrale tra loro. Questa morfologia consente moderati movimenti di flessione laterale e di flesso-estensione, garantendo il mantenimento del corretto allineamento degli organi di senso situati nella testa (vista e udito). La vertebra C1, chiamata atlante, non presenta né il corpo vertebrale, né il processo spinoso, ma è composta da un anello osseo consistente di un arco anteriore, di un arco posteriore e di due masse laterali. La vertebra C2, chiamata asse o epistrofeo, presenta invece un processo spinoso bifido ed un corpo vertebrale che ha come caratteristica una sporgenza chiamata dente dell'epistrofeo, la quale si articola con l'atlante permettendo la rotazione della vertebra attorno all'asse.

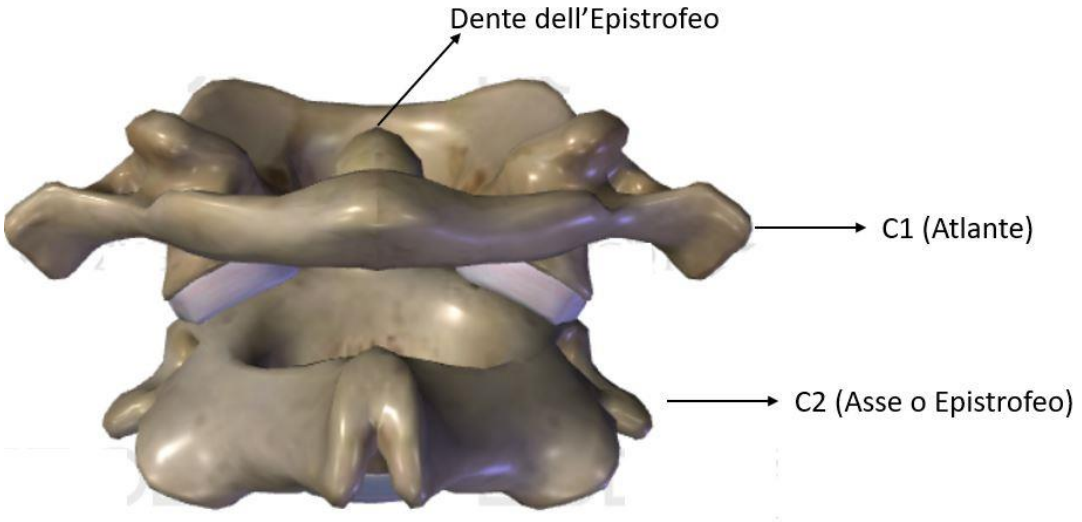

Figura 1.1-3 *Vertebre cervicali superiori (ZygoteBody, s.d.)*

Le vertebre sacrali sono fuse nell'osso sacro che è posto nella parte posteriore del bacino e forma con l'ultima vertebra lombare un angolo sporgente in avanti denominato promontorio sacrale. La base superiore del sacro mostra una faccia piana per il corpo della quinta vertebra lombare L5 e lateralmente due sporgenze verticali che si articolano con i processi articolari inferiori L5. L'intero osso sacro lateralmente si articola con l'osso dell'anca corrispondente all'articolazione

sacroiliaca. L'apice inferiore è costituito da una faccetta che si articola con la base del coccige, costituito da quattro-cinque vertebre saldate insieme: la prima vertebra coccigea si articola con l'ultima vertebra sacrale tramite una faccetta superiore e presenta lateralmente, su ciascun lato, i corni del coccige, rudimenti dei processi articolari; le altre tre o quattro vertebre sono residui dei corpi vertebrali (*Mahadevan, 2018*).

1.1.2 Unità funzionale disco-vertebrale

Il movimento dell'intera colonna vertebrale viene consentito dalla sua unità funzionale, il segmento disco-vertebrale: esso è composto da due vertebre mobili in successione e dalle strutture e articolazioni che le uniscono (*figura 1.1-4*). All'interno di ogni segmento è contenuta una coppia complementare di forami intervertebrali, ciascuno delimitato anteriormente dal bordo postero-laterale della metà inferiore del corpo vertebrale e del disco intervertebrale adiacente, mentre il confine posteriore è dato dalla faccetta articolare. In corrispondenza del forame intervertebrale di un nervo spinale si uniscono le sue radici sensoriali (dorsali) e motorie (ventrali) per la formazione di un nuovo nervo spinale.

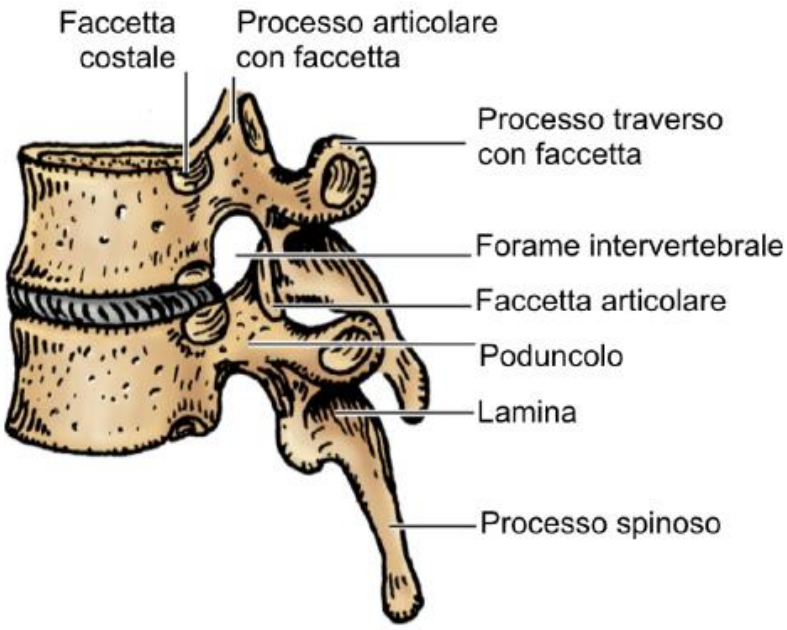

Figura 1.1-4 *Unità funzionale disco-vertebrale (Mahadevan, 2018)*

L'unità funzionale conferisce alla colonna vertebrale stabilità fisica, integrità strutturale e flessibilità grazie a tre componenti fondamentali:

1) Il disco intervertebrale;
2) Le faccette articolari;
3) I legamenti tra archi vertebrali adiacenti.

Il disco intervertebrale è il collegamento principale tra corpi vertebrali adiacenti. Ci sono 23 dischi intervertebrali in tutta la colonna, il primo situato tra C2 e C3 e l'ultimo situato nella giunzione lombosacrale (livello L5-S1). I dischi intervertebrali costituiscono circa un terzo del totale dell' altezza della colonna vertebrale e risultano più sottili nella regione toracica e più spessi nella regione lombare (*Mahadevan, 2018*).

Ciascun disco intervertebrale, come mostrato in *figura 1.1-5*, e costituito da due strutture principali, un anello fibroso lamellare esterno (multistrato) ed una zona interna gelatinosa denominata nucleo polposo. L'anello possiede un'elevata resistenza alla trazione ed estensibilità ed è in grado di resistere alle sollecitazioni sia torsionali che di taglio cui è sottoposto. Il nucleo polposo, al contrario, funziona come un gel idratato e possiede comprimibilità: così i due componenti del disco intervertebrale con meccanismi diversi rendono il disco un ammortizzatore molto efficace (*Devereaux, 2018*).

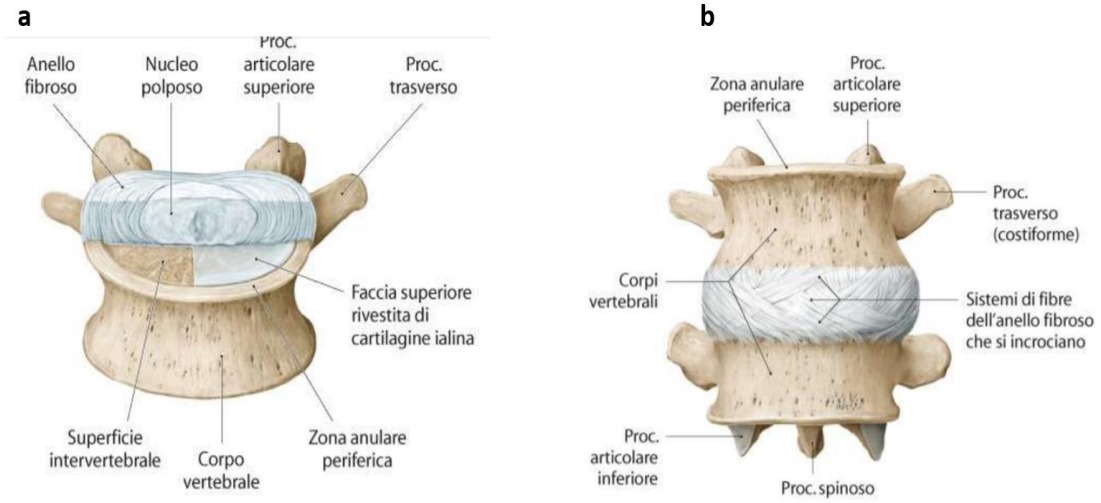

Figura 1.1-5 *Disco intervertebrale, vista trasversale (a) e vista latero-anteriore (b) (Gilroy, MacPherson, Ross, 2019)*

Le faccette articolari (articolazioni zigoapofisarie[4]) formano collettivamente una fila verticale di articolazioni lungo l'intera colonna vertebrale. Ogni faccetta articolare è un' articolazione sinoviale tra il processo articolare inferiore di una vertebra e quello superiore della vertebra sottostante. La loro forma ed il loro contorno differiscono tra una regione vertebrale e l'altra e ciò porta a determinare il tipo di movimento diverso che avviene tra vertebre adiacenti in una data regione vertebrale. Ad esempio nella zona lombare il contorno delle faccette articolari consente ampi range di flessione, estensione ed abduzione, ma nessuna rotazione; mentre le faccette nella regione toracica hanno una forma sagomata in modo da consentire anche la rotazione. La presenza di articolazioni sinoviali ravvicinate e disposte in ordine su entrambi i lati della mediana, conferisce alla colonna vertebrale un grado molto alto di flessibilità e versatilità (*Mahadevan, 2018*).
I legamenti che corrono tra gli archi vertebrali adiacenti forniscono una notevole stabilità biomeccanica alla colonna vertebrale, controllando e limitando il movimento della colonna insieme ai muscoli paraspinali. Nello specifico si tratta dei legamenti sovraspinali, interspinali e gialli (*figura 1.1-6*).

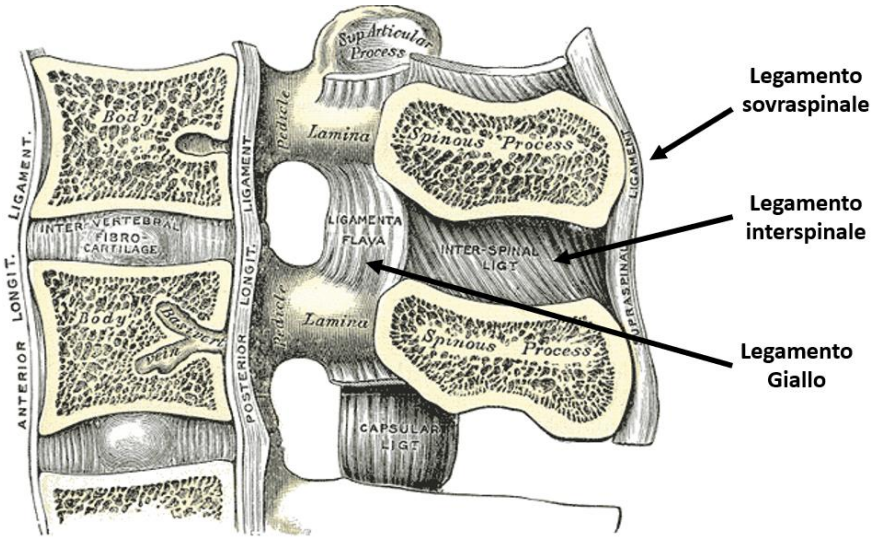

Figura 1.1-6 *Sezione sagittale mediana di due vertebre lombari e dei loro legamenti (Grey, 1918)*

[4] Da zigapofisi: in anatomia umana ciascuno dei quattro processi articolari (due superiori e due inferiori) delle vertebre dei vertebrati tetrapodi, disposti simmetricamente in senso longitudinale da ciascun lato del foro vertebrale. Servono per l'articolazione reciproca delle vertebre, per cui le zigapofisi superiori di una vertebra si articolano con quelle inferiori della vertebra soprastante.

Il legamento giallo (o flava, dal latino "ligamenta flava") è composto da una serie di resistenti legamenti elastici accoppiati che attraversano lo spazio tra le lamine e risultano attaccati alla superficie anteriore inferiore delle lamine superiori e al margine posteriore superiore delle lamine inferiori. Il legamento si allunga se sottoposto a tensione e ciò consente la flessione della colonna vertebrale, inoltre con l'età potrebbe addensarsi e contribuire alla stenosi del canale midollare (stenosi spinale[5]).

I legamenti sovraspinali sono delle fasce robuste e dense di tessuto fibroso, si trovano tra le punte dei processi spinosi adiacenti e sono tese durante la flessione della colonna vertebrale, lasse durante l'estensione.

I legamenti interspinali sono riconducibili a fogli di tessuto fibroso disposti verticalmente tra i bordi dei processi spinosi adiacenti che si fondono con la superficie interna del legamento sovraspinale (*Devereaux, 2007*).

1.1.3 Curvature fisiologiche della colonna vertebrale

Dal punto di vista anatomico, il corpo umano è attraversato da tre linee immaginarie dette assi anatomici (longitudinale, trasversale, sagittale) sui quali si svolgono i movimenti di rotazione. Dall'intersezioni di questi assi si sviluppano i piani anatomici (mediano, frontale o mediale, trasversale o orizzontale) che permettono di descrivere i movimenti e le posizioni del corpo (*Kapandji I.A., 2011*).

La colonna vertebrale, come rappresentato in *figura 1.1-7*, presenta sul piano sagittale delle curvature fisiologiche che hanno il compito di aiutare il corpo a mantenere una corretta posizione, sia in posizione eretta, sia in posizione seduta. L'associazione di queste curve con i dischi intervertebrali rende la colonna vertebrale una struttura dotata di un elevato grado di resistenza alle forze di compressione assiale.

[5] Condizione causata dal restringimento del canale vertebrale. In termini medici, in generale, la stenosi fa riferimento al restringimento di un dotto o passaggio.

Analizzando singolarmente le regioni spinali si definiscono lordosi le curvature che sul piano sagittale risultano convesse anteriormente, come ad esempio la curva del tratto cervicale (curvatura di circa 36°) e del tratto lombare (curvatura di circa 50°), definite rispettivamente lordosi cervicale e lombare.

Le curvature che sul piano sagittale risultano invece convesse posteriormente vengono definite cifosi, come la curva del tratto toracico (curvatura di circa 35°) e del tratto pelvico (curvatura di circa 50°), dette rispettivamente cifosi toracica e cifosi pelvica (*Zangla, et al., 2012*).

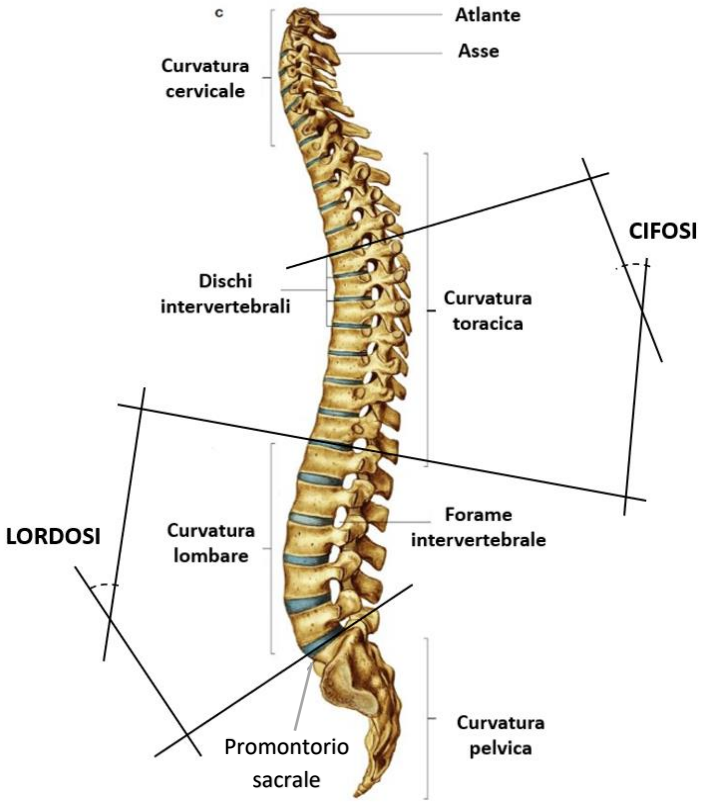

Figura 1.1-7 *Regioni della colonna vertebrale: piano sagittale vista laterale da sinistra e angoli delle curvature fisiologiche (Mahadevan, 2018).*

Le cifosi sono definite curvature primarie perché cronologicamente sono le prime che si formano (già nel feto), mentre le lordosi sono definite curvature secondarie perché si formano successivamente. Il passaggio da una curvatura all'altra è sempre graduale, tranne nell'articolazione tra la quinta vertebra lombare (L5) e la prima vertebra sacrale (S1) in quanto è evidente un brusco passaggio tra una curvatura e l'altra che porta alla formazione di una sporgenza (promontorio sacrale) (*Loughenbury, et al., 2016*).

1.2 Sistema muscolare

I muscoli della colonna vertebrale possono essere suddivisi in tre categorie in base alla loro profondità (*Miele, et al., 2012*):

1) Muscoli superficiali, posizionati a livello dello strato superficiale;
2) Muscoli intermedi, posizionati a livello dello strato intermedio;
3) Muscoli profondi, posizionati nello strato profondo.

Inoltre, i muscoli della colonna possono essere classificati in base alla loro origine embrionale (*Devereaux, 2007*):

- Muscoli estrinseci, il cui sviluppo embrionale è avvenuto al di fuori dei confini naturali della schiena;
- Muscoli intrinseci, il cui sviluppo embrionale è avvenuto entro i confini naturali della schiena.

La muscolatura della colonna vertebrale svolge diverse funzioni:

- permette il movimento dei segmenti ossei;
- articola e collega le vertebre ed i relativi movimenti;
- garantisce un tono muscolare che permette di mantenere la postura aiutando le diverse strutture della colonna e dell'intero corpo umano;
- contribuisce al metabolismo, alla circolazione di sostante ed alla comunicazione tra i diversi distretti corporei.

1.2.1 Muscoli spinali superficiali

Collocati appena sotto la cute e la fascia superficiale, si inseriscono su complessi ossei della parte superiore del corpo: la clavicola, la scapola e l'omero (*figura 1.2-1*).

Il trapezio si ripartisce tra la protuberanza occipitale esterna, la linea nucale e i processi spinosi della settima vertebra cervicale (C7) e di tutte le dodici vertebre toraciche. Partecipa ai movimenti della scapola, permette la rotazione, l'adduzione, l'elevazione e la depressione dell'osso scapolare, oltre ad essere coinvolto nell'estensione della testa e della porzione cervicale della colonna.

Il grande dorsale si ripartisce tra i processi spinosi delle ultime cinque vertebre toraciche e di tutte quelle lombari, la fascia toraco-lombare, le ultime tre-quattro costole e l'angolo inferiore della scapola. Contribuisce all'adduzione, estensione e rotazione interna dell'arto superiore ed ha un ruolo sinergico nell'estensione e nella flessione laterale della colonna vertebrale.

L'elevatore della scapola si ripartisce sul processo trasverso delle prime quattro vertebre cervicali. Partecipa ai movimenti della spalla aiutandola a sollevarsi e permette di ruotare la scapola.

Il piccolo romboide si ripartisce tra il legamento nucale e i processi spinosi della settima vertebra cervicale (C7) e della prima toracica (T1). Insieme al grande romboide, che si ripartisce sul processo spinoso delle vertebre toraciche dalla T2 alla T5, è attivo nei movimenti della spalla e partecipa all'adduzione e rotazione della scapola, oltre ad avere un ruolo importante nel fissare la scapola alla gabbia toracica.

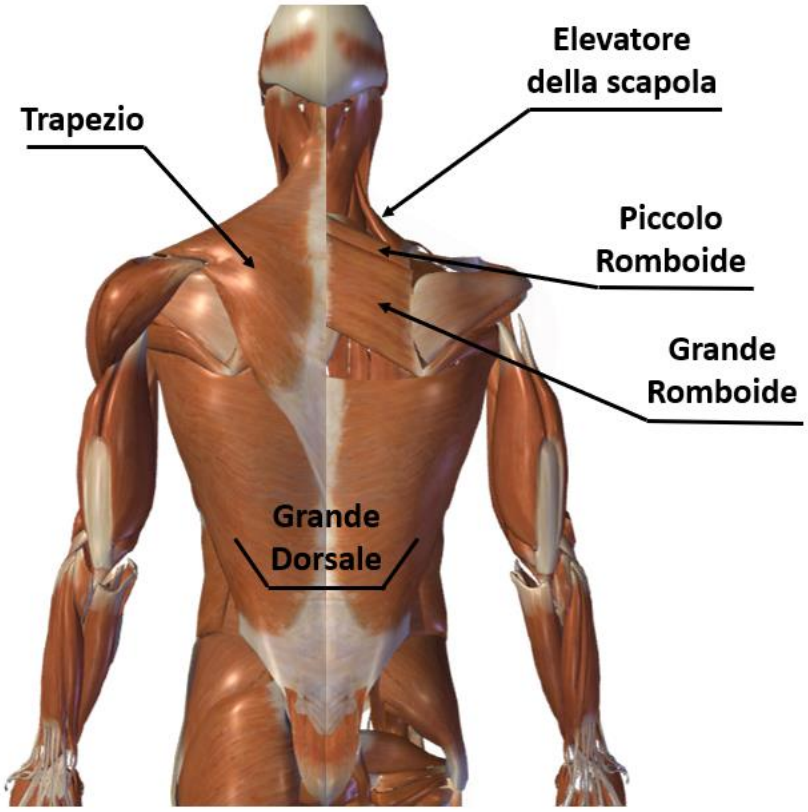

Figura 1.2-1 *Rappresentazione dei muscoli superficiali: trapezio, gran dorsale, piccolo romboide, grande romboide, elevatore della scapola (ZygoteBody, s.d.).*

1.2.2 Muscoli spinali intermedi

Si collocano ad un livello sottocutaneo leggermente più profondo rispetto ai muscoli superficiali. Si originano dalla colonna vertebrale e si inseriscono a livello della gabbia toracica (*figura 1.2-2 a*).

Il muscolo dentato posteriore superiore si ripartisce tra il legamento nucale e i processi spinosi dell'ultima vertebra cervicale (C7) e delle prime tre vertebre toraciche (T1, T2, T3), contribuisce ad elevare la seconda, terza, quarta e quinta costola.

Il muscolo dentato posteriore inferiore, invece, si ripartisce tra i processi spinosi delle ultime due vertebre toraciche (T11, T12) e delle prime tre vertebre lombari (L1, L2, L3) e contribuisce ad elevare le ultime quattro costole.

1.2.3 Muscoli spinali profondi

Sono muscoli situati più in profondità rispetto agli altri due gruppi, ricoperti dalla fascia profonda e si estendono, in genere, dall'osso sacro alla base del cranio (*figura 1.2-2 b*). Risultano implicati nei movimenti del capo e della colonna vertebrale ed hanno un ruolo importante nel mantenimento dell'assetto posturale. Sono conosciuti anche come muscoli intrinseci della schiena e normalmente vengono ulteriormente suddivisi in tre sottocategorie:

- Muscoli spinotrasversali (splenio del capo e splenio del collo), che risiedono nella porzione postero-laterale del collo a copertura dei muscoli profondi della medesima regione anatomica;
- Muscoli erettori della colonna vertebrale (ileocostale, lunghissimo e spinale), sono detti anche muscoli paravertebrali o paraspinosi e sono lunghi fasci muscolari che si localizzano in posizione postero-laterale rispetto alla colonna vertebrale, tra i processi spinosi delle vertebre e l'angolo costale delle costole. Sono simili a colonne e si estendono dalla zona sacrale all'area cervicale. Si tratta di tre muscoli ognuno dei quali è composto da tre segmenti il cui nome dipende dalla zona anatomica attraversata (*Kapandji I.A., 1974*);

- Muscoli trasversospinali (semispinale, multifido, rotatori del dorso, interspinosi, intertraversali ed elevatori delle costole), che sono bande muscolari sviluppate in senso verticale e si localizzano al di sotto dei muscoli erettori della colonna vertebrale. Sono tipicamente associati ai processi trasversi spinosi delle vertebre.

I muscoli erettori della colonna vertebrale ricoprono un ruolo fondamentale per la colonna vertebrale. Collocati ai due lati della colonna e risultano importanti per la sua motilità, agendo in sinergia tra loro, armonizzando il movimento degli antagonisti e mantenendo la posizione ortostatica antigravitaria della colonna e del tronco. Nello specifico:

1) Ileocostale, è il più laterale dei tre muscoli erettori della colonna ed i tre segmenti che lo compongono sono l'ileocostale dei lombi, l'ileocostale del torace e l'ileocostale del collo. Si ripartisce tra la porzione mediale e dorsale della cresta iliaca e l'angolo costale dalla terza alla dodicesima costola. Contribuisce all'estensione e alla flessione laterale ipsilaterale della colonna laterale;
2) Lunghissimo, è situato in mezzo agli altri due muscoli erettori della colonna ed i tre segmenti che lo costituiscono sono il lunghissimo del torace, il lunghissimo del collo e il lunghissimo del capo. Si ripartisce tra il processo trasverso di alcune vertebre lombari, toraciche e cervicali. Concorre all'estensione della colonna vertebrale, oltre che all'estensione di collo e testa. Contribuisce, inoltre, alla flessione laterale ipsilaterale della colonna vertebrale, del collo, della testa e alla loro rotazione;
3) Spinale, è il più mediale dei muscoli erettori della colonna ed i tre segmenti che lo compongono sono lo spinale del torace, lo spinale del collo e lo spinale del capo. Si ripartisce tra il legamento nucale ed il processo spinoso delle prime due vertebre lombari (L1, L2), delle ultime due vertebre toraciche (T11, T12) e dell'ultima cervicale (C7). Ha la funzione di indurre estensione di testa e dei tratti cervicali e toracico della colonna, oltre a concorrere alla sua flessione laterale ipsilaterale (*Anastasi, et al., 2006*).

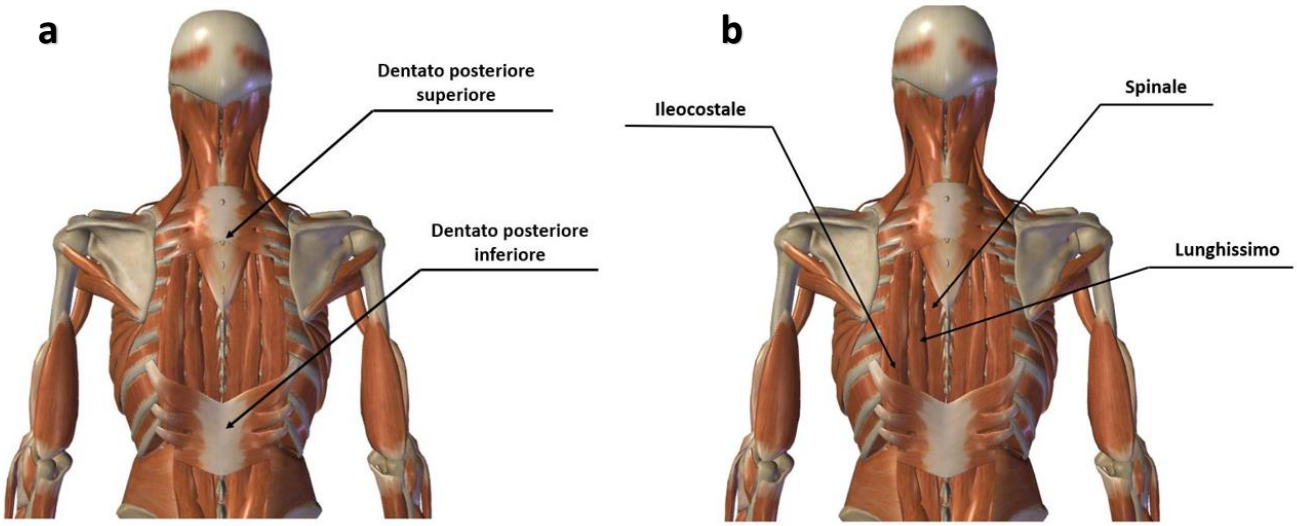

Figura 1.2-2 *Rappresentazione dei muscoli spinali intermedi Dentato posteriore superiore e Dentato posteriore inferiore (a) e dei muscoli spinali profondi paravertebrali Ileocostale, Spinale e Lunghissimo (b). (ZygoteBody, s.d.).*

In generale, i muscoli spinali contribuiscono al movimento delle spalle e degli arti superiori, partecipano ai movimenti di estensione, flessione e rotazione della colonna vertebrale e la stabilizzano. Concorrono alla flessione e alla rotazione del collo e della testa, supportano l'elevazione delle costole favorendo la respirazione e, infine, sono molto importanti per la postura del corpo.

1.3 Funzioni della colonna vertebrale

Le principali funzioni della colonna vertebrale sono:

- Garantire sostegno, stabilità ed equilibrio al corpo umano;
- Soddisfare due requisiti meccanici contradditori quali rigidità e plasticità;
- Consentire il movimento del corpo umano nello spazio e coordinare la postura di differenti segmenti corporei;
- Permettere attività quali piegarsi, sollevare carichi, mantenere una postura seduta;
- Permette movimenti di flesso-estensione, flessione laterale e rotazione.

Questo è possibile grazie alla sua stessa struttura. La colonna vertebrale, infatti, nel suo insieme può essere paragonata come l'albero maestro di una nave (*Kapandji I.A., 1974*).

Questo albero (*figura 1.3-1 a*), appoggiato sul bacino, si estende fino alla testa e al livello delle spalle sostiene un pennone[6] posto trasversalmente, ovvero la cintura scapolare. A tutti i livelli sono presenti legamenti e tenditori muscolari disposti come stralli[7] che collegano, quindi, l'albero stesso al suo sito di attacco che in questo caso è il bacino. Un secondo sistema di stralli è strettamente correlato alla cintura scapolare e presenta una forma di diamante con l'asse maggiore in verticale e l'asse minore in orizzontale: nella posizione di simmetria le forze su entrambi i lati sono in equilibrio e l'albero è diritto e verticale.

Quando il soggetto è in appoggio su un solo arto (ad esempio durante determinate fasi del cammino), il bacino oscilla in direzione dell'arto controlaterale e la colonna verticale è costretta a piegarsi sul piano coronale, dapprima nella regione lombare ed in maniera convessa verso l'arto di appoggio, in seguito diventa concava nella regione toracica e, infine, ancora una volta convessa (*figura 1.3-1 b*). I tendini si adattano automaticamente per ristabilire l'equilibrio e questo adattamento attivo è sotto il controllo del sistema extrapiramidale, che altera il tono dei muscoli posturali.

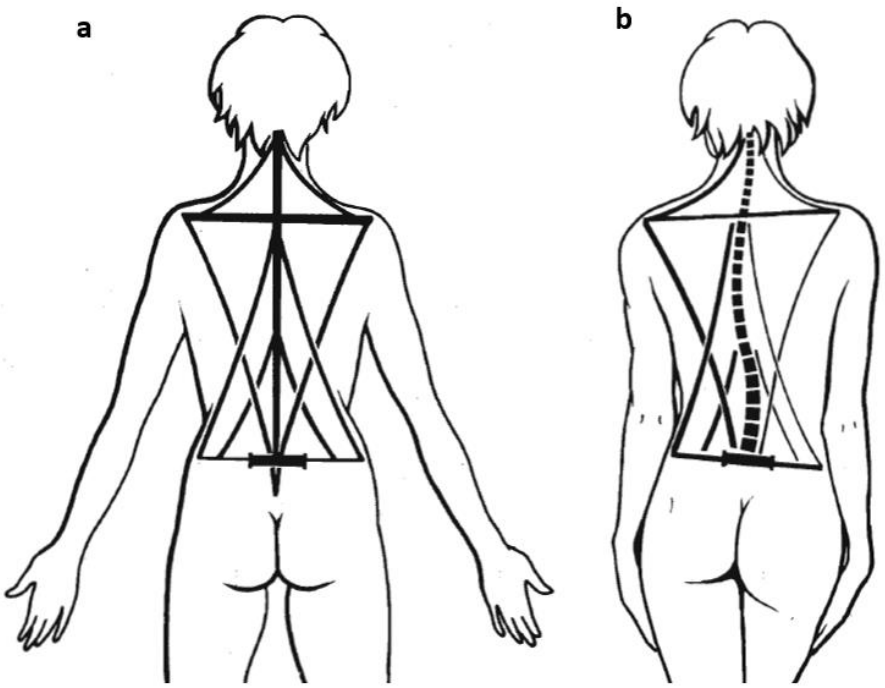

Figura 1.3-1 *Rappresentazione della struttura ad albero maestro della colonna vertebrale (a) e delle inclinazioni del bacino durante l'appoggio su di un arto (b). (Kapandji I.A., 1974)*

[6] Nell'attrezzatura navale, antenna orizzontale alla quale è inferito il lato superiore delle vele.
[7] Nell'attrezzatura navale, ciascuno dei cavi che sostengono gli alberi maestri.

Le strutture che formano la colonna vertebrale devono essere:

- sufficientemente rigide da sostenere il tronco e le estremità;
- sufficientemente resistenti da proteggere il midollo spinale e la cauda equina[8] e ancorare l'erettore spinale ed altri muscoli;
- sufficientemente flessibili da consentire il movimento della testa e del tronco in più direzioni.

L'organizzazione anatomica della colonna vertebrale e delle sue relative strutture ne garantisce la funzionalità, ma le proprietà combinate di rigidità e mobilità possono portare a problemi strutturali, in particolare a livello del rachide cervicale e lombare (*Devereaux, 2007*).

Un ulteriore importantissimo funzione della colonna vertebrale è quella di proteggere il sistema nervoso ed il midollo spinale da danni, forze esterne, sollecitazioni e possibili traumi.

La colonna vertebrale, infine, risulta implicata nei movimenti di espansione dell'apparato costale ed è direttamente coinvolta anche nella dinamica respiratoria.

[8] Col termine cauda equina si intende la particolare organizzazione che assumono gli ultimi nervi spinali, ovvero una struttura che ricorda la coda di un cavallo.

2. Biomeccanica e alterazioni della colonna vertebrale

La biomeccanica è una scienza multidisciplinare che studia strutture e funzioni dei sistemi biologici applicando leggi, metodi e conoscenze della meccanica, ovvero l'insieme delle leggi fondamentali che descrivono il movimento meccanico dei corpi (*Grimshaw, et al., 2007*). Il principale oggetto di studio della biomeccanica è il movimento del corpo.

La biomeccanica, in particolare, si occupa della distribuzione delle sollecitazioni ossee, delle azioni che avvengono a livello articolare e dell'intervento muscolare durante il movimento ed il mantenimento posturale.

La biomeccanica, inoltre, si divide in due discipline (*Stergiou, 2020*):

- Statica, definita come lo studio delle condizioni necessarie affinché un corpo, inizialmente in quiete, resti in equilibrio anche dopo l'intervento di azioni esterne (forze);
- Dinamica, definita come lo studio di sistemi in movimento.

A loro volta queste due discipline possono essere ulteriormente suddivise in cinematica e dinamica (*Stergiou, 2020*). La prima si occupa dello studio del movimento quantificando posizione, velocità e accelerazione dei corpi. La dinamica è lo studio delle cause (forze e momenti) che comportano il modo dei corpi.

2.1 Stabilità e cinematica della colonna vertebrale

La stabilità spinale si definisce come "*la capacità della colonna vertebrale, sotto carichi fisiologici, di limitare i diversi pattern di spostamento in modo da non danneggiare il midollo spinale o le radici nervose, al fine di prevenire lo sviluppo di deformità invalidanti e dolore causati da cambiamenti strutturali*" (*Bianco e Panjabi, 1990*). É uno dei concetti fondamentali necessari a caratterizzare e valutare la colonna vertebrale ed il suo corretto funzionamento.

La stabilità viene mantenuta da tre meccanismi:

1) Un sottosistema attivo (il sistema muscolare);

2) Un sottosistema passivo (il sistema scheletrico);
3) Un sistema neurale (l'attivazione del sistema attivo tramite controllo neurologico).

I tre sottosistemi mantengono la stabilità meccanica mentre la colonna vertebrale si muove, traslando e ruotando attorno ai piani sagittale, trasversale e frontale, ed ai tre assi anatomici cardinali (*Loughenbury, et, al., 2016*) (*figura 2.1-1*):

- sagittale, dato dall'intersezione dei piani sagittale e trasversale per i movimenti di abduzione ed adduzione (*figura 2.1-2*);
- trasversale, dato dall'intersezione dei piani frontale e trasversale per i movimenti di flessione ed estensione (*figura 2.1-2*);
- verticale, dato dall'incontro tra il piano frontale ed il sagittale per i movimenti di torsione e rotazione (*figura 2.1-2*).

Ciò fornisce sei movimenti che vengono definiti gradi di libertà (*Miele, et al. 2012*).

In posizione eretta la maggior parte del trasferimento del carico avviene attraverso la zona anteriore della colonna vertebrale, mentre il rimanente si distribuisce attraverso la zona posteriore: la proporzione della percentuale di trasferimento del carico tra la parte anteriore e posteriore cambia con i movimenti della colonna vertebrale.

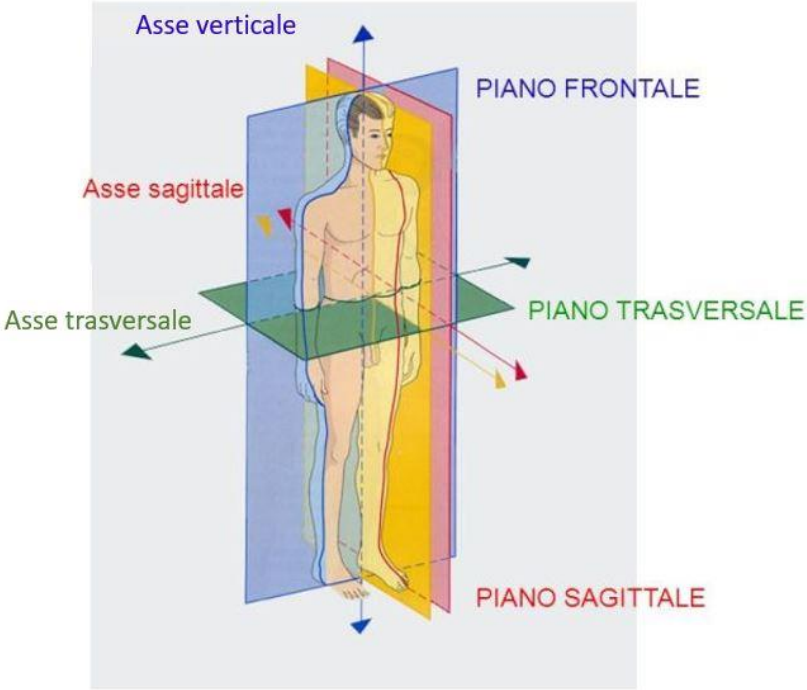

Figura 2.1-1 *Assi e piani del corpo umano.*

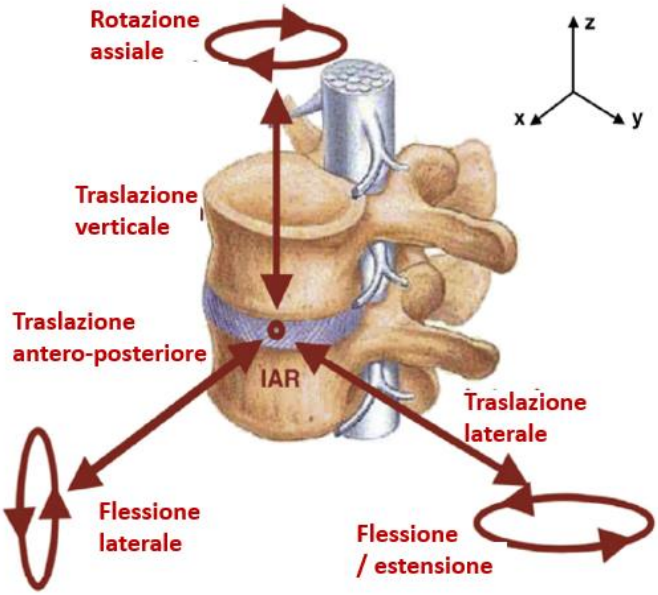

Figura 2.1-2 *Movimenti della colonna vertebrale: rotazione assiale (attorno all'asse longitudinale, z), flessione laterale (rotazione attorno all'asse sagittale, x), flessione/estensione (rotazione attorno all'asse verticale, y). IAR = asse di istantanea rotazione. (Loughenbury, et al., 2016)*

Durante l'estensione vi è un maggior trasferimento del carico attraverso i componenti posteriori della colonna. Durante la flessione il carico viene trasferito attraverso le vertebre e i dischi intervertebrali, per cui si verifica una compressione a livello anteriore e l'orientamento delle faccette articolari posteriori limita i movimenti di traslazione e rotazione. I movimenti di flessione ed estensione si verificano principalmente nelle regioni cervicale e lombare della colonna, mentre nella regione toracica la flesso-estensione viene limitata dalla spinta che fornisce la gabbia toracica. La rotazione avviene principalmente nelle regioni cervicale e toracica superiore, mentre tutti i distretti della colonna contribuiscono alla flessione laterale (*Loughenbury, et al., 2016*).

Le diverse regioni della colonna vertebrale rispondono in maniera differente alle sollecitazioni cui vengono sottoposte, quindi l'ampiezza dei movimenti (Range Of Motion – ROM) di flessione, estensione, rotazione assiale e flessione laterale risulta diversa da regione a regione (*figura 2.1-3*).

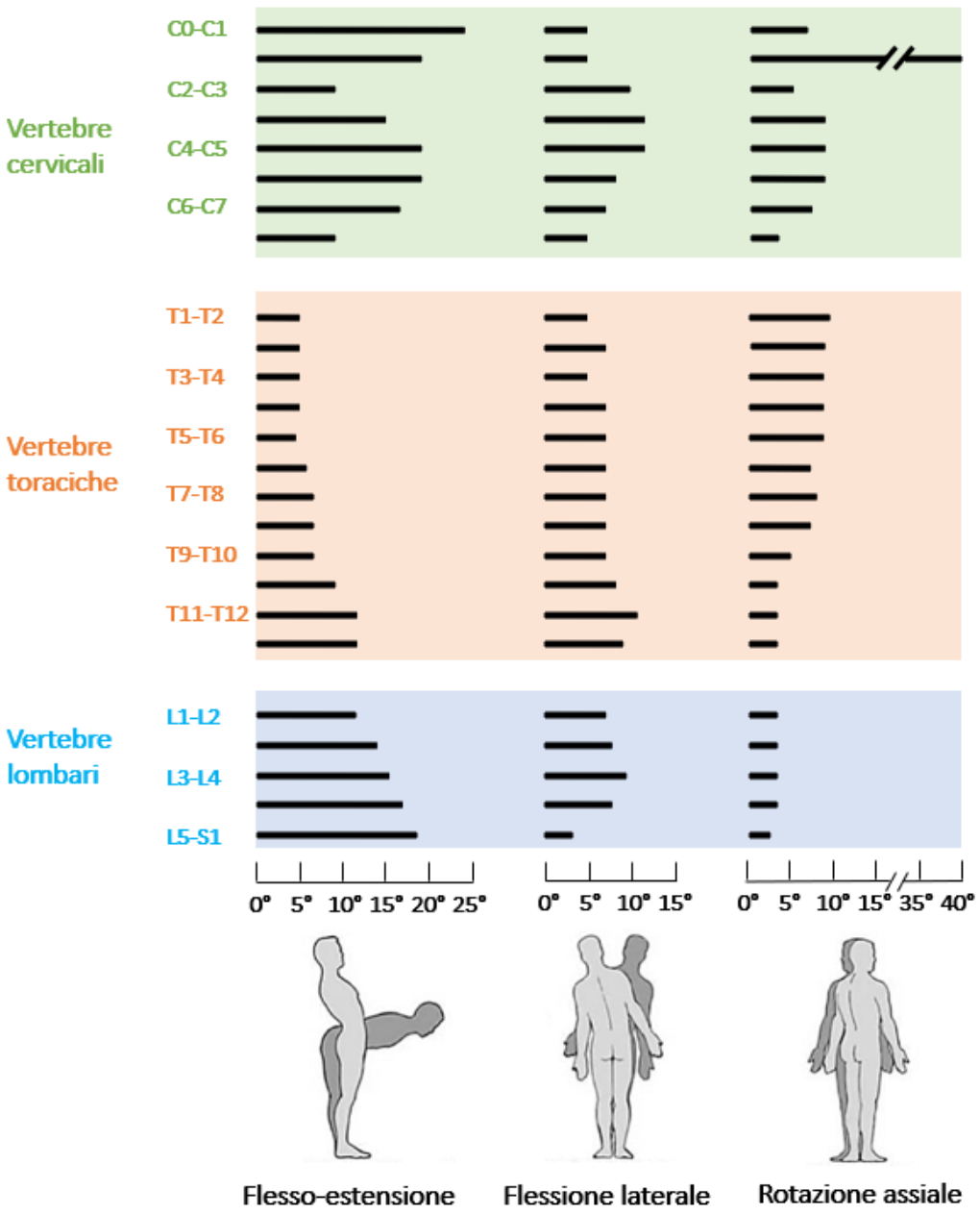

Figura 2.1-3 *ROM dei movimenti di flesso-estensione, flessione laterale e rotazione assiale delle tre regioni anatomiche della colonna vertebrale. (Panero, 2020)*

2.2 Comportamento biomeccanico del disco intervertebrale

L'orientamento delle fibre anulari che compongono l'anello fibroso dei dischi intervertebrali e l'orientamento del nucleo svolgono un ruolo importante nel trasferimento dei carichi di compressione da una vertebra all'altra.

Nella posizione statica di riposo (*figura 2.2-1 A*) è stato dimostrato che le fibre che compongono l'anello fibroso del disco intervertebrale sono già in tensione a causa

dello stato di pre-carico del nucleo polposo (*Kapandji, 1974*). Quando la colonna si allunga, ovvero quando è soggetta a movimenti di trazione (*figura 2.2-1 B*), i corpi vertebrali tendono ad allontanarsi aumentando l'altezza complessiva del disco; allo stesso tempo la sua larghezza si riduce mentre aumenta la tensione nelle fibre dell'anello fibroso. Il disco, che nella condizione di pre-carico risulta un po' appiattito, in questa condizione di allungamento diventa più sferico e spesso questo aumento dell'altezza complessiva del disco riduce la pressione all'interno del nucleo polposo. Durante i movimenti di compressione assiale (*figura 2.2-1 C*) il disco intervertebrale si appiattisce e si allarga. Il nucleo polposo si appiattisce, elevando sensibilmente la sua pressione interna che si trasmette alle fibre più interne dell'anello fibroso. In questo modo una forza verticale si trasforma in forze laterali che stringono le fibre anulari (*Kapandji, 1974*).

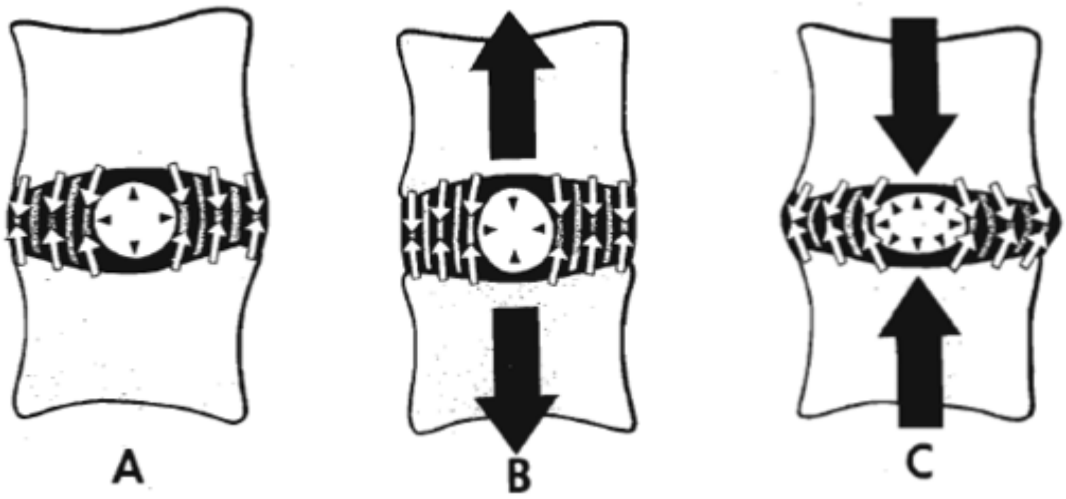

Figura 2.2-1 *Semplificazione del comportamento meccanico del disco intervertebrale in condizione statica di riposo (A) e durante movimento di trazione (B) e compressione (C). (Kapandji, 1974)*

Quando la colonna vertebrale è in estensione la vertebra superiore si sposta posteriormente riducendo l'interspazio posteriore e spingendo il nucleo anteriormente (*figura 2.2-2 A*). Il nucleo, successivamente, preme sulle fibre anteriori dell'anello aumentandone la tensione e questo tende a riportare la vertebra superiore nella sua posizione di origine. Durante la flessione (*figura 2.2-2 B*), invece, la vertebra superiore si sposta anteriormente riducendo l'interspazio

anteriore e spinge posteriormente il nucleo che preme sulle fibre posteriori dell'anello aumentandone la tensione.

Durante la flessione laterale, la vertebra superiore si inclina verso il lato di flessione e il nucleo viene spinto verso il lato opposto (*figura 2.2-2 C*).

Quando una forza statica viene applicata leggermente obliqua ad una vertebra (*figura 2.2-2 D*) la forza verticale può essere scomposta in una forza N perpendicolare al piatto vertebrale[9] inferiore e in una forza T parallela. La forza N tende a far avvicinare le due vertebre, mentre la forza T fa scivolare anteriormente la vertebra superiore: questo porta ad un progressivo allungamento delle fibre oblique in ogni strato fibroso dell'anello. Durante la rotazione assiale (*figura 2.2-2 E*), le fibre oblique, sviluppate in senso contrario rispetto alla direzione di movimento, vengono allungate, mentre le fibre intermedie con orientamento opposto sono rilassate. La tensione raggiunge un massimo nelle fibre centrali dell'anello, per cui il nucleo è fortemente compresso e la pressione interna aumenta proporzionalmente all'angolo di rotazione (*Kapandji, 1974*).

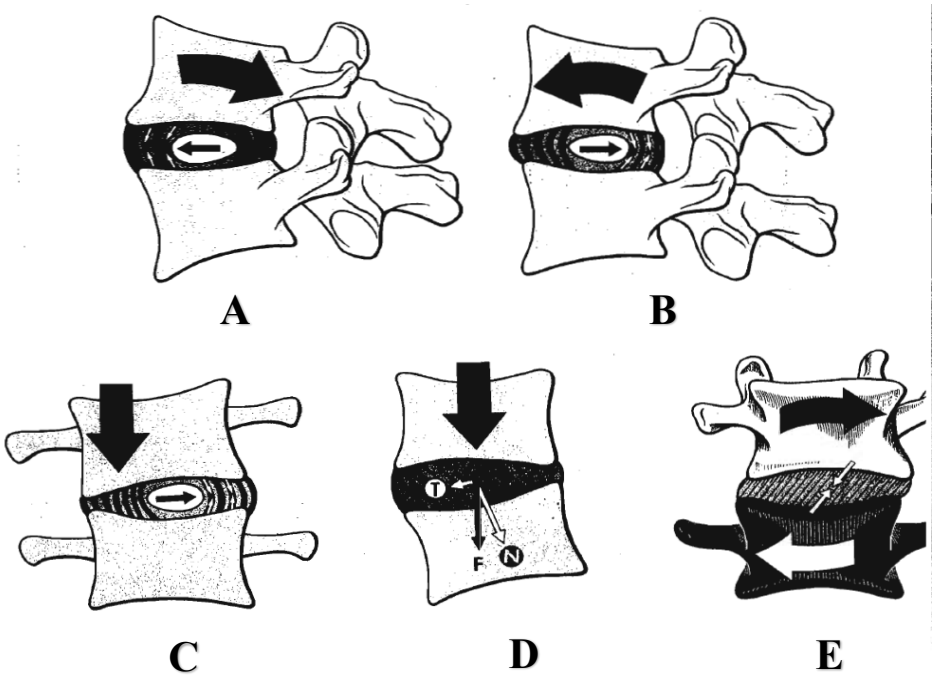

Figura 2.2-2 *Semplificazione del comportamento meccanico del disco intervertebrale in condizione di estensione (A), flessione (B), flessione laterale (C), applicazione di una forza verticalmente e leggermente obliqua (D), rotazione assiale (E). (Kapandji, 1974)*

[9] I piatti vertebrali cartilaginei separano i dischi dalle vertebre.

Nel complesso, qualunque sia la forza applicata al disco aumenta sempre la pressione interna del disco e si allungano le fibre dell'anello fibroso; ma a causa del movimento relativo del nucleo, lo stiramento delle fibre dell'anello tende ad opporsi a questo movimento, per cui il sistema tende a essere riportato al suo stato iniziale.

La colonna vertebrale, se esposta ripetutamente a sovraccarichi articolari, può subire dei traumi a livello articolare che possono evolvere in vere e proprie patologie vertebrali. I sovraccarichi articolari della schiena possono essere causati da molteplici fattori, individuati in:

- Atteggiamenti posturali non corretti e protratti per lunghi periodi;
- Sollevamento di carichi molto pesanti;
- Movimenti ed esercizi del corpo eseguiti in maniera errata;
- Rigidità o scarso tono della muscolatura della colonna vertebrale;
- Condizioni di sovrappeso e obesità;
- Degenerazione del disco intervertebrale causato da patologie come la discopatia degenerativa[10], a causa della quale i dischi intervertebrali non sono più in grado di assorbire gli urti in modo adeguato, soprattutto quando si cammina, si corre o si salta.

2.3 Alterazioni e patologie della colonna vertebrale

La colonna vertebrale, per diverse cause, può subire delle alterazioni a livello strutturale che possono essere suddivise in paramorfismi e dismorfismi a seconda del tipo e della gravità. Queste alterazioni sono la causa di un disallineamento dei segmenti scheletrici e del conseguente utilizzo disarmonico dei vari distretti muscolari, che tentano di compensare curve non fisiologiche per mantenere la posizione eretta.

Con il termine paramorfismo si intende un' alterazione della colonna vertebrale su base funzionale senza lesioni organiche strutturali, dovuta ad atteggiamenti

[10] Degenerazione di uno o più dischi intervertebrali causata dalla loro disidratazione, conseguenza diretta dell'invecchiamento. A fronte della perdita del loro contenuto idrico, la distanza tra i corpi vertebrali si riduce e, di conseguenza, si verifica una compressione delle strutture nervose presenti nella colonna vertebrale.

posturali scorretti che alterano la struttura e l'aspetto della colonna, deformandola (*Scalabrino, 1963*). Le cause, in genere, sono i continui cambiamenti del corpo nel periodo dell'adolescenza che costringono lo stesso ad assumere posizioni nuove a volte scorrette. I paramorfismi sono alterazioni correggibili con un'appropriata ginnastica posturale. Tra i paramorfismi si annoverano (*Scalabrino, 1963*):

- Dorso curvo, distinguibile in una forma dorsale, una dorso-lombare ed una totale, consiste in un atteggiamento cifotico del dorso, è dovuto ad una insufficienza della muscolatura estensoria e risulta facilmente correggibile volontariamente;
- Dorso piatto, è distinguibile in una forma toracica, una lombare ed una totale ed è dato dall'appianamento delle curve vertebrali e dalla eccessiva verticalizzazione del bacino. Nella sua forma toracica incide sulla funzionalità respiratoria;
- Iperlordosi lombare, ovvero un'accentuazione della curva fisiologica lombare dovuta ad uno squilibrio muscolare. Questa postura viene adottata come compenso per mantenere il centro di gravità nella corretta posizione, per cui i soggetti interessati tendono a curvare le spalle, ruotare le gambe in direzione mediale e portare la testa in avanti (*figura 2.3-1 a*). Inoltre si verifica un incremento dell'angolo pelvico dai 30° fisiologici fino ai 40° (*figura 2.3-1 b*) (*Magee, 2014*);
- Rigidità lombare, cioè una limitazione della motilità del tratto lombare in flessione;
- Scapole alate, consiste in una sporgenza abnorme e simmetrica del margine mediale della scapola. Tale alterazione posturale influisce sulla respirazione;
- Atteggiamento scoliotico, comporta una deviazione laterale della colonna con conseguente perdita di verticalità della stessa. Può evolvere con rapidità verso alterazioni irreversibili.

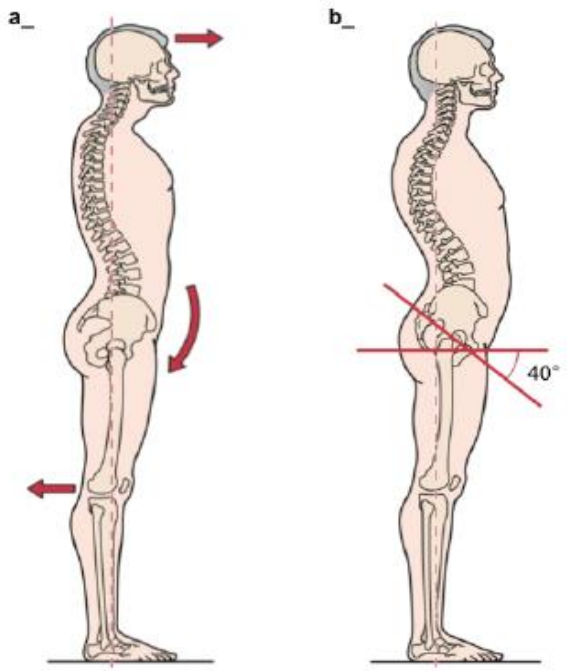

Figura 2.3-1 *Iperlordosi lombare (vista sagittale): meccanismi compensatori nella postura (a) e incremento dell'angolo pelvico (b). (Magee, 2014)*

I dismorfismi sono, invece, deviazioni morfologiche legate ad alterazioni scheletriche da difetti auxologici[11] congeniti, ereditari e costituzionali o acquisiti. Si tratta di alterazioni croniche che possono essere considerate patologie della colonna vertebrale, caratterizzate da curve non fisiologiche che non è possibile correggere con riabilitazione posturale (*Scalabrino, 1963*).

Tra i dismorfismi si collocano:

- Scoliosi, dismorfismo più frequente e diffuso, che è una deviazione della colonna vertebrale sul piano frontale e può localizzarsi a qualsiasi livello della colonna vertebrale (cervicale, dorsale o lombare). Ne esistono due tipologie, strutturata e non strutturata. La scoliosi strutturata indica una deformità della colonna non riducibile o parzialmente riducibile in posizione supina e con una rotazione vertebrale evidenziata dalla presenza di un gibbo a livello costale (*figura 2.3-2*). La scoliosi non strutturata, invece, indica una deformità completamente correggibile in posizione

[11] Da Auxologia: disciplina che studia tutte le caratteristiche dei processi di accrescimento e dello sviluppo dell'organismo umano che, mediante l'osservazione delle modificazioni nel tempo, permettere di individuare le variazioni individuali e gli aspetti metodologici.

supina e caratterizzata clinicamente dalla presenza di asimmetria dei fianchi o delle spalle, ma senza rotazione vertebrale (*Negrini, et al., 2016*).

- Ipercifosi toracica, ovvero un'accentuazione della fisiologica curvatura cifotica dorsale che può essere causata da osteocondrosi[12].

  Esistono diversi tipi di ipercifosi (*Magee, 2014*):

  - Schiena tonda (*round back*), caratterizzata da una curvatura lunga e arrotondata e da ridotta inclinazione pelvica (angolo inferiore a 30°) (*figura 2.3-3 a*) ;
  - Gobba (*hump-back*), tipicamente è il risultato di una frattura o di una patologia ed è caratterizzata da un angolo posteriore acuto a livello delle vertebre toraciche (*figura 2.3-3 b*);
  - Schiena piatta (*flat back*), caratterizzata da inclinazione pelvica ridotta a 20° e una zona lombare instabile (*figura 2.3-3 c*);
  - Gobba della vedova (*dowager's hump*), causata da osteoporosi[13] prevede una degenerazione dei corpi vertebrali toracici che si incuneano in direzione anteriore, provocando una cifosi (*figura 2.3-3 d*).

[12] Sindrome degenerativa delle ossa che ne frammenta le estremità. Identifica una serie di patologie delle ossa lunghe o brevi, in cui una piccola porzione di estremità, ossea o cartilaginea, si stacca dal restante osso sano.

[13] Malattia sistemica dell'apparato scheletrico, caratterizzata da una bassa densità minerale e dal deterioramento della micro-architettura del tessuto osseo, con conseguente aumento della fragilità ossea legato prevalentemente all'invecchiamento.

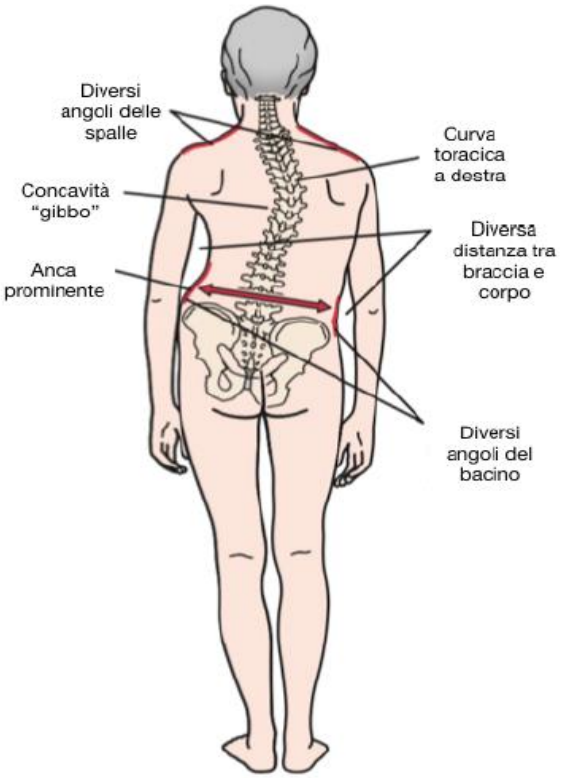

Figura 2.3-2 *Vista frontale posteriore di scoliosi strutturata idiopatica con curvatura toracica a destra. (Magee, 2014)*

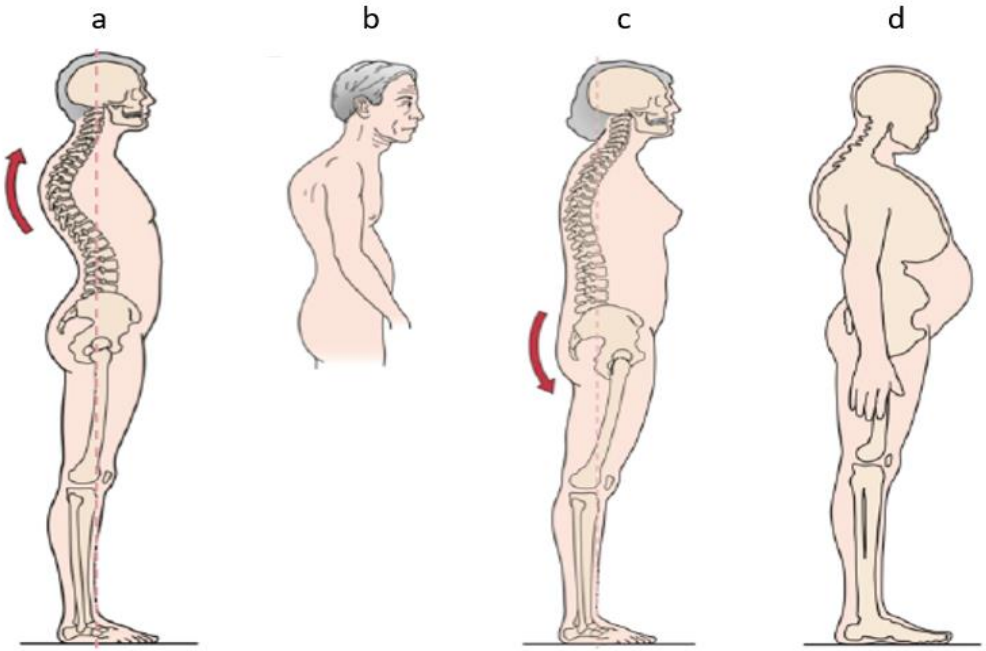

Figura 2.3-3 *Vista sagittale delle diverse tipologie di ipercifosi toracica: schiena tonda (a), gobba (b), schiena piatta (c) e gobba della vedova (d). (Magee, 2014)*

2.4 Morbo di Parkinson e anomalie posturali

Le anomalie posturali possono anche essere complicazioni motorie invalidanti che dipendono da altre patologie psico-motorie e degenerative, come ad esempio la malattia di Parkinson (*Tinazzi, et al., 2019*).

La malattia di Parkinson è una delle malattie neurodegenerative croniche più comuni, colpisce il 2-3% della popolazione di età superiore ai 65 anni (*Poewe, et al., 2017*). La sua caratteristica principale è la perdita di neuroni dopaminergici, ovvero le cellule nervose del cervello che producono la dopamina e partecipano a importanti processi biologici come il movimento, la motivazione e la cognizione (*Shimohama, et al., 2003*). Associata spesso alla distonia[14], la malattia di Parkinson è caratterizzata da una graduale perdita delle funzioni motorie che tende a ridurre notevolmente la qualità della vita del paziente. I suoi sintomi più comuni a livello motorio sono (*Davie, 2008*):

- Tremore;
- Bradicinesia, cioè un rallentamento e una riduzione di ampiezza dei movimenti volontari che divengono difficilmente controllabili;
- Aumento della rigidità muscolare degli arti;
- Disturbi dell'andatura solitamente associati ad un elevato rischio di cadute.

L'aumento delle disfunzioni motorie con il progredire della malattia richiede la valutazione quantitativa e il monitoraggio dei disturbi dell'andatura nel tempo: a questo scopo risulta utile effettuare un'analisi strumentale del movimento e della postura del paziente, ad esempio l'analisi del cammino (*Tramonti, et al., 2017*).

Le deformità posturali più comuni nei soggetti affetti da Parkinson possono essere suddivise a seconda del piano di deformità predominante (*Doherty, et al., 2011*):

- Deformità posturali sul piano sagittale
  - Camptocormia, definita come una marcata flessione toraco-lombare della colonna vertebrale, si manifesta in posizione eretta, aumenta durante la deambulazione e si risolve in posizione supina (*Doherty, et al., 2011*). In base ai livelli spinali interessati si distingue una camptocormia superiore (da

[14] Disturbo motorio di carattere neurologico che causa contrazioni muscolari involontarie, costringendo determinate parti del corpo ad assumere torsioni ripetitive o posture dolorose.

C7 a T12-L1) con un valore dell'angolo di flessione di almeno 45° (*figura 2.4-1a*), e una camptocormia inferiore (L1-Sacro) caratterizzata da una flessione lombare del tronco sul bacino di almeno 30° (*figura 2.4-1b*) (*Fasano, et al., 2018*).

- Antecollis (o Anterocollo) (*figura 2.4-1c*), definita come una flessione in avanti di testa e collo di almeno 45° (*Doherty, et al., 2011*).

– Deformità posturali sul piano coronale
  - Sindrome di Pisa (*figura 2.4-1d*), definita come una marcata flessione laterale del tronco di almeno 10-15° che aumenta durante la deambulazione e può attenuarsi o risolversi in posizione supina (*Barone, et al., 2016*).

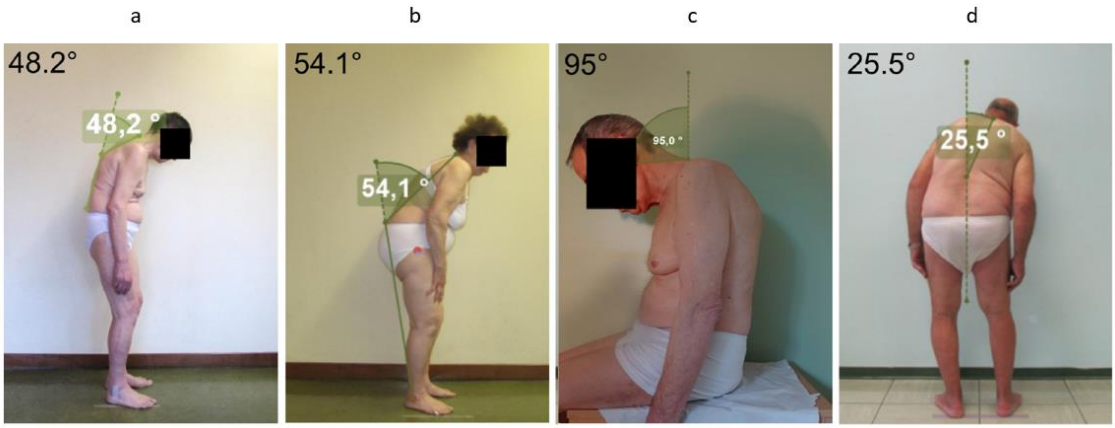

Figura 2.4-1 *Camptocormia superiore (a), Camptocormia inferiore (b), Antecollis (c), Sindrome di Pisa (d). (Tinazzi, et al., 2019)*

Tali deformità possono essere più o meno gravi, a seconda del grado di avanzamento della malattia di Parkinson. È da diversi anni che vengono studiate, ma rimane tutt'oggi incerta la loro fisiopatologia (*Castrioto, et al., 2014*).

La fisiopatologia[15] alla base delle alterazioni posturali causate da malattia di Parkinson si ipotizza essere multifattoriale, ovvero innescate sia dal sistema nervoso centrale che da quello periferico (*Tinazzi, et al., 2019*). Tuttavia, la maggior parte dei dati disponibili da studi precedenti supportava l'ipotesi di un

[15] Branca della medicina che studia come si sviluppa la malattia, partendo dalle cause che la producono fino alla generazione dei sintomi che la caratterizzano.

coinvolgimento più ampio di meccanismi centrali come distonia, propriocezione alterata dell'orientamento del corpo, rigidità muscolare e assunzione di farmaci, piuttosto che di quelli periferici (*Doherty, et al., 2011*).

3. Analisi del cammino

Gli obiettivi dell'analisi del cammino, generalmente, sono di raccogliere informazioni per comprendere il controllo, migliorare le prestazioni, diagnosticare i disturbi del movimento e valutare i programmi di trattamento e riabilitazione. L'analisi strumentale del cammino può essere definita come il processo di registrazione e interpretazione delle misurazioni biomeccaniche a supporto della valutazione clinica (*Baker, et al., 2016*).

Numerose patologie dell'apparato locomotore (e non) hanno ripercussioni negative sulla corretta deambulazione: uno studio del 2018 di Abdulhay e colleghi (*Abdulhay, et al., 2018*) evidenzia che la misura del tempo che il singolo arto trascorre in *appoggio* o in *pendolamento* (i due parametri principali del ciclo del passo), permette di identificare eventuali patologie. Nella *tabella 3-1* si nota come questi parametri si differenzino in un soggetto sano ed un soggetto affetto da morbo di Parkinson.

Tempo di appoggio (s)	Tempo di pendolamento (s)	Tempo del passo (s)	Patologia
0.65	0.49	1.14	Nessuna
0.99	0.27	1.26	PD

Tabella 3-1 *Parametri principali del ciclo del passo in soggetti senza alcuna patologia e in soggetti affetti da morbo di Parkinson (PD). (Abdulhay, et al., 2018)*

L'analisi strumentale del cammino va a supportare anche l'analisi osservazionale, tipica dell'analisi clinica, per misurare e quantificare le variabili biomeccaniche correlate a possibili alterazioni del movimento.

3.1 Biomeccanica del cammino

Il cammino, nella sua accezione più generale, è definito come il movimento ciclico degli arti inferiori e superiori che mira a far avanzare il corpo (*Stergiou, 2020*). Esso si identifica con una serie di movimenti coordinati utilizzati per muoversi con l'obiettivo di spostarsi da un punto all'altro, sostenendo e trasferendo

il peso del corpo. Questa sequenza di movimenti si traduce in una serie di schemi di movimento eseguiti dalle articolazioni che possono essere descritte come una catena cinematica complessa. Affinché le articolazioni si muovano, i muscoli producono forze per spostare le ossa: ciò avviene su istruzioni del sistema nervoso che integra informazioni multisensoriali come sensazioni somatosensoriali (propriocettive), visive e vestibolari (*Nakazawa, et al., 2012*).

La camminata è uno dei più importanti movimenti tra le attività quotidiane che il corpo umano svolge. Durante il cammino, la parte inferiore della colonna vertebrale supporta circa 1-2.5 volte l'intero peso corporeo (*Huang, et al., 2005*). Il complesso anatomico del tronco, quindi, contribuisce considerevolmente al controllo della locomozione, in particolare nella regolazione delle oscillazioni nei tre piani anatomici (*Kavanagh, et al., 2006*).

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

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

La locomozione umana è definita in tutti e tre i piani anatomici: sagittale, coronale e trasversale. L'analisi del movimento richiede che i movimenti del corpo o dei segmenti corporei nei tre piani anatomici siano accuratamente descritti (*figura 3.1-1*) (*Abu Faraj, et al., 2015*).

Il movimento sul piano sagittale è spesso caratterizzato in termini di flessione ed estensione. La flessione è descritta come l'azione che diminuisce l'angolo interno formato tra due ossa articolari, mentre l'estensione è descritta come l'azione che lo aumenta (*Abu Faraj, et al., 2015*). La flessione plantare e la dorsiflessione sono espressioni associate al movimento del piede e della caviglia. La flessione plantare

è descritta come l'escursione del piede nel piano sagittale lontano dalla tibia anteriore, mentre la dorsiflessione è l'escursione del piede sul piano sagittale verso la tibia anteriore.

I termini abduzione, adduzione, valgo, varo, inversione ed eversione sono spesso associati al movimento sul piano coronale. L'abduzione è definita come l'azione di allontanare un segmento corporeo dall'asse lungo, o linea mediana, del corpo nel piano coronale, mentre l'adduzione è descritta come il movimento di riportare il segmento corporeo verso la linea mediana del corpo (*Abu Faraj, et al., 2015*). Con valgo si definisce la postura di angolazione laterale del segmento distale di un'articolazione, mentre con varo la postura di angolazione mediale del segmento distale di un'articolazione.

Il movimento sul piano trasversale è tipicamente limitato alle rotazioni articolari e agli angoli di progressione del piede. È descritto in termini di direzioni interne ed esterne, utilizzando la regola della mano destra per le rotazioni dell'articolazione del lato destro e quella della mano sinistra per le rotazioni dell'articolazione del lato sinistro[16].

[16] Regola della mano destra: se le dita sono piegate nella direzione di rotazione, la rotazione interna fa sì che il pollice punti prossimalmente.
Regola della mano sinistra: è il gesto opposto, facendo in modo che il pollice punti distalmente.

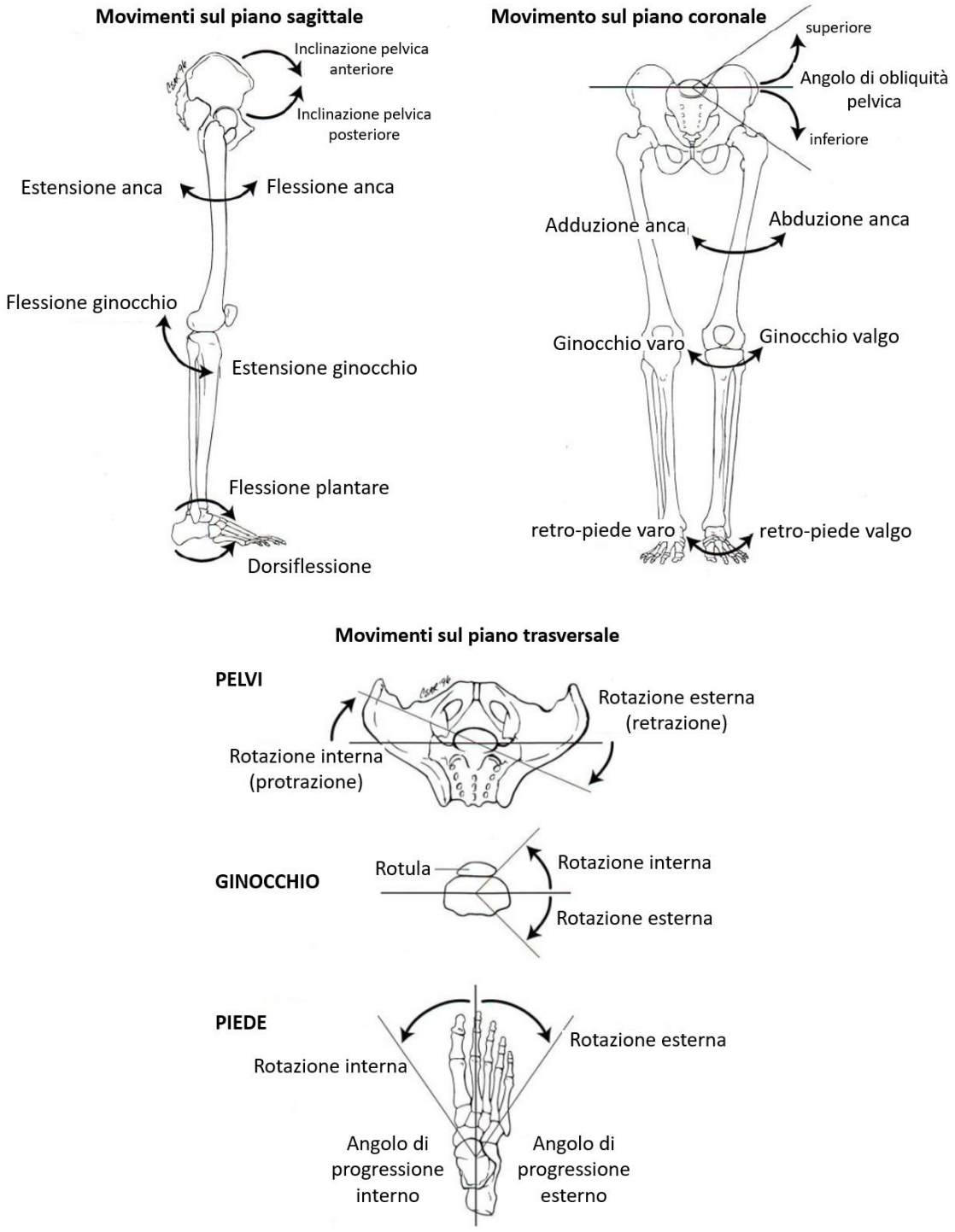

Figura 3.1-1 *Tipi di movimento nei tre piani anatomici (sagittale, coronale, trasversale). (Abu Faraj, et al., 2015)*

3.2 Il ciclo del cammino

Il cammino è un atto motorio ciclico e ripetibile, pertanto è possibile isolarne un modulo definito ciclo del passo (*gait cycle, GC*). Un gait cycle inizia quando un piede entra in contatto con il suolo e termina quando lo stesso piede tocca nuovamente il suolo, in genere in corrispondenza del tallone (*heel strike, HS*). Il GC è sinonimo di lunghezza del passo (*stride length*) e fornisce una descrizione di ciò che accade in un arto: all'interno di un ciclo del passo si possono individuare sequenze di eventi che si ripetono in entrambi gli arti sfasati di 180° (*Sutherland, et al., 1994*).

Il gait cycle può essere suddiviso in periodi e fasi per determinare se il cammino è normale o anormale (*Chambers & Sutherland, 2002*).

Il gait cycle è diviso in due periodi principali (*Di Biase, et al., 2020*):

1) periodo di appoggio (*stance phase*), rappresenta il 60% dell'intero ciclo ed è quel tempo che intercorre tra l'istante di contatto del tallone (HS) e il successivo distacco della punta dello stesso piede (*toe off, TO*);
2) periodo di oscillazione (swing phase), rappresenta il 40% dell'intero ciclo, segue il periodo di appoggio ed è il tempo che intercorre tra il TO e il successivo HS dello stesso piede.

Durante un ciclo di deambulazione completo (*figura 3.2-1*), il peso del corpo è supportato per il 20% del tempo da entrambi gli arti (*double support*) e per il rimanente 80% del tempo da un solo arto (*single support*) (*Stergiou, 2020*).

Le fasi e periodi del gait cycle sono valutati tramite l'utilizzo di alcuni descrittori spazio-temporali. La *figura 3.2-2* riporta alcuni dei principali descrittori spaziali dell'andatura (*Pirker & Katzenschlager, 2017*).

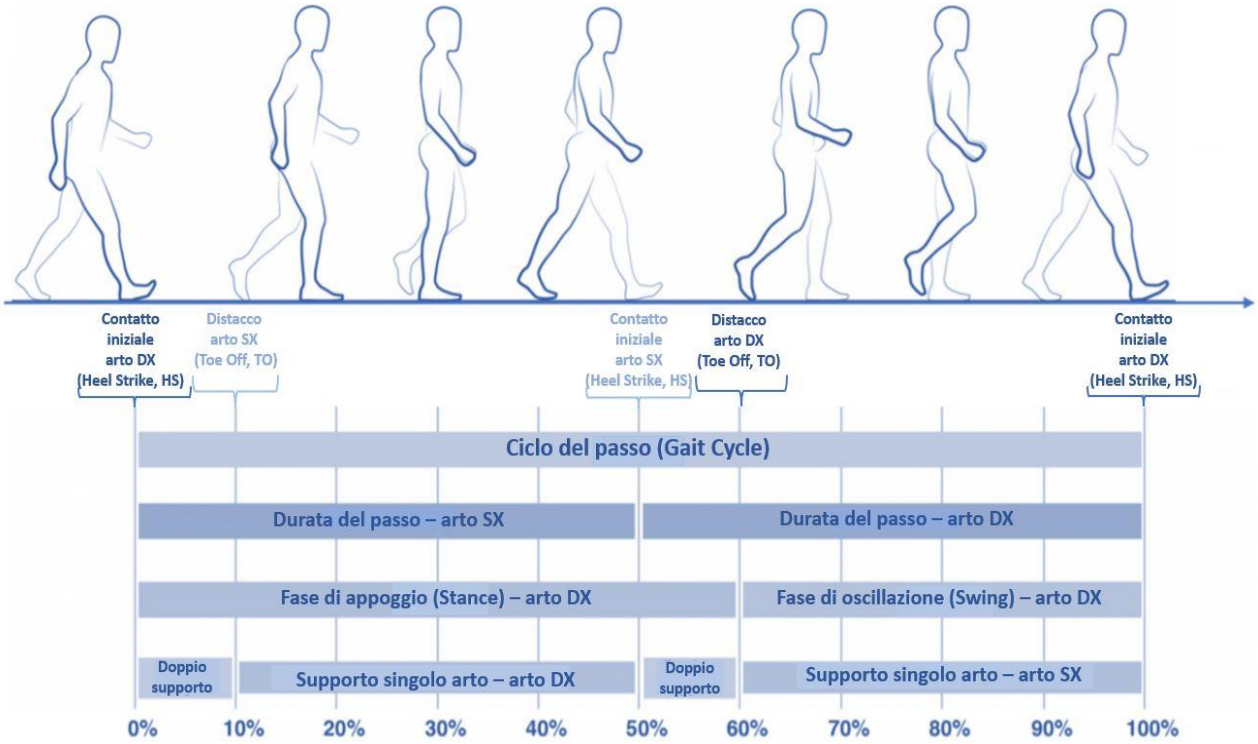

Figura 3.2-1 *Ciclo dell'andatura umana. (Di Biase, et al., 2020)*

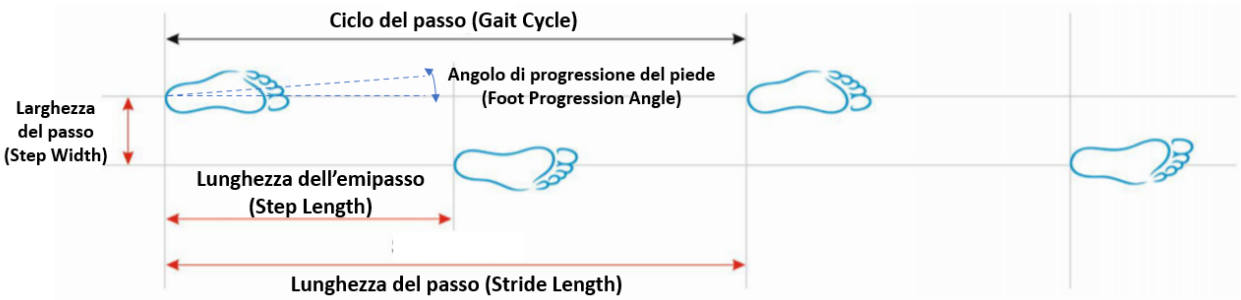

Figura 3.2-2 *Descrittori spaziali del ciclo del passo. (Pirker & Katzenschlager, 2017)*

Nella *tabella 3.2-1* sono invece riportati e descritti tutti i principali parametri spazio-temporali del cammino (*Di Biase, et al., 2020*). Questi parametri possono essere calcolati sia globalmente che differenziati su arto destro e arto sinistro.

PARAMETRI SPAZIO-TEMPORALI		DESCRIZIONE
Termini inglesi	Termini Italiani	
Walking speed (m/s)	Velocità di cammino (m/s)	Rapporto tra lunghezza e durata del passo
Cadence (step/min)	Cadenza (passo/min)	Numero di passi al minuto
Stride time (s)	Tempo del passo (s)	Tempo trascorso tra due appoggi consecutivi del tallone (HS) del piede destro
Step time (s)	Tempo dell'emipasso (s)	Tempo trascorso tra il contatto del tallone (HS) destro e il sinistro
Stance time (s)	Fase di appoggio (s)	Tempo trascorso tra il contatto del tallone (HS) del piede destro e il distacco dal suolo della punta (TO) del piede sinistro
Stance duration (% GC)	Durata della fase di appoggio (% GC)	Durata della fase di appoggio rispetto all'intero ciclo del passo
Swing time (s)	Fase di pendolamento (s)	Tempo trascorso tra il distacco della punta (TO) del piede destro ed il contatto del tallone (HS) dello stesso piede
Swing duration (% GC)	Durata della fase di pendolamento (% GC)	Durata della fase di pendolamento rispetto all'intero ciclo del passo
Single support (s)	Singolo supporto(s)	Tempo trascorso da TO a HS del piede sinistro
Double support (s)	Doppio supporto (s)	Tempo trascorso da HS di un piede al TO del piede opposto
Limp index (s)	Indice di simmetria (s)	Rapporto tra la fase di appoggio di un piede e la fase di appoggio del piede opposto
Stride length (m)	Lunghezza del passo (m)	Distanza tra due appoggi del tallone (HS) consecutivi dello stesso piede
Step length (m)	Lunghezza dell'emipasso (m)	Distanza tra due appoggi del tallone (HS) e il successivo contatto del tallone del piede opposto
Step width (m)	Larghezza del passo (m)	Distanza tra le due piante del piede nella fase di appoggio
Foot progression angle (°)	Angolo di progressione del piede (°)	Angolo tra la linea che va dal calcagno al secondo metatarso e la linea di progressione durante la fase statica del cammino per ogni passo

Tabella 3.2-1 *Parametri spazio-temporali del cammino, riferiti al ciclo del passo della gamba destra. (Di Biase, et al., 2020))*

3.3 Determinanti del passo, cinematica e dinamica del cammino

I determinanti fondamentali del cammino sono sei e sono stati introdotti sulla base del concetto che la locomozione ideale avviene quando la traslazione del centro di massa (COM) nello spazio richiede il minor dispendio energetico possibile durante la deambulazione (*Saunders, et al., 1953*). Ciò è possibile diminuendo lo spostamento verticale del COM che fa diminuire lo scambio di energia cinetica e potenziale, riducendo così il costo metabolico (*Stergiou, 2020*). L'assenza o la compromissione dei determinanti dell'andatura influisce direttamente sulla scorrevolezza del percorso del COM, producendo un'andatura non compensata e quindi inefficiente (*Chambers & Sutherland, 2002*).
I sei determinanti del passo sono (*Stergiou, 2020*):

1) Rotazione pelvica trasversale;
2) Inclinazione pelvica;
3) Flessione del ginocchio in posizione eretta;
4) Movimento del piede e della caviglia;
5) Rotazioni assiali degli arti inferiori;
6) Spostamento laterale del bacino (pelvi).

La cinematica, nell'analisi del movimento umano, si concentro sullo studio del movimento relativo tra i vari segmenti (o articolazioni) del corpo (*Abu Faraj, et al., 2015*). L'analisi cinematica descrive, quindi, le caratteristiche dell'andatura basate sui movimenti che avvengono tra le articolazioni di caviglia, ginocchio, anca e bacino sui piani sagittale, coronale e frontale (*Di Biase, et al., 2020*). I parametri cinematici includono misurazioni di angoli, spostamenti, velocità e accelerazioni. La cinematica angolare, in particolare nell'analisi del cammino, quantifica (in gradi) il movimento dell'articolazione attorno agli assi nelle diverse fasi del cammino (*figura 3.3-1*).
Ciò permette di confrontare i dati con valori di riferimento fisiologici (di età, di diverse condizioni di deambulazione, ecc..) o con studi intra-soggetto (ad esempio, effettuare un confronto pre e post intervento chirurgico).

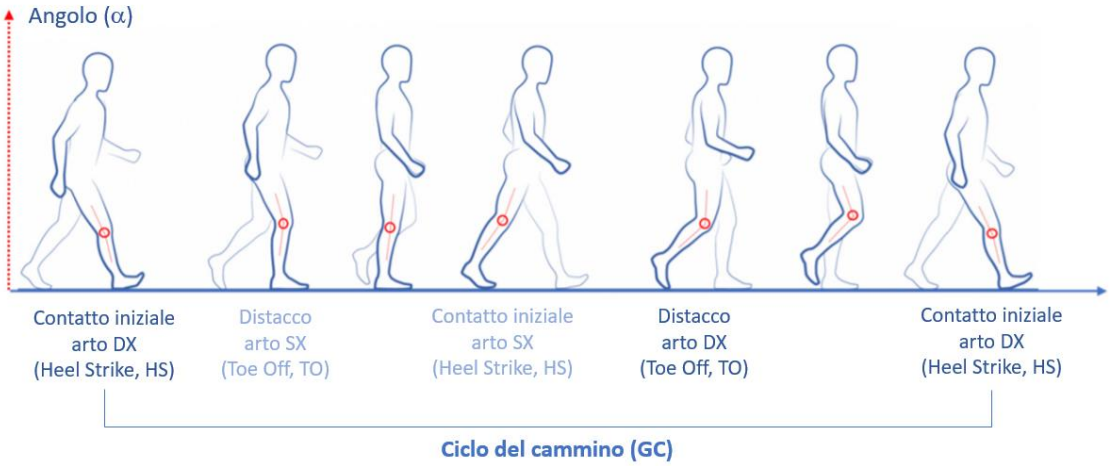

Figura 3.3-1 *Caratteristiche cinematiche dell'andatura: articolazione del ginocchio. (Di Biase, et al., 2020)*

Le forze dinamiche sono rappresentate dalla forza di reazione al suolo (*Ground Reaction Force, GRF*) sulle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia calcolata sul piano sagittale, dal centro di rotazione di ciascuna articolazione e dal centro di massa, dall'accelerazione e dalla velocità angolare di ciascun segmento (*Chambers & Sutherland, 2002*). La GRF si riferisce ad un centro di pressione (COP) che è il punto di applicazione della forza. Essa è presente quando uno dei due piedi o entrambi entrano a contatto con il suolo (fase di appoggio statico) e rappresenta l'effetto della forza di gravità su un'area del corpo, controbilanciata dal contatto con il suolo e dall'attivazione muscolare degli arti (*figura 3.3-2*) (*Di Biase, et al., 2020*).

Nello specifico, durante l'analisi del cammino il soggetto viene istruito a camminare su una superficie che contiene una o più pedane di forza al fine di quantificarne la forza verticale, la forza di taglio longitudinale e medio-laterale e le coppie di forze che si generano durante la deambulazione (*Chambers & Sutherland, 2002*).

Clinicamente, l'analisi delle caratteristiche dinamiche del cammino è utile in esami di condizioni patologiche specifiche e procedure operative volte a ripristinare la normale funzione motoria, oltre che a prevedere gli esiti post-operatori di interventi chirurgici (*Abu Faraj, et al., 2015*).

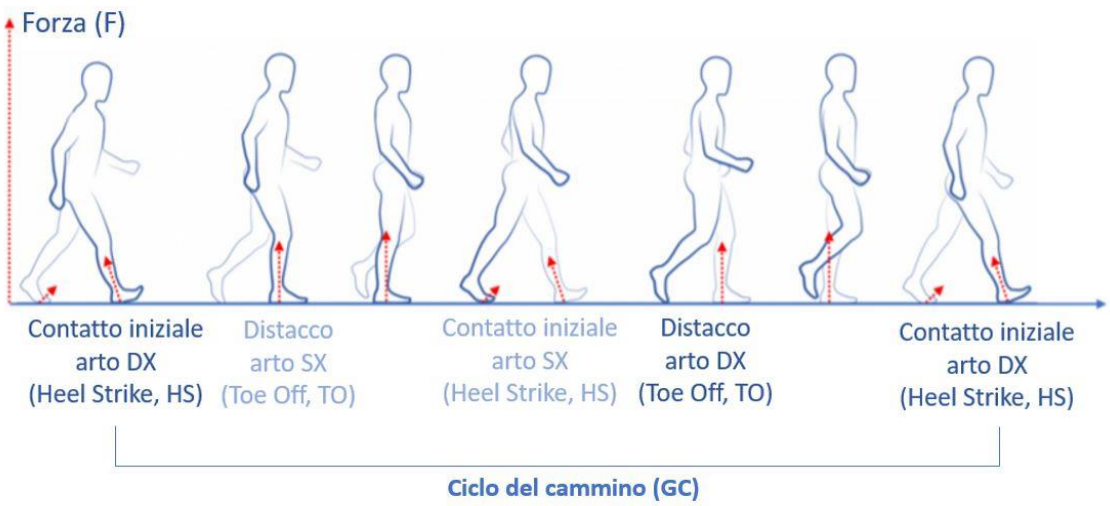

Figura 3.3-2 *Caratteristiche dinamiche dell'andatura: GRF. (De Biase, et al., 2020)*

3.4 Metodi di analisi e strumentazione

L'analisi del movimento è composta da tre sistemi di misurazione che si concentrano sugli eventi specifici che costituiscono l'atto della deambulazione (*Perry, 1992*). Questi tre sistemi sono (*figura 3.4-1*):

1) Sistemi ottici o non ottici, definiscono l'entità e la tempistica dell'azione articolare, consentendo una valutazione cinematica;
2) Pedane di forza, permettono una valutazione dinamica;
3) Elettromiografia (EMG), quantifica l'intensità relativa dell'attivazione muscolare.

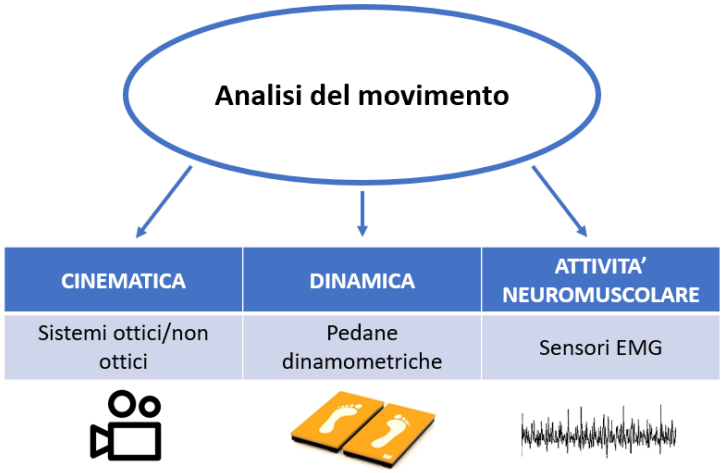

Figura 3.4-1 *Dati acquisibili tramite analisi del movimento e strumenti utilizzati.*

3.4.1 Sistemi ottici o non ottici

I sistemi di analisi che consentono di ottenere informazioni relative alla cinematica (spostamenti, velocità, accelerazioni, sia lineari che angolari) si distinguono in sistemi ottici e non ottici.

Tra i sistemi ottici, quelli optoelettronici rappresentano la soluzione tecnologica più diffusa per la stima del movimento umano e sono i più adottati per lo studio, ad esempio, della colonna vertebrale durante la deambulazione (*Digo, et al., 2020*). Si tratta di sistemi ottici basati sulla stereofotogrammetria, il cui principio è la ricostruzione di un punto nello spazio tridimensionale. Dato un punto che si muove nello spazio del laboratorio, è possibile esprimere il funzionamento del sistema stereofotogrammetrico come la ricostruzione della posizione che il punto assume istante per istante, fornendo una terna spaziale caratteristica (X,Y,Z) rispetto alla terna di riferimento del laboratorio stesso. Per poter definire la posizione spaziale di un punto per mezzo delle sue coordinate, è necessario che il punto venga osservato contemporaneamente da almeno due punti di vista distinti. I sistemi stereofotogrammetrici basano il loro funzionamento su un sistema multi-camera (due o più telecamere) ad infrarossi in grado di rilevare il segnale luminoso e trasdurlo in segnale elettrico. Le telecamere ad infrarossi registrano movimenti complessi e dinamici acquisendo la posizione ed il movimento di marcatori (marker) riflettenti posizionati in punti di repere anatomici del soggetto, al fine di ricostruirne la loro posizione e il loro movimento nello spazio (*figura 3.4.1-1*). Lo fanno acquisendo diversi fotogrammi e trasferendo le informazioni ad un software dedicato: ciò permetterà poi di calcolare le velocità e le accelerazioni dei punti lungo la traiettoria attraverso un algoritmo di derivazione.

Il software permette come prima cosa di calibrare il sistema di acquisizione calcolando tutti i parametri utili alle telecamere. La calibrazione viene eseguita tramite uno strumento specifico chiamato *Wand* (*figura 3.4.1-2*), ovvero un'asta con dei LED attivi che vengono tracciati automaticamente dal software.

Si eseguono due tipi di calibrazione:

1) Calibrazione dinamica, tramite la quale si vanno a linearizzare le deformazioni dovute alle lenti delle camere. Per questa calibrazione si fa

identificare la Wand alle telecamere e successivamente la si muove in modo da coprire l'intero volume di misura del laboratorio;

2) Calibrazione statica, con la quale si definisce la posizione del sistema di riferimento assoluto del laboratorio, indicando un'origine comune a tutte le telecamere.

Il processo di calibrazione è un passaggio fondamentale in quanto incide molto sull'acquisizione dei dati dell'analisi.

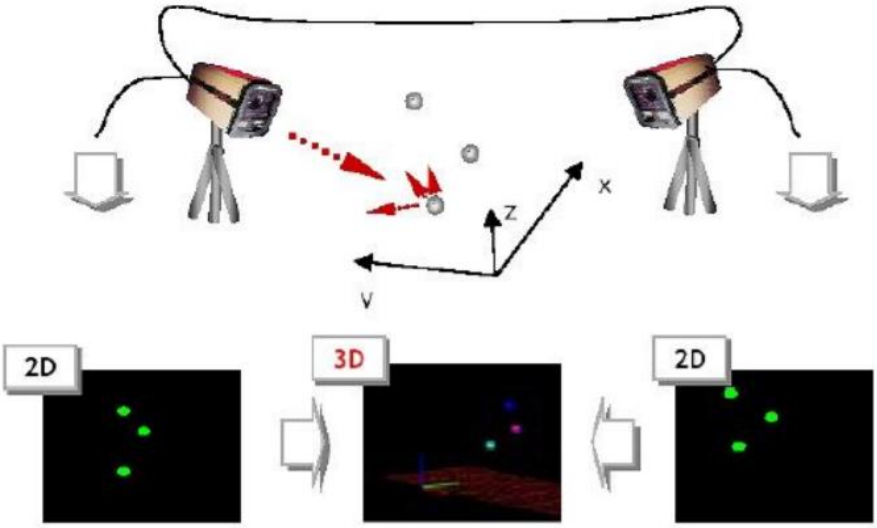

Figura 3.4.1-1 *Principio della stereofotogrammetria applicato ai sistemi ottici per l'analisi del movimento.*

Figura 3.4.1-2 *Wand di calibrazione.*

I marker possono essere attivi (*figura 3.4.1-3*) o passivi (*figura 3.4.1-4*), tipicamente entrambi sono di forma sferica e la differenza è che quelli attivi non richiedono fonti di illuminazioni esterne poiché sono costituiti da LED che generano automaticamente un segnale luminoso (*Nogueira, 2011*). Tuttavia per questo tipo di marcatori è necessaria una fonte di alimentazione esterna. I marker passivi, invece, non richiedono una fonte di alimentazione esterna, ma necessitano di un dispositivo aggiuntivo di illuminazione a specifiche lunghezze d'onda[17], in quanto sono dei marcatori di materiale plastico ricoperto da una pellicola catarifrangente, in grado quindi di riflettere la luce (*Nogueira, 2011*). I loro diametri tipicamente vanno dai 3 mm ai 30 mm (*Abu Faraj, et al., 2015*) e sono i marcatori più utilizzati perché risultano più pratici, meno ingombranti e più leggeri.

Figura 3.4.1-3 *Marker attivo.*

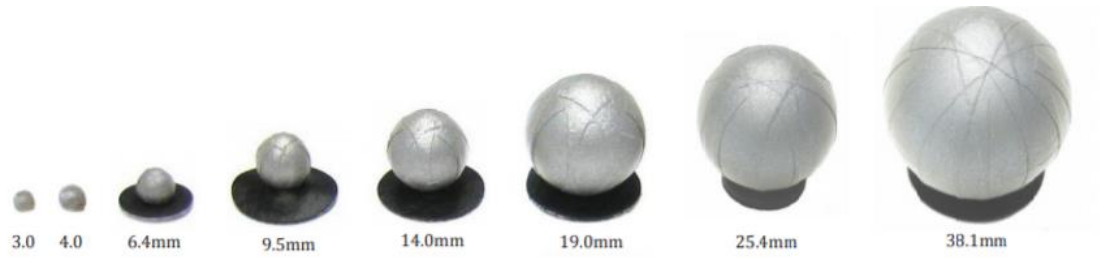

Figura 3.4.1-4 *Marker passivi di diverse dimensioni.*

[17] Tipicamente nell'infrarosso, quindi tra i 780 nm e i 860 nm. (*Abu Faraj, et al., 2015*)

Tra i sistemi ottici vi sono anche i sistemi markerless, per i quali l'acquisizione dei dati consiste nella registrazione della scena per mezzo di telecamere calibrate e sincronizzate. Il principale vantaggio del monitoraggio markerless è quello di non richiedere al soggetto di indossare indumenti o attrezzature speciali, per cui risulta un sistema meno invasivo e facile da utilizzare. Tuttavia, questi sistemi non hanno ancora raggiunto il livello di precisione che hanno i sistemi marker-based.
I sistemi ottici optoelettronici garantiscono accuratezza, precisione ed affidabilità all'analisi del movimento. Tuttavia, hanno anche alcuni svantaggi che risiedono nel costo elevato della strumentazione, nell'accurata calibrazione necessaria per l'accuratezza delle misurazioni e, soprattutto, nel fatto che questo tipo analisi va fatta sempre all'interno dei laboratori.

Tra le possibili soluzioni di sistemi non ottici vi sono i sensori inerziali (IMU). Si tratta di sensori leggeri, piccoli, a basso consumo energetico e a basso costo, che permettono l'acquisizione dei dati anche in ambienti outdoor e per lunghi tragitti (*Sprager & Juric, 2015*). Generalmente sono composti da:

- Accelerometri triassiali, ovvero dei trasduttori utilizzati per misurare accelerazioni lineari e/o angolari (*Abu Faraj, et al., 2015*);
- Giroscopi triassiali, cioè dei sensori di velocità angolare (*Di Biase, et al., 2020*);
- Magnetometro, si basa sull'effetto magneto-resistivo e può stimare i cambiamenti nell'orientamento di un segmento corporeo in relazione al "nord magnetico" (*Di Biase, et al., 2020*).

I parametri misurati dagli IMU sono l'accelerazione e la velocità angolare sui tre piani anatomici. Dai parametri è possibile ottenere informazioni sulla posizione e l'orientamento dei corpi rigidi nello spazio. Tuttavia, il loro grado di accuratezza ed affidabilità dipende molto da dove vengono posizionati e per quale attività vengono utilizzati (*Vargas, et al., 2010*). La tecnologia IMU, infatti, non consente una precisa identificazione dei punti di repere anatomici e richiede una notevole robustezza computazionale. Per questo motivo i sistemi optoelettronici rappresentano il Gold Standard per l'analisi del cammino.

3.4.2 Pedane di forza

Le pedane di forza, o pedane dinamometriche, vengono utilizzate per la valutazione della forza scambiata tra corpo e terreno. Si tratta di piattaforme fissate nel pavimento costituite da due piastre parallele, ai cui angoli sono posti dei sensori (trasduttori) in grado di convertire l'azione meccanica cui è sottoposta la pedana in segnale elettrico, permettendo il calcolo della reazione scambiata tra piede e terreno. Le misure di forza sono quindi ottenute grazie alla deformazione del materiale costituente il trasduttore, direttamente proporzionale all'intensità delle forze applicate, il quale genera una variazione delle proprietà elettriche del sensore che invia il segnale che permetterà la misurazione. I trasduttori possono essere di tipo estensimetrico o piezoelettrico (W*heeler & Ganji, 2010*):

- gli estensimetri eseguono la conversione di una variazione di lunghezza in segnale elettrico mediante variazioni della resistenza elettrica che li compone;
- i cristalli piezoelettrici creano, invece, cariche elettriche sulla superficie nel momento in cui vengono sottoposti a sollecitazioni meccaniche.

Le pedane dinamometriche possono essere a tre componenti, quindi in grado di misurare la forza lungo la direzione verticale Z (Fz) e i momenti attorno alle direzioni lungo il piano della piattaforma, X e Y (Mx, My). Oppure possono essere a sei componenti e quindi in grado di misurare forze e momenti nelle tre dimensioni (Fx, Fy, Fz; Mx, My, Mz).

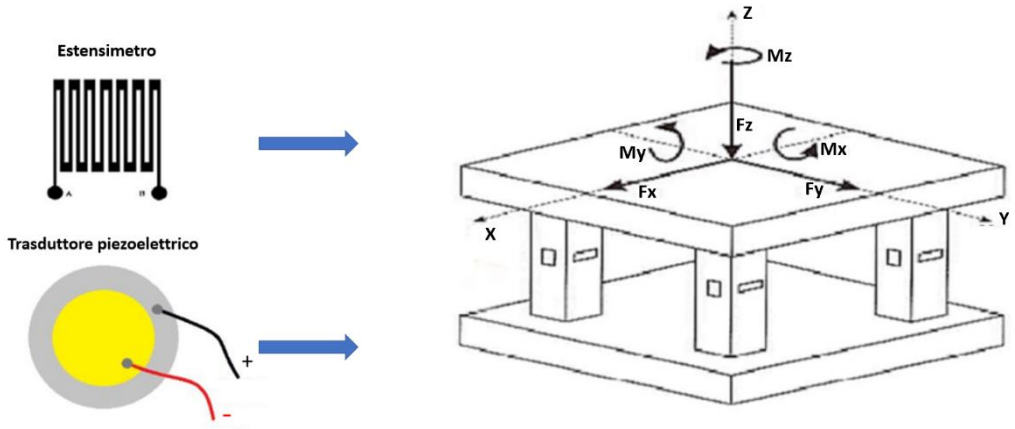

Figura 3.4.2-1 *Schema di una pedana dinamometrica e dei due diversi tipi di trasduttore.*

3.4.3 Elettromiografia (EMG)

Durante l'analisi del movimento possono essere eseguite delle valutazioni non solo su cinematica e 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 elettrica generata dal muscolo può essere acquisita tramite elettrodi particolari, che possono essere di superficie o intramuscolari (*figura 3.4.3-1*).

Gli elettrodi di superficie permettono di acquisire il segnale all'intero di un volume ampio, ma poco profondo (pochi cm^3) perché vengono posizionati sulla cute in direzione dei muscoli interessati. Questi elettrodi richiedono un attento posizionamento, una pulizia attenta della superficie della pelle e l'uso di un gel conduttivo per ridurre al minimo le interferenze nel sito di registrazione del segnale (*Abu Faraj, et al., 2015*). I vantaggi degli elettrodi di superficie sono la loro non invasività, la facilità di applicazione, il fatto che producano risultati ripetibili e la possibilità di rilevare le attività di gruppi muscolari. Tuttavia, gli svantaggi sono la loro l'incapacità di registrare le attività di muscoli specifici (soprattutto profondi) e che possono essere soggetti a crosstalk (*De Luca & Merletti, 1988*).

In situazioni in cui è richiesto il monitoraggio dell'attività di muscoli specifici e profondi, diventa necessario l'utilizzo degli elettrodi intramuscolari (o ad ago). Questo tipo di elettrodi sono più invasivi ma consentono delle acquisizioni più profonde e selettive (fino a 1-2 mm^3), in quanto sono costituiti da un ago che si inserisce a livello delle fibre muscolari (*figura 3.4.3-2*) (*Abu Faraj, et al., 2015*).

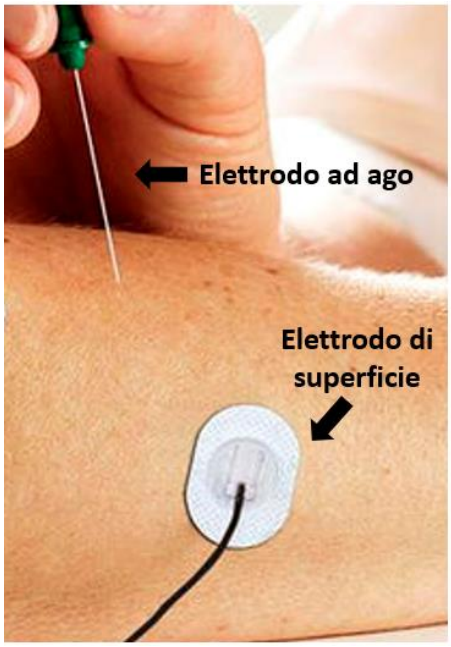

Figura 3.4.3-1 *Esempi di elettrodo ad ago e superficiale. (MedicalExpo)*

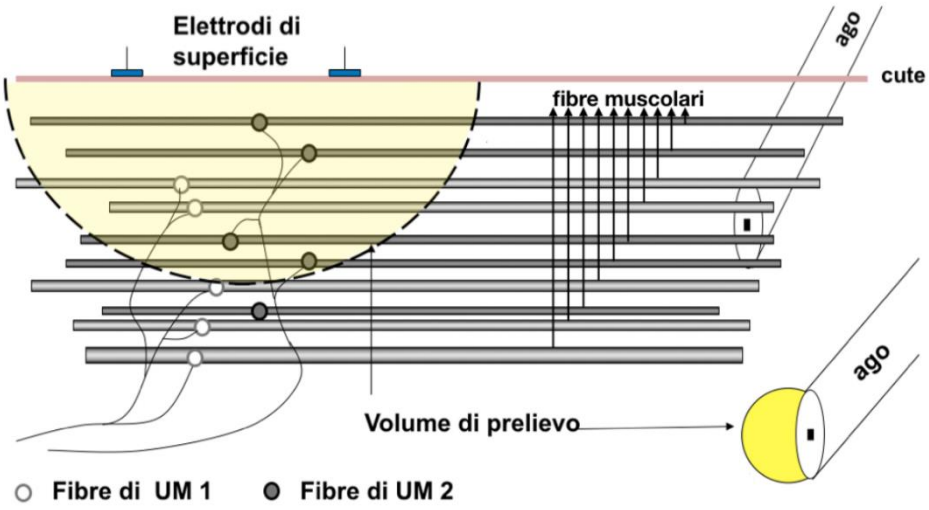

Figura 3.4.3-2 *Volume di prelievo per un elettrodo di superficie e un elettrodo intramuscolare. Fibre di UM sta ad indicare le fibre dei motoneuroni, responsabili della generazione del segnale elettrico.*

4. Stato dell'arte della sindrome di Pisa

La sindrome di Pisa è una patologia molto rara segnalata principalmente in pazienti affetti da morbo di Parkinson[18] (*Di Matteo, et al., 2010*).
Nel corso degli anni, poiché dipendente dalla malattia di Parkinson, la sindrome di Pisa ha progressivamente attirato l'attenzione di medici e ricercatori.
Nei successivi sotto-capitoli sono presentate le caratteristiche della sindrome di Pisa, ricavate da una ricerca in letteratura. Gli studi di letteratura vengono presentati per tematica, seguendo questa suddivisione:

- definizioni e diagnosi;
- fisiopatologia e trattamenti;
- caratteristiche cinematiche e dinamiche.

4.1 Definizioni e diagnosi

La sindrome di Pisa, descritta clinicamente per la prima volta da Ekbom e colleghi, si ipotizza essere dovuta ad una distonia assiale acuta correlata alla somministrazione di psicofarmaci (*Ekbom, et al., 1972*).
La flessione laterale del tronco è stata successivamente segnalata in pazienti con malattia di Parkinson anche in assenza di trattamento con antipsicotici (*Tassorelli, et al., 2011*). Nei soggetti affetti da sindrome di Pisa, il limite tra l'inclinazione laterale fisiologica e quella patologica del tronco non è standardizzato, a causa della mancanza di studi epidemiologici sia nella popolazione sana che patologica (*Castrioto, et al., 2014*).
Alcuni studi suggeriscono che la sindrome di Pisa può verificarsi anche in assenza di qualunque restrizione meccanica al movimento del tronco (che può essere causata, ad esempio, da malattie degenerative della colonna vertebrale) (*Bonanni, et al., 2007*). Inoltre, essa può essere classificata ulteriormente in base all'ampiezza dell'angolo di flessione come lieve (< 20°) o grave (≥ 20°) (*Tinazzi, et al., 2016*).

[18] La prevalenza stimata della sindrome di Pisa in pazienti Parkinsoniani è di circa l' 8.8 % (Tinazzi, et al., 2016).

Si distingue dalla scoliosi che viene definita come combinazione di deviazione laterale del tronco e rotazione vertebrale, la cui diagnosi richiede conferme radiologiche (*Doherty, et al., 2011*).

Secondo Tinazzi e colleghi (*Tinazzi, et al., 2016*), la diagnosi della sindrome di Pisa si basa principalmente sulla valutazione clinica dell'inclinazione laterale del tronco, che può essere facilmente tracciato nella pratica clinica con l'uso di un goniometro da parete (*figura 4.1-1 a*), con un inclinometro (*figura 4.1-1 b*) e più recentemente anche con alcune applicazioni per smartphone (*figura 4.1-1 c*). Tuttavia, una radiografia della colonna vertebrale del paziente in posizione eretta è il metodo più accurato per la valutazione dell'angolo di curvatura nei piani coronale e sagittale secondo l'angolo di Cobb[19] (*figura 4.1-1 d*) (*Tinazzi, et al., 2016*).

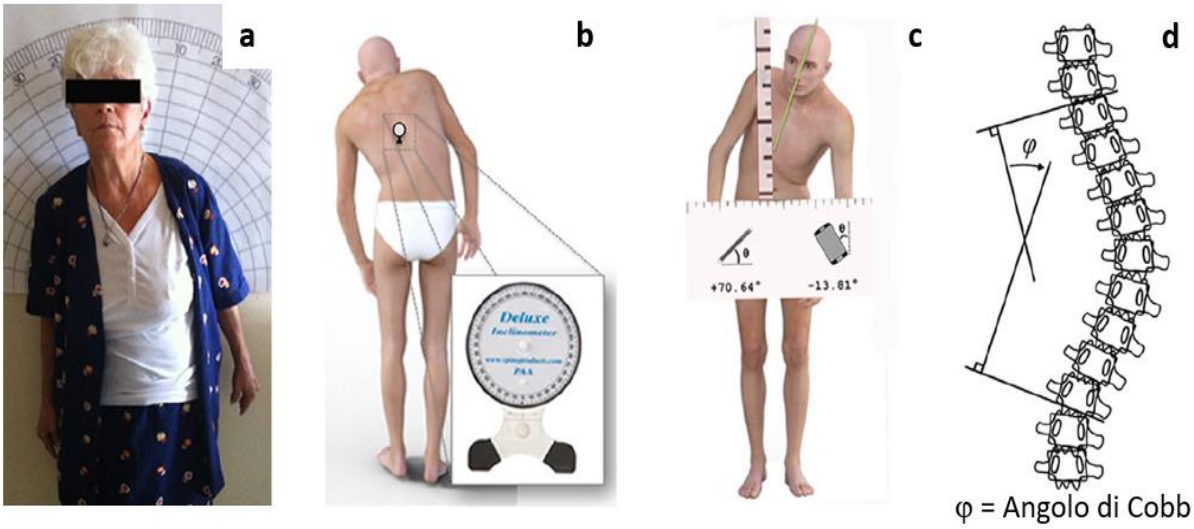

Figura 4.1-1 *Valutazione sindrome di Pisa tramite goniometro a muro (a), inclinometro (b), applicazione per smartphone (c) e calcolo angolo di Cobb (d) ricavato tramite radiografia della colonna vertebrale. (Tinazzi, et al., 2016)*

Nel corso degli anni, i pochi studi che hanno esaminato il pattern di attivazione muscolare nei soggetti con sindrome di Pisa tramite elettromiografia, hanno prodotto risultati contrastanti. Queste discrepanze sono per lo più riconducibili alle

[19] Nel metodo di Cobb, si tracciano due linee su una RX antero-posteriore della colonna vertebrale, una che si estende dalla sommità della vertebra superiore più inclinata e l'altra dal fondo della vertebra inferiore più inclinata: l' angolo formato da queste linee è l'angolo di Cobb.

differenti metodologie utilizzate per l'indagine elettromiografica (valutazione statica piuttosto che dinamica, valutazione di distretti muscolari diversi).

Nel 2011, di Matteo e colleghi (*Di Matteo, et al., 2011*) hanno identificato e classificato in due categorie l'attività elettromiografica dei muscoli paravertebrali a livello toracico-lombare T12-L1 (muscoli lunghissimi toracici destri e sinistri) tramite l'utilizzo di elettromiografia ad ago:

1) Attivazione distonica[20] quando i soggetti sono in piedi;
2) Iperattività dei muscoli controlaterali al lato pendente durante un task di movimento in cui si effettua una flessione laterale volontaria del tronco a destra e a sinistra.

In questo studio, l'attività muscolare di 10 soggetti con Sindrome di Pisa è stata comparata con quella di un soggetto sano. Gli autori ipotizzano l'ipertrofia dei muscoli paravertebrali controlaterali al lato pendente come possibile causa dei differenti pattern di attivazione:

- alcuni dei soggetti con pattern 1 non mostravano ipertrofia;
- alcuni dei soggetti con pattern 2 mostravano ipertrofia.

In studi successivi, Tinazzi e colleghi (*Tinazzi, et al., 2013*) hanno affinato la valutazione EMG studiando più in dettaglio i muscoli paraspinali lombari a livello L2-L4, i muscoli paraspinali toracici a livello T8-T10 e ampliando il numero di soggetti in esame (13). Vengono individuati due pattern principali quando i soggetti si trovano in posizione di riposo in piedi (*figura 4.1-2*):

1) Iperattività dei muscoli paraspinali lombari omolaterali al lato inclinato del tronco, che a sua volta può essere suddiviso in due sottotipi:
    1.1) Iperattività dei muscoli paraspinali toracici omolaterali (figura;
    1.2) Iperattività dei muscoli paraspinali toracici controlaterali;
2) Iperattività dei muscoli paraspinali lombari controlaterali al lato inclinato del tronco.

Anche in questo studio i soggetti con sindrome di Pisa sono stati comparati ad un soggetto sano rappresentativo.

[20] La distonia è un disturbo motorio di carattere neurologico che causa contrazioni muscolari involontarie, costringendo determinate parti del corpo ad assumere torsioni ripetitive o posture dolorose.

Gli autori ipotizzano che l'iperattività dei muscoli paraspinali controlaterali (sia toracici che lombari) sia un meccanismo compensatorio attivato fisiologicamente per limitare il range di flessione laterale del tronco.

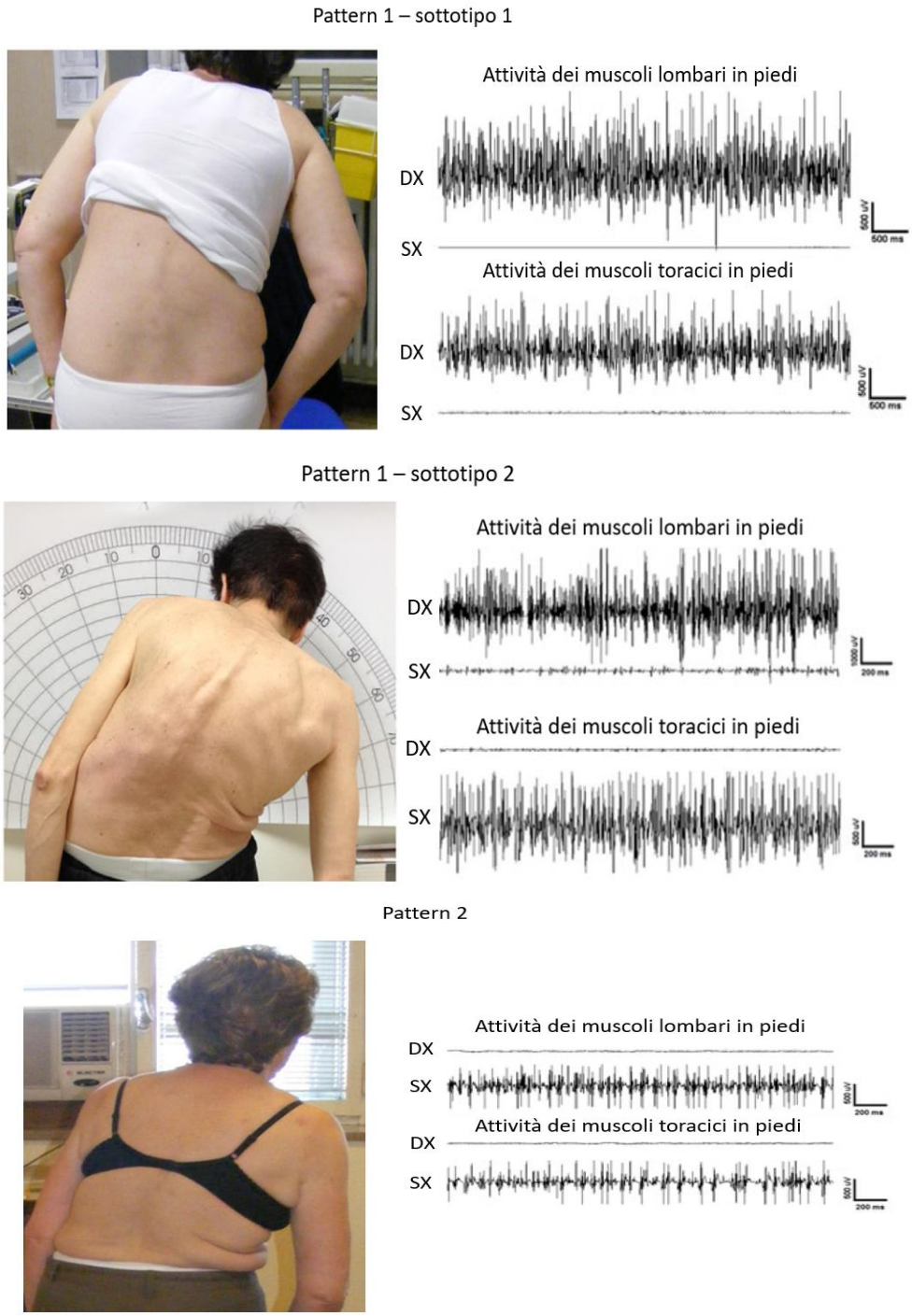

Figura 4.1-2 *Tracciati EMG , registrati in posizione di riposo in piedi, dei muscoli lombari e toracici (destri e sinistri) di soggetti con latero-deviazione della colonna verso destra: il sottotipo 1 del pattern 1 mostra iperattività dei muscoli paraspinali lombari e toracici omolaterali al lato pendente del tronco (a), il sottotipo 2 del pattern 1 mostra iperattività dei muscoli paraspinali lombari omolaterali e dei muscoli paraspinali toracici controlaterali al lato pendente del tronco (b), il sottotipo 2 mostra iperattività dei muscoli lombari paraspinali controlaterali al lato pendente del tronco (c). (Tinazzi, et al., 2013)*

4.2 Fisiopatologia e trattamenti

Le basi fisiopatologiche della sindrome di Pisa non sono ancora del tutto chiarite e sono stati presi in considerazione diversi meccanismi (*Tinazzi, et al., 2013*). I meccanismi alla base dell'insorgenza della sindrome di Pisa sono probabilmente multifattoriali, possono essere sia centrali che periferici e possono variare a seconda della malattia associata (*Barone, et al., 2016*).

- Meccanismi centrali:
  - Disfunzioni dei gangli della base[21] e relativa compromissione della funzione vestibolare, che avrebbero un ruolo chiave nella patogenesi della sindrome di Pisa (*Castrioto, et al. 2014*) ;
  - Assunzione di farmaci neurolettici (antipsicotici) (*Barone, et al., 2016*);
  - Introduzione, modifica del regime o sospensione di farmaci dopaminergici per il Parkinson (*Tinazzi, et al., 2016*);
  - Compromissione della cognizione spaziale (propriocezione) e visiva che favoriscono un'alterazione della rappresentazione della verticalità e dello schema corporeo, portando a deviazioni corporee laterali (*Barone, et al., 2016*);
  - Distonia, considerata una delle cause primarie delle posture curve nel Parkinsonismo (*Doherty, et al., 2011*);
  - Rigidità muscolare, definita come aumento persistente del tono muscolare, che causa deficit di movimento che il soggetto potrebbe compensare flettendosi sui piani sagittale o coronale per prevenire, ad esempio, le cadute (*Doherty, et al., 2011*).
- Meccanismi periferici (ruolo del sistema muscolo-scheletrico):
  - Miopatie[22], come ad esempio atrofia muscolare o la degenerazione della massa grassa, possono verificarsi o essere prevalenti nel lato pendente del

[21] I gangli della base (o nuclei della base) sono un gruppo di nuclei subcorticali, di varia origine, nel cervello dei vertebrati. Sono fortemente interconnessi con la corteccia cerebrale, il talamo e il tronco encefalico, così come molte altre aree del cervello e sono associati a una varietà di funzioni, tra cui il controllo dei movimenti volontari, l'apprendimento procedurale, l'apprendimento delle abitudini, i movimenti oculari, la cognizione e l'emozione. (*Lanciego, et al., 2012*)

[22] Le miopatie sono malattie che danneggiano i muscoli volontari.

soggetto, anche se non è ancora tutt'oggi chiaro se siano conseguenza o cause concomitanti per la sindrome di Pisa (*Tinazzi, et al., 2016*);

- Chirurgia spinale, traumi e condizioni degenerative delle colonna vertebrale possono potenzialmente causare deformità posturali influenzando tessuti spinali e molli, in quanto i soggetti interessati per alleviare il dolore adottano posture compensatorie che portano ad uno schema corporeo anormale (Doherty, et al., 2011).

La gestione clinica della sindrome di Pisa appare molto impegnativa, principalmente a causa dell'assenza di studi di alta qualità appositamente progettati per affrontare questa patologia, ma anche a causa della forte variabilità tra i soggetti. Non si riesce ad avere un quadro generale che accomuni tutti i pazienti, in quanto non c'è standardizzazione di relazioni circa il lato di flessione, l'attività e la morfologia muscolare, gli anni di sviluppo della malattia, l'età. Non esistono trattamenti standard e l'impatto negativo della sindrome di Pisa e la sua progressione nel corso della malattia di Parkinson richiedono interventi accurati e a lungo termine (*Etoom, et al., 2020*).

Alcuni studi hanno proposto degli approcci farmacologici per il trattamento dei soggetti patologici. Tinazzi e colleghi, raccogliendo in una review una serie di articoli scientifici sulla fisiopatologia e sui possibili trattamenti della sindrome di Pisa, hanno evidenziato che nella maggio parte di essi viene indicato che essa può svilupparsi sub-acutamente dopo qualsiasi cambio di regime farmacologico. Nella review si parla principalmente di farmaci contro il morbo di Parkinson, pertanto gli autori propongono di ripristinare qualsiasi cambiamento farmacologico che sia stato associato all'insorgenza della sindrome di Pisa (*Tinazzi, et al., 2016*). L'utilizzo di farmaci generalmente usati per il trattamento del Parkinson non sembra tuttavia portare dei risultati soddisfacenti per la sindrome di Pisa. Nel 2017 Kataoka e Ueno hanno condotto uno studio su 24 pazienti con morbo di Parkinson e deformità posturali correlate (tra cui alcuni di essi con sindrome di Pisa). I

soggetti sono stati tutti trattati con la Levodopa[23] e dai risultati è emerso che la risposta alla Levodopa è minima o assente nei soggetti con sindrome di Pisa (*Kataoka & Ueno, 2017*). Nel 2011 Doherty e colleghi hanno pubblicato una review che raccoglieva alcuni articoli scientifici sulle possibili cause scatenanti delle deformità posturali nel Parkinson. Alla luce delle conclusioni della maggior parte degli articoli raccolti, gli autori suggeriscono che i farmaci neurolettici o dopaminergici possono addirittura aumentare la gravità della sindrome di Pisa in soggetti predisposti (*Doherty, et al., 2011*).

Sembrano promettenti, invece, i risultati ottenuti con iniezioni di tossina botulinica (BoNT), una proteina che inibisce la contrazione muscolare, adatta principalmente al trattamento di distonie. In particolare, in uno studio del 2019 di Artusi e colleghi hanno valutato l'efficacia dell'iniezione di tossina botulinica nei muscoli paraspinali e non. Con questo studio è stato 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%, con una riduzione media della flessione del tronco di circa il 40% (*figura 4.2-1*) e un miglioramento della sensazione di dolore e disagio (*Artusi, et al., 2019*).

Figura 4.2-1 *Esempio di misura dell'angolo di flessione laterale del tronco in un paziente prima (a sx) e dopo due mesi dalle iniezioni di BoNT (a dx). (Artusi, et al., 2019)*

[23] La Levodopa è un medicinale indicato per il trattamento del Parkinson. È il precursore del neurotrasmettitore della dopamina. Agisce attraversando la barriera ematoencefalica per entrare nei neuroni dopaminergici, dove viene rapidamente convertito in dopamina supplendo così a sue carenze.

Nel complesso, sebbene in questi studi la tossina botulinica sembri essere un'opzione valida per i soggetti affetti da sindrome di Pisa, le conclusioni definitive devono essere tratte con cautela, a causa di alcune limitazioni. Una limitazione risiede nel numero ridotto di pazienti arruolati in questi studi, a causa della rarità della sindrome di Pisa e della sua relativa bassa incidenza nei soggetti parkinsoniani. Un'ulteriore limitazione è la mancanza di standardizzazione nella selezione dei distretti muscolari da iniettare, oltre alla mancanza di omogeneità nella selezione dei soggetti e nelle tecniche di svolgimento delle analisi. Infine, un'altra limitazione risiede nella durata a breve termine del follow-up degli studi condotti. Tra i possibili sviluppi futuri di questi studi, potrebbe risultare producente allungare la durata del follow-up per valutare l'effetto della BoNT a lungo termine, in modo da provare a ricavare una durata standard del trattamento. Bisognerebbe, inoltre, uniformare i criteri di arruolamento dei soggetti e standardizzare le metodiche di iniezione della tossina e di svolgimento delle analisi.

La riabilitazione motoria è una procedura molto valida per il ripristino della mobilità nei pazienti con sindrome di Pisa e dovrebbe essere preferita agli approcci di tipo chirurgico come la stimolazione cerebrale profonda (DBS) o la chirurgia spinale, che potrebbero portare a complicazioni periferiche aggiuntive (*Tinazzi, et al., 2016*). Un trattamento riabilitativo specifico può portare a miglioramenti significativi sia della postura che della mobilità/flessibilità del tronco, migliorando significativamente lo stato clinico della sindrome di Pisa (*Bartolo, et al., 2010*).
In uno studio del 2014, Tassorelli e colleghi (*Tassorelli, et al., 2014*) hanno confrontato l'efficacia di un trattamento riabilitativo associato ad iniezione di tossina botulinica (gruppo A, 13 soggetti, 5 uomini, 8 donne, di età media 73.9 $\pm$ 4.3 anni) e quella del solo trattamento riabilitativo (gruppo B, 13 soggetti, 7 uomini, 6 donne, di età media 74.2 $\pm$ 5.1 anni). I risultati suggeriscono che l'approccio combinato di tossina botulinica e di un trattamento riabilitativo può portare ad una riduzione maggiore dell'inclinazione laterale del tronco (*figura 4.2-2*), dell'intensità del dolore e ad un aumento del ROM.

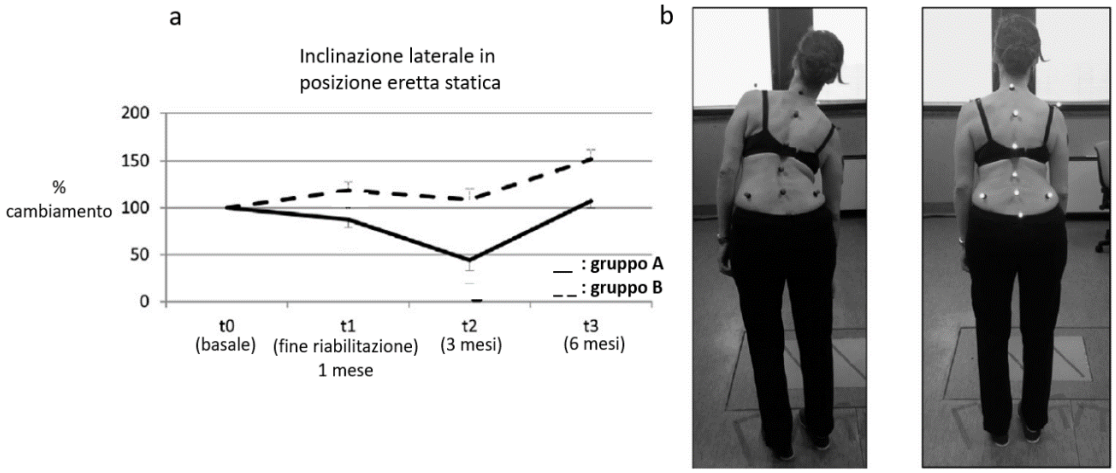

Figura 4.2-2 *(a) Confronto cambiamento dati cinematici tra gruppo A e gruppo B. Il punteggio basale è pari a 100 e i dati sono presentati come variazione percentuale rispetto al basale (100 % ± deviazione standard). (b) Soggetto rappresentativo prima (a sn) e dopo (a dx) il trattamento riabilitativo e l'iniezione di tossina botulinica. (Tassorelli, et al., 2014)*

Pochi studi, invece, hanno valutato in modo specifico gli effetti della stimolazione celebrale profonda (DBS) sulla flessione laterale del tronco. In alcuni di questi sono stati riportati sostanziali miglioramenti nella postura di pazienti affetti da sindrome di Pisa. Tuttavia, i risultati sono meno consistenti nei pazienti con una grave flessione laterale del tronco (*Barone, et al., 2016*). In un altro studio (*Schlenstedt, et al., 2019*) sono stati riscontrati piccoli miglioramenti nel tempo per i soggetti patologici dopo la DBS, ma in aggiunta ad un trattamento farmacologico. Anche la chirurgia spinale potrebbe rappresentare un'ulteriore opzione per il trattamento di deformità spinali complesse che non rispondono ad una gestione conservativa, specie nei casi gravi di sindrome di Pisa associati a fratture, osteonecrosi e dolore alla schiena intrattabile (*Barone, et al., 2016*). Tuttavia, gli interventi di chirurgia spinale sono molto difficili da fare in pazienti Parkinsoniani, a causa delle complicazioni che possono verificarsi (infezioni, continue revisioni, instabilità segmentaria della loro colonna vertebrale), per cui sarebbe adatta solamente per pochi pazienti che dovrebbero essere selezionati appropriatamente (*Tinazzi, et al., 2016*).

La letteratura sulla sindrome di Pisa dimostra ancora oggi scarsità di rapporti sugli approcci multidisciplinari della patologia. La gestione multiprofessionale che coinvolge medici specialisti, esperti di riabilitazione ed ingegneri, potrebbe

consentire lo sviluppo di una strategia globale per affrontare la sindrome di Pisa. Per questi motivi, molte questioni relative alla valutazione e ai trattamenti per la gestione della Pisa rimangono tutt'ora aperte.

4.3 Caratteristiche cinematiche e dinamiche della sindrome di Pisa

Un ulteriore metodo di valutazione della sindrome di Pisa è quello di analizzare le caratteristiche cinematiche e dinamiche dell' andatura e dell'equilibrio dei soggetti patologici e confrontarle con quelle di soggetti sani e soggetti affetti da Parkinson (senza sindrome di Pisa).

I disturbi dell'andatura e dell'equilibrio sono le cause più comuni delle cadute tra i soggetti affetti da Parkinson e da deformazioni posturali annesse. L'instabilità posturale, inoltre, rappresenta una caratteristica disabilitante per questi soggetti, in quanto è associata a difficoltà motorie evidenti che portano ad una progressiva perdita di indipendenza. La caratterizzazione delle anomalie dell'andatura nei pazienti Parkinsoniani con deviazioni posturali risulta, quindi, di fondamentale importanza. Nel corso degli anni, infatti, si è cercato di affrontare la gestione di questi disturbi per descrivere alterazioni della deambulazione distintive e specifiche, al fine di trovare delle strategie riabilitative valide.

In uno studio (*Geroin, et a., 2015*) sono stati confrontati i parametri posturali e spazio-temporali del cammino in dieci soggetti sani (3 uomini, 7 donne, di età media 68.7 ± 8.38 anni), dieci parkinsoniani (6 uomini, 4 donne, di età media 72.1 ± 6.06 anni) e dieci parkinsoniani con sindrome di Pisa (6 uomini, 4 donne, di età media 64.4 ± 11.36 anni) tramite stabilometria[24] ed un sistema elettronico di passerelle[25]. Nello specifico, tramite esame stabilometrico è stata misurata la velocità media di spostamento (VEL_MED [mm/s]) del centro di pressione (CoP, ovvero la proiezione del baricentro del soggetto su una piattaforma elettronica quando rimane fermo in piedi) di ogni soggetto in direzione medio-laterale (ML)

[24] L'esame stabilometrico viene utilizzato per lo studio della postura del soggetto, valutando la distribuzione delle forze verticali sul piano di appoggio e misurando la stabilità del soggetto mediante la precisione del controllo posturale e l'energia utilizzata.

[25] Sistema di passerelle *GAITRite* (CIR System Inc, Havertown, PA).

e antero-posteriore (AP) e nelle condizioni di occhi chiusi (EC) ed occhi aperti (EO). Dai risultati è emerso che i pazienti con sindrome di Pisa mostrano un significativo aumento della velocità di spostamento del CoP in entrambe le direzioni e per ogni condizione, mentre nessuna differenza significativa è stata riscontrata nei parametri spazio-temporali tra i diversi gruppi di soggetti (*figura 4.3-1*). La conclusione di questo studio, seppur con il limite delle piccole dimensioni del campione studiato, è che la flessione laterale del tronco aumenta l'instabilità posturale dei soggetti con sindrome di Pisa durante l'equilibrio statico, ma non ne influenza il cammino in modo significativo.

Velocità media di spostamento del CoP		PS N = 10	PD N = 10	HS N = 10
Eo	VEL_MED_AP (mm/sec)	7.3 (3.80)	4.4 (1.51)	3.8 (1.81)
	VEL_MED_ML (mm/sec)	5.50 (2.55)	3.5 (1.51)	2.9 (1.37)
Ec	VEL_MED_AP (mm/sec)	11 (5.52)	7.20 (4.10)	6.50 (3.06)
	VEL_MED_ML (mm/sec)	8.20 (4.39)	5.30 (2.21)	4.5 (2.27)
Parametri spazio-temporali				
	Velocità del cammino (cm/s)	95.30 (32.91)	96.60 (32.36)	102.50 (14.10)
	Cadenza (passo/min)	112.70 (16.43)	116.50 (12.95)	106.50 (10.19)
	Ampiezza del passo (cm)	50.60 (15.16)	49.30 (15.65)	57.70 (5.14)
	Lunghezza del passo (cm)	101.50 (30.29)	99.10 (31.17)	115.70 (10.37)
	Base di appoggio (cm)	10.70 (6.29)	8.70 (3.27)	9.20 (2.57)
	Oscillazione (% ciclo del passo)	37.10 (3.07)	34.90 (3.81)	37.60 (1.65)
	Appoggio (% ciclo del passo)	62.90 (3.07)	65.10 (3.81)	62.40 (1.65)
	Tempo di singolo supporto (% ciclo del passo)	37.10 (3.07)	34.90 (3.81)	37.60 (1.65)
	Tempo di doppio supporto (% ciclo del passo)	26.10 (5.99)	30.30 (7.47)	25.20 (3.26)

Figura 4.3-1 *Confronto della velocità media di spostamento del centro di pressione (CoP) e dei parametri spazio-temporali dell'andatura tra soggetti PS, PD e HS. (Geroin, et al., 2015)*

Inoltre, ciò suggerisce che dal punto di vista biomeccanico il disallineamento posturale coinvolge oltre al tronco, anche le caviglie e le anche dei soggetti patologici, i quali adottano diverse strategie per mantenere l'equilibrio statico, ad esempio (*Geroin, et al., 2015*):

- Il paziente con PD senza PS, mostra uno spostamento del CoP verso il tallone del piede sinistro (*figura 4.3-2 B*);
- Il paziente con PD e PS, mostra invece uno spostamento del CoP contro-lateralmente al lato della deviazione del tronco (*figura 4.3-2 A*), suggerendo un'instabilità posturale sia in direzione medio-laterale che antero-posteriore.

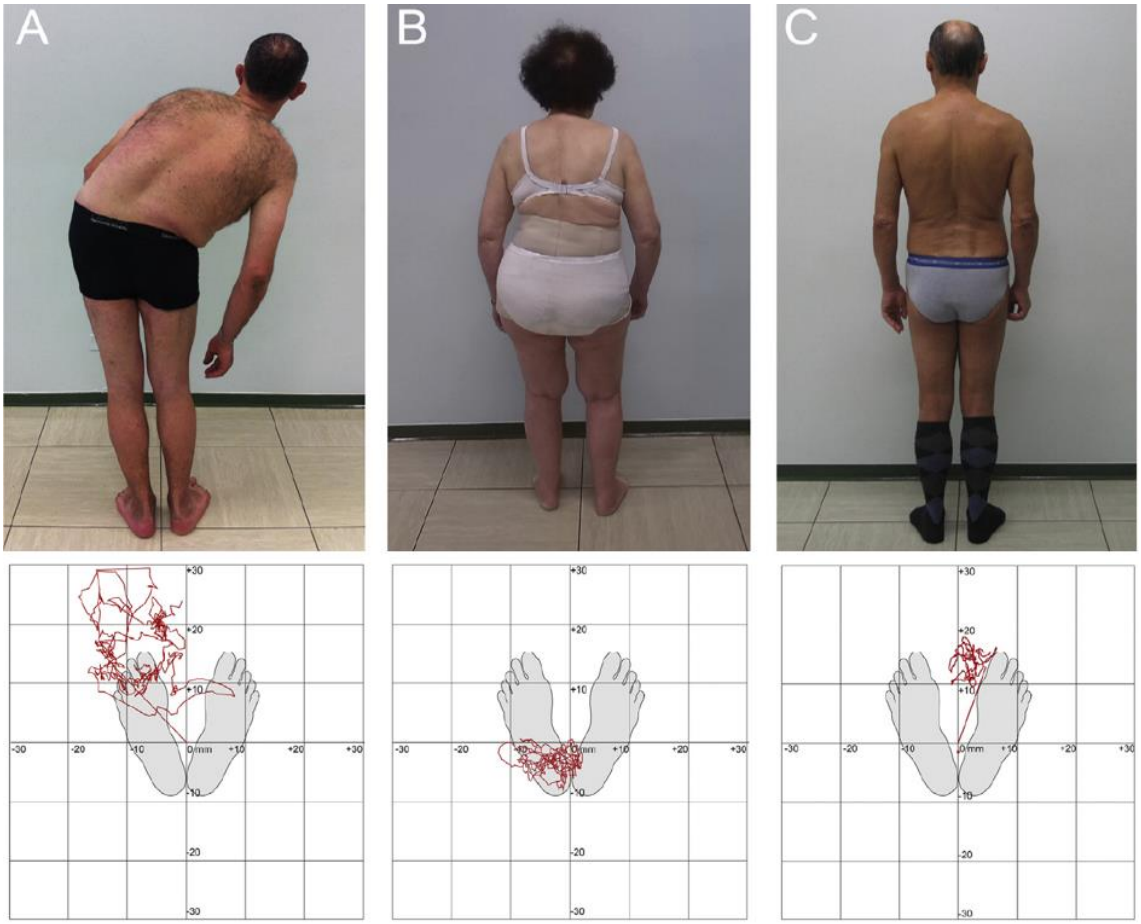

Figura 4.3-2 *Esame stabilometrico per valutazione dello spostamento del CoP in pazienti con morbo di Parkinson e sindrome di Pisa (a), con Parkinson e senza sindrome di Pisa (b) e sani (c). (Geroin, et al., 2015)*

Nel 2017 Tramonti e colleghi (*Tramonti, et al., 2017*) tramite analisi del cammino, ha valutato quantitativamente i dati spazio-temporali e cinematici di dieci pazienti parkinsoniani (5 uomini, 5 donne, età media 67.7 ± 4.3 anni) affetti da sindrome di Pisa, confrontandole con quelle di dieci soggetti parkinsoniani senza sindrome di Pisa (6 uomini, 4 donne, età media 73.2 ± 8.1 anni) e con dieci soggetti sani (3 uomini, 7 donne, età media 68.8 ± 10 anni). Dai risultati dei dati spazio-temporali è emerso che tutti i pazienti PS hanno mostrato una diminuzione della velocità di deambulazione e della lunghezza del passo e un aumento della durata delle fasi di doppio appoggio del passo rispetto ai soggetti sani. Nessuna differenza significativa è emersa dal confronto tra soggetti Parkinsoniani e soggetti Parkinsoniani con sindrome di Pisa (*tabella 4.3-1*). Dal punto di vista cinematico, i soggetti PS hanno mostrato una riduzione del ROM in tutte le articolazioni degli

arti inferiori rispetto ai soggetti sani e una riduzione significativa dei ROM dell'anca in flessione rispetto ai soggetti Parkinsoniani (*figura 4.3-3*).

Parametri spazio-temporali	PS	PP	CG
Velocità deambulazione (m/s)	0,62 ± 0,23	0,7 ± 0,24	0,95 ± 0,12
DX - Lunghezza del passo (m)	0,75 ± 0,22	0,83 ± 0,23	1,09 ± 0,09
SN - Lunghezza del passo (m)	0,75 ± 0,23	0,82 ± 0,24	1,10 ± 0,10
DX - Durata appoggio (% Ciclo del passo)	61,62 ± 4,66	60,17 ± 4,92	55,75 ± 2,33
SN - Durata appoggio (% Ciclo del passo)	61,97 ± 5,71	60,76 ± 3,88	55,42 ± 2,25
Cadenza (passo/min)	98,13 ± 23,2	100,37 ± 9,44	103,9 ± 7,73
DX – Doppio appoggio (% Ciclo del passo)	11,84 ± 4,58	10,69 ± 4,61	5,92 ± 1,82
SN – Doppio appoggio (% Ciclo del passo)	12,18 ± 6,66	9,82 ± 4,40	5,58 ± 2,18
Larghezza del passo (m)	0,13 ± 0,04	0,13 ± 0,02	0,09 ± 0,03

PS = sindrome di Pisa, PP = Parkinson, CG = sani

Tabella 4.3-1 *Parametri spazio-temporali confrontati tra soggetti PS, PP e CG. (Tramonti, et al., 2017)*

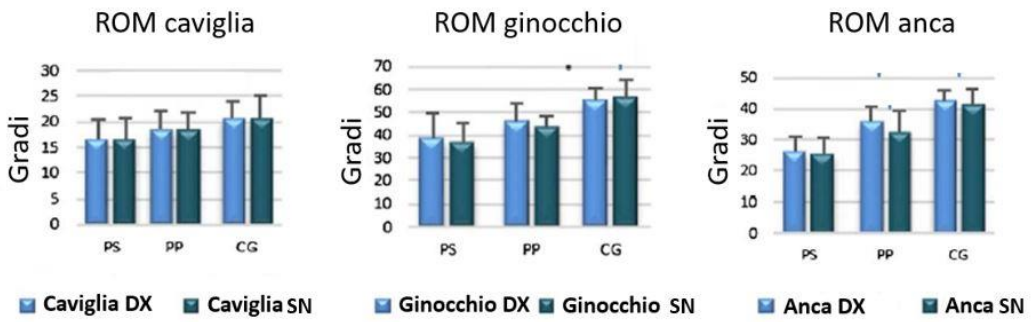

Figura 4.3-3 *Confronto del ROM di caviglia, ginocchio ed anca durante il ciclo del passo tra soggetti PS, PP e CG. (Tramonti, et al., 2017)*

Da uno studio del 2020 di Yao e colleghi (*Yao, et al., 2020*), sono emerse le caratteristiche dinamiche dell'andatura nei soggetti affetti da morbo di Parkinson e da anomalie posturali correlate (tra cui Camptocormia e sindrome di Pisa). I soggetti sono stati raggruppati in un gruppo di postura anormale (gruppo PD+CCPS) comprendente sedici soggetti (8 uomini, 8 donne, di età media 69 ± 8.4 anni) e in un gruppo di postura normale (gruppo PD-CCPS) comprendente 21 soggetti (10 uomini, 11 donne, di età media 64.7 ± 4.5 anni). Su entrambi i gruppi estata eseguita un'analisi dell'andatura per ricavarne una valutazione quantitativa e completa. Dai risultati è emerso che, dal punto di vista dei parametri cinematici del cammino non sono state riscontrate differenze significative tra i gruppi, mentre dal punto di vista dinamico il gruppo PD+CCPS mostra un angolo di obliquità

pelvica[26] (*figura 4.3-4*) inferiore rispetto al gruppo PD-CCPS (*tabella 4.3-2*). Ciò suggerisce che il gruppo PD+CCPS abbia un range di movimento più ristretto per l'inclinazione coronale pelvica durante la deambulazione. Inoltre, il gruppo PD+CCPS mostra un progressivo abbassamento verso il basso del baricentro e ciò sta ad indicare un aumento del rischio di caduta.

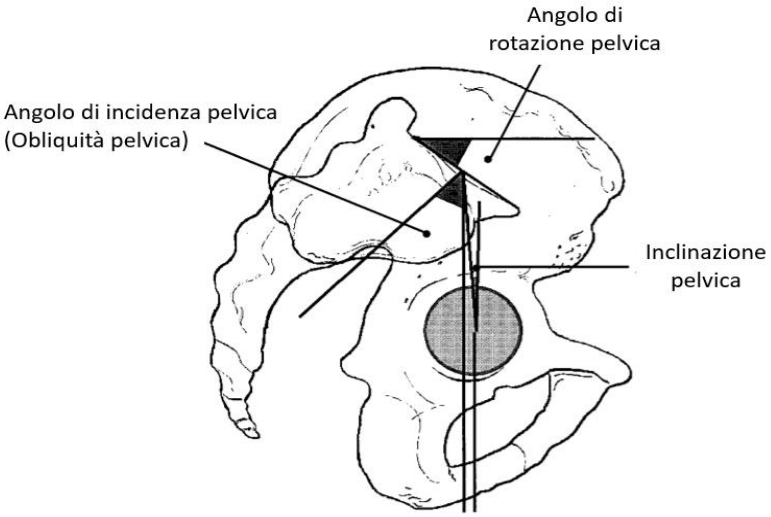

Figura 4.3-4 *Sezione sagittale della regione pelvica e parametri pelvici. (Legaye, et al., 1998)*

Parametri dinamici	PD – CCPS (n=21)	PD + CCPS (n=16)
Inclinazione pelvica (° ± dev. std)	19.0 ± 7.1	22.2 ± 9.5
Obliquità pelvica (° (range))	5.3 (4.4, 6.8)	3.7 (3.0, 4.3)
Rotazione pelvica (° (range))	8.2 (5.3, 9.5)	7.7 (4.2, 13.0)
Range flessione ginocchio (° ± dev. std)	54.5 ± 8.5	54.9 ± 11.1
Range flessione anca (° ± dev. std)	29.7 ± 5.3	29.7 ± 5.7
Abbassamento del CoM (si/no, n)	5/16	9/6

Tabella 4.3-2 *Confronto parametri dinamici in soggetti PD-CCPS e PD+CCPS. (Yao, et al., 2020)*

I dati relativi alla valutazione cinematica e dinamica della sindrome di Pisa, tuttavia, richiedono ulteriori indagini ed approfondimenti, a causa della variabilità

[26] Angolo di obliquità pelvica (o incidenza pelvica) è definito come l'angolo tra la linea perpendicolare al piano sacrale nel suo punto medio e la linea che collega questo punto all'asse delle teste femorali. L'Incidenza Pelvica è quindi l'angolo che descrive la relazione tra il piano sacrale e le teste femorali. (*Legaye, et al., 1998*)

e delle possibili discordanze tra gli studi effettuati. Tra le principali limitazioni di questi studi vi è la mancanza di un numero statisticamente significativo di soggetti da analizzare (per via della rarità della patologia) e alla mancanza di standardizzazione nella selezione dei soggetti e nelle tecniche di svolgimento delle analisi.

A tal proposito, uno studio del 2018 di Pau e colleghi (Pau, et al., 2018) ha confermato che quando viene eseguita, ad esempio, un'analisi quantitativa del cammino, il miglioramento o il peggioramento dei parametri può essere dovuto alle diverse condizioni in cui vengono eseguiti i test. Nello specifico, in questo studio sono stati misurati alcuni parametri spazio-temporali del cammino in trentuno soggetti con malattia di Parkinson (26 uomini, 5 donne, di età media 61.1 $\pm$ 11.3 anni e durata media della patologia di 7.5 $\pm$ 5.4 anni) in tre condizioni differenti:

- ISS: utilizzando sensori inerziali[27] e i pazienti indossano le proprie scarpe;
- ISB: utilizzando sensori inerziali e i pazienti scalzi;
- OES: utilizzando un sistema optoelettronico[28] e in condizioni di laboratorio (pazienti svestiti, preparati all'analisi e scalzi).

I risultati hanno mostrato che le diverse condizioni di analisi hanno influenzato la velocità di cammino e la lunghezza del passo (*figura 4.3-5*), mentre nessuna differenza significativa è stata individuata per gli altri parametri (*tabella 4.3-3*). Tuttavia, gli autori (*Pau, et al., 2018*) sottolineano che lo studio in questione ha dei limiti, dovuti principalmente alla mancanza di standardizzazione in termini di materiali (e quindi di coefficiente di attrito) e di superfici di calpestio, oltre che differenze relative alla lunghezza dei percorsi nelle diverse condizioni.

[27] Acquisizione dei parametri spazio-temporale tramite sensore wireless inerziale (G-Sensor, BTS Bioengineering, Italia) fissato a livello L4-L5.

[28] Acquisizione dei parametri spazio-temporale tramite posizionamento di 22 marcatori posizionati sul corpo del soggetto e acquisizione delle loro traiettorie tramite sistema di telecamere infrarosse (Smart-D, BTS Bioengineering, Italia).

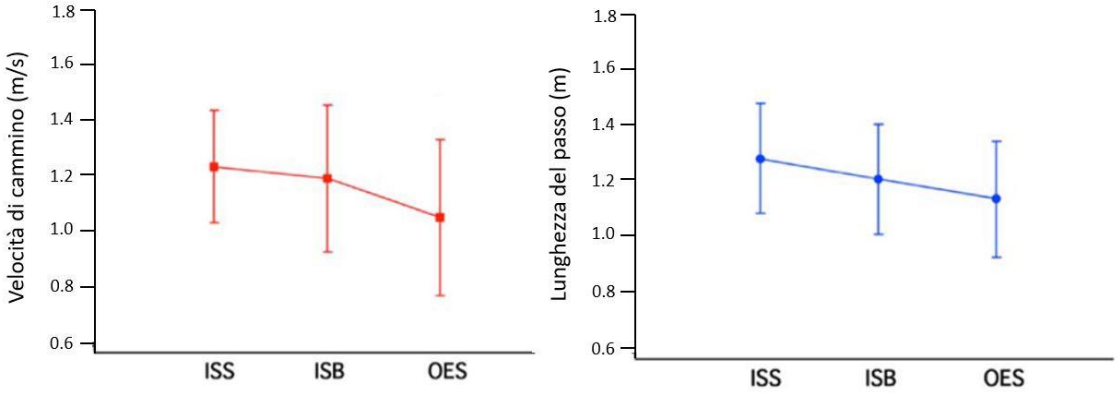

Figura 4.3-5 *Andamento della velocità del cammino (a sn) e della lunghezza del passo (a dx) nelle tre condizioni di analisi (valori espressi come media ± deviazione standard). (Pau, et al., 2018)*

Parametri spazio-temporali del cammino	ISS	ISB	OES
Velocità di andatura (m/s)	1.24 ± 0.2	1.20 ± 0.26	1.06 ± 0.28
Cadenza (passi/min)	114.32 ± 21.31	119.48 ± 17.16	114.68 ± 13.27
Lunghezza del passo (m)	1.27 ± 0.19	1.19 ± 0.19	1.13 ± 0.20
Fase di appoggio (% ciclo del passo)	61.90 ± 2.90	62.52 ± 3.81	60.88 ± 2.92
Fase di oscillazione (% ciclo del passo)	38.12 ± 2.92	37.46 ± 3.80	38.78 ± 5.59
Doppio supporto (% ciclo del passo)	11.79 ± 2.81	12.35 ± 3.55	11.86 ± 2.83

Tabella 4.3-3 *Parametri spazio-temporali dell'andatura valutati nelle tre condizioni sperimentali. (Pau, et al., 2018)*

Un aspetto importante della sindrome di Pisa è la propriocezione[29] dei soggetti, poiché la percezione ed il controllo dell'orientamento del corpo nello spazio è di fondamentale importanza per il mantenimento della postura e dell'equilibrio.

Nel 2014 Scocco e colleghi (*Scocco, et al., 2014*) tramite test VVS[30] eseguito sia su pazienti patologici che sani, hanno dimostrato che la percezione della verticalità è alterata nei soggetti parkinsoniani e nei soggetti parkinsoniani con sindrome di Pisa.

Uno studio del 2019 di Mori e colleghi (*Mori, et al., 2019*) conferma che il parkinsonismo è associato ad un declino della propriocezione dei soggetti

[29] capacità di percepire e riconoscere la posizione del proprio corpo nello spazio e lo stato di contrazione dei propri muscoli, senza il supporto della vista.

[30] per Verticale Visiva Soggettiva (VVS) s'intende la capacità di un soggetto di indicare quella che, a suo giudizio ed in determinate condizioni sperimentali, è una linea perfettamente verticale.

patologici. Questo studio suggerisce, inoltre, che la propriocezione di per sé potrebbe avere un ruolo causale nei deficit posturali e di equilibrio.
Recenti valutazioni hanno identificato una classificazione dei soggetti con sindrome di Pisa basata proprio sulla propriocezione. In particolare, sono stati individuati comportamenti che differenziano i soggetti in più gruppi:

1) consapevoli della loro lateroflessione e capaci di raddrizzarsi;
2) consapevoli della loro lateroflessione ma incapaci di raddrizzarsi, a meno di un feedback visivo;
3) inconsapevoli della loro lateroflessione.

Gli sviluppi futuri sui quali dovrebbe concentrarsi, in futuro, la letteratura sulla sindrome di Pisa risiedono sicuramente nella ricerca di numeri statisticamente significativi di soggetti da analizzare. Questo sarebbe possibile, ad esempio, ampliando e standardizzando i criteri di inclusione dei pazienti negli studi. I test sui soggetti parkinsoniani con sindrome di Pisa servono ad ottenere le loro caratteristiche cliniche e biomeccaniche. Queste caratteristiche servono per essere confrontate con quelle di soggetti sani, di altri soggetti patologici o degli stessi soggetti dopo uno specifico trattamento, al fine di caratterizzate la patologia, indagarne le differenze e trovare delle strategie riabilitative valide. In futuro varrebbe la pena studiare, inoltre, dei test standardizzati per le analisi di questi soggetti, in modo da creare uniformità nelle valutazioni. Allo stesso tempo, bisognerebbe ampliare i test proposti ai soggetti, analizzando differenti task di movimento nelle analisi, in modo da indagare più e diverse variabili biomeccaniche che possano servire a caratterizzare i soggetti con sindrome di Pisa. Infine, sarebbe opportuno valutare nuove strumentazioni per l'esecuzione delle analisi.

5. Obiettivo della tesi

L'obiettivo di questo lavoro sperimentale di tesi è quello di valutare l'efficacia del trattamento con tossina botulinica dei muscoli paravertebrali in soggetti parkinsoniani affetti da sindrome di Pisa. In particolare, verrà effettuata una valutazione biomeccanica del movimento dei soggetti durante l'esecuzione di task statici (postura eretta) e dinamici (cammino), quantificandone i parametri spazio-temporali, cinematici e dinamici. La valutazione biomeccanica sarà effettuata tramite l'utilizzo di sistemi di motion capture prima del trattamento (T0) e ad un mese (T1).

Il progetto di tesi si inserisce all'interno di un progetto più ampio in collaborazione con un team clinico multidisciplinare (specialisti neurologi, fisiatri, terapisti).

Il reclutamento dei pazienti viene effettuato tramite visita neurologica antecedente la valutazione, in cui si verifica l'idoneità del paziente sia da un punto di vista neurologico, sia motorio. Condizione primaria per l'inserimento del paziente nello studio è che sia affetto da sindrome di Pisa. Affinché possa essere sottoposto a tutti i trial di valutazione, è necessario che il paziente sia collaborante e autonomo nel movimento.

Il trial clinico a cui sono sottoposti i pazienti si sviluppa in differenti fasi (*figura 5.1*).

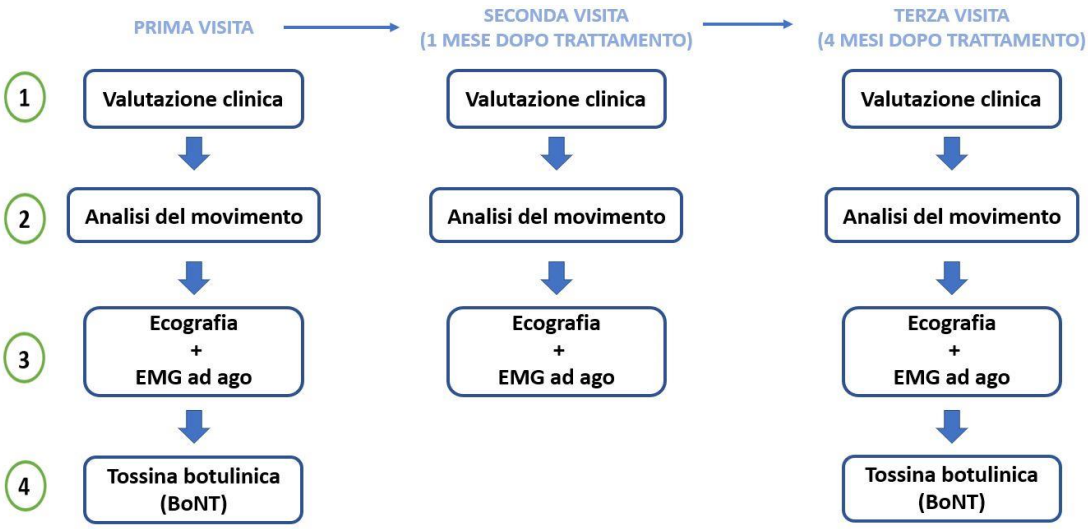

Figura 5.1 *Protocollo di analisi adottato presso l'Unita Spinale Unipolare per pazienti con sindrome di Pisa.*

Durante una prima valutazione (T0) il paziente viene sottoposto ad una valutazione strumentale del movimento, in cui si monitorano variabili biomeccaniche (cinematica, GRF, EMG di superficie) durante una postura eretta normale e con correzione attiva e durante il cammino.

In seguito, è prevista una valutazione muscolare eco-guidata, tramite ecografia ed EMG ad ago, al fine di ottenere informazioni più selettive sui muscoli interessati nella latero-deviazione della colonna vertebrale dei pazienti e sulla loro attivazione. In questa fase viene richiesto al paziente di eseguire task di attivazione selettiva della muscolatura del tronco, partendo da una condizione a riposo (paziente seduto). Sulla base dei dati ottenuti, il paziente verrà sottoposto al trattamento con tossina botulinica (BoNT) a livello dei muscoli paraspinali omolaterali.

Ad un mese dal trattamento (T1) i pazienti saranno sottoposti ad un'ulteriore analisi strumentale del movimento e un'ulteriore valutazione elettromiografica, al fine di effettuare un confronto tra la condiziona pre e post trattamento.

Per avere una valutazione globale dello stato di salute del paziente, ad ogni visita esso verrà sottoposto a questionari clinici in accordo con opportune scale di valutazione standardizzate.

Infine, a quattro mesi dal trattamento (T4), i pazienti saranno nuovamente sottoposti al trial clinico di valutazione. Qualora il trattamento di partenza (muscoli vertebrali omolaterali) non avesse portato benefici, in base alla valutazione strumentale e clinica verrà riconfermato o modificato il trattamento.

Data la complessità del trial clinico di valutazione, nel seguente lavoro ci si concentrerà sull'analisi dei dati biomeccanici. convocati a sottoporsi ad una nuova analisi del movimento e alla valutazione elettromiografica per valutare l'efficacia a lungo termine della tossina e, qualora essa non avesse portato benefici, sottoporsi ad un'altra inoculazione in zone muscolari differenti.

6. Test sperimentali

I test sperimentali sono stati eseguiti su pazienti con sindrome di Pisa con la strumentazione del laboratorio del passo dell' Unità Spinale Unipolare di Torino. Per la modellizzazione del corpo di ogni paziente sono stati utilizzati due modelli biomeccanici: un modello Plug In Gait Lower Body per modellizzare la parte inferiore del corpo e un modello custom semplificato a tre segmenti per modellizzare il tronco (*Ferrarese, 2021*).

I test sperimentali comprendono un'analisi statica e l'analisi del cammino. L'analisi statica è stata effettuata con i pazienti in ortostatismo ed ha permesso di valutare le forze di reazione vincolare al suolo, e le variazioni degli angoli articolari relativi tra la testa e il collo, tra il collo e il tronco superiore, tra il tronco superiore e quello inferiore, tra il tronco inferiore e il bacino. L'analisi del cammino ha permesso di ottenere i parametri spazio-temporali del cammino di ogni paziente.

6.1 Materiali e metodi

6.1.1 Soggetti

I test sperimentali sono stati eseguiti su sette soggetti con sindrome di Pisa, cinque maschi e due femmine (età media 64.71 $\pm$ 10.40 anni, peso medio 69 $\pm$ 17.94 kg e altezza media 1.73 $\pm$ 0.10 m). Le loro misure antropometriche sono state ricavate tramite un metro ed un calibro sia sull'arto destro che sull'arto sinistro, allo scopo di individuare eventuali asimmetrie. Queste misure, insieme ai dati personali e della sindrome di Pisa dei soggetti, sono riportate nella *tabella 6.1.1*.

Non sono state individuate asimmetrie tra i dati antropometrici di arto destro e sinistro.

Durante i test i soggetti hanno indossato solamente biancheria intima in modo da consentire il corretto posizionamento dei marker sulla loro pelle tramite nastro biadesivo e limitare artefatti da movimento causati dai vestiti. I marker sono stati posizionati in dei punti di repere anatomici specifici segnati con un pennarello

dermografico in modo da essere facilmente individuabili nel caso in cui i marker si staccassero durante i test.

	DATI E MISURE						
		M01	F01	F02	M02	M03	M04	M05
Dati personali	Età (anni)	68	59	63	81	73	49	60
	Peso (kg)	96	50	51	64	70	62	90
	Altezza (m)	1.81	1.67	1.56	1.74	1.70	1.75	1.85
Dati antropometrici	Lunghezza gamba dx e sn (mm)	940	860	750	910	860	900	970
	Ampiezza ginocchio dx e sn (mm)	110	80	80	90	100	95	100
	Ampiezza caviglia dx e sn (mm)	75	60	50	70	70	65	70
Dati Pisa	Lato deviazione	DX	DX	DX	DX	SN	SN	DX
	Livello vertebrale deviazione	L3	T12-L2	L3-L4	L2-L3	T12	L2-L3	L3-L4

Tabella 6.1.1 *Misure antropometriche e dati dei pazienti con sindrome di Pisa testati.*

6.1.2 Strumentazione

Le analisi sperimentali valutate in questo lavoro di tesi sono state effettuate all'interno del laboratorio del passo dell'Unità Spinale Unipolare di Torino (*figura 6.1.2-1*).

Figura 6.1.2-1 *Laboratorio del passo presso l'Unità Spinale Unipolare di Torino.*

All'interno del laboratorio per ogni paziente nel corso delle analisi vengono eseguiti i seguenti passaggi:

1- sistemazione del laboratorio;
2- preparazione del soggetto;
3- calibrazione del sistema optoelettronico di misura;
4- acquisizione dei dati;
5- post-elaborazione dei dati tramite software dedicato.

Nel laboratorio è presente un sistema optoelettronico Vicon costituito da otto telecamere ad infrarossi *Vicon Bonita 10 (100 Hz)* (*figura 6.1.2-2 a*), due telecamere *Vicon VUE* (*figura 6.1.2-2 b*) per la registrazione di video a 50 Hz che permettono di registrare un filmato relativo all'acquisizione effettuata e due pedane di forza *Kistler (1000 Hz)*.

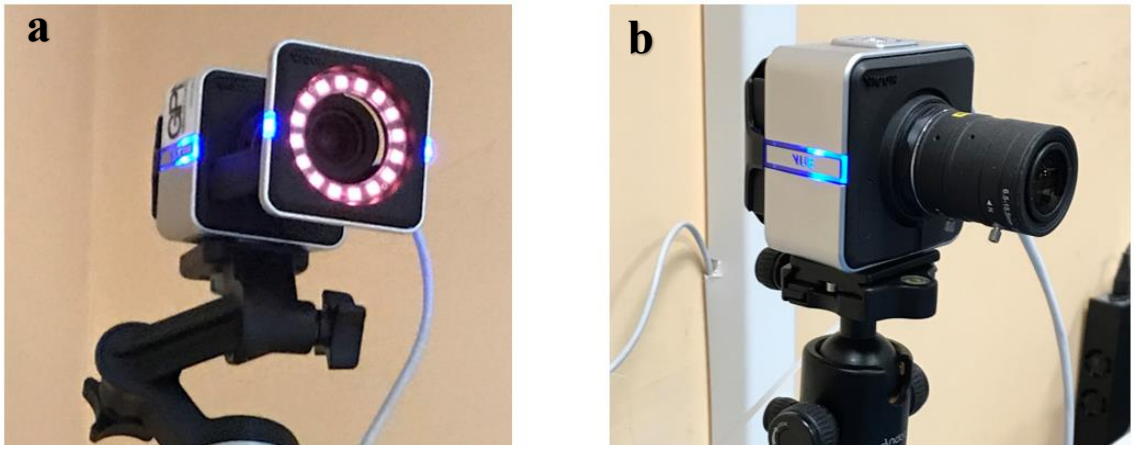

Figura 6.1.2-2 *Telecamera ad infrarossi (a) e telecamera per registrazione video (b) presenti nel laboratorio USU.*

Le pedane di forza sono di dimensioni 40x60 centimetri, sono di tipo piezoelettrico a sei componenti e sono inserite al centro del laboratorio in uno spazio ricavato dal pavimento. Sono disposte consecutivamente l'una alternata all'altra e con la dimensione maggiore lungo la direzione del cammino (*figura 6.1.2-3*).
Il software utilizzato per acquisire ed elaborare i dati è Vicon Nexus, che permette come prima cosa di calibrare il sistema di acquisizione. La calibrazione delle telecamere avviene tramite la Vicon Active Wand (*figura 6.1.2-4*). Per la

calibrazione dinamica l'operatore si posiziona al centro del laboratorio con la Wand posizionata orizzontalmente rispetto al pavimento, eseguendo un giro su se stesso per far identificare la Wand dalle telecamere. Successivamente cammina per il laboratorio muovendo la Wand a formare un otto, in modo da coprire l'intero volume di misura. Per la calibrazione statica la Wand viene posizionata allineata al terreno e tra le due pedane di forza del laboratorio (*figura 6.1.2-4*).

Figura 6.1.2-3 *Pedane dinamometriche Kistler presenti nel laboratorio USU.*

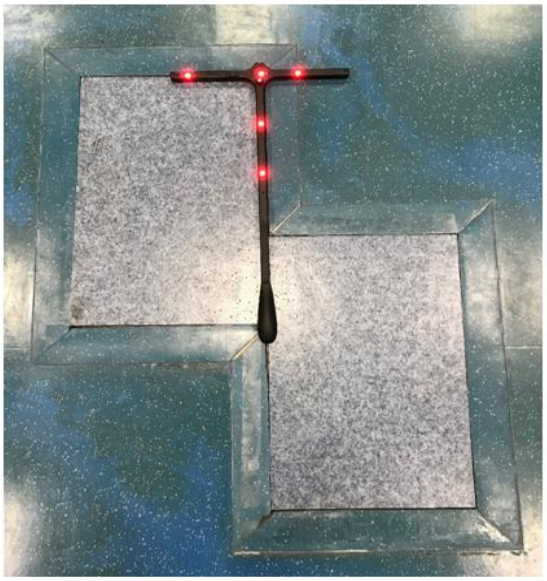

Figura 6.1.2-4 *Vicon Active Wand utilizzata nel laboratorio USU e suo posizionamento per calibrazione statica.*

I marker utilizzati nel laboratorio USU sono dei marcatori sferici passivi riflettenti con un diametro di 14 millimetri.

6.1.3 Modelli biomeccanici

Per modellizzare il corpo dei pazienti sono stati utilizzati, in totale, 27 marker posizionati nei punti di repere anatomici. Di questi, 16 sono stati utilizzati per la parte inferiore del corpo, seguendo un modello Plug In Gait Lower Body (*figura 6.1.3-1*). I marcatori rimanenti sono stati utilizzati per la modellazione del tronco, per il quale è stato utilizzato un modello semplificato a tre segmenti individuati specificatamente per ciascun paziente in base al punto di latero flessione: una terna di marker è stata posizionata a livello della vertebra di inizio deviazione, una seconda terna in corrispondenza di C7, un marker sulla scapola destra che permette di distinguere il lato destro dal sinistro, infine gruppi di quattro marker sono stati posizionati in corrispondenza della testa e delle pelvi (*figura 6.1.3-1*).

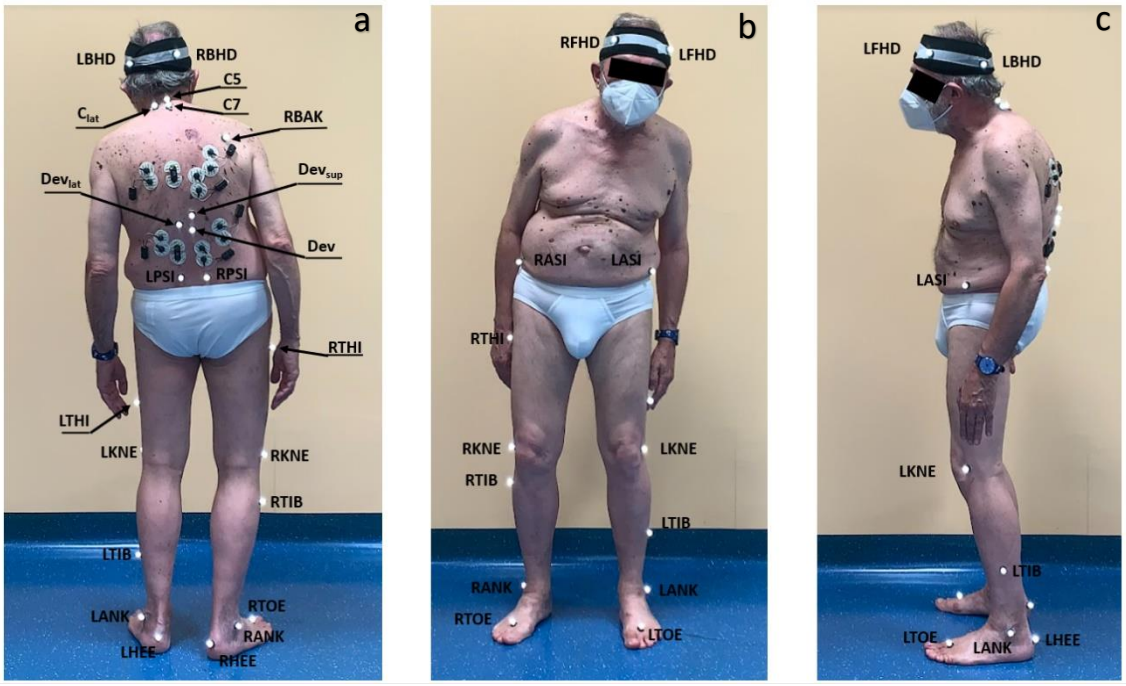

Figura 6.1.3-1 *Posizionamento dei marker sul soggetto. Vista frontale posteriore (a), frontale anteriore (b), sagittale (c).*

Nella *tabella 6.1.3-1* sono riportati tutti i marker utilizzati, il loro posizionamento sul soggetto e il loro nome di riferimento.

	NOME MARKER	DEFINIZIONE	POSIZIONAMENTO SUL SOGGETTO
Modello semplificato a tre segmenti	RBHD	Right Back Head	Sulla parte posteriore destra della testa
	LBDH	Left Back Head	Sulla parte posteriore sinistra della testa
	RFHD	Right Front Head	Sulla tempia destra
	LFHD	Left Front Head	Sulla tempia sinistra
	C5	5ª vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 5ª vertebra cervicale
	C7	7ª vertebra cervicale	Sul processo spinoso della 7ª vertebra cervicale
	C_{lat}	Marker laterale	Tra C5 e C7 posizionato lateralmente
	RBAK	Right Back	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 quella definita sopra
	Dev_{lat}	A lato della deviazione	Tra Dev e Dev_{sup} posizionato lateralmente
Modello Plug In Gait Lower Body	RPSI	PSI destra	Sulla spina iliaca posteriore superiore destra
	LPSI	PSI sinistra	Sulla spina iliaca posteriore superiore sinistra
	RASI	ASI destra	Sulla spina iliaca anteriore superiore destra
	LASI	ASI sinistra	Sulla spina iliaca anteriore superiore sinistra
	RTHI	Coscia destra	Tra anca e marker RKNE, leggermente più in alto rispetto al punto medio
	LTHI	Coscia sinistra	Tra anca e marker LKNE, leggermente più in basso rispetto al punto medio
	RKNE	Ginocchio destro	Sul lato esterno del ginocchio destro, in corrispondenza del suo asse di flesso-estensione
	LKNE	Ginocchio sinistro	Sul lato esterno del ginocchio sinistro, in corrispondenza del suo asse di flesso-estensione
	RTIB	Tibia destra	Tra marker RKNE e RANK, leggermente più in alto rispetto al punto medio
	LTIB	Tibia sinistra	Tra marker LKNE e LANK, leggermente più in basso rispetto al punto medio
	RANK	Caviglia destra	Sul malleolo laterale destro, in corrispondenza dell'asse di flesso-estensione della caviglia
	LANK	Caviglia sinistra	Sul malleolo laterale sinistro, in corrispondenza dell'asse di flesso-estensione della caviglia
	RHEE	Tallone destro	Sul calcagno del piede destro, allo stesso livello del marker RTOE
	LHEE	Tallone sinistro	Sul calcagno del piede sinistro, allo stesso livello del marker LTOE
	RTOE	Punta destra	Sulla seconda testa metatarsale del piede destro
	LTOE	Punta sinistra	Sulla seconda testa metatarsale del piede sinistro

Tabella 6.1.3-1 *Nome, definizione e posizionamento dei marker utilizzati in ogni paziente.*

Il modello semplificato a tre segmenti per la modellazione del tronco è stato sviluppato in un lavoro di tesi precedente ed è stato validato su soggetti sani (*Panero, et al., 2021*). È un modello custom adattato al paziente, nel quale il livello di segmentazione vertebrale è subject-specific. La modellazione del tronco effettuata con questa scelta di posizionamento dei marker ha permesso di definire cinque corpi rigidi sulla colonna vertebrale: testa, collo, tronco superiore, tronco inferiore e pelvi. Ogni corpo rigido ha un rispettivo sistema di riferimento locale a partire dai quali è possibile delineare tre segmenti vertebrali quali collo, tronco superiore e tronco inferiore (*figura 6.1.3-2*).

Per la cinematica tridimensionale è stata scelta come convenzione di calcolo la terna di Eulero YXZ, in modo da valutare il movimento di ogni segmento della colonna rispetto al sistema di riferimento globale (SRG) e rispetto al segmento superiore.

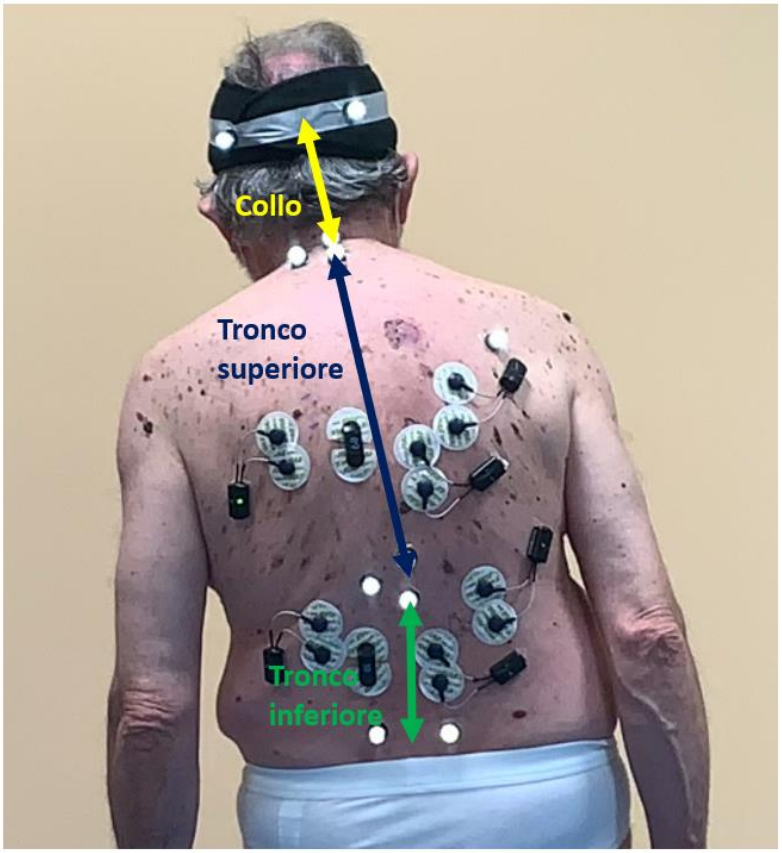

Figura 6.1.3-2 *Rappresentazione dei tre segmenti vertebrali.*

6.1.4 Task di movimento

I test sperimentali comprendono un'analisi statica e una dinamica.

Per l'analisi statica, ai soggetti viene chiesto di posizionarsi in posizione eretta sulle pedane dinamometriche al centro del laboratorio con i piedi paralleli tra loro e poggiati ognuno su una pedana di forza. Vengono eseguite due acquisizioni statiche in due condizioni differenti, una condizione di ortostatismo naturale e una condizione nella quale viene chiesto al paziente di provare a correggere la postura.

Per l'analisi dinamica viene eseguita l'analisi del cammino. Viene chiesto al paziente di camminare scalzo da una parte all'altra del laboratorio, mantenendo la sua velocità e la sua andatura naturali. Per ogni soggetto sono state eseguite dalle tre alle cinque serie di camminate.

6.1.5 Analisi dei dati

Il software Vicon Nexus e la routine Matlab hanno permesso il processamento e l'analisi dei dati.

L'analisi dei dati ottenuti dalla valutazione statica ha permesso di valutare le forze di reazione vincolare al suolo e la distribuzione del carico sugli arti inferiori per ciascun arto e in entrambe le condizioni (ortostatismo naturale e ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzare la schiena). Ogni pedana dinamometrica ha fornito le componenti della forza esercitata da ogni piede sul terreno, lungo le tre direzioni (Fx, Fy, Fz). E' stato quindi valutato il contributo di forza esercitato da ciascun piede complessivamente, calcolando la risultante delle forze per entrambe le condizioni di ortostatismo:

$$\sqrt{Fx^2 + Fy^2 + Fz^2}$$

I risultati ottenuti hanno permesso di formulare delle considerazioni riguardo alla differente distribuzione di carico in relazione al lato di deviazione della colonna vertebrale dei soggetti. Inoltre, è stato possibile valutare i soggetti anche in base alla loro strategia di raddrizzamento. Per ciascuna condizione, sia prima che dopo

il trattamento, è stata calcolata la differenza di distribuzione di carico tra l'arto omolaterale alla deviazione della colonna e l'arto controlaterale. Infine, di questa differenza è stata calcolata la variazione percentuale tra il pre e il post trattamento, il cui valore se positivo ne indica un decremento (e quindi un miglioramento), se negativo un incremento (e quindi un peggioramento).

L'analisi statica ha permesso un secondo confronto, riguardante le variazioni degli angoli articolari relativi. Essi sono stati calcolati per entrambe le condizioni e su due piani anatomici:

- sul piano sagittale per il movimento di flessione laterale (LB), considerato come rotazione attorno all'asse X;
- sul piano trasversale per il movimento di flesso-estensione (FE) considerato come rotazione attorno all'asse Y;

I movimenti di flessione laterale (LB) sono stati considerati positivi verso destra nel calcolo degli angoli relativi, mentre i movimenti di flesso estensione (FE) sono stati considerati positivi nel verso della flessione. Per ciascun movimento (LB, FE) è stato calcolato il valor medio di ogni angolo, ciò ha permesso di rappresentare i risultati tramite istogrammi e paragonare, per ogni angolo, le due condizioni di statica. Per ogni angolo e in entrambe le condizioni è stata calcolata anche la variazione tra pre e post trattamento, il cui valore se positivo ne indica un decremento (e quindi un miglioramento), se negativo un incremento (e quindi un peggioramento).

L'analisi dei dati ottenuti dall'analisi del cammino hanno permesso di calcolare i parametri spazio-temporali di ciascun soggetto. Essi sono stati calcolati suddividendo ogni acquisizione in numero di cicli del passo consecutivi, dai quali sono stati identificati i principali eventi e fasi del ciclo del passo che hanno permesso il calcolo dei periodi del passo (fase di appoggio e fase di oscillazione) e della loro durata.

I parametri spazio-temporali per ogni soggetto sono stato calcolati per ogni serie di camminata e successivamente mediati tra loro. È stata calcolata anche la loro variazione percentuale tra pre e post trattamento, il cui valore se negativo ne indica un decremento, se positivo un incremento.

Tutti i dati analizzati di statica e dinamica sono stati valutati, elaborati e rappresentati per ogni paziente sia prima del trattamento (pre tossina) sia a distanza di un mese dal trattamento (post tossina).

6.2 Risultati

Per tutti i soggetti sono stati ricavati i risultati dell'analisi statica in ortostatismo (forze di reazione, variazioni angoli articolari) e dell'analisi del cammino (parametri spazio-temporali). A titolo di esempio vengono riportati di seguito i risultati di due pazienti (M01, F01) e del confronto inter-soggetto.

6.2.1 Soggetto M01

Ortostatismo

La figura *6.2.1-1* riporta gli istogrammi relativi alla risultante delle forze di reazione vincolare al terreno valutate attraverso le pedane di forza. Nella figura sono riportati i grafici pre-Tossina e post-Tossina, in ognuno dei quali è riportato il contributo della forza esercitata dai due arti inferiori (*omolaterale* e *controlaterale* al lato di deviazione della colonna del soggetto) sia nella condizione di ortostatismo (*normale*), sia in quella di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi (*corretto*). I valori sono stati riportati come percentuale del peso del paziente (asse delle ordinate).

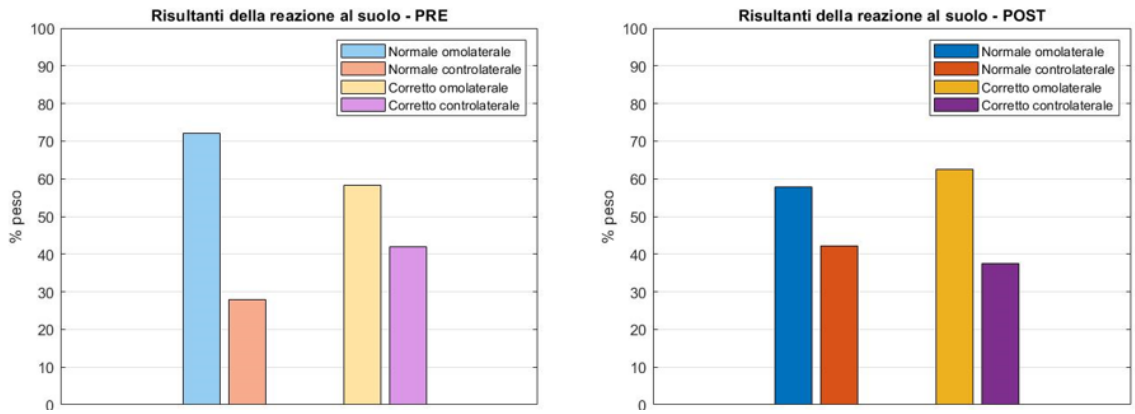

Figura 6.2.1-1 *Risultante della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto M01, pre e post trattamento.*

Nella figura *6.2.1-2* sono riportati gli angoli articolari relativi, calcolati su piani anatomici sagittale e trasversale. In ogni grafico si confronta la cinematica angolare nella condizione normale (in *arancione*) e corretta (in *azzurro*) del paziente. Il valore degli angoli è indicato in gradi nell'asse delle ascisse, mentre il tipo di angolo considerato è riportato nell'asse delle ordinate.

Nello specifico, gli angoli relativi (*fig. 6.2.1-2*) rappresentano il movimento del segmento superiore rispetto a quello inferiore adiacente nella colonna vertebrale del soggetto e sono i seguenti:

- Testa/Collo (movimento della testa rispetto al collo);
- Collo/Tronco superiore (movimento del collo rispetto al tronco superiore);
- Tronco superiore/Tronco inferiore (movimento del tronco superiore rispetto al tronco inferiore);
- Tronco inferiore/Pelvi (movimento del tronco inferiore rispetto alle pelvi).

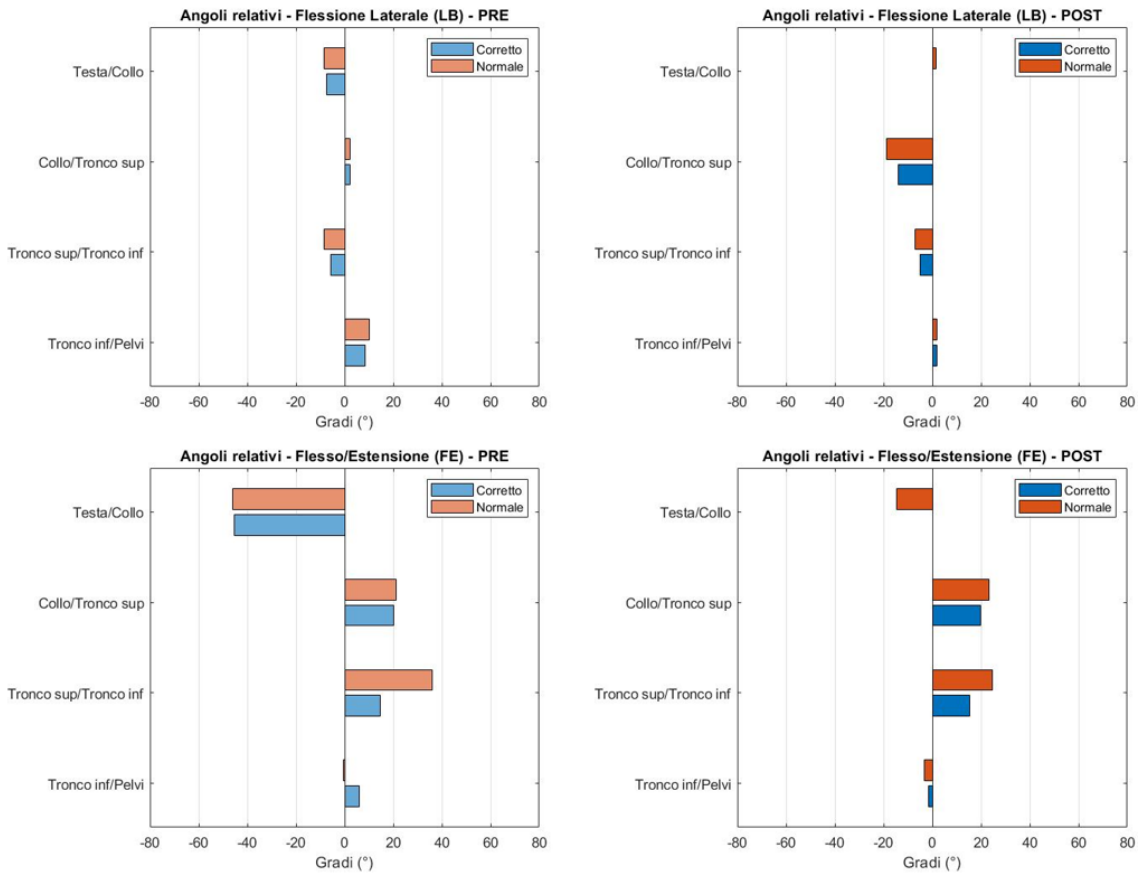

Figura 6.2.1-2 *Angoli relativi di flessione laterale (LB) e flesso-estensione (FE) calcolati per le due condizioni di ortostatismo del soggetto M01, pre e post trattamento.*

Cammino

La *tabella 6.2.1-1* riporta i parametri spazio-temporali globali calcolati durante l'analisi del cammino prima dell'inoculo di tossina (*pre-tossina*) e dopo un mese dall'inoculo (*post-tossina*).

La *tabella 6.2.1-2* riporta i parametri spazio-temporali differenziati, distinti per arto inferiore omolaterale (*lato deviazione*) e arto inferiore controlaterale (*lato controlaterale*) al lato di deviazione della colonna del soggetto, calcolati durante l'analisi del cammino pre-tossina e dopo un mese dal trattamento.

Tutti i parametri delle due tabelle sono espressi come media $\pm$ deviazione standard; vengono espresse anche le variazioni percentuali tra i valori pre e post trattamento.

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.91 ± 0.04	0.91 ± 0.03	0 %
Cadenza (passo/min)	62.94 ± 0.56	61.13 ± 1.83	-2.88 %
Tempo del passo (s)	0.95 ± 0.01	0.98 ± 0.03	+3.16 %
Lunghezza del passo (s)	0.87 ± 0.04	0.89 ± 0.03	+2.30 %
Larghezza del passo (m)	0.07 ± 0.01	0.09 ± 0.01	+28.57 %

Tabella 6.2.1-1 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto M01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.48 ± 0.01	0.47 ± 0.01	0.5 ± 0.02	0.48 ± 0.01	+4.17 %	+2.13 %
Lunghezza emipasso (s)	0.41 ± 0.02	0.46 ± 0.02	0.41 ± 0.01	0.48 ± 0.02	0 %	+4.35 %
Durata fase di appoggio (% GC)	61.98 ± 1.63	63.19 ± 2.01	60.05 ± 1.83	62.31 ± 0.77	- 3.11 %	- 1.39 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	38.57 ± 1.35	36.47 ± 1.63	40.65 ± 1.59	37.32 ± 1.15	+5.39 %	+2.33 %
Singolo supporto (% GC)	36.47 ± 1.63	38.57 ± 1.35	37.32 ± 1.15	40.65 ± 1.6	+2.33 %	+5.4 %
Doppio supporto (% GC)	25.39 ± 3.16	24.61 ± 3.29	22.53 ± 1.39	21.7 ± 0.99	- 11.26 %	- 11.82 %
Indice di simmetria	0.98 ± 0.01	1.02 ± 0.01	0.96 ± 0.04	1.04 ± 0.04	- 2.04 %	+1.96 %

Tabella 6.2.1-2 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

6.2.2 Soggetto F01

Ortostatismo

La figura *6.2.2-1* riporta gli istogrammi relativi alla risultante delle forze di reazione vincolare al terreno del soggetto F01, valutate attraverso le pedane di forza.

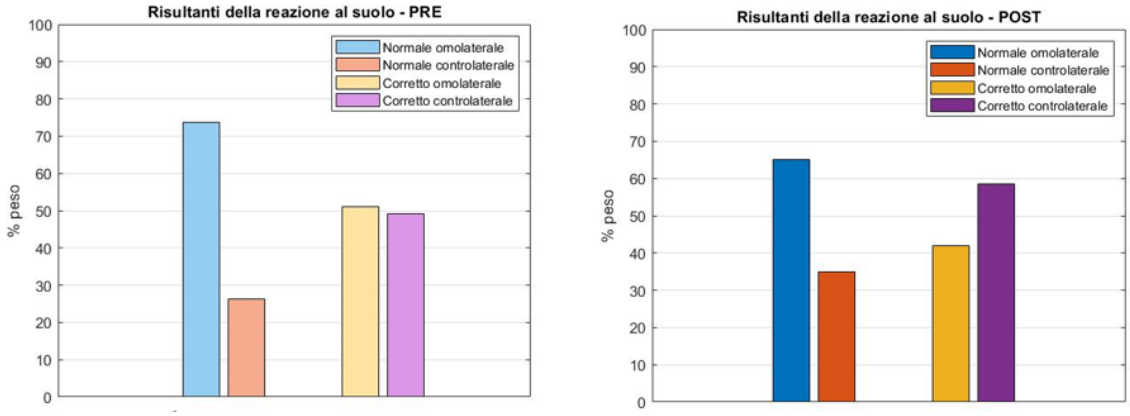

Figura 6.2.2-1 *Risultante della forza di reazione vincolare al suolo del soggetto F01, pre e post trattamento.*

Nella figura *6.2.2-2* sono riportati rispettivamente gli angoli articolari relativi, calcolati su piani anatomici sagittale e trasversale.

.

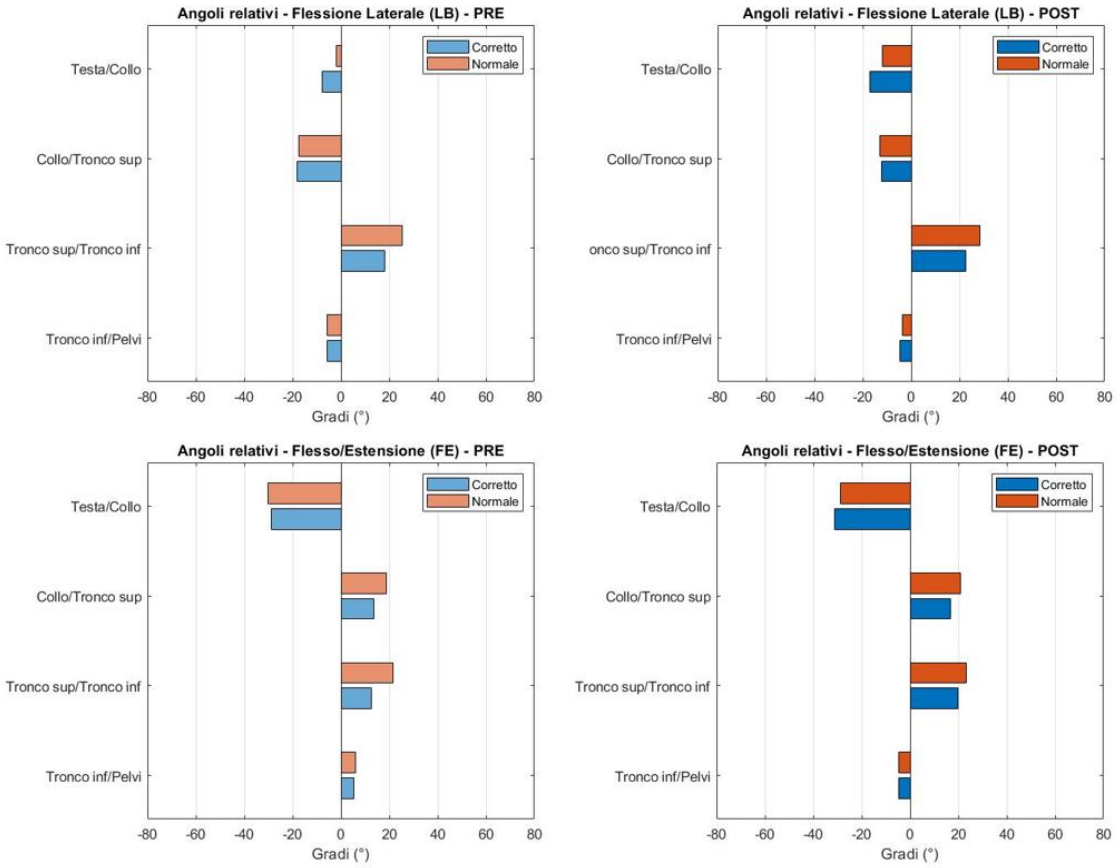

Figura 6.2.2-2 *Angoli relativi di flessione laterale (LB) e flesso-estensione (FE) calcolati per le due condizioni di ortostatismo del soggetto F01, pre e post trattamento.*

Cammino

La *tabella 6.2.2-1* riporta i parametri spazio-temporali globali calcolati durante l'analisi del cammino prima dell'inoculo di tossina (pre-tossina) e dopo un mese dall'inoculo (post-tossina).

La *tabella 6.2.2-2* riporta i parametri spazio-temporali differenziati, distinti per arto inferiore omolaterale (lato deviazione) e arto inferiore controlaterale (lato controlaterale) al lato di deviazione della colonna del soggetto, calcolati durante l'analisi del cammino pre-tossina e dopo un mese dal trattamento (post-tossina). Tutti i parametri delle due tabelle sono espressi come media $\pm$ deviazione standard; vengono espresse anche le variazioni percentuali tra i valori pre e post trattamento.

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.96 ± 0.07	0.76 ± 0.06	-20.83 %
Cadenza (passo/min)	44.40 ± 1.57	40.62 ± 1.24	-8.51 %
Tempo del passo (s)	1.35 ± 0.05	1.48 ± 0.05	+9.63 %
Lunghezza del passo (s)	1.30 ± 0.06	1.12 ± 0.06	-13.8 %
Larghezza del passo (m)	0.04 ± 0.02	0.04 ± 0.01	0 %

Tabella 6.2.2-1 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto F01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	**Lato controlaterale**	**Lato deviazione**	**Lato controlaterale**	**Lato deviazione**	**Lato controlaterale**
Tempo emipasso (s)	0.67 ± 0.02	0.68 ± 0.02	0.72 ± 0.04	0.76 ± 0.06	+7.46 %	+11.76 %
Lunghezza emipasso (s)	0.64 ± 0.04	0.66 ± 0.03	0.55 ± 0.03	0.56 ± 0.03	- 14.06 %	- 15.15 %
Durata fase di appoggio (% GC)	56.47 ± 1.76	57.33 ± 0.66	59.78 ± 2.62	60.43 ± 1.45	+5.86 %	+5.40 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	43.48 ± 1.70	43 ± 1.09	41.29 ± 1.8	39.77 ± 2.68	- 5.04 %	- 7.51%
Singolo supporto (% GC)	43 ± 1.09	43.48 ± 1.70	39.77 ± 2.68	41.29 ± 1.80	- 7.51 %	- 5.04 %
Doppio supporto (% GC)	13.82 ± 1.64	13.67 ± 1.49	20.01 ± 1.65	17.75 ± 2.68	+44.71 %	+29.8 %
Indice di simmetria	0.96 ± 0.04	1.02 ± 0.04	0.99 ± 0.07	1.01 ± 0.06	+3.13 %	- 0.98 %

Tabella 6.2.2-2 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F01 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

6.2.3 Risultati inter-soggetto

Ortostatismo

Nella tabella *6.2.3-1,* per ogni soggetto e per la condizione di ortostatismo normale, vengono riportati i valori (riportati come percentuale del peso del paziente) delle forze di reazione vincolare al terreno dell'arto omolaterale e controlaterale alla deviazione della colonna, sia prima del trattamento (*Omo pre, Contro pre*), sia a distanza di un mese dal trattamento (*Omo post, Contro post*). Per ogni soggetto, inoltre, viene riportata la differenza tra i valori delle forze degli arti omolaterale e controlaterale, sia pre che post trattamento (*Omo-Contro pre, Omo-Contro post*), e la variazione pre-post trattamento di queste differenze. Infine, nell'ultima colonna vengono riportate anche le variazioni percentuali tra il pre e il post trattamento e le loro medie e deviazioni standard inter-soggetto.

La tabella *6.2.3-2* mostra gli stessi valori, ma calcolati per la condizione di ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi (ortostatismo corretto).

Nelle tabelle *6.2.3-3* e *6.2.3-4* vengono riportati rispettivamente per il pre e il post trattamento e per ogni soggetto, i valori (riportati come percentuale del peso del paziente) delle forze di reazione vincolare al terreno dell'arto omolaterale e controlaterale, sia in condizione di ortostatismo normale (*Omo norm, Contro norm*), sia in condizione di ortostatismo corretto (*Omo corr, Contro corr*). Per ogni soggetto, inoltre, viene riportata la differenza tra i valori delle forze degli arti omolaterale e controlaterale in entrambe le condizioni (*Omo-Contro norm, Omo-Contro corr*), e la variazione tra condizione normale e corretta di queste differenze. Infine, nell'ultima colonna vengono riportate anche le variazioni percentuali tra le due condizioni e le loro medie e deviazioni standard inter-soggetto.

GRF NORMALE	Omo PRE	Contro PRE	Omo POST	Contro POST	Omo-Contro PRE	Omo-Contro POST	|Pre|-|Post|	$\left[\left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Pre} - \left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Post}\right] \cdot 100$
M01	72	28	58	42	44	16	28	+33.5%
F01	74	26	65	35	48	30	18	+19%
F02	55	45	57	43	10	14	-4	-6.5%
M02	52	48	47	53	4	-6	-2	-5%
M03	56	44	58	42	12	16	-4	-6%
M04	49	51	48	52	-2	-4	-2	-4%
M05	57	43	48	52	14	-4	10	+16%
MEDIA	59.3	40.7	54.4	45.6	18.6	9	6.3	+6.7%
DEV. STANDARD	±9.8	±9.8	±7	±7	±19.5	±13.7	±12.7	±16%

Tabella 6.2.3-1 *Valori, differenze e variazioni percentuali pre-post delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto in condizione di ortostatismo normale.*

GRF CORRETTO	Omo PRE	Contro PRE	Omo POST	Contro POST	Omo-Contro PRE	Omo-Contro POST	|Pre|-|Post|	$\left[\left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Pre} - \left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Post}\right] \cdot 100$
M01	58	42	62	38	16	24	-8	-11%
F01	51	49	42	58	2	-16	-14	-34%
F02	48	52	67	33	-4	34	-30	-42%
M02	48	52	47	53	-4	-6	-2	-4%
M03	53	47	55	45	6	10	-4	-7%
M04	55	45	48	52	10	-4	6	+10%
M05	52	48	45	55	4	-10	-6	-14.5%
MEDIA	52.1	48	52.3	47.7	4.3	4.6	-8.3	-14.6%
DEV. STANDARD	±3.6	±3.6	±9.3	±9.3	±7.3	±18.7	±11.3	±18%

Tabella 6.2.3-2 *Valori, differenze e variazioni percentuali pre-post delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto in condizione di ortostatismo corretto.*

GRF PRE	Omo NORM	Contro NORM	Omo CORR	Contro CORR	Omo-Contro NORM	Omo-Contro CORR	|Norm|-|Corr|	$\left[\left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Norm} - \left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Corr}\right] \cdot 100$
M01	72	28	58	42	50	16	34	+42%
F01	74	26	51	49	23	2	21	+27%
F02	55	45	48	52	10	-4	6	+10%
M02	52	48	48	52	4	-4	0	0%
M03	56	44	53	47	12	6	6	+10%
M04	49	51	55	45	-2	10	-8	-14%
M05	57	43	52	48	14	4	10	+17%
MEDIA	59.3	40.7	52.1	48	16	4.3	10	+13%
DEV. STANDARD	±9.8	±9.8	±3.6	±3.6	±17	±7.3	±14	± 18%

Tabella 6.2.3-3 *Valori, differenze e variazioni percentuali normale-corretto delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto prima del trattamento.*

GRF POST	Omo NORM	Contro NORM	Omo CORR	Contro CORR	Omo-Contro NORM	Omo-Contro CORR	|Norma|-|Corr|	$\left[\left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Norm} - \left(\frac{\lvert Omo - Contro\rvert}{Omo}\right)_{Corr}\right] \cdot 100$
M01	58	42	62	38	16	24	-8	-11%
F01	65	35	42	58	30	-16	14	+8%
F02	57	43	67	33	14	34	-20	-26%
M02	47	53	47	53	-6	-6	0	0%
M03	58	42	55	45	16	10	6	+9%
M04	48	52	48	52	-4	-4	0	0%
M05	48	52	45	55	-4	-10	-6	-14%
MEDIA	54.4	45.6	52.3	47.7	9	4.6	-2	-5%
DEV. STANDARD	±6.9	±6.9	±9.3	±9.3	±13.7	±18.7	±10.8	± 12.7%

Tabella 6.2.3-4 *Valori, differenze e variazioni percentuali normale-corretto delle forze di reazione al terreno per gli arti omolaterali e controlaterali di ogni soggetto dopo del trattamento.*

Nelle *tabelle 6.2.3-5* e *6.2.3-6* sono riportati, per ogni soggetto, i valori e le variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flessione laterale (LB) rispettivamente in condizione di ortostatismo normale e corretto. Sono inoltre riportate nelle ultime due righe le medie e le deviazioni standard delle variazioni.

ANGOLI RELATIVI LB NORMALE	TESTA/COLLO			COLLO/TRONCO SUP			TRONCO SUP/TRONCO INF			TRONCO INF/PELVI		
	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ= |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)
M01	-8	2	6	2	-19	-17	-8	-7	1	10	2	8
F01	-2	-12	-10	-17	-13	4	26	28	-2	-6	-4	2
F02	-12	-0.5	11.5	-7	-26	-19	7	0.5	6.5	0.5	-1	-0.5
M02	-13	3	10	-21	-10	11	18	18	0	6	-6	0
M03	-8	-2	6	-7	-16	-9	-9	-11	-2	7	-1	6
M04	-19	2	17	-15	-22	-7	4	-4	0	-6	2	4
M05	0.5	-1	-0.5	-8	-10	-2	-1	-0.5	0.5	14	-2	12
MEDIA	-8.8	-1.2	5.7	-10.4	-16.6	-5.6	5.3	3.4	0.6	3.6	-1.4	4.5
DEV. STD	±6.7	±5.1	± 8.8	±7.7	±6.1	±10.8	±13	±14.2	±2.9	±7.7	±2.9	±4.5

Tabella 6.2.3-5 *Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flessione laterale (LB) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo normale.*

ANGOLI RELATIVI LB CORRETTO	TESTA/COLLO			COLLO/TRONCO SUP			TRONCO SUP/TRONCO INF			TRONCO INF/PELVI		
	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ= |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)
M01	-7	/	/	2	-14	-12	-6	-5	1	8	2	6
F01	-8	-17	-9	-18	-12	6	18	22	-4	-6	-5	1
F02	-7	0	7	4	-5	-1	8	1	7	0	0	0
M02	-20	-2	18	-25	-10	15	16	16	0	-6	-5	1
M03	-10	-7	3	-2	-14	-12	-2	-6	-4	6	1	5
M04	-25	2	23	-19	-21	-2	0	-4	-4	-5	2	3
M05	0	5	-5	-9	-11	-2	-2	-1	1	14	-2	12
MEDIA	-11	-3.2	6.2	-9.6	-12.4	-1.1	4.6	3.3	-0.4	1.6	-1	4
DEV. STD	±8.6	±8	±12.6	±11.4	±5	±9.6	±9.5	±11.1	±4	±8	±3.1	±4.2

Tabella 6.2.3-6 *Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flessione laterale (LB) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo corretto.*

Nelle *tabelle 6.2.3-7* e *6.2.3-8* sono riportati, per ogni soggetto, i valori e le variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flesso-estensione (FE) rispettivamente in condizione di ortostatismo normale e corretto. Sono inoltre riportate nelle ultime due righe le medie e le deviazioni standard delle variazioni.

ANGOLI RELATIVI FE NORMALE	TESTA/COLLO			COLLO/TRONCO SUP			TRONCO SUP/TRONCO INF			TRONCO INF/PELVI		
	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ= |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)
M01	-46	-15	31	21	23	-2	36	25	11	0	-3	-3
F01	-30	-29	1	19	21	-2	22	23	-1	6	-5	1
F02	-59	-54	5	16	2	14	20	17	3	-5	4	1
M02	-67	-87	-20	4	14	-10	38	31	7	-8	2	6
M03	-59	-17	42	28	24	4	41	45	-4	-15	-4	11
M04	-55	-26	29	16	17	-1	4	12	-8	-2	8	-6
M05	-65	-62	3	38	32	6	26	29	-3	-5	4	1
MEDIA	-54.4	-41.4	13	20.3	19	1.3	26.7	26	0.7	-4.1	1	1.6
DEV. STD	±12.8	±26.9	±21.7	±10.6	±9.4	±7.6	±12.9	±10.7	±6.7	±6.6	±5	±5.6

Tabella 6.2.3-7 *Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flesso-estensione (FE) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo normale.*

ANGOLI RELATIVI FE CORRETTO	TESTA/COLLO			COLLO/TRONCO SUP			TRONCO SUP/TRONCO INF			TRONCO INF/PELVI		
	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ= |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)	Valore PRE (°)	Valore POST (°)	Δ = |Pre|-|Post| (°)
M01	-45	/	/	20	20	0	15	15	0	6	-2	4
F01	-29	-31	-2	14	17	-3	12	20	-8	5	-5	0
F02	-58	-12	46	16	-1	15	17	16	1	6	5	1
M02	-68	-87	-19	5	12	-7	36	30	6	1	2	-1
M03	-76	-64	12	34	21	13	37	42	-5	-14	-5	9
M04	-62	-41	21	17	17	0	2	9	-7	1	9	-8
M05	-49	-55	-6	36	32	4	24	27	-3	-5	5	0
MEDIA	-55.3	-48.3	8.7	20.3	17	3.1	20.4	22.7	-2.3	-1	1.3	0.7
DEV. STD	±15.7	±26.3	±23	±11.1	±10	±8.2	±12.8	±11.1	±5	±7.3	±5.4	5.2

Tabella 6.2.3-8 *Valori e variazioni pre-post trattamento degli angoli relativi di flesso-estensione (FE) di ogni soggetto in condizione di ortostatismo corretto.*

Cammino

I parametri spazio-temporali globali e differenziati per ogni soggetto sono indicati nell' *appendice A*.

La tabella *6.2.3-9* riporta medie e deviazioni standard inter-soggetto delle variazioni percentuali tra pre e post trattamento dei parametri spazio-temporali globali calcolati durante l'analisi del cammino. La tabella *6.2.3-10* riporta medie e deviazioni standard inter-soggetto delle variazioni percentuali tra pre e post trattamento dei parametri spazio-temporali differenziati, distinti per arto inferiore omolaterale (lato deviazione) e arto inferiore controlaterale (lato controlaterale) al lato di deviazione della colonna.

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	MEDIA VALORI PRE	MEDIA VALORI POST	MEDIA VARIAZIONI % (Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$)
Velocità di cammino (m/s)	0.7 ± 0.24	0.7 ± 0.23	$+4.02\% \pm 19.02\%$
Cadenza (passo/min)	51.05 ± 7.71	50.5 ± 7.8	$-0.83\% \pm 8.55\%$
Tempo del passo (s)	1.2 ± 0.18	1.22 ± 0.18	$+1.76\% \pm 9.43\%$
Lunghezza del passo (s)	0.82 ± 0.28	0.83 ± 0.23	$+3.49\% \pm 10.9\%$
Larghezza del passo (m)	0.09 ± 0.04	0.1 ± 0.05	$+0.4\% \pm 17\%$

Tabella 6.2.3-9 *Medie, valori e variazioni percentuali pre/post trattamento inter-soggetto dei parametri spazio-temporali globali.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	MEDIA VALORI PRE		MEDIA VALORI POST		MEDIA VARIAZIONI % (Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$)	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.6 ± 0.08	0.61 ± 0.1	0.61 ± 0.08	0.61 ± 0.1	$+3.37\% \pm 7.79\%$	$+1.74\% \pm 10.6\%$
Lunghezza emipasso (s)	0.4 ± 0.14	0.42 ± 0.15	0.4 ± 0.11	0.43 ± 0.12	$+4\% \pm 14.4\%$	$+3.29\% \pm 9.75\%$
Durata fase di appoggio (% GC)	64.9 ± 4.69	64.47 ± 4.57	64.12 ± 4.71	64.89 ± 4.42	$-0.42\% \pm 5.25\%$	$+0.7\% \pm 3.1\%$
Durata fase di pendolamento (% GC)	34.75 ± 6.04	35.06 ± 5.39	35.79 ± 5.45	34.48 ± 5.21	$+3.4\% \pm 5.3\%$	$-1.56\% \pm 6.4\%$
Singolo supporto (% GC)	35.06 ± 5.4	34.75 ± 6.04	34.48 ± 5.21	35.79 ± 5.45	$-1.56\% \pm 6.4\%$	$3.4\% \pm 5.27\%$
Doppio supporto (% GC)	30.68 ± 11.44	30.1 ± 11.26	30.23 ± 10.94	29.55 ± 11.29	$+1.81\% \pm 21.7\%$	$-0.01\% \pm 16.3\%$
Indice di simmetria	1 ± 0.04	1 ± 0.04	0.99 ± 0.02	1.01 ± 0.02	$-0.74\% \pm 3.6\%$	$+0.95\% \pm 3.29\%$

Tabella 6.2.3-10 *Medie, valori e variazioni percentuali pre/post trattamento inter-soggetto dei parametri spazio-temporali differenziati.*

6.3 Discussioni

I risultati ricavati dall'analisi statica in ortostatismo (forze di reazione, variazione angoli articolari relativi) e dall'analisi del cammino (parametri spazio-temporali) verranno discussi singolarmente per due pazienti (M01, F01). Avendo ricavato i dati per tutti i pazienti allo stesso modo, verranno poi discussi i risultati del confronto inter-soggetto.

6.3.1 Soggetto M01

Ortostatismo

Dagli istogrammi raffiguranti la risultante della forza di reazione vincolare al terreno è possibile valutare la differente distribuzione di carico in relazione al lato di asimmetria. In particolare, nella figura *6.2.1-1* si nota come in posizione di ortostatismo normale (barre azzurra e arancione chiari), non c'è una distribuzione di carico simmetrica tra i due arti inferiori, ma un maggior contributo dell'arto omolaterale alla deviazione del soggetto M01 (72% omolaterale - 28% controlaterale). In posizione statica con richiesta esterna di raddrizzarsi (ortostatismo corretto), si nota un miglioramento nella distribuzione del carico che, pur rimanendo asimmetrica tra i due arti, si distribuisce in maniera più simmetrica rispetto alla condizione precedente (58% omolaterale - 42% controlaterale). Dal confronto con la condizione di ortostatismo corretto (barre gialla e viola chiari), si possono quindi eseguire delle valutazioni riguardo alla strategia di raddrizzamento: sembra che il paziente, per diminuire il grado di lateroflessione, tenda ad esercitare una forza attraverso l'arto controlaterale. A distanza di un mese dall'inoculo di tossina, gli istogrammi (barre con colori più scuri) evidenziano un miglioramento nella distribuzione di carico in condizione di ortostatismo normale rispetto al pre, pur mostrando comunque asimmetria (58% omolaterale - 42% controlaterale). Nella condizione di ortostatismo corretto, invece, si nota un lieve peggioramento (62% omolaterale - 38% controlaterale), probabilmente riconducibile ad una compensazione che il soggetto attua per abituarsi al cambiamento strutturale dovuto al trattamento.

Osservando gli istogrammi raffiguranti gli angoli relativi (figura *6.2.1-2*) si possono ottenere informazioni riguardo al movimento di un segmento rispetto a quello adiacente inferiore, valutando la variazione degli angoli articolari calcolati sui piani anatomici sagittale (per i movimenti di flessione laterale) e trasversale (per i movimenti di flesso-estensione), nelle due condizioni di ortostatismo (barre arancione e azzurro) sia prima dell'inoculo di tossina botulinica (barre con colori chiari) sia dopo (barre con colori scuri).

Analizzando i grafici relativi alla flessione laterale (LB), la testa risulta flessa verso sinistra di circa 8° rispetto al collo, valore che si riduce leggermente alla richiesta di correzione. Si notano miglioramenti nel post trattamento, dove questo angolo risulta notevolmente ridotto con un valore prossimo allo zero.

Il collo risulta flesso verso destra rispetto al tronco superiore ed il suo valore rimane invariato alla richiesta di correzione. Peggioramenti nel post trattamento, dove l'angolo relativo tra collo e tronco superiore risulta flesso verso sinistra di circa 18°.

Il tronco superiore risulta flesso verso sinistra di circa 8° rispetto al tronco inferiore. Questo valore si riduce leggermente di circa 2° alla richiesta di correzione. Ad un mese dal trattamento, il valore dell'angolo risulta di circa 7°, non si notano quindi differenze sostanziali tra pre e post trattamento, per cui si evince che la tossina non abbia sortito effetto su questo angolo.

Il tronco inferiore rispetto al bacino risulta flesso verso destra di circa 10°, valore che non cambia sostanzialmente alla richiesta di correzione. Si notano miglioramenti nel post trattamento, dove l'angolo risulta diminuito di circa 8°.

Analizzando i grafici relativi alla flesso-estensione (FE), è evidente come, prima del trattamento, la testa risulta in estensione di circa 45° rispetto al collo (valore che non cambia alla richiesta di correzione): questo valore elevato è dovuto probabilmente al fatto che il soggetto sia caratterizzato anche da una flessione in avanti tipica del Parkinson (*Doherty, et al., 2011*), tendendo quindi ad estendere la testa indietro per mantenerla in posizione corretta. L'angolo tra testa e collo risulta, invece, notevolmente ridotto (circa 30°) dopo il trattamento, mentre non è stato possibile ottenere informazioni sulla sua flessione laterale a seguito della richiesta

di correzione in quanto i marker dei segmenti di testa e collo non sono risultati visibili nella fase di ricostruzione dei segmenti (problema di occlusione dei marker).

Nessun cambiamento sostanziale tra pre e post trattamento nell'angolo tra il collo e il tronco superiore, dove il collo risulta flesso in avanti di circa 20° rispetto al tronco superiore, valore che non cambia alla richiesta di correzione.

Il tronco superiore risulta flesso in avanti rispetto al tronco inferiore di circa 36°, questo valore si riduce di circa 20° alla richiesta esterna di correzione. A distanza di un mese dal trattamento, l'angolo di flessione risulta ridotto di circa 10°, valore che si riduce nuovamente di circa 8° alla richiesta di correzione.

Il tronco inferiore risulta lievemente in estensione rispetto al tronco inferiore, mentre si flette in avanti alla richiesta di correzione. Nessun cambiamento sostanziale nel post trattamento.

Cammino

Dalla tabella *6.2.1-4*, che riporta i parametri spazio-temporali globali, si nota che la velocità di cammino del soggetto M01 è di circa 0.91 m/s, valore che si discosta poco da dal valore della velocità in soggetti sani (circa 1 m/s, *Geroin et al., 2015*) e che non cambia a seguito del trattamento con tossina botulinica. La cadenza, invece, mostra un decremento tra pre e post trattamento di circa il 3%. Tempo del passo, lunghezza del passo e larghezza del passo ad un mese dal trattamento subiscono, invece, rispettivamente un incremento di circa il 3%, il 2% e il 28.5%.

La tabella *6.2.1-5*, che riporta i parametri spazio-temporali differenziati tra arto omolaterale e arto controlaterale al lato di deviazione della colonna del soggetto, mostra principalmente che la lunghezza dell'emipasso dell'arto omolaterale è minore rispetto a quella dell'arto controlaterale (rispettivamente circa 0.41 secondi – 0.46 secondi). Ciò indica che il soggetto esegua passi più brevi dal lato della deviazione. La tabella mostra, inoltre, che le durate delle fasi di appoggio, pendolamento, singolo supporto e doppio supporto (espresse come % del ciclo del passo), non mostrano differenze sostanziali tra arto omolaterale e controlaterale ed hanno valori confrontabili con quelli di un soggetto sano (*Tramonti, et al., 2017*)

indicando rispettivamente valori di circa il 62%, 38%, 36% e 25%. A distanza di un mese dal trattamento, si nota un incremento di circa il 5.4% nella durata della fase di pendolamento dell'arto omolaterale nel post trattamento rispetto al pre, il che indica lo stesso incremento nella durata del singolo supporto per l'arto controlaterale. La tabella mostra anche un decremento della durata della fase di doppio supporto per entrambi gli arti tra il pre e il post trattamento: la durata della fase di doppio supporto per l'arto omolaterale subisce un decremento di circa 11%, quella dell'arto controlaterale di circa 12%. Infine, la tabella mostra un indice di simmetria diverso da 1 per entrambi gli arti (rispettivamente 0.98 arto omolaterale, 1.02 arto controlaterale): ciò è dovuto alla differente durata del tempo di appoggio dei due piedi. Per entrambi gli arti, il valore dell'indice di simmetria non si avvicina a 1 nemmeno dopo il trattamento.

6.3.2 Soggetto F01

Ortostatismo

Dagli istogrammi raffiguranti la risultante della forza di reazione vincolare al terreno è possibile valutare la differente distribuzione di carico in relazione al lato di asimmetria. Nella figura *6.2.2-1* si nota come in posizione di ortostatismo normale (barre azzurra e arancione chiari), non c'è una distribuzione di carico simmetrica tra i due arti inferiori, ma un maggior contributo dell'arto omolaterale alla deviazione del soggetto F01 (74% omolaterale - 26% controlaterale). In posizione statica con richiesta esterna di raddrizzarsi (ortostatismo corretto), è evidente un netto miglioramento della distribuzione del carico che diventa simmetrica tra i due arti (51% omolaterale - 49% controlaterale). Dal confronto con la condizione di ortostatismo corretto (barre gialle e viola chiari), sembra che il paziente, per diminuire il grado di latero-flessione, tenda ad esercitare la stessa forza attraverso entrambi gli arti. A distanza di un mese dall'inoculo di tossina, gli istogrammi (barre con colori più scuri) evidenziano un miglioramento nella distribuzione di carico in condizione di ortostatismo normale rispetto al pre

trattamento, pur mostrando comunque asimmetria (65% omolaterale - 35% controlaterale). In condizione di ortostatismo corretto, invece, si nota un peggioramento con la distribuzione del carico che diventa asimmetrica rispetto al pre tossina, tuttavia con maggior contributo dell'arto controlaterale (42% omolaterale - 58% controlaterale), probabilmente dovuto ad una compensazione.

Osservando gli istogrammi raffiguranti gli angoli relativi (figura *6.2.2-2*) si ottengono informazioni riguardo al movimento di un segmento rispetto a quello adiacente inferiore, valutando la variazione degli angoli articolari per i movimenti di flessione laterale (LB) e flesso-estensione (FE) nelle due condizioni di ortostatismo (barre arancione e azzurro), sia prima del trattamento (barre con colori chiari) sia dopo (barre con colori scuri).

Analizzando i grafici relativi alla flessione laterale, la testa risulta lievemente flessa verso sinistra di circa 2° rispetto al collo, tuttavia il valore dell'angolo aumenta alla richiesta di correzione, arrivando ad un valore di circa -12°. A distanza di un mese dal trattamento, l'angolo relativo tra testa e collo aumenta di circa 10°, valore che aumenta ancora alla richiesta di correzione.

Il collo risulta flesso verso sinistra di circa 17° rispetto al tronco superiore, valore che non cambia sostanzialmente alla richiesta di correzione. Nel post trattamento, l'angolo relativo tra collo e tronco superiore si riduce di circa 5°.

Il tronco superiore risulta flesso verso destra di circa 25° rispetto al tronco inferiore. Il suo valore si riduce di circa 8° alla richiesta di correzione, il che indica che il soggetto è consapevole della propria latero-flessione e riesce in parte a raddrizzarsi quando gli viene richiesto. Ad un mese dal trattamento, il valore dell'angolo risulta essere lievemente aumentato, con un valore misurato di circa 28° (che si riduce di circa 6° alla richiesta di correzione): risulta evidente che non c'è nessun cambiamento sostanziale tra pre e post trattamento.

Il tronco inferiore risulta flesso verso sinistra di circa 6° rispetto al bacino ed il suo valore rimane invariato alla richiesta di correzione. Nessuna variazione significativa nel post trattamento, dove l'angolo relativo risulta avere una flessione verso sinistra di circa 4°.

Dai grafici relativi alla flesso-estensione, si nota come tutti i valori degli angoli relativi non mostrino differenze sostanziali tra pre e post inoculo di tossina, mentre è evidente una diminuzione del valore di flesso-estensione alla richiesta di correzione.
La testa risulta in estensione di circa 30° rispetto al collo, e questo valore elevato è dovuto probabilmente al fatto che il soggetto sia caratterizzato anche da una flessione in avanti tipica del Parkinson (*Doherty, et al., 2011*). Il collo risulta flesso in avanti di circa 18° rispetto al tronco superiore, valore che diminuisce di circa 5° alla richiesta di correzione.
Il tronco superiore risulta flesso in avanti di circa 20° rispetto al tronco inferiore, questo valore si riduce di circa 10° alla richiesta di correzione.
Il tronco inferiore risulta flesso in avanti di circa 6° rispetto al bacino, mentre a distanza di un mese il grado di flessione diminuisce leggermente e, in condizione correttiva, si converte in un estensione di circa 5°.

Cammino

Dalla tabella *6.2.2-4*, che riporta i parametri spazio-temporali globali, si nota che la velocità di cammino del soggetto F01 è di circa 0.96 m/s, valore che non di discosta dal valore di velocità del passo di soggetti sani riscontrato in letteratura (circa 1 m/s, *Geroin et al., 2015*). La velocità del passo, tuttavia, si riduce di circa il 20% a distanza di un mese dal trattamento. Dalla tabella, si nota come la lunghezza del passo sia elevata (circa 1.3 m) e discosti dai valori di lunghezza del passo dei soggetti normali (circa 1m, *Geroin et al., 2015*). Questo è dovuto al fatto che il soggetto, di solito, esegua passi molto ampi, probabilmente per mantenere l'equilibrio in quanto esegue un moto ondulatorio costante causato dal Parkinson durante ogni movimento. A distanza di un mese dal trattamento, la lunghezza del passo risulta ridotta di circa il 14%. Si nota anche una riduzione di circa l'8% nella cadenza. Il tempo del passo, invece, subisce un incremento di circa il 10%.
La tabella *6.2.2-5*, che riporta i parametri spazio-temporali differenziati, mostra che non ci sono differenze sostanziali tra i valori dei parametri dell'arto omolaterale e quelli dell'arto controlaterale. È evidente, tuttavia, che il valore della

durata della fase di appoggio risulta basso (circa 55% del ciclo del passo) rispetto ai valori di un soggetto sano (circa 60%, *Tramonti, et al., 2017*) e di conseguenza risulta elevato il valore della durata della fase di pendolamento (circa 45% del ciclo del passo). A distanza di un mese dal trattamento, la durata della fase di appoggio risulta aumentata di circa il 6% per entrambi gli arti, conseguentemente la fase di pendolamento risulta ridotta di circa il 6% per entrambi gli arti, raggiungendo valori confrontabili con quelli di un soggetto sano. Il tempo dell'emipasso, in seguito al trattamento di tossina botulinica, subisce un incremento di circa il 7% per l'arto omolaterale e di circa il 12% per l'arto controlaterale. La lunghezza dell'emipasso subisce invece un decremento, rispettivamente del 14% e del 15%. Sostanziali differenze tra pre e post trattamento si notano nei valori della durata della fase di doppio supporto: prima del trattamento i valori risultano confrontabili con quelli dei soggetti sani (circa 15%, *Tramonti et al., 2017*) per entrambi gli arti, ma ad un mese dal trattamento si nota che l'arto omolaterale subisce un incremento di circa il 45%, e l'arto controlaterale un incremento di circa il 30%.

Infine, la tabella mostra un indice di simmetria diverso da 1 per entrambi gli arti (rispettivamente 0.96 omolaterale e 1.02 controlaterale), ciò è dovuto alla differente durata del tempo di appoggio dei due piedi. Per entrambi gli arti, il valore dell'indice di simmetria si avvicina ad 1 dopo il trattamento, con un incremento del suo valore di circa il 3% per l'arto omolaterale e un decremento di circa l'1% per l'arto controlaterale.

6.3.3 Inter-soggetto

Ortostatismo

Analizzando le tabelle *6.2.3-1* e *6.2.3-2* è possibile valutare la variazione tra pre e post trattamento della differenza delle risultante delle forze di reazione al suolo tra arto omolaterale e controlaterale per ogni soggetto. Nella condizione di ortostatismo normale, i risultati mostrano come la maggior parte dei soggetti, prima del trattamento, tendano a caricare maggiormente sull'arto omolaterale alla deviazione, creando un'asimmetria nella distribuzione del carico tra gli arti inferiori. I risultati ad un mese dal trattamento mostrano come la tossina migliori sostanzialmente la distribuzione del carico tra gli arti inferiori di alcuni soggetti, mentre non porti a modifiche sostanziali negli altri soggetti. Difatti, la media inter-soggetto delle variazioni percentuali delle differenze tra arto omolaterale e controlaterale indica che, in generale, a distanza di un mese dal trattamento vi è un miglioramento di circa il 7% $\pm$ 16% nella distribuzione del carico tra gli arti inferiori, in condizione di ortostatismo normale.

Nella condizione di ortostatismo corretto si nota che prima del trattamento di tossina la distribuzione del carico tra arto omolaterale e controlaterale è simmetrica nella maggior parte dei soggetti. Ciò significa che i soggetti sono consapevoli della loro latero-deviazione e riescono a correggere la loro postura quando gli viene richiesto. Questo è evidente dalla tabella *6.2.3-3*, con la quale è possibile valutare la variazione tra le due condizioni (ortostatismo normale e corretto) della differenza delle risultanti delle forze di reazione al suolo tra arto omolaterale e controlaterale per ogni soggetto, prima del trattamento. I risultati, infatti, mostrano un netto miglioramento tra la condizione di ortostatismo normale e corretto nella distribuzione del carico tra gli arti inferiori nella maggior parte dei soggetti, con variazione media di circa il 13% $\pm$ 18%.

A distanza di un mese dal trattamento, tuttavia, si nota un peggioramento nella maggior parte dei soggetti, con una media inter-soggetto delle variazioni percentuali che indica circa un -15% $\pm$ 18%. Inoltre, se si analizzano singolarmente i valori di differenza delle forze di reazione tra gli arti omolaterale

e controlaterale in condizione di ortostatismo corretto nel post trattamento (*tabella 6.2.3-1*), si nota come la maggior parte dei soggetti riporti una differenza negativa. Ciò suggerisce che il peggioramento nelle variazioni sia dovuto ad un compenso, ovvero che i soggetti, per compensare ad un cambiamento dovuto al trattamento, carichino maggiormente sull'arto controlaterale alla deviazione (strategia di raddrizzamento). Questo è confermato anche dalla tabella *6.2.3-4* che fornisce una valutazione della variazione tra le due condizioni (ortostatismo normale, ortostatismo corretto) della differenza tra gli arti omolaterale e controlaterale, ad un mese dal trattamento. Dai risultati si nota, infatti, un aumento della variazione di circa il 5% tra le due condizioni.

Analizzando le tabelle *6.2.3-5* e *6.2.3-6* è possibile valutare, per tutti i soggetti, le variazioni degli angoli articolari relativi di flessione laterale tra il pre e il post trattamento, rispettivamente in condizione di ortostatismo normale e corretto. In particolare, si nota come la maggior parte dei soggetti mostri una flessione verso sinistra della testa rispetto al collo e del collo rispetto al tronco superiore. Inoltre, è evidente una flessione verso destra del tronco superiore rispetto a quello inferiore. In ortostatismo normale, dai risultati si evince che, in media, tra pre e post tossina c'è un miglioramento, con una diminuzione media di circa 6° $\pm$ 9° dell'angolo relativo tra testa e collo e una diminuzione media di circa 5° $\pm$ 5° dell'angolo relativo tra tronco inferiore e bacino. Tuttavia, non viene riscontrata nessuna differenza significativa nell'angolo tra tronco superiore e tronco inferiore, mentre vi è un aumento (media di circa 6° $\pm$ 11°) dell'angolo relativo tra collo e tronco superiore. Da questi risultati è possibile concluderne che il trattamento ha portato miglioramenti nella postura dei soggetti per quanto riguarda gli angoli relativi tra la testa e il collo e tra il tronco inferiore ed il bacino che si riducono, mentre non è risultato efficace per il segmento tra il tronco superiore e quello inferiore che non subisce variazioni. I risultati ricavati dalla condizione di ortostatismo corretto non discostano sostanzialmente da quelli della condizione di ortostatismo normale, ciò significa che i soggetti non correggono la postura alla richiesta di correzione.

Analizzando le tabelle 6.2.3-7 e 6.2.3-6 è possibile valutare, per tutti i soggetti, le variazioni degli angoli articolari relativi di flesso-estensione laterale tra il pre e il post trattamento, rispettivamente in condizione di ortostatismo normale e corretto. Dai risultati si evince che l'angolo relativo di flesso-estensione tra testa e collo presenta valori elevati in tutti i soggetti, in particolare la testa appare estesa rispetto al collo in entrambe le condizioni, questo è dovuto probabilmente al fatto che questi soggetti sono caratterizzati anche da una flessione in avanti tipica del Parkinson (*Doherty, et al., 2011*) e tendono quindi ad estendere la testa indietro per mantenerla in posizione corretta.

In ortostatismo normale, si nota un miglioramento tra il pre e il post trattamento nell'angolo relativo tra testa e collo, con una riduzione media di circa 13° $\pm$ 22°. Nessuna differenza sostanziale, invece, per altri angoli relativi di flesso-estensione, che rimangono pressoché invariati, ad indicare che il trattamento non ha portato i risultati aspettati.

In condizione di ortostatismo corretto, i miglioramenti si notano sia nell'angolo relativo di flesso-estensione tra testa e collo (diminuzione media di circa 9° $\pm$ 23°), sia nell'angolo tra collo e tronco superiore (diminuzione media di circa 3° $\pm$ 8°), ciò indica che i soggetti, alla richiesta di correzione, tendono a correggere la loro postura nella parte superiore della colonna vertebrale, mentre non riescono a correggere la parte inferiore, ossia dove, in genere, si trova il punto di inizio della loro latero-deviazione e dove i soggetti vengono trattati. Difatti, non si nota nessuna differenza sostanziale negli angoli relativi di flesso-estensione tra tronco superiore ed inferiore e tra tronco inferiore e bacino.

Cammino

Le tabelle contenute nell'*Appendice A* contengono i parametri spazio-temporali globali e differenziati per ogni soggetto. Analizzandole è possibile valutare le caratteristiche del cammino dei soggetti affetti da sindrome di Pisa, rispetto a valori di riferimento di soggetti sani, reperibili in letteratura. Dalle tabella relative ai parametri spazio temporali globali, ad esempio, si nota come per ogni soggetto

sia la velocità impiegata per compiere un intero ciclo del passo, sia la lunghezza del passo assumano valori relativamente bassi, in accordo con la letteratura sulla sindrome di Pisa (*Tramonti, et al., 2017*), mentre in un soggetto sano i valori si aggirano intorno ad 1 m/s e 1 m (*Geroin, et al., 2015*). La tabella *6.2.3-9* permette di valutare la variazione percentuale media inter-soggetto tra pre e post trattamento dei parametri spazio-temporali globali. Ad un mese dall'inoculo di tossina, si nota in media un aumento della velocità del cammino dei soggetti di circa il 4% ± 19%, e un aumento della lunghezza del passo di circa il 3.5% ± 11%. Nessuna differenza sostanziale, invece, si riscontra nei valori di cadenza, tempo del passo e larghezza del passo.

Dalle tabelle relative ai parametri temporali globali, contrariamente a quanto ci si aspetta, i parametri spazio-temporali differenziati di tutti i soggetti differenziati, non sono sostanzialmente diversi tra arto omolaterale e arto controlaterale al lato di deviazione dei soggetti. I loro valori, tuttavia, mostrano valori elevati nella durata delle fasi di appoggio e di doppio supporto, che arrivano in media ad avere valori rispettivamente di circa 70% e 30% del ciclo del passo, con una conseguente riduzione della durata della fase di pendolamento e singolo supporto (che mostrano valori di circa il 30% del ciclo del passo), in accordo con la letteratura sulla sindrome di Pisa (*Chambers & Sutherland, 2002*). Questi valori, infatti, discostano dai valori standard dei soggetti sani che si aggirano intorno al 60% del ciclo del passo per la fase di appoggio e al 20% per la fase di doppio supporto (*Tramonti, et al., 2017*). Ad un mese dall'inoculo di tossina, come mostra la tabella *6.2.3-10* che consente di valutare la variazione percentuale media tra pre e post trattamento tra tutti i soggetti dei parametri spazio-temporali differenziati, i risultati mostrano un aumento medio di circa il 3.5% ± 8% e di circa il 4% ± 14% del tempo e della lunghezza dell'emipasso dell'arto omolaterale alla deviazione. Questi due parametri subiscono un leggero incremento anche nell'arto controlaterale. I risultati mostrano, inoltre, un incremento medio di circa il 3.5% ± 5% nella durata della fase di pendolamento dell'arto omolaterale, parametro che, invece, subisce un decremento di circa il 2% ± 6% nell'arto controlaterale. Infine, si nota un lieve incremento di circa il 2% ± 22% nella durata della fase di doppio supporto del

ciclo dell'arto omolaterale, mentre non si riscontra nessun cambiamento di questo parametro nel ciclo dell'arto controlaterale. Inoltre, la maggior parte dei soggetti (si faccia riferimento all' *Appendice A*) mostra un indice di simmetria diverso da 1 per entrambi gli arti: questo è dovuto alla differente durata del tempo di appoggio dei due piedi. Il valore dell'indice di simmetria non mostra cambiamenti significativi a seguito del trattamento.

In generale, come si evince dalle valutazioni di tutti i risultati, è evidente una forte variabilità tra i soggetti: ciò potrebbe essere causato dal fatto che i soggetti attuano strategie diverse di raddrizzamento e rispondono in maniera diversa al trattamento, oltre ad avere una storia clinica di partenza diversa tra loro.

7. Conclusioni

Lo scopo di questo studio riguarda la valutazione dell'efficacia del trattamento con iniezioni di tossina botulinica dei muscoli paravertebrali in soggetti parkinsoniani affetti da sindrome di Pisa. Questa valutazione è stata effettuata analizzando la biomeccanica del movimento dei soggetti tramite analisi del movimento ed è stata eseguita per ogni soggetto sia in posizione statica eretta (ortostatismo), sia durante il cammino. La variabili biomeccaniche di interesse indagate in ortostatismo sono state:

- il contributo della risultante della forza di reazione vincolare al terreno;
- i valori medi degli angoli relativi di flessione laterale e flesso-estensione calcolati tra segmenti vertebrali adiacenti.

Entrambe sono state valutate in due condizioni differenti: ortostatismo normale e ortostatismo con richiesta esterna di raddrizzarsi.

Tramite analisi del cammino, per ogni soggetto, sono stati ricavati e valutati alcuni parametri spazio-temporali globali (*velocità e tempo del passo*, *cadenza*, *lunghezza e larghezza del passo*) e alcuni parametri differenziati, distinti tra arto inferiore omolaterale e controlaterale al lato di deviazione della colonna dei soggetti (*durata delle fasi di appoggio*, *pendolamento*, *singolo e doppio supporto*, *indice di simmetria*).

I risultati acquisiti dalle due condizioni di ortostatismo hanno consentito di valutare le diverse strategie di raddrizzamento adottate dai pazienti e i loro eventuali cambiamenti dopo il trattamento di tossina botulinica. Inoltre, la valutazione degli angoli relativi dei segmenti vertebrali dei soggetti in queste due condizioni ha permesso di esaminare il grado di anomalia posturale e l'eventuale miglioramento in condizione correttiva e, nello specifico, tra il pre e il post trattamento. Infine, il calcolo, la valutazione e il confronto dei parametri spazio-temporali del cammino dei soggetti prima e dopo il trattamento, ha consentito l'indagine di eventuali miglioramenti nella loro deambulazione e nel loro equilibrio.

Dai risultati ottenuti, è evidente una certa variabilità negli effetti della tossina: alcuni soggetti hanno riportato sostanziali miglioramenti a seguito del trattamento, mentre ad altri non sembra aver fatto effetto ed in certi casi pare che abbia addirittura lievemente peggiorato alcune variabili biomeccaniche indagate. È chiaro, dunque, che la tossina non abbia lo stesso effetto su tutti i soggetti, che reagiscono in maniera diversa al trattamento mostrando molta variabilità nella risposta: questo è un limite di questo studio ed è dovuto principalmente all'eterogeneità clinica di partenza. Questa variabilità inter-soggetto non permette di eseguire un'analisi statistica dei risultati. Un'ulteriore limitazione di questo studio risiede nel numero ridotto di soggetti in esame.

Sviluppi futuri di questo lavoro di tesi potrebbero coinvolgere una popolazione più ampia per l'esecuzione dei test sperimentali. Inoltre, sarebbe opportuno pensare di estendere i test ed effettuarne le valutazioni in differenti intervalli di tempo, ad esempio a distanza di più mesi dall'inoculo di tossina botulinica, per valutarne l'efficacia nel lungo periodo. Infine, studi futuri potrebbero concentrarsi sull'integrazione di ulteriori parametri biomeccanici da valutare durante i test, come ad esempio la cinematica degli arti inferiori durante il cammino e l'attività muscolare dei muscoli della colonna vertebrale durante i task di movimento tramite l'elettromiografia di superficie.

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.

Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S., 2015. Human Gait and Clinical Movement Analysis. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, Second Edition, John Wiley & Sons, Inc., New York, USA, pp. 1-34.

Anastasi et al., 2006. Trattato di anatomia umana, Napoli, Edi. Ermes.

Artusi, C. A., et al., 2019. Botulinum toxin for Pisa syndrome: an MRI-, ultrasound-and electromyography-guided pilot study. *Parkinsonism & related disorders*, 62, 231-235.

Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M. G., & Desloovere, K., 2016. Gait analysis: Clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(4), pp. 560-574.

Barone, et al., 2016. Pisa syndrome in Parkinson's disease and parkinsonism: clinical features, pathophysiology, and treatment. *The Lancet Neurology*, 15(10), 1063-1074.

Bonanni, 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.

Castrioto, A. et al., 2014. The Pathogenesis of Pisa Syndrome in Parkinson's Disease. *Movement Disorders*, 29(9), pp. 1100-1107.

Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). A practical guide to gait analysis. *The Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons*, 10(3), pp. 222-231.

Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M., 2010. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462-473.

De Luca, C. J., & Merletti, R., 1988. Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 69(6), 568-575.

Devereaux, 2007. Anatomy and Examination of the Spine. *Neurologic Clinics,* vol. 25, issue 2, p.p. 331-351.

Di Biase, et al., 2020. Gait analysis in Parkinson's disease: An overview of the most accurate markers for diagnosis and symptoms monitoring. *Sensors*, 20(12), 3529.

Di Matteo, et al., 2010. Lateral trunk flexion in Parkinson's disease: EMG features disclose two different underlying pathophysiological mechanisms. *Journal of neurology*, 258(5), 740-745.

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, et al., 2011. Postural deformities in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, 10(6), 538-549.

Ekbom, et al., 1972. New dystonic syndrome associated with butyrophenone therapy. *Zeitschrift für Neurologie*, 202(2), 94-103.

Etoom, et al., 2020. Therapeutic interventions for Pisa syndrome in idiopathic Parkinson's disease. A scoping systematic review. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 106242.

Fasano, et al., 2018. Diagnostic criteria for camptocormia in Parkinson's disease: a consensus-based proposal. *Parkinsonism Relat Disord*, Volume 53, pp. 53-57.

Ferrarese, 2021. Sviluppo e applicazione di un modello cinematico multi-body del tronco umano.

Geroin, et al., 2015. Does the Pisa syndrome affect postural control, balance, and gait in patients with Parkinson's disease? An observational cross-sectional study. *Parkinsonism & Related Disorders*, 21(7), 736-741.

Huang, R. C., Wright, T. M., Panjabi, M. M. & Lipman, J. D., 2005. Biomechanics of Nonfusion Implants. *Orthopedic Clinics of North America,* Volume 36, pp. 271 – 280.

Kapandji, I.A., 1974. The physiology of the joints. Edimburgo-Londra-New York: *Churchill Livingstone*.

Kapandji, I.A., 2011. Anatomia Funzionale (6th edition), Monduzzi.

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), pp. 454–463.

Lanciego, Luquin, Obeso, 2012. Functional Neuroanatomy of the Basal Ganglia. *Cold Spring Harbor perspectives in medicine*, 2(12).

Legaye J., Duval-Beaupère G., Hecquet J., Marty C., 1998. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J* 7(2), pp. 99-103.

Loughenbury, Tsirikos, Gummerson, 2016. Spinal biomechanics – biomechanical considerations of spinal stability in the context of spinal injury. *Orthopaedics and Trauma,* 30(5), 369-377.

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.

Miele, Panjabi, Benzel, 2012. Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord. *Handbook of clinical neurology*. Vol. 109. Elsevier, 2012. 31-43.

Mori, et al., 2019. Haptic perception of verticality correlates with postural and balance deficits in patients with Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 66, 45-50.

Nakazawa, K., Obata, H., & Sasagawa, S., 2012. Neural control of human gait and posture. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 1(2), pp. 263-269.

Negrini, S., Donzelli, S., Aulisa, A.G., et al., 2018. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis* 13,3.

Nogueira, P., 2011. Motion Capture Fundamentals. A critical and comparative analysis on real-world applications. *Doctoral symposium in informatics engineering*, p. 303.

P.Grimshaw, A. Lees, N. Fowler, A. Burde, 2007. "Sport and Exercise Biomechanics*"*, *Taylor & Francis*.

Panero, E., 2020 July. "Powered exoskeleton for trunk assistance in industrial tasks".

Panero, E., Digo, E., Ferrarese, V., Dimanico, U., & Gastaldi, L., 2021. Multi-Segments Kinematic Model of the Human Spine during Gait. *In 2021 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)* (pp. 1-6). IEEE.

Pau, et al., 2018. Quantitative assessment of gait parameters in people with Parkinson's disease in laboratory and clinical setting: Are the measures interchangeable?. *Neurology international*, 10(2), 69-73.

Perry, J. and Burnfield, J., 1992. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *SLACK Incorporated*, New Jersey.

Pirker, W., Katzenschlager, R., 2017. Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3-4), pp. 81-95.

Poewe, et. al., 2017. Parkinson disease. *Nature reviews Disease primers*, 3(1), 1-21.

Saunders, M., Inman, V.T., Eberhart, H.D., 1953. The Major Determinants in normal and pathological gait. *The journal of bone & joint surgery*, (35), pp. 543-558.

Scalabrino, F., 1963. La scuola nella prevenzione dei paramorfismi e dei dismorfismi.

Scocco, et al., 2014. Subjective visual vertical in Pisa syndrome. *Parkinsonism & related disorders*, 20(8), 878-883.

Shimohama, et al., 2003. Disease model : Parkinson disease. *Trends in molecular medicine*, vol. 9, issue 8, p.p. 360-365.

Sprager, S. & Juric, . M. B., 2015. Inertial sensor-based gait recognition: a review. *Sensors* (Basel); 15: 22089–22127., 15(9), pp. 22089-127.

Stergiou, N., 2020. Biomechanics and Gait Analysis (1th edition). Elsevier

Sutherland, D. H., Kaufman, K. R. & Moitoza, J. R., 1994. Kinematics of normal human walking. *J. Rose & J. G. Gamble*, a cura di Human locomotion. Baltimore Williams & Wilkins, pp. 23-44.

Tassorelli, et al., 2012. Pisa syndrome in Parkinson's disease: clinical, electromyographic, and radiological characterization. *Movement Disorders*, 27(2), 227-235.

Tinazzi, et al., 2013. Pisa syndrome in Parkinson's disease: an electrophysiological and imaging study. *Journal of Neurology*, 260(8), 2138-2148.

Tinazzi, et al., 2016. Pisa syndrome in Parkinson's disease: an integrated approach from pathophysiology to management. *Movement Disorder*, 31(12), p. 1785–1795.

Tinazzi, et al., 2019. Postural Abnormalities in Parkinson's Disease: An Epidemiological and Clinical Multicenter Study. *Movement disorders clinical practice*, 6(7), 576-585.

Tramonti, et al., 2017. Gait dynamics in Pisa syndrome and Camptocormia : The role of stride length and hip kinematics. *Gait & posture*, 57, 130-135.

Vicon, s.d. Vicon. [Online] - Available at: https://www.vicon.com.

Wheeler, A.J., Ganji, A.R., 2010. Introduction to Engineering Experimentation. Third Edition. *Pearson Education Publishing House*, pp. 244-249.

White III, Augustus A., and Monohar M. Panjabi., 1990. "Clinical biomechanics of the spine."

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.

Yao, et al., 2020. Gait Characteristics and Brain Activity in Parkinson's Disease with Concomitant Postural Abnormalities. *Aging and disease*, 11(4), 791.

Zangla, Lombardo, Cataldo, Traina, 2012. Sagittal alignment of spine regulated by pelvic incidence: a review. 155-164.

ZygoteBody, s.d. Zygote Body 3D Anatomy Online Visualizer - Human Anatomy. [Online] - Available at: https://www.zygotebody.com.

Appendice A

Soggetto F02: parametri spazio-temporali

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.69 ± 0.07	0.9 ± 0.08	+30.43 %
Cadenza (passo/min)	54.63 ± 4.47	60.09 ± 4.78	+10 %
Tempo del passo (s)	1.10 ± 0.08	1 ± 0.08	-9.1 %
Lunghezza del passo (s)	$0.76 \pm 0.0.$	0.90 ± 0.03	+18.42 %
Larghezza del passo (m)	0.08 ± 0.01	0.06 ± 0.01	-25 %

Tabella A-1 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto F02 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.55 ± 0.05	0.55 ± 0.04	0.53 ± 0.04	0.5 ± 0.03	-3.6 %	-9.1 %
Lunghezza emipasso (s)	0.33 ± 0.02	0.43 ± 0.02	0.42 ± 0.01	0.48 ± 0.02	+27.3 %	+11.6 %
Durata fase di appoggio (% GC)	62.63 ± 1.23	61.77 ± 1.35	59.3 ± 2.2	60 ± 0.5	-5.3%	-2.86 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	38.33 ± 1.52	37.92 ± 1.52	40.6 ± 1.25	38.65 ± 1.66	+5.9 %	+1.9 %
Singolo supporto (% GC)	37.92 ± 1.52	38.33 ± 1.52	38.65 ± 1.66	40.6 ± 1.25	+1.9 %	+5.9 %
Doppio supporto (% GC)	24.72 ± 0.59	23.18 ± 0.42	20.66 ± 3	19.44 ± 1.7	-16.4 %	-16 %
Indice di simmetria	1.01 ± 0.04	0.99 ± 0.04	0.99 ± 0.03	1.01 ± 0.03	- 1.98 %	+2 %

Tabella A-2 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto F02 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

Soggetto M02: parametri spazio-temporali

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.51 ± 0.03	0.42 ± 0.08	- 17.65 %
Cadenza (passo/min)	57.18 ± 2.22	48.82 ± 5.29	-14.62 %
Tempo del passo (s)	1.05 ± 0.04	1.24 ± 0.14	+18.1 %
Lunghezza del passo (s)	0.54 ± 0.02	0.51 ± 0.05	- 5.55 %
Larghezza del passo (m)	0.08 ± 0.01	0.08 ± 0.01	0 %

Tabella A-3 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto M02 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.56 ± 0.05	0.49 ± 0.02	0.66 ± 0.10	0.59 ± 0.06	+17.86 %	+20.41 %
Lunghezza emipasso (s)	0.28 ± 0.003	0.26 ± 0.02	0.25 ± 0.03	0.26 ± 0.03	-10.71 %	0 %
Durata fase di appoggio (% GC)	66.37 ± 1.33	70.87 ± 1.63	71.4±3.28	72.49 ± 4.6	+7.58 %	+2.29 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	26.55 ± 8.34	26.60 ± 4.8	27.11 ± 4.8	24.18 ± 3.94	+2.11 %	-9.09 %
Singolo supporto (% GC)	26.60 ± 4.78	26.55 ± 8.34	24.18 ± 3.94	27.11 ± 4.8	-9.09 %	+2.11 %
Doppio supporto (% GC)	48.21 ± 15.58	47.31 ± 13.27	50.95 ± 11.45	49.87 ± 11.24	+5.58 %	+5.41 %
Indice di simmetria	0.94 ± 0.04	1.07 ± 0.05	0.99 ± 0.07	1.01 ± 0.07	+5.31 %	-5.6 %

Tabella A-4 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M02 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

Soggetto M03: parametri spazio-temporali

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.48 ± 0.01	0.58 ± 0.04	+20.83 %
Cadenza (passo/min)	42.94 ± 0.06	45.68 ± 1.91	+6.38 %
Tempo del passo (s)	1.40 ± 0.01	1.32 ± 0.06	-5.71 %
Lunghezza del passo (s)	0.68 ± 0.02	0.76 ± 0.03	+11.76 %
Larghezza del passo (m)	0.08 ± 0.02	0.07 ± 0.02	-12.5 %

Tabella A-5 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto M03 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.70 ± 0.02	0.69 ± 0.03	0.66 ± 0.04	0.66 ± 0.02	-5.71 %	-4.35 %
Lunghezza emipasso (s)	0.32 ± 0.01	0.36 ± 0.003	0.35 ± 0.02	0.41 ± 0.01	+9.38 %	+13.9 %
Durata fase di appoggio (% GC)	68.43 ± 2.26	68.51 ± 0.86	65.21 ± 0.98	67.03 ± 1.83	-4.71 %	-2.16 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	32.01 ± 1.76	31.14 ± 0.82	34.87 ± 1.23	33.37 ± 1.73	+8.93 %	+7.16 %
Singolo supporto (% GC)	31.14 ± 0.82	32.01 ± 1.76	33.37 ± 1.73	34.87 ± 1.23	+7.16 %	+8.93 %
Doppio supporto (% GC)	37.45 ± 1.87	36.50 ± 1.41	32.08 ± 1.49	32.13 ± 1.47	-14.34 %	-11.97 %
Indice di simmetria	0.99 ± 0.04	1 ± 0.04	0.97 ± 0.04	1.03 ± 0.04	-2.02 %	+3 %

Tabella A-6 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M03 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

Soggetto M04: parametri spazio-temporali

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.91 ± 0.03	0.93 ± 0.03	+2.2 %
Cadenza (passo/min)	51.65 ± 1.23	52.33 ± 1.18	+1.32 %
Tempo del passo (s)	1.16 ± 0.03	1.15 ± 0.03	-0.86 %
Lunghezza del passo (s)	1.05 ± 0.02	1.07 ± 0.01	+1.90 %
Larghezza del passo (m)	0.17 ± 0.01	0.19 ± 0.01	+11.76 %

Tabella A-7 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto M04 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.54 ± 0.02	0.62 ± 0.02	0.55 ± 0.01	0.60 ± 0.02	+1.85 %	-3.23 %
Lunghezza emipasso (s)	0.52 ± 0.01	0.53 ± 0.01	0.53 ± 0.01	0.53 ± 0.01	+1.92 %	0 %
Durata fase di appoggio (% GC)	64.17 ± 1.50	62.83 ± 1.67	64.52 ± 0.91	64.94 ± 1.51	+0.55 %	+3.36 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	35.83 ± 1.38	37.83 ± 1.24	35.13 ± 1.19	34.9 ± 1.13	-1.95 %	-7.75 %
Singolo supporto (% GC)	37.83 ± 1.24	35.83 ± 1.38	34.90 ± 1.13	35.13 ± 1.19	-7.75 %	-1.95 %
Doppio supporto (% GC)	26.37 ± 1.96	27.10 ± 2.41	29.62 ± 0.53	29.94 ± 0.54	+12.32 %	+10.48 %
Indice di simmetria	1.02 ± 0.03	0.98 ± 0.03	0.99 ± 0.04	1 ± 0.04	-2.94 %	+2.04 %

Tabella A-8 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M04 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

Soggetto M05: parametri spazio-temporali

PARAMETRI SPAZIO TEMPORALI GLOBALI	PRE TOSSINA	POST TOSSINA	Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$
Velocità di cammino (m/s)	0.38 ± 0.02	0.43 ± 0.04	+13.16 %
Cadenza (passo/min)	43.64 ± 1.02	44.74 ± 1.07	+2.52 %
Tempo del passo (s)	1.38 ± 0.03	1.34 ± 0.03	-2.90 %
Lunghezza del passo (s)	0.53 ± 0.04	0.58 ± 0.04	+9.43 %
Larghezza del passo (m)	0.11 ± 0.01	0.11 ± 0.004	0 %

Tabella A-9 *Parametri spazio-temporali globali del soggetto M05 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*

PARAMETRI DIFFERENZIATI	PRE TOSSINA		POST TOSSINA		Variazione % = $\left(\frac{Post - Pre}{Pre}\right) \cdot 100$	
	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale	Lato deviazione	Lato controlaterale
Tempo emipasso (s)	0.63 ± 0.01	0.74 ± 0.02	0.64 ± 0.01	0.70 ± 0.03	+1.59 %	-5.41 %
Lunghezza emipasso (s)	0.28 ± 0.01	0.24 ± 0.03	0.32 ± 0.02	0.26 ± 0.03	+14.29 %	+8.33 %
Durata fase di appoggio (% GC)	71.28 ± 1.26	66.76 ± 0.50	68.58 ± 1.17	67 ± 1.65	-3.79 %	+0.36 %
Durata fase di pendolamento (% GC)	28.47 ± 0.8	32.48 ± 1.85	30.85 ± 1.02	33.15 ± 1.34	+8.36 %	+2.06 %
Singolo supporto (% GC)	32.48 ± 1.85	28.47 ± 0.81	33.15 ± 1.34	30.85 ± 1.02	+2.06 %	+8.36 %
Doppio supporto (% GC)	38.82 ± 0.96	38.29 ± 1.12	35.73 ± 1.64	35.99 ± 1.87	-7.96 %	-6 %
Indice di simmetria	1.07 ± 0.03	0.94 ± 0.02	1.02 ± 0.02	0.98 ± 0.02	-4.67 %	+4.26 %

Tabella A-10 *Parametri spazio-temporali differenziati del soggetto M05 calcolati durante il cammino, pre e post trattamento.*