



**Politecnico
di Torino**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica
A.a. 2020/2021
Sessione di Laurea luglio 2021

Prestazioni biomeccaniche in soggetti con artroprotesi di ginocchio in attività quotidiane

RELATORE:

Prof.ssa Laura GASTALDI

CO-RELATORI:

Prof.ssa Elisa PANERO

Prof Alessandro BISTOLFI

CANDIDATO:

Jacopo PICONE

Sommario

ABSTRACT.....	1
ABSTRACT (English).....	4
Introduzione	7
1. Anatomia e biomeccanica del ginocchio	10
1.1 L'articolazione del ginocchio	10
1.2 Asse meccanico e asse anatomico per il ginocchio	12
1.3 Assi e piani anatomici.....	12
1.4 I movimenti del ginocchio	14
1.5 Le deformazioni del ginocchio.....	17
1.6 I movimenti nella quotidianità	17
2. Disturbi dell'articolazione e protesi di ginocchio.....	19
2.1 La gonartrosi	19
2.2 Protesi totale di ginocchio.....	20
2.3 Tipologie di protesi.....	22
2.3.1 Protesi postero-stabilizzata	22
2.3.2 Protesi con conservazione del legamento crociato posteriore	23
2.3.3 Protesi vincolate.....	23
2.3.4 Protesi con conservazione di entrambi i crociati	24
3. Analisi del movimento.....	25
3.1 Analisi del cammino	25

3.2 Il ciclo del passo	26
3.2.1 Le fasi del passo.....	27
3.3 Muscolatura coinvolta dell'arto inferiore	28
3.3.1 I muscoli della coscia.....	29
3.3.2 I muscoli della gamba	30
3.4 Parametri spazio-temporali	31
3.5 Il sistema stereofotogrammetrico.....	33
3.6 Piattaforme dinamometriche.....	35
3.7 Elettromiografia	37
4. Studio sperimentale.....	38
4.1 Analisi in letteratura.....	39
4.2 Protocollo di analisi per pazienti con protesi totale di ginocchio	45
4.2.1 Caratteri generali dello studio: obiettivi	45
4.2.2 Popolazione – dati demografici paziente	45
4.2.3 Timetable	47
4.2.4 Analisi funzionale del movimento	47
4.2.5 Strumentazione	48
4.2.6 Parametri oggettivi.....	48
4.2.7 Punteggi clinici	52
4.2.8 Equilibrio e propriocezione	54
4.2.9 Parametri oggettivi.....	56

4.3	Sample size	57
5.	Metodologia.....	59
5.1	Selezione pazienti	59
5.2	Analisi dei dati.....	61
5.2.1	Protocollo di acquisizione dati.....	61
5.2.2	Strumentazione	64
5.2.3	Acquisizione ed elaborazione dei dati	67
5.3	Test funzionali scelti.....	68
5.3.1	Camminata su superficie piana	68
5.3.2	Sit-to-Stand	69
5.3.3	Posizione eretta con occhi aperti/chiusi su una superficie piana	70
6.	Risultati e discussioni	71
6.1	Valutazione clinica paziente	71
6.2	Cammino.....	72
6.2.1	Parametri spazio-temporali	72
6.2.2	Cinematica	77
6.2.3	Dinamica.....	84
6.3	Sit-to-Stand	96
6.3.1	Alzata sgabello.....	96
6.3.2	Seduta sgabello	99
6.3.3	Dinamica.....	101

6.4 Posizione eretta con occhi aperti/chiusi su superficie piana.....	104
7. Conclusioni	108
Bibliografia	111

INDICI TABELLE

Tabella 3-1 - Elenco dei parametri ricavati durante una gait analysis.....	33
Tabella 5-1 – Dati demografici pazienti	60
Tabella 5-2 – Set marker su arto inferiore	64
Tabella 6-1 - Parametri temporali e spaziali arto sano	74
Tabella 6-2 - Parametri temporali e spaziali arto operato.....	75
Tabella 6-3 - Parametri spazio-temporali	76
Tabella 6-4 – Legenda pazienti e gruppo controllo	77
Tabella 6-5 - Valori ROM ginocchio sano	82
Tabella 6-6 - Valori ROM ginocchio operato.....	83
Tabella 6-7 - Legenda pazienti e gruppo controllo.....	85
Tabella 6-8 – Valori forza reazione arto sano.....	89
Tabella 6-9 - Valori forza reazione arto operato.....	90
Tabella 6-10 - Cinematica alzata sgabello arto sano	97
Tabella 6-11 - Cinematica alzata sgabello arto operato.....	98
Tabella 6-12 - Cinematica seduta sgabello arto sano	100
Tabella 6-13 - Cinematica seduta sgabello arto operato.....	100

INDICI FIGURE

Figure 1.1 - L'articolazione del ginocchio [1]	10
Figure 1.2 - Asse meccanico e asse anatomico del femore [3].....	12
Figure 1.3 - Piani anatomici di riferimento [4].....	13
Figure 1.4 - Assi anatomici di riferimento [5].....	14
Figure 1.5 - Movimento di flessione-estensione del ginocchio [6]	14
Figure 1.6 - Fenomeno del rollback di ginocchio [8]	15
Figure 1.7 - rotazione interna-esterna-esterna [8].....	16
Figure 1.8 - Asse meccanico in ginocchia patologiche [11].....	17
Figure 2.1 - Artrosi del ginocchio del ginocchio [14]	20
Figure 2.2 - Protesi totale di ginocchio [15]	21
Figure 2.3 Protesi postero-stabilizzata [16]	22
Figure 2.4 - protesi crociate retaining [17]	23
Figure 2.5 - Protesi vincolata [18]	24
Figure 2.6 - protesi con conservazione di entrambi i crociati [19].....	24
Figure 3.1 - analisi del passo [24].....	27
Figure 3.2 - posizionamento angolare dell'articolazione durante il ciclo del passo (Ogrodzka [22])	28
Figure 3.3 - Muscoli della coscia [26]	30
Figure 3.4 - Muscoli della gamba [27]	31
Figure 3.5 - Telecamere ad infrarosso [28].....	34
Figure 3.6 - Markers passivi catarifrangenti per motion capture.....	34

Figure 3.7 - panoramica 3D del movimento ottenuto tramite sistema optoelettronico	35
Figure 3.8 - Pedana di forza [33]	36
Figure 3.9 - Elettrodi non invasivi EMG [34]	38
Figure 5.1 – Protocollo Plug In Gait [59] e applicazione su paziente	62
Figure 5.2 – Laboratorio Analisi del Movimento USU	64
Figure 5.3 – Telecamere ad infrarossi VICON	65
Figure 5.4 – Videocamera.....	65
Figure 5.5 – set di markers utilizzati.....	66
Figure 5.6 – Pedane di forza Kistler	66
Figure 5.7 – sonde EMG Wireless COMETA	66
Figure 5.8 – Prova statica soggetto e la sua ricostruzione biomeccanica	68
Figure 5.9 – Acquisizione prova cammino	69
Figure 5.10 – Successioni delle fasi del Sit-to-stand	70
Figure 6.1 – Valutazione clinica pazienti	72
Figure 6.2 - Cinematica 3D paziente 1	78
Figure 6.3 - Cinematica 3D paziente 2	79
Figure 6.4 - Cinematica 3D paziente 3	80
Figure 6.5 - Cinematica 3D paziente 4	81
Figure 6.6 - Andamento forza paziente CR 1	85
Figure 6.7 - Andamento forza paziente CR 2	86
Figure 6.8 - Andamento forza paziente PS 1	87

Figure 6.9 - Andamento forza paziente PS 2	87
Figure 6.10 – andamenti dinamica paziente 1	91
Figure 6.11 - Andamenti dinamica paziente 2	92
Figure 6.12 - Andamenti dinamica paziente 3	93
Figure 6.13 - Andamenti dinamica paziente 4	94
Figure 6.14 - Sit-to-Stand paziente 1	101
Figure 6.15 - Sit-to-Stand paziente 2	101
Figure 6.16 - Sit-to-Stand paziente 3	102
Figure 6.17 - Sit-to-Stand paziente 4	102
Figure 6.18 - Picchi forze Sit-to-Stand	103
Figure 6.19 – Andamento oscillazioni COP paziente 1	104
Figure 6.20 - Andamento oscillazioni COP paziente 2	105
Figure 6.21 - Andamento oscillazioni COP paziente 3	106
Figure 6.22 - Andamento oscillazioni COP	106

ABSTRACT

L'osteoartrosi del ginocchio è una patologia degenerativa invalidante che provoca limitazioni funzionali nei soggetti colpiti: essa rappresenta la più ricorrente forma di artrite, che si sviluppa principalmente con l'avanzare dell'età. L'intervento di artroplastica totale del ginocchio rappresenta il trattamento più efficace in ambito ortopedico nei casi di artrosi allo stadio terminale perché migliora la qualità della vita dei soggetti, restituisce la funzionalità dell'articolazione e favorisce la riduzione del dolore. Nel corso degli anni, tuttavia, un numero crescente di pazienti è rimasto insoddisfatto dall'intervento subito. Tale insoddisfazione è dovuta alla sensazione di perdita dell'equilibrio e della stabilità e al perdurare del dolore sull'articolazione. Per ovviare a ciò, recentemente, sono state studiate e sviluppate tipologie di protesi e metodologie di impianto differenti, con l'obiettivo di favorire il recupero della funzionalità fisiologica del ginocchio.

L'analisi strumentale del movimento fornisce, a tal proposito, un efficace supporto in ambito clinico perché permette di valutare lo stato del sistema muscolo-scheletrico durante lo svolgimento di movimenti caratteristici dell'attività quotidiana (cammino, salita/discesa delle scale, sit to stand, posizione statica) tramite la quantificazione di parametri biomeccanici e, di conseguenza, di osservare eventuali deficit del movimento. L'osservazione e la valutazione degli schemi del cammino, tramite Gait Analysis, in pazienti con osteoartrosi del ginocchio in fase pre-operatoria è utile per quantificare l'incapacità funzionale dell'arto legato alla specifica patologia rispetto all'arto controlaterale sano. In fase post-operatoria, può invece essere utilizzata, per monitorare l'evoluzione e il recupero dell'articolazione e per confrontare lo stato clinico del paziente prima e dopo l'operazione. Vista la variabilità delle tipologie di impianto di protesi totale di ginocchio, l'analisi strumentale del movimento diventa uno strumento fondamentale per delineare delle differenze nelle prestazioni biomeccaniche tra i diversi modelli, verificando quale approssima meglio la condizione fisiologica del ginocchio.

Il presente studio si inserisce in un progetto di collaborazione tra il Politecnico di Torino, il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Unità Spinale Unipolare dell'A.O.U Città della Salute e della Scienza di Torino e il dipartimento di

Ortopedia e Traumatologia Universitaria dell'A.O.U. Città della Salute e della Scienza di Torino.

L'obiettivo è la valutazione delle prestazioni biomeccaniche in funzione della tipologia di protesi utilizzata attraverso l'analisi strumentale del movimento.

L'analisi della letteratura ha permesso di avere una visione globale degli aspetti legati ad un'analisi del cammino, dei parametri di interesse clinico e delle considerazioni finali da fare quando si esegue un esame di questo tipo. Focalizzando l'attenzione su pazienti con osteoartrosi del ginocchio, sono state valutate le variazioni dei parametri cinematici e dinamici, in primo luogo, su uno stesso soggetto, rilevando le differenze biomeccaniche tra l'arto malato e l'arto controlaterale sano, per poi estendere la visione alla valutazione di gruppi di studio differenti, come pazienti sani e pazienti patologici, o confrontando pazienti con diverse tipologie di impianto protesico o con differenti tecniche di allineamento del ginocchio. L'interesse dello studio in letteratura è stato volto alla sfera riabilitativa del paziente al fine di valutare l'effettivo recupero e di capire in che modo si manifestano i cambiamenti degli schemi di equilibrio e propriocezione dopo l'intervento subito. Successivamente il progetto di tesi è proseguito con la stesura di un opportuno protocollo di valutazione, esaminando parametri oggettivi e soggettivi e focalizzando l'attenzione dello studio alla biomeccanica 3D degli arti inferiori, coinvolgendo l'articolazione di anca, ginocchio e caviglia, durante attività svolte nella quotidianità. Come studio preliminare, dal protocollo sono stati individuati alcuni task principali e i relativi parametri biomeccanici e, successivamente, sono stati eseguiti i test selezionati su un numero ridotto di pazienti. L'interesse degli studi è stato rivolto alla valutazione e al confronto di due gruppi di pazienti, a distanza di due anni dall'intervento, differenziati sulla base della tipologia di protesi impiantata: un gruppo contraddistinto dalla tipologia di impianto postero-stabilizzata, con la rimozione di entrambi i legamenti crociati, l'altro invece dalla tipologia cruciate-retaining, con la conservazione del legamento crociato posteriore.

A tal proposito, sono stati acquisiti e analizzati i dati del cammino di quattro pazienti, due per ogni gruppo di indagine, durante attività quali il cammino, l'alzata

e la seduta da una sedia (Sit-to-Stand) e una valutazione dell'equilibrio sia con gli occhi aperti sia con gli occhi chiusi.

L'acquisizione dei parametri cinematici è avvenuta mediante il sistema optoelettronico VICON (8 telecamere ad infrarosso Vicon Cometa a 120 Hz) e due pedane dinamometriche Kistler (1000 Hz). Tutti i dati sono stati rielaborati successivamente tramite codice MATLAB.

I risultati di questo studio, pur nella limitatezza del numero di soggetti esaminati, confermano le valutazioni già presenti in letteratura. I pazienti non hanno recuperato completamente gli schemi di movimento fisiologici, ma mostrano una flessione delle ginocchia e dell'anca già durante la fase di appoggio, che ne pregiudica la completa estensione, ed una riduzione della flessione sia dell'arto operato che dell'arto controlaterale in fase di pendolamento. Si ha inoltre un aumento del momento sull'arto non operato sul piano frontale durante il cammino, giustificabile come una situazione di adattamento alla condizione di dolore pre-operatoria, che potrebbe accelerare la condizione di osteoartrosi anche sull'arto sano. Tuttavia, durante la prova del cammino, la forza esercitata dagli arti sulle pedane di forza in fase di appoggio non hanno mostrato differenze significative. Per ciò che riguarda la prova di sit-to-stand due pazienti hanno mostrato un'asimmetria nel carico della forza, a svantaggio dell'arto non operato, mentre due pazienti hanno presentato gli andamenti delle forze confrontabili. Infine per la valutazione dell'equilibrio, i pazienti, seppur non mostrando visivamente difficoltà ad eseguire la prova, hanno evidenziato delle oscillazioni maggiori sia ad occhi aperti che ad occhi chiusi rispetto ai valori presentati in letteratura.

Tutti i pazienti sono stati capaci di eseguire i task proposti senza alcuna difficoltà o dolore, con nessuna differenza significativa nei parametri spazio-temporali del cammino, che implica che le abilità funzionali non sono collegate alla tipologia di impianto. In conclusione, i pazienti confermano i risultati già proposti in letteratura, con una velocità di progressione del cammino minore, una ridotta lunghezza del passo dovuta alla flessione delle ginocchia in fase di appoggio e un incremento del tempo di appoggio rispetto ai soggetti sani. Inoltre, durante la valutazione di equilibrio, la ricerca della stabilità è garantita con una maggiore oscillazione del corpo per le prove ad occhi aperti e ad occhi chiusi, mentre i pazienti recuperano

solo in parte la simmetria del carico sugli arti inferiori durante l'attività di sit-to-stand. Ulteriori studi sono necessari per valutare se esistono differenze significative tra le due tipologie di impianto analizzate durante i task proposti, prevedendo una valutazione pre-operatoria e post-operatoria e aumentando il sample size a disposizione, con associato un gruppo di controllo, con cui confrontare i risultati.

ABSTRACT (English)

Knee osteoarthritis is a disabling degenerative disease that causes functional limitations in affected individuals: it is the most common form of arthritis, which develops mainly with advancing age. Total knee arthroplasty is the most effective orthopaedic treatment for end-stage arthrosis because it improves quality of life, restores joint function and reduces pain. Over the years, however, an increasing number of patients have become unsatisfied with their surgery. This discontent is due to the feeling of loss of balance and stability and the persistence of pain in the joint. Recently, different types of prostheses and implantation methods have been researched and developed to improve the recovery of physiological knee function.

In this regard, instrumental motion analysis provides effective support in the clinical field because it allows the state of the musculoskeletal system to be assessed during the performance of typical daily living movements (walking, ascending/descending stairs, sit-to-stand, static position) by means of the quantification of biomechanical parameters and, consequently, to observe any possible movement deficits. The observation and evaluation of gait patterns, through Gait Analysis, in patients with knee osteoarthritis in the pre-operative phase is useful to quantify the functional disability of the limb related to the specific pathology compared to the healthy contralateral limb. In the post-operative phase, it can be used to monitor the evolution and recovery of the joint and to compare the clinical state of the patient before and after the operation. Due to the variability of total knee implant types, instrumental motion analysis becomes a fundamental tool for delineating differences in biomechanical performance between different models, verifying which one best approximates the physiological condition of the knee.

This study is part of a collaborative project between Politecnico di Torino, the Motion Analysis Laboratory of Unità Spinale Unipolare of A.O.U. Città della Salute e della Scienza of Torino and Orthopaedics and Traumatology Department of A.O.U. Città della Salute e della Scienza of Torino.

The aim is to assess biomechanical performance according to the type of prosthesis used through instrumental movement analysis.

The literature review provided an overview of the aspects related to gait analysis, the parameters of clinical interest and the final considerations to be made when performing such examination. Focusing on patients with knee osteoarthritis, the variations of kinematic and kinetic parameters were evaluated, firstly, on the same subject, noting the biomechanical differences between the diseased limb and the healthy contralateral limb, and then extending the view to the evaluation of different study groups, such as healthy and pathological patients, or comparing patients with different types of prosthetic implants or with different knee alignment techniques. The focus of the literature study was on the rehabilitation sphere of the patient to assess the actual recovery and to understand how changes in balance and proprioception patterns occur after the surgery. Subsequently, the thesis project proceeded with the drafting of an appropriate evaluation protocol, examining objective and subjective parameters, and focusing the study on the 3D biomechanics of the lower limbs, involving the hip, knee and ankle joints, during daily life activities. As a preliminary study, some main tasks and their biomechanical parameters were identified from the protocol, and then, the selected tests were performed on a small number of patients. The focus of the studies was on the evaluation and comparison of two groups of patients, two years after surgery, differentiated based on the type of prosthesis implanted: one group distinguished by the postero-stabilised type of implant, with both the cruciate ligaments removed, and the other one by the cruciate-retaining type, with the posterior cruciate ligament preserved.

For this purpose, gait data from four patients, two from each investigation group, were acquired and analysed during activities such as walking, Sit-to-Stand and a balance assessment with both eyes open and closed.

Kinematic parameters were acquired using VICON optoelectronic system (8 Vicon Cometa infrared cameras at 120 Hz) and two Kistler dynamometer platforms (1000 Hz). All data were subsequently reprocessed using MATLAB code.

The results of this study, despite the limited number of subjects examined, confirm the evaluations already present in the literature. The patients have not completely recovered the physiological movement patterns but show knees and hip flexion already during the stance phase, which compromises their complete extension, and less flexion of both operated limb and contralateral limb during the swing phase. There is also an increasing moment on the non-operated limb in the frontal plane during walking, which can be justified as an adaptation situation to the pre-operative pain condition, which could accelerate the osteoarthritic condition also on the healthy limb. However, during the walking test, the force exerted by the limbs on the force plates in the stance phase did not show significant differences. For the sit-to-stand test, two patients showed an asymmetry in the force load, to the disadvantage of the non-operated limb, while two patients presented comparable force patterns. Finally, for the evaluation of balance, the patients, although not visually showing difficulties in performing the test, showed greater swaying with both eyes open and closed than the values presented in the literature.

All patients were able to perform the proposed tasks without any difficulty or pain, with no significant difference in spatio-temporal gait parameters, implying that functional abilities are not related to implant type. In conclusion, the patients confirm the results already proposed in the literature, with a lower speed progression, a reduced stride length due to knee flexion during stance and an increase in stance time compared to healthy subjects. Furthermore, during the balance assessment, the search for stability is ensured with increased body sway for the open-eye and closed-eye trials, whereas patients only partially recover the symmetry of the load on the lower limbs during the sit-to-stand task. Further studies are needed to assess whether there are significant differences between the two types of implant analysed during the proposed tasks, including a pre-operative and post-operative evaluation and increasing the sample size available, with an associated control group, to compare the results.

Introduzione

L'artroplastica totale del ginocchio rappresenta l'intervento più efficace per i pazienti con osteoartrosi del ginocchio avanzata, mirando alla ricostruzione delle superfici articolari. Grazie al miglioramento dei biomateriali impiantati e alla presenza di differenti tipologie di protesi in commercio, si riesce a ridurre il dolore e a restituire la mobilità necessaria per svolgere le attività di vita quotidiana. Tra i design di protesi più utilizzati si trovano la protesi postero-stabilizzata (PS) e la protesi con ritenzione del crociato (CR), che si differenziano, nel primo caso, dall'assenza dei legamenti crociati anteriore e posteriore, mentre nel secondo caso, dalla presenza del solo legamento crociato posteriore. Lo scopo di questo studio è di confrontare le prestazioni biomeccaniche offerte dalle due tipologie di impianto attraverso l'analisi strumentale del movimento durante attività quotidiane.

L'analisi del movimento umano è uno strumento di supporto in ambito clinico perché permette di ottenere informazioni quantitative relative alla biomeccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di una attività motoria. In questo senso l'analisi strumentale del movimento consente di individuare eventuali limitazioni funzionali come conseguenza di una patologia, di supportare la pianificazione di un trattamento riabilitativo o verificare l'evoluzione del recupero funzionale di un arto.

Da una revisione della letteratura si è riscontrato che molti studi si soffermano sull'analisi cinematica 3D del cammino per confrontare le differenze legate alle prestazioni biomeccaniche delle tipologie di protesi, mentre sono pochi gli studi che si soffermano sull'analisi cinematica e dinamica di attività diverse dal cammino e sulla valutazione del recupero della stabilità dopo l'intervento di protesi totale al ginocchio. Sulla base di queste considerazioni, è stato stilato un proprio protocollo di valutazione che racchiudesse tutti i parametri oggettivi e soggettivi e le possibili attività di vita quotidiana da sottoporre ai pazienti durante lo studio. Successivamente sono stati selezionati alcuni task e parametri biomeccanici di interesse clinico e sono state effettuati tali test su un numero limitato di pazienti.

La seguente tesi è così suddivisa: nel primo capitolo viene descritta l'anatomia e la biomeccanica del ginocchio, per comprendere i meccanismi e i movimenti

fisiologici, i movimenti cui è sottoposta l'articolazione nella vita quotidiana e le possibili deformazioni dell'articolazione stessa.

Il secondo capitolo descrive i disturbi che causano l'intervento di artroplastica totale del ginocchio e sono presentate le caratteristiche delle tipologie di impianto di protesi del ginocchio in commercio.

Nel terzo capitolo viene presentata l'analisi del movimento, facendo una panoramica sull'analisi del cammino, sulla descrizione delle fasi con cui può essere suddiviso e vengono presentati i parametri spazio-temporali individuati quando si esegue un esame di questo genere. Di seguito viene fatta una breve menzione dei muscoli degli arti inferiori che intervengono durante l'esecuzione del movimento e viene fatta una panoramica sulla strumentazione che si utilizza solitamente durante l'analisi del movimento, per acquisire le informazioni necessarie all'ambito clinico.

Il quarto capitolo prevede l'esposizione dello studio sperimentale, partendo dall'analisi dei documenti in letteratura, che è servita per poter stilare il proprio protocollo di indagine. Viene fatta menzione anche all'analisi statistica, introducendo le variabili necessarie per il calcolo del sample size.

Nel quinto capitolo viene proposta una panoramica della metodologia che è stata portata avanti durante lo studio sperimentale. Si parte con la presentazione dei dati demografici dei pazienti che sono stati analizzati, si descrive la strumentazione presente all'interno dei laboratori dell'USU che ha permesso l'acquisizione e l'elaborazione dei dati. Viene successivamente descritta la modalità di esecuzione dei task selezionati dal protocollo per essere sottoposti ai pazienti.

Nel sesto capitolo vengono presentati i risultati e le discussioni dello studio effettuato sui quattro pazienti, suddivisi in base al tipo di attività eseguita. Sono illustrati i valori medi dei parametri raccolti, rapportando le differenze in parte rispetto ai dati selezionati dalla letteratura e, in parte, rispetto ad un soggetto campione giovane sano.

Il settimo capitolo prevede le conclusioni dello studio.

La limitatezza dei pazienti non permette di delineare differenze nelle prestazioni biomeccaniche tra i modelli di protesi, ma evidenzia l'eventuale recupero dell'arto

operato a due anni di distanza dall'intervento di artroplastica totale del ginocchio rispetto all'arto controlaterale sano e rispetto ad un soggetto utilizzato come gruppo di controllo, durante attività di vita quotidiana.

1. Anatomia e biomeccanica del ginocchio

All'interno di questo capitolo viene presentata la struttura e la biomeccanica del ginocchio.

1.1 L'articolazione del ginocchio

L'articolazione del ginocchio è una struttura complessa e robusta posta in posizione intermedia tra la coscia e la gamba, definita anche come una trocleoartrosi, o articolazione a cerniera, dal momento che è presente una cresta che limita il movimento ad una sola direzione. La sua importanza all'interno del corpo umano è tale da ricoprire un ruolo chiave nell'ambito della *mobilità* e della *stabilità*: infatti il ginocchio è in grado di fornire una elevata stabilità nella fase di completa estensione, ovvero nell'istante in cui l'articolazione è sottoposta a maggior stress meccanico, e, nella fase di flessione, dove permette la mobilità necessaria a consentire il movimento del corpo. I segmenti ossei che compongono tale articolazione sono tre (Figura 1.1): il femore, la rotula e la tibia.

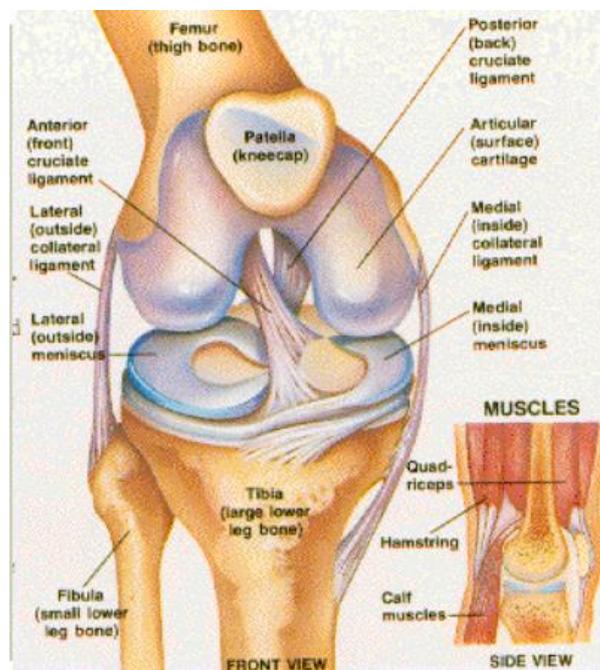


Figure 1.1 - L'articolazione del ginocchio [1]

Il femore è l'osso lungo della *coscia* che si articola prossimalmente con l'articolazione dell'anca e distalmente con l'articolazione del ginocchio, in particolare con tibia e perone. La tibia è l'osso lungo della *gamba* che, insieme al

perone, o fibula, si interpone prossimalmente con l'articolazione del ginocchio e distalmente con l'articolazione della caviglia.

Dal punto di vista fisiologico il ginocchio è una struttura che si compone a sua volta di due articolazioni: l'articolazione tibio-femorale e l'articolazione femoro-rotulea. All'interno dell'articolazione tibio-femorale si trovano il condilo laterale e il condilo mediale, protuberanze arrotondate presenti all'estremità distale del femore che permettono a tale osso di appoggiarsi alla tibia. La loro differenza di forma è tale che il condilo laterale assume una geometria piatta, al contrario di quello mediale che è più arrotondata. I condili femorali poggiano su alloggi corrispondenti del piatto tibiale tramite i legamenti crociati, anteriore e posteriore, e i legamenti collaterali, mediale e laterale, formando appunto l'articolazione tibio-femorale. Il legamento crociato anteriore (LCA) e il legamento crociato posteriore (LCP) sono strutture che forniscono rispettivamente resistenza alle forze dirette anteriormente e posteriormente al ginocchio [2]. La stabilità del ginocchio sul piano frontale è offerta invece dal legamento collaterale laterale (LCL), per ciò che concerne le sollecitazioni in varo, e dal legamento collaterale mediale (LCM), resistente alle sollecitazioni in valgo. Inoltre tra tibia e femore si interpone il menisco, una struttura fibro-cartilaginea che assicura la congruenza tra le superfici che vengono a contatto, ma principalmente ha la funzione di ammortizzare i carichi e le sollecitazioni che si presentano ciclicamente sull'articolazione, permettendo una distribuzione più omogenea. Tale articolazione svolge il ruolo di trasmettere il peso corporeo dal femore alla tibia e genera forze di reazioni articolari pari a tre volte il peso corporeo durante il cammino.

Per quanto riguarda l'articolazione femoro-rotulea si compone appunto del femore e della rotula, o patella, un osso sesamoide collocato nella parte anteriore del ginocchio che garantisce l'estensione della gamba e fornisce dei punti di aggancio per i tendini dei muscoli del quadricipite della coscia. Attraverso il legamento patellare si ottiene il collegamento della rotula con la tibia. L'articolazione femoro-rotulea ricopre un ruolo importante nella flessione-estensione del ginocchio poiché stabilizza l'articolazione stessa, interviene per aumentare il braccio di leva del meccanismo estensore e potenzia il quadricipite femorale, che opera la forza necessaria per generare il movimento .

Il ginocchio risponde principalmente a carichi di compressione ed ha caratteristiche meccaniche tali da garantire stabilità durante tutte le fasi del cammino, dal momento in cui si poggia il piede fino al periodo di pendolamento, per l'avanzamento dell'arto.

1.2 Asse meccanico e asse anatomico per il ginocchio

A seguito di questa panoramica sull'articolazione del ginocchio è possibile definire ora i due assi principali (Figura 1.2) che passano attraverso il femore, noti come:

- *Asse meccanico*: è riferito alla linea che collega il centro della testa del femore con il centro del ginocchio;
- *Asse anatomico*: è riferito alla linea che passa per il centro della diafisi del femore e si collega con il centro del ginocchio. Rispetto all'asse meccanico forma un angolo di 6° in valgo.

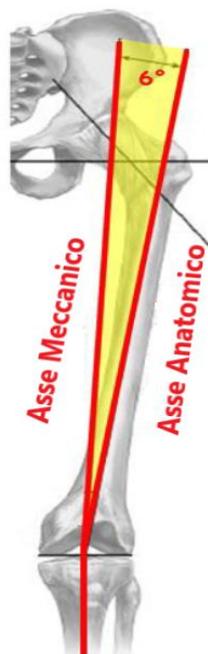


Figure 1.2 - Asse meccanico e asse anatomico del femore [3]

1.3 Assi e piani anatomici

Prima di passare in rassegna i movimenti fisiologici che contraddistinguono il ginocchio è necessario descrivere i piani e gli assi anatomici all'interno dei quali si muove l'articolazione. A partire dalla posizione anatomica di riferimento, ossia la

posizione in cui un soggetto ha il corpo eretto, con i talloni uniti, le braccia distese e i palmi delle mani rivolte in avanti, si definiscono tre piani anatomici (Figura 1.3):

- **Piano sagittale (o mediale):** piano verticale che attraversa il centro del corpo, individuando una metà destra e una metà sinistra. Il movimento che si esegue è di flesso-estensione.
- **Piano frontale (o coronale):** piano verticale parallelo alla fronte che individua una metà anteriore e una metà posteriore del corpo. Il movimento che si esegue è di adduzione-abduzione.
- **Piano trasversale:** piano perpendicolare ai due precedenti che individua una metà superiore e una metà inferiore del corpo. Il movimento che si esegue è di rotazione interna/esterna.

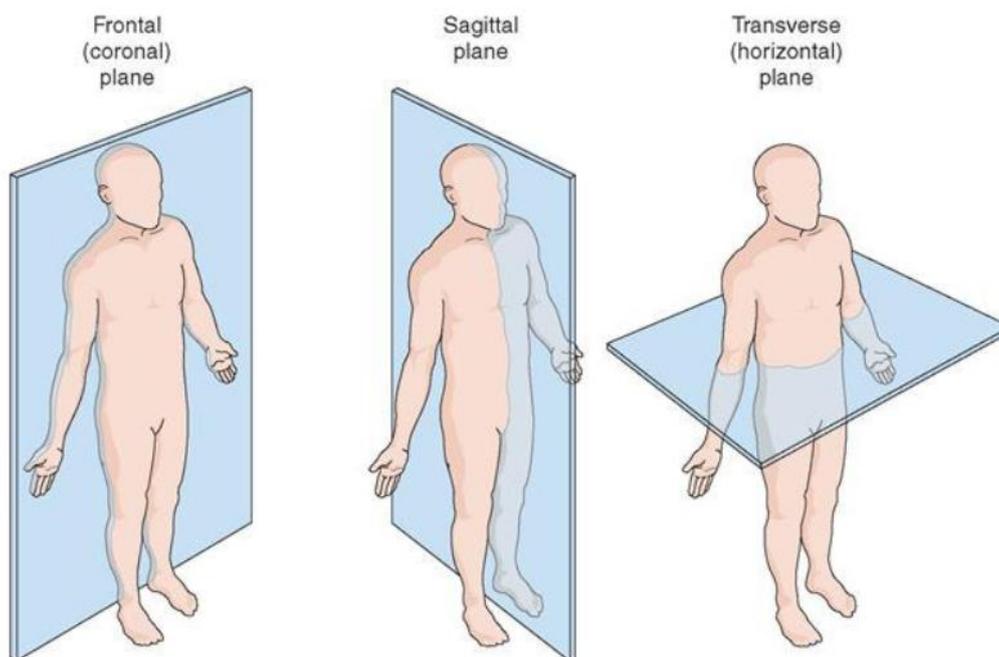


Figure 1.3 - Piani anatomici di riferimento [4]

Per quanto concerne invece gli assi anatomici (Figura 1.4), questi sono perpendicolari a ciascuno dei piani anatomici e si dividono in:

- **Asse longitudinale:** è perpendicolare al piano trasversale ed è l'asse attorno al quale avvengono i movimenti di rotazione degli arti.
- **Asse trasversale:** è perpendicolare al piano sagittale ed è l'asse attorno al quale avvengono i movimenti di flesso-estensione.

- **Asse antero-posteriore:** è perpendicolare al piano frontale ed è l'asse attorno al quale avvengono i movimenti di abduzione/adduzione degli arti.

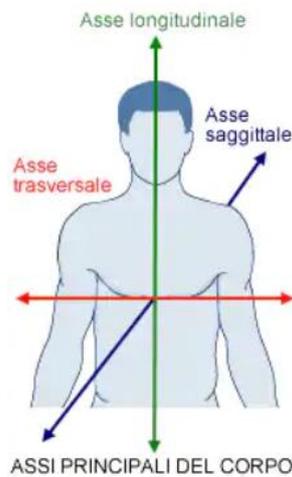


Figure 1.4 - Assi anatomici di riferimento [5]

1.4 I movimenti del ginocchio

Nella seguente sezione verranno presentati i movimenti che il ginocchio può compiere e successivamente verrà fatta una panoramica sui movimenti che un soggetto può compiere nella vita quotidiana. I movimenti del ginocchio sono tre: flessione-estensione, abduzione-adduzione, rotazione interna-esterna.

Movimento di flessione-estensione

Il movimento principale del ginocchio è la flessione-estensione (Figura 1.5).

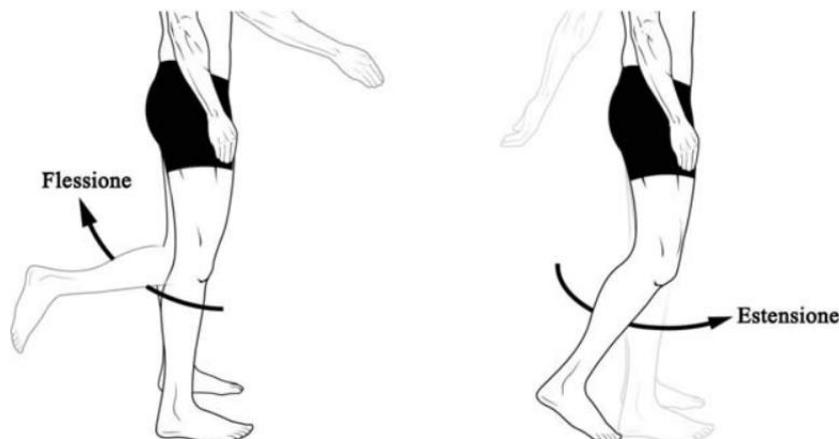


Figure 1.5 - Movimento di flessione-estensione del ginocchio [6]

Tale movimento fisiologico ha un range che va da 0° a 140°, ottenibile tramite la sola azione muscolare e in funzione della posizione dell'anca. Per la normale attività quotidiana è necessario un intervallo di moto più ristretto, da 0° a 117°, mentre durante la deambulazione l'ampiezza del movimento è pari a 15°- 20°, tuttavia nel momento in cui ci siano limitazioni al movimento del ginocchio il deficit viene compensato dall'aumento di movimento delle altre articolazioni ad esso connesse. Durante la flessione-estensione tra le facce articolari si verifica un movimento di rotolamento e scivolamento, noto come movimento di roll-back (Figura 1.6) [7], tale per cui il femore evita di rotolare fuori dal piatto tibiale posteriormente all'aumentare della flessione. Questo è possibile grazie all'intervento dei legamenti crociati che impediscono e prevengono un rotolamento eccessivo e dalla geometria dei condili femorali. A partire dalla massima estensione il condilo inizia a rotolare senza strisciare, dopo di che lo scivolamento diventa predominante e, al termine della flessione, il condilo scivola senza rotolare. La condizione simultanea del moto di roto-scivolamento dei condili è necessaria dal momento che se vi fosse un movimento di rotolamento puro (Figura 1.6 - A), lo spostamento relativo dei condili femorali durante la fase di rotolamento risulterebbe maggiore dello spazio concesso dal piatto tibiale e ciò comporterebbe la lussazione posteriore dell'epifisi femorale. Nella condizione di scivolamento puro invece (Figura 1.6 - B) i condili femorali andrebbero ad impattare contro il piatto tibiale, impedendo di raggiungere la massima flessione.

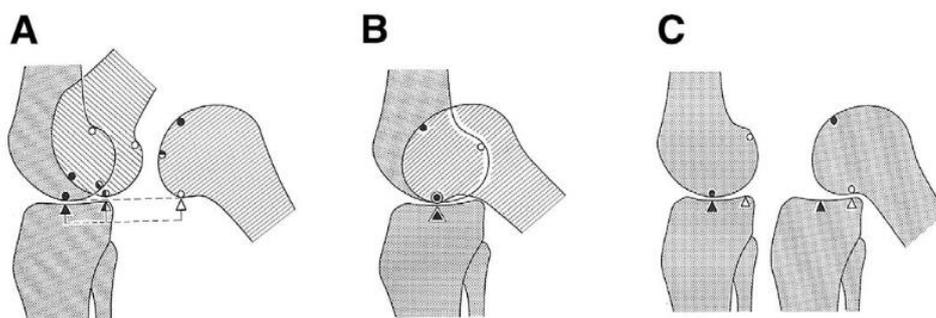


Figure 1.6 - Fenomeno del rollback di ginocchio [8]

Risulta chiaro così che il centro di istantanea rotazione non rimane fisso durante tutto il movimento di flessione-estensione, ma trasla lungo una traiettoria semicircolare. Infine è stato notato come il movimento di rotolamento risulti essere differente per i condili [9]: il condilo mediale ha un movimento di rotolamento nei

primi 10°-15° di flessione, mentre il condilo laterale prosegue fino ai 20° di flessione.

Movimento di rotazione interna-esterna

La rotazione interna-esterna (Figura 1.7) [10] dipende dal posizionamento dell'articolazione nel piano sagittale: infatti quando il ginocchio è completamente disteso, la rotazione è impedita dall'incastro tra il condilo femorale mediale e il piatto tibiale, più nel dettaglio è limitata dall'azione dei legamenti crociati, mentre risulta essere massima per una flessione di 90° per la quale la rotazione interna risulta pari a 0°- 30° e la rotazione esterna è pari a 0°- 45°.

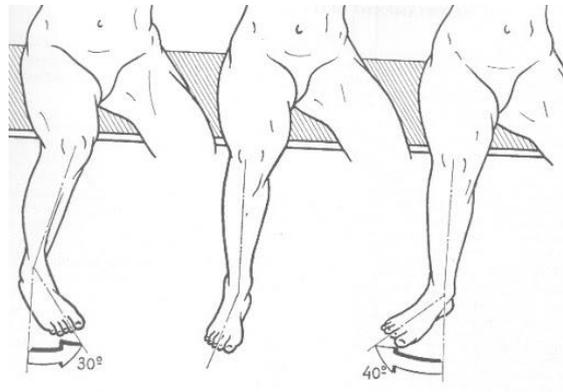


Figure 1.7 - rotazione interna-esterna-esterna [8]

In linea generale l'ampiezza della rotazione del ginocchio dipende da quanto sia flessa l'anca, di conseguenza ad una rotazione maggiore segue una flessione maggiore dell'anca.

Movimento di adduzione – abduzione

A livello fisiologico il ginocchio non possiede questo grado di libertà, ma anche in questo caso il movimento è influenzato dalla flessione nel piano sagittale: una estensione completa impedisce quasi interamente il moto in un piano frontale, mentre risulta essere massimo per una flessione di 30°. Si noti come all'aumentare della flessione il moto nel piano frontale diminuisca per la presenza dei tessuti molli.

1.5 Le deformazioni del ginocchio

Sono possibili due tipi di deformazioni muscolo-scheletriche del ginocchio, note come ginocchio varo e ginocchio valgo, che si riflettono direttamente su una variazione dell'asse meccanico (Figura 1.8). Il ginocchio *varo* è un tipo di deformazione in cui le gambe tendono ad assumere una forma ad "O" o a parentesi, e si verifica che l'osso si addensa nella parte mediale e si riassorbe nella parte laterale. La tibia e il femore formano un angolo ottuso aperto medialmente, di conseguenza l'asse meccanico è spostato verso l'interno dell'articolazione. Al contrario il ginocchio *valgo* tende a far assumere alle gambe una forma a "X": in questo caso la tibia e il femore formano un angolo ottuso aperto lateralmente, il compartimento esterno del ginocchio risulta essere maggiormente sollecitato e l'asse meccanico è spostato verso l'esterno dell'articolazione.



Figure 1.8 - Asse meccanico in ginocchia patologiche [11]

1.6 I movimenti nella quotidianità

Una volta passati in rassegna i possibili movimenti del ginocchio che derivano dalla fisiologica è opportuno focalizzare l'attenzione anche sulle diverse attività quotidiane in cui le differenti parti del corpo possono essere coinvolte, con particolare attenzione agli arti inferiori. L'importanza di questo aspetto nasce dall'esigenza di osservare, nel corso del tempo, le variabili che possono incidere ed

accelerare la condizione di osteoartrosi del ginocchio, che possono impattare nella progressione della malattia dell'arto controlaterale, di studiare il modo con cui la patologia si rifletta sulla muscolatura circostante e le possibili strategie di prevenzione della malattia. Lo studio è stato già affrontato da Komnik et al. [12], attraverso un'attenta revisione dei documenti presenti in letteratura sull'analisi del cammino di pazienti in seguito ad intervento di artroplastica del ginocchio. L'obiettivo di questa revisione era identificare, oltre alla camminata in piano, le attività fisiche che imponessero uno sforzo maggiore nelle persone, quali la salita e la discesa delle scale, un piegamento, l'alzarsi e il sedersi dalla sedia o attività di carattere sportivo, per rilevare le anomalie cinematiche e dinamiche nel cammino. Risulta così evidente come l'articolazione del ginocchio sia particolarmente soggetta a diverse sollecitazioni nel corso di una giornata e preservarne una buona salute è una condizione necessaria per poter svolgere azioni routinarie. Condizioni di instabilità possono influenzare negativamente lo stile di vita di una persona, soprattutto se dovessero sfociare in condizioni patologiche dell'articolazione, che portano inevitabilmente a dei cambiamenti negli schemi di movimento cinematici e dinamici del cammino. Una diminuzione della velocità nella camminata, della lunghezza del passo, dell'escursione del ginocchio durante la fase di appoggio, dei momenti delle forze applicate al ginocchio, debolezza muscolare nei quadricipiti, co-contrazioni dei muscoli posteriori della gamba e modelli di compensazione della forza esercitata sull'articolazione non colpita sono alcune delle più importanti conseguenze di una grave condizione di osteoartrosi del ginocchio.

Secondo Komnik [12] sono necessarie valutazioni diverse dalla semplice camminata nei pazienti con ginocchio artrosico per rilevare possibili manovre di compensazione del carico che non si riscontrano nel cammino in piano. Ad evidenza di questa attività come la salita e la discesa delle scale sono analizzate con maggiore interesse, dal momento che possono comportare delle sollecitazioni particolarmente importanti sull'articolazione di ginocchio e proprio per la criticità del movimento, possono essere un fattore decisivo nella determinazione delle disfunzioni del passo in persone patologiche. La camminata su un piano inclinato è un'altra attività attraverso cui è possibile riscontrare un'alterazione della locomozione rispetto alla camminata in piano: dal punto di vista cinematico è stato notato un aumento in flessione dell'anca, del ginocchio e della caviglia in fase di

appoggio, mentre dal punto di vista dinamico, è necessaria l'applicazione di momenti maggiori sulle tre articolazioni precedentemente citate, come conseguenza del fatto che il centro di massa è posizionato anteriormente, con aumento dell'ampiezza di estensione.

Inoltre, l'attenzione verso le diverse azioni della vita quotidiana ha permesso l'estensione dello studio all'osservazione dell'attività muscolare dell'articolazione del ginocchio. La camminata sul piano inclinato ha evidenziato in soggetti patologici la tendenza a generare meno potenza articolare sulla caviglia rispetto a soggetti più giovani e sani, compensando questa debolezza con l'aumento dell'attivazione dei muscoli dell'anca. Una situazione differente invece viene dimostrata nella situazione di un cammino in discesa, dove il momento di estensione del ginocchio tende ad aumentare e il fabbisogno di potenza meccanica è sei volte maggiore rispetto a quella necessaria per un cammino in piano. Tale considerazione è utile se si pensa che soggetti con artroprotesi al ginocchio mostrano debolezza dei muscoli del quadricipite e deficit propriocettivi che portano a modificare il pattern del cammino. È utile fare menzione, infine, ad attività come la pedalata, perché particolarmente consigliata nella fase di riabilitazione dopo l'operazione di artroplastica, visto il basso impatto con cui si riflette sull'articolazione, con carichi al ginocchio inferiori rispetto alla camminata.

2. Disturbi dell'articolazione e protesi di ginocchio

2.1 La gonartrosi

La gonartrosi, o artrosi del ginocchio, è una malattia degenerativa dell'articolazione del ginocchio, che peggiora nel corso del tempo, ed implica l'insieme dei fattori che portano ad un danneggiamento della cartilagine articolare, alla formazione di escrescenze ossee anomale, alterazioni reattive della membrana sinoviale e del liquido sinoviale patologico [8]. Lo stadio finale del processo porta inevitabilmente ad una condizione di disabilità per il soggetto. La gonartrosi interessa il compartimento femoro-tibiale mediale e quello femoro-rotuleo e nelle fasi più avanzate la capsula articolare tende ad ispessirsi, i muscoli a ritrarsi fino a determinare una contrattura in flessione. La sintomatologia con cui si manifesta è il

dolore, localizzato nel compartimento in cui ha sede, accentuato durante le normali attività routinarie e tende ad attenuarsi nella fase di riposo. La patologia colpisce principalmente il genere femminile, con una età superiore ai 60 anni [13].

2.2 Protesi totale di ginocchio

L'artroplastica totale del ginocchio è il trattamento più efficace e più comune per il ginocchio artrosico allo stadio terminale. La protesi totale di ginocchio (PTG) è effettuata in tutti i casi in cui c'è una degenerazione seria della componente cartilaginea del ginocchio, a tal punto da ripercuotersi con sintomatologie invalidanti quali dolore, infiammazione, gonfiore, rigidità articolare e limitazioni funzionali. L'idea di base è innanzitutto provvedere alla rimozione dei residui cartilaginei ed eventuali presenze di osteofiti (Figura 2.1), ovvero escrescenze ossee formatesi come risposta alla situazione di sfregamento e infiammazione patologica, per poi procedere con l'impianto della protesi.



Figure 2.1 - Artrosi del ginocchio del ginocchio [14]

L'obiettivo principale consiste nel ripristinare la funzionalità articolare e render quanto più fisiologica possibile l'andatura del soggetto, con un aumento della velocità della deambulazione e un range di movimento dell'articolazione accettabile. La protesi totale del ginocchio (Figura 2.2) si compone di tre componenti:

- *Femorale*, che riveste le superfici condilari del femore, realizzata in lega di Cobalto-Cromo-Molibdeno;
- *Tibiale*, con uno stelo inserito nella parte prossimale della tibia, realizzato in lega di Titanio;

- *Inserto tibiale* in Polietilene, su cui poggia la componente femorale e va a sostituire la funzione svolta dai menischi.

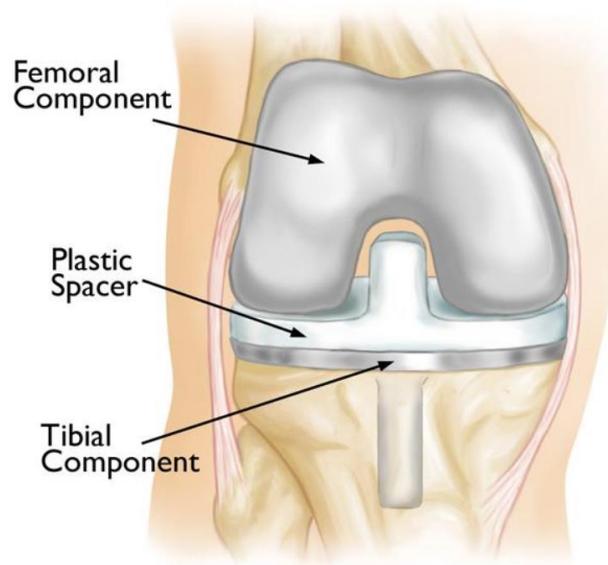


Figure 2.2 - Protesi totale di ginocchio [15]

A questi si può aggiungere eventualmente anche la componente patellare.

La geometria dei componenti tende a replicare le superfici articolari fisiologiche per facilitare il movimento dell'articolazione quanto più simile possibile al livello di un soggetto sano. Diverse sono le tipologie costruttive delle protesi che si sono evolute nel corso degli anni. Si è partiti con protesi sferoentriche e condilari, al fine di imitare la spina tibiale, che consentiva un movimento di flessione-estensione meno ampio ma permettevano anche il movimento di intra-extra rotazione. La peculiarità di tale tipologia era che sul piatto tibiale poggiavano due condili separati che si interfacciavano con un unico componente inserito sul femore e che dava la possibilità di alloggiare i legamenti. Successivamente si è passati all'utilizzo delle protesi a scivolamento, quelle utilizzate ai giorni nostri, che permettono sia la conservazione di entrambi i crociati sia la conservazione del solo legamento crociato posteriore. Un tipo particolare di questa protesi è la protesi a piatto mobile, nella quale il componente dell'inserto tibiale in Polietilene è mobile appunto e simula il comportamento effettuato dai menischi. Tuttavia, la propensione all'usura di tale elemento è la causa principale di fallimento per via del movimento relativo delle parti che può portare alla formazione di trucioli o di altri detriti (debris) che vanno a bloccare il movimento dell'articolazione all'interfaccia osso-protesi.

2.3 Tipologie di protesi

Esistono 4 principali differenti tipologie di protesi totale di ginocchio [9]: la scelta viene effettuata in base all'esperienza del chirurgo e in base allo stato di degrado dell'articolazione presente al momento dell'operazione.

2.3.1 Protesi postero-stabilizzata

Una prima tipologia riguarda la protesi postero-stabilizzata (PS), usata nel momento in cui il legamento crociato posteriore risulta lesionato o calcificato e di conseguenza incapace di garantire una buona stabilizzazione del ginocchio. Tale impianto prevede il sacrificio del legamento crociato posteriore, con la presenza di una camma, sull'inserto tibiale, inserita su un meccanismo di fine corsa, al fine di garantire la stabilizzazione posteriore del ginocchio (Figura 2.3).



Figure 2.3 Protesi postero-stabilizzata [16]

2.3.2 Protesi con conservazione del legamento crociato posteriore

In questa tipologia di impianto la stabilità viene garantita direttamente dal crociato posteriore conservato con assenza della camma centrale (Figura 2.4). Preserva più massa ossea con minor quantità di femore distale resecato rispetto all'impianto postero-stabilizzata.



Figure 2.4 - protesi cruciate retaining [17]

2.3.3 Protesi vincolate

Si impiegano in casi di gravi instabilità legamentosa e deformità assiali molto severe. La stabilità è garantita dal vincolo meccanico e non dai legamenti del paziente. Presenta una percentuale di tassi di fallimento maggiori rispetto alle precedenti e si usa nel caso di impianti di revisione, ovvero nei casi in cui si sia verificato un fallimento o un'usura di un precedente impianto di protesi. Si distinguono due sottocategorie di tali impianti: protesi vincolate cernierate e protesi vincolate non cernierate.

L'impianto non cernierato garantisce più stabilità in varo-valgismo, sul piano rotatorio interno-esterno rispetto alle non vincolate, ma includono un aumento del rischio precoce di perdita asettica secondaria a maggiore vincolo tra i componenti e una maggiore resezione di osso femorale per accomodare le componenti. L'impianto a cerniera vincolato presenta componenti femorali e tibiali collegate. La variante con cerniera rotante consente al cuscinetto tibiale di ruotare attorno a un perno che mitiga il rischio di allentamento asettico a scapito dell'aumento dei livelli di vincolo protesico.



Figure 2.5 - Protesi vincolata [18]

2.3.4 Protesi con conservazione di entrambi i crociati

Sono l'impianto di più recente innovazione, possono essere usate in caso di buon funzionamento di entrambi i crociati e in linea di teorica garantiscono un funzionamento più naturale dal punto di vista cinematico. La forma si modifica soprattutto per la componente tibiale. Sembrano garantire migliori risultati dal punto di vista della propriocezione, a discapito di una maggiore difficoltà nell'atto chirurgico.



Figure 2.6 - protesi con conservazione di entrambi i crociati [19]

La durata di una protesi totale di ginocchio si attesta intorno ai 15 anni. Tra le possibili cause di fallimento, con conseguente revisione dell'impianto, si trovano usura del Polietilene, mobilizzazione, infezione, mal posizionamento e allineamento non adeguato, deficit nel meccanismo estensore, necrosi vascolare della patella, frattura periprotetica.

3. Analisi del movimento

3.1 Analisi del cammino

A partire dalla definizione di Zembaty [20], per cui il ciclo del cammino coinvolge “attività e movimenti eseguiti da una persona che cammina tra il contatto di uno dei talloni con il suolo e il suo successivo contatto con il suolo” o dalla definizione di Basmajian [21], per il quale il cammino si intende “una locomozione consistente nel muovere il peso corporeo, focalizzato sul centro di gravità, nello spazio, lungo una traiettoria che richiede il minor dispendio energetico”, si definisce il cammino come il movimento ciclico degli arti inferiori che permette al corpo di avanzare, mantenendo l’equilibrio e la stabilità durante l’appoggio.

L’analisi strumentale del cammino fornisce un supporto importante in ambito clinico perchè è la metodologia attraverso la quale si riesce a valutare e identificare le limitazioni degli arti inferiori di un soggetto, quando solo legate ad un cammino patologico. Oltre ad un’analisi osservazione che permette di valutare, nelle differenti fasi del passo, il comportamento delle articolazioni degli arti inferiori, si riesce ad ottenere una panoramica completa anche dal punto di vista cinematico, dinamico e dell’attivazione muscolare, e di poter confrontare i dati ottenuti con quelli fisiologici. I campi di applicazione clinica dell’analisi strumentale del cammino sono numerosi e sono di supporto per la diagnosi di patologie quali la spasticità, il disturbo della coordinazione, all’ambito della propriocezione, alla valutazione della stabilità per persone che hanno avuto l’ictus o semplice riabilitazione dopo un intervento di tipo ortopedico, per passare poi all’applicazione in ambito sportivo e per lo sviluppo di dispositivi di protesi e ortesi.

Nel corso degli anni il cammino è stato suddiviso e descritto in fasi differenti, è stata determinata la loro durata e le dipendenze tra le fasi del passo e i loro mutui mutamenti indotti dalle mutevoli condizioni in cui viene eseguito il movimento [22].

3.2 Il ciclo del passo

Il ciclo del passo, o dalla terminologia inglese Gait Cycle, è il periodo che comprende due appoggi successivi dello stesso arto al terreno. Da qui si evince come lo scopo del cammino sia di permettere lo spostamento di un soggetto attraverso una sequenza di funzioni svolte dall'apparato locomotore quali:

- Generazione di una forza di propulsione;
- Controllo della stabilità del tronco nonostante la continua oscillazione della situazione posturale;
- Assorbimento dello shock ad ogni passo a causa dell'impatto del piede con il terreno;
- Conservazione dell'energia tale da minimizzare lo sforzo a carico dei muscoli;

Nel ciclo del cammino, durante l'avanzamento, un arto viene impiegato come sostegno per permettere all'arto controlaterale di avanzare fino al successivo appoggio, poi gli arti si scambiano di ruolo ciclicamente fino ad arrivare alla situazione in cui entrambi i piedi giacciono per terra durante il trasferimento del peso del corpo da una parte all'altra. È possibile suddividere il cammino in due fasi: una prima fase di *appoggio*, o *stance*, e una seconda fase di *pendolamento*, o *swing*.

L'appoggio rappresenta l'intero periodo durante il quale il piede rimane in contatto con il terreno e supporta il peso, ha inizio nel momento di impatto di un piede con il terreno e termina al suo distacco. Corrisponde a circa il 60% del ciclo del passo in una normale deambulazione. Per ciò che riguarda il pendolamento invece si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato dal terreno per poter avanzare e occupa il restante 40% del ciclo del passo in una normale deambulazione [23].

Prima di procedere con la presentazione delle varie fasi del passo, è importante definire la differenza tra passo (stride) ed emipasso (step), dal momento che spesso vengono erroneamente confusi (Figura 3.1):

- il *passo* è definito come l'intervallo temporale che intercorre tra due contatti successivi dello stesso piede;

- l'*emipasso* è definito come la distanza che intercorre tra l'appoggio di un piede e l'appoggio del piede controlaterale. Solitamente si considera l'istante di appoggio del tallone.

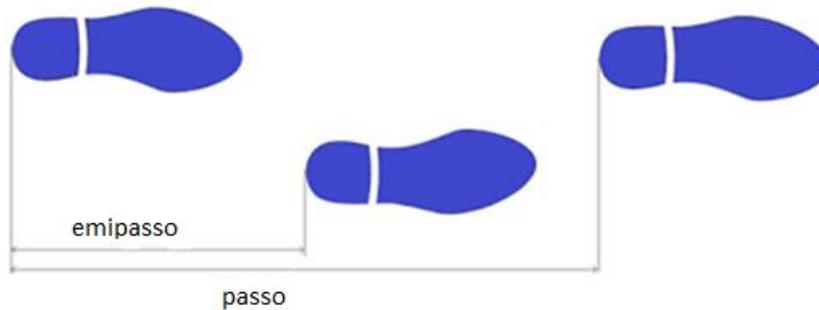


Figure 3.1 - analisi del passo [24]

3.2.1 Le fasi del passo

Nel 1992 J. Perry [25] ha individuato otto sottofasi del passo, che si suddividono, all'interno della fase di appoggio e della fase di pendolamento, secondo un certo rate del ciclo del cammino (Figura 3.2). Partendo dalla fase di appoggio, andiamo ad analizzare nel dettaglio le 5 sequenze che lo compongono:

- *Contatto iniziale (0%)*: è l'istante in cui il tallone impatta con il terreno, all'inizio del ciclo, e rappresenta il momento in cui il baricentro del corpo si trova nel punto più basso.
- *Caricamento (0-8%)*: è l'istante in cui la pianta del piede poggia completamente sul terreno.
- *Appoggio intermedio (8-30%)*: è l'istante in cui l'arto controlaterale in pendolamento si stacca dal terreno, supera il piede in appoggio e termina quando è completamente appoggiato al suolo. Il baricentro si trova nel punto più alto.
- *Appoggio terminale (30-40%)*: è l'istante in cui il tallone si solleva dal suolo e continua finché l'altro piede si appoggia al terreno. Il peso del corpo si trasferisce sull'avampiede. In questi istanti il polpaccio inizia la fase di propulsione comandando la flessione plantare della caviglia.
- *Pre-pendolamento (40-60%)*: è la fase finale dell'appoggio. Rappresenta il secondo periodo del doppio appoggio nel ciclo del passo in cui il

trasferimento del peso corporeo scarica rapidamente l'arto che non fornisce alcun contributo attivo ma si prepara alla richiesta di oscillazione.

Per ciò che concerne la fase di pendolamento, questa è costituita da tre sequenze:

- *Pendolamento iniziale (60-75%)*: è la fase in cui avviene il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante è parallelo al piede di appoggio. Il soggetto attiva i flessori dell'anca per accelerare la gamba in avanti.
- *Pendolamento intermedio (75-85%)*: ha inizio quando l'arto oscillante è opposto all'arto in appoggio e termina quando il primo avanza e la tibia corrispondente risulta verticale.
- *Pendolamento terminale (85-100%)*: ha inizio con la tibia in posizione verticale e termina quando il piede prende contatto con il terreno. È la fase di decelerazione, i muscoli rallentano la gamba e stabilizzano il piede in preparazione del successivo appoggio.

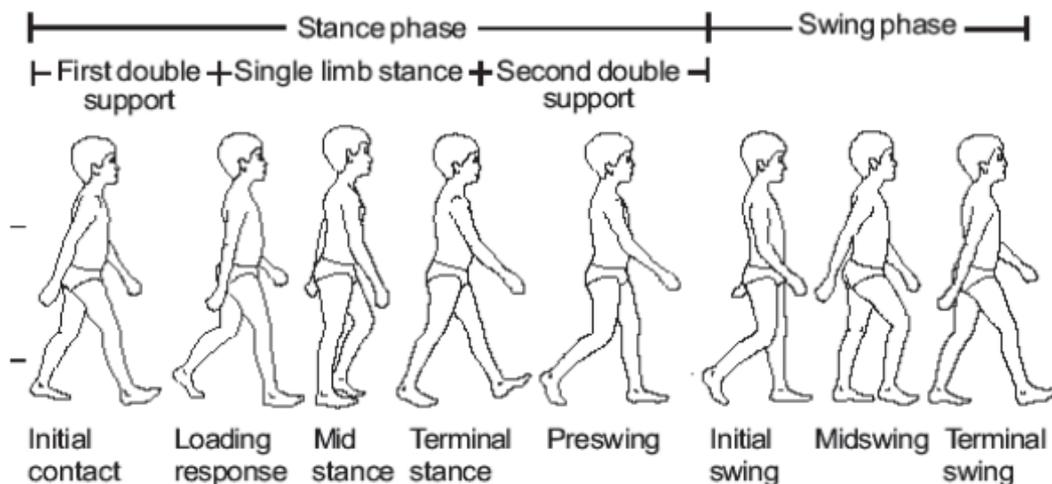


Figure 3.2 - posizionamento angolare dell'articolazione durante il ciclo del passo (Ogrodzka [22])

3.3 Muscolatura coinvolta dell'arto inferiore

Dopo aver fatto una prima introduzione su cosa sia e su cosa consista l'analisi del cammino, è utile fare menzione brevemente dei muscoli degli arti inferiori che sono coinvolti durante il ciclo del passo, andando a suddividerli in muscoli della coscia e della gamba [25].

3.3.1 I muscoli della coscia

Partendo quindi dai muscoli della coscia (Figura 3.3) l'attenzione è rivolta verso:

- *Vasto laterale e vasto mediale*: muscoli che si inseriscono nella parte prossimale della rotula e intervengono nella flessione del ginocchio; il vasto laterale è il muscolo più voluminoso del quadricipite, ha origine dal gran trocantere fino alla linea aspra, mentre il vasto mediale ha inizio dal labbro interno della linea aspra del femore.
- *Vasto intermedio*: è posto al di sotto del vasto laterale e in profondità rispetto al muscolo retto.
- *Retto femorale*: parte dalla cresta iliaca e giunge sino alla tuberosità della tibia attraverso il legamento rotuleo. L'azione di tale muscolo permette la flessione dell'articolazione dell'anca e l'estensione del ginocchio;
- *Sartorio*: muscolo dalla forma sottile, ha origine dalla spina iliaca superiore e termina sulla faccia mediale della tibia, partecipando al movimento di adduzione e flessione della gamba;
- *Gracile*: ha origine dal margine mediale del pube e termina sulla tuberosità tibiale, dietro al muscolo sartorio. Insieme al muscolo sartorio e al semitendinoso, partecipa alla stabilizzazione del ginocchio nella fase di estensione.
- *Adduttori*: si suddividono in adduttore lungo, breve e grande adduttore. Hanno origine dal ramo superiore del pube e si inseriscono sulla faccia mediale della tibia. Tramite la loro azione, contribuiscono alla flessione e alla rotazione mediale dell'articolazione del ginocchio;
- *Semitendinoso e semimembranoso*: coppia di muscoli del compartimento posteriore, hanno origine dalla tuberosità ischiatica e intervengono nella flessione del ginocchio e nell'estensione dell'anca;
- *Bicipite femorale*: muscolo presente nella parte posteriore della coscia. Parte dalla tuberosità ischiatica e termina sulla testa della fibula. La sua azione permette la flessione e la rotazione interna dell'articolazione del ginocchio;

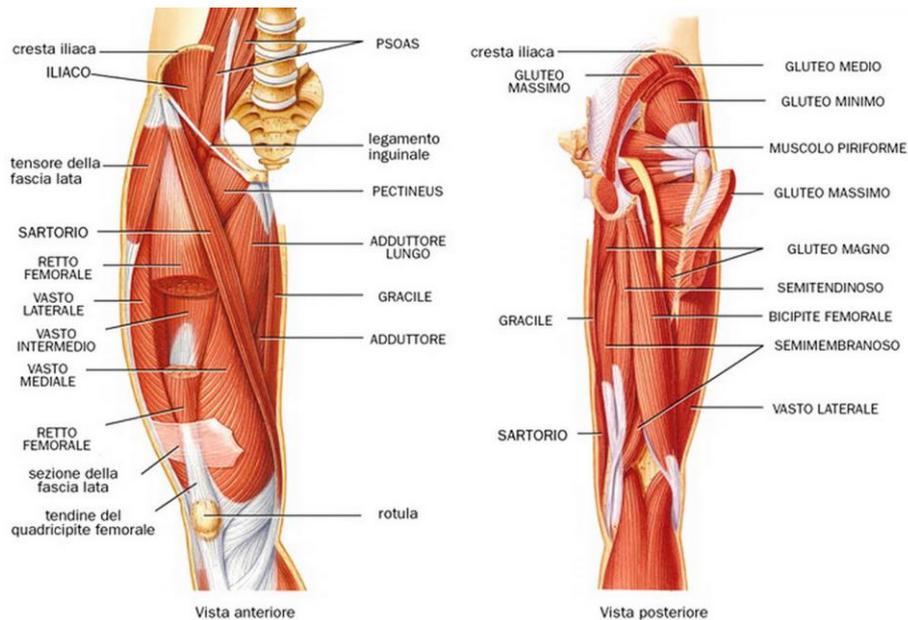


Figure 3.3 - Muscoli della coscia [26]

3.3.2 I muscoli della gamba

Per quanto concerne i muscoli della gamba (Figura 3.4) invece volgiamo l'attenzione verso:

- *Tibiale anteriore*: parte dalla faccia laterale della tibia e termina alla base dell'osso metatarsale. Interviene nella flessione dorsale della caviglia;
- *Gastrocnemio*: ha origine dal condilo mediale del femore e giunge sino al calcagno, con il tendine del soleo. Interviene nella flessione del ginocchio e nella flessione plantare della caviglia;
- *Soleo*: parte dalla testa della fibula e termina sul calcagno come tendine. Insieme ai due capi del gastrocnemio si riuniscono in un'unica inserzione, nota come tendine d'Achille. Interviene nella flessione plantare della caviglia;
- *Tibiale posteriore*: ha origine a livello della faccia posteriore della tibia, passa oltre l'astragalo e termina nella pianta del piede attraverso un tendine che va ad inserirsi sullo scafoide. Interviene nella flessione plantare, nella rotazione mediale del piede e nella distribuzione del peso a livello delle ossa metatarsali.

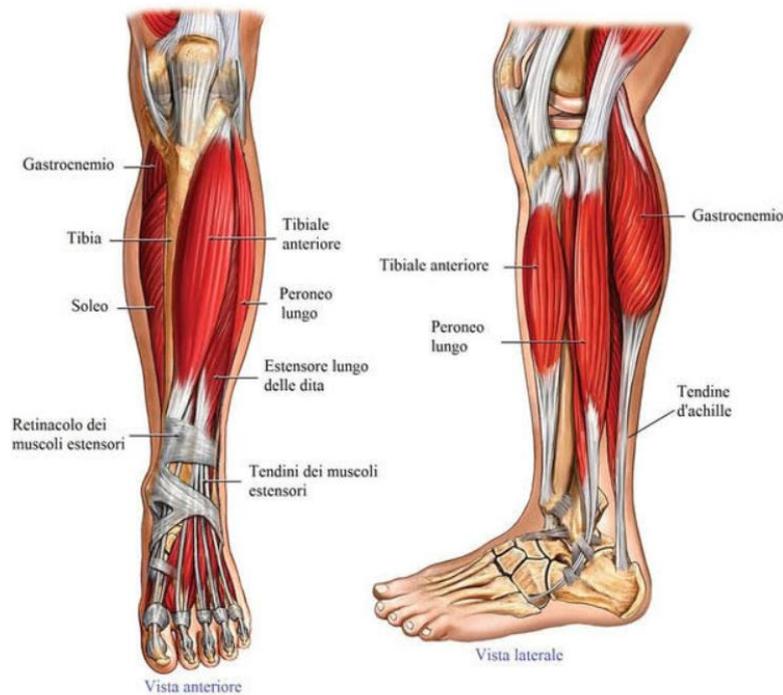


Figure 3.4 - Muscoli della gamba [27]

3.4 Parametri spazio-temporali

I parametri spazio-temporali in un'analisi del cammino sono delle misure essenziali, utilizzate per valutare lo stato di salute e la corretta funzionalità fisica e motoria del paziente. Nella Tabella 3-1 vengono riportati i parametri del cammino utili a confrontare i soggetti.

Parametri temporali	
Tipo parametro	Descrizione
Tempo del passo (s)	Tempo che intercorre tra due appoggi consecutivi del tallone dello stesso piede
Tempo di emipasso (s)	Tempo tra due appoggi consecutivi del tallone di piedi differenti
Tempo di appoggio (s)	Tempo tra l'appoggio del tallone e lo stacco dello stesso piede

Durata appoggio (%GC)	Tempo di appoggio in percentuale del ciclo del passo
Tempo di caricamento (s)	Tempo tra l'appoggio del tallone e l'appoggio di tutta la pianta del piede sul terreno dello stesso piede
Durata caricamento (%GC)	Tempo di caricamento in termini percentuali nel ciclo del passo
Tempo di stacco (s)	Tempo tra il sollevamento del tallone e il sollevamento della punta del piede dal terreno di uno stesso piede
Durata dello stacco (%GC)	Tempo dello stacco in termini percentuali nel ciclo del passo
Tempo di pendolamento (s)	Tempo tra lo stacco e l'appoggio dello stesso piede
Durata pendolamento (%GC)	Tempo tra lo stacco e l'appoggio dello stesso piede in termini percentuali nel ciclo del passo
Tempo di doppio supporto (s)	Tempo tra l'appoggio di un piede e lo stacco dell'altro piede
Durata del doppio supporto (%GC)	Tempo di doppio supporto come percentuale del ciclo del passo
Tempo di singolo supporto (s)	Tempo del supporto su un piede che corrisponde al tempo di pendolamento dell'altro
Durata del singolo supporto (%GC)	Il tempo del doppio supporto come percentuale del ciclo del passo
Limp index	Rapporto del tempo di appoggio dei due piedi
Parametri spaziali	
Tipo parametro	Descrizione

Lunghezza del passo (m)	Distanza di due appoggi consecutivi del tallone dello stesso piede
Lunghezza di emipasso (m)	Distanza di due appoggi consecutivi del tallone di piedi diversi
Larghezza del passo (m)	Distanza laterale dei piedi
Parametri spazio-temporali	
Tipo parametro	Descrizione
Velocità del cammino (m/s)	Velocità istantanea media all'interno del ciclo del passo
Cadenza (passo/min)	Numero di passi al minuto

Tabella 3-1 - Elenco dei parametri ricavati durante una gait analysis

3.5 Il sistema stereofotogrammetrico

L'analisi strumentale del movimento è una metodologia di valutazione ampiamente utilizzata in ambito clinico per il monitoraggio e la registrazione computerizzata della deambulazione nel tempo di determinati target di pazienti. Il procedimento attraverso il quale si riesce ad ottenere la registrazione e la ricostruzione del movimento di un soggetto è noto come *motion capture*. Quest'ultimo si serve di un sistema optoelettronico di telecamere ad infrarosso, posizionate intorno al perimetro di un laboratorio, che permettono di osservare il movimento da angolazioni differenti e di ricostruire accuratamente le coordinate cartesiane di punti di riferimento sul corpo. Ogni telecamera (Figura 3.5) ha una sonda che emette luce nell'infrarosso e che viene riflessa da marker passivi (Figura 3.6), accuratamente posizionati in specifici punti di repere anatomici.



Figure 3.5 - Telecamere ad infrarosso [28]



Figure 3.6 - Markers passivi catarifrangenti per motion capture

Il posizionamento dei marker permette ad un software dedicato di ricostruirne la traiettoria nello spazio rispetto ad un determinato sistema di riferimento presente nel laboratorio e di approssimare i segmenti corporei come segmenti rigidi e le articolazioni come cerniere. Le telecamere registrano i riflessi generati dai marcatori applicati sul corpo del soggetto, acquisiscono le immagini del soggetto in movimento e, tramite tecniche stereofotogrammetriche, si riesce a ricostruire l'immagine tridimensionale. Il sistema optoelettronico, inoltre, registra in tempo reale il flusso di dati proveniente da altri strumenti presenti all'interno del laboratorio, come le piattaforme di forza, i sensori elettromiografici e il sistema di videocamere, che registra tutte le prove effettuate. Di conseguenza, il set di dati che è possibile ricavare durante un'analisi del movimento riguarda:

- Posizione e orientamento dei segmenti corporei nello spazio

- Parametri spazio-temporali
- Parametri articolari cinematici e dinamici
- Segnali di attivazione muscolare tramite elettrodi per EMG

Il laboratorio di analisi del movimento (Figura 3.7), per la buona riuscita della prova, deve essere provvisto di:

- un set di almeno due telecamere, per poter combinare le immagini bidimensionali fornite da ciascuna telecamera e ricostruire la posizione 3D dei marker in ogni istante di tempo;
- un set di marker sferici, ricoperti di un materiale riflettente, che vengono fissati in specifici punti di repere secondo protocolli già definiti;
- un computer che acquisisca i dati trasferiti dalle telecamere, rielabori le informazioni e ricostruisca le traiettorie dei marcatori nello spazio tramite opportuni software;

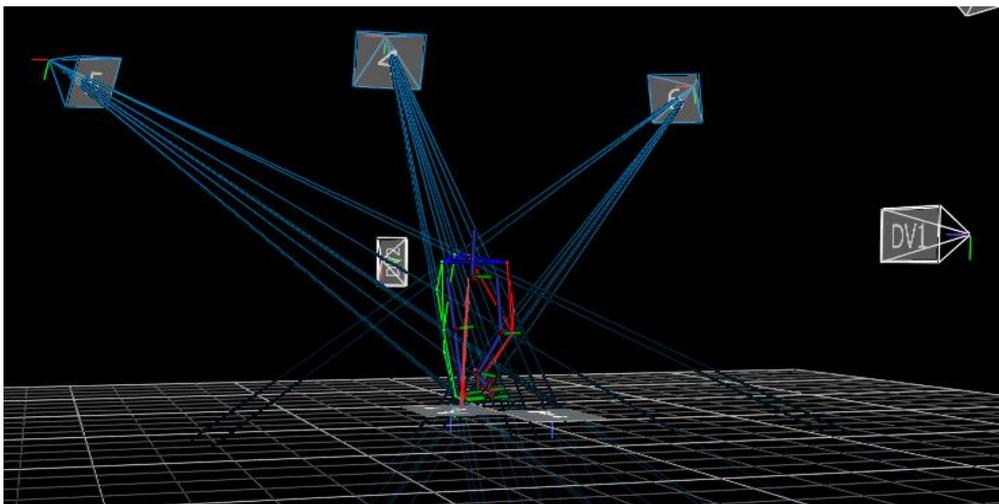


Figure 3.7 - panoramica 3D del movimento ottenuto tramite sistema optoelettronico

3.6 Piattaforme dinamometriche

Le piattaforme dinamometriche valutano la risultante della forza di reazione al suolo secondo un determinato sistema di riferimento orientato, i momenti delle forze risultanti e le coordinate del centro di pressione durante la fase di appoggio sulla pedana. Le pedane sono munite di celle di carico e si possono distinguere due tipologie, che si differenziano per la diversa trasduzione del segnale:

- Pedane con trasduttori piezoelettrici (es. Kistler [29], BTS [30])

- Pedane con trasduttori estensimetrici (es. AMTI [31], Bertec [32])

Le *pedane con trasduttori piezoelettrici* sono costituite da celle di carico che contengono un cristallo piezoelettrico, la cui struttura microscopica è tale da presentare dei dipoli elettrici. In condizioni di quiete i dipoli elettrici assumono una configurazione che permette di avere lo stesso potenziale elettrico su tutte le facce del cristallo. Nel momento in cui invece il cristallo viene sollecitato da una forza esterna, questo si comporta come un condensatore, sulle facce si nota la presenza di carica opposta e di conseguenza si genera una differenza di potenziale. Il collegamento ad un circuito esterno permette poi di quantificare l'intensità di corrente e di digitalizzare il segnale elettrico. Il campo di utilizzo delle pedane piezoelettriche è limitato alle prove dinamiche, poiché l'applicazione di un carico statico non genera tra le facce del cristallo una corrente.

Le *pedane di forza estensimetriche*, d'altro canto, sono costituite da quattro celle di carico, posizionate secondo una configurazione a ponte di Wheatstone, che variano la propria resistenza in funzione della sollecitazione a cui sono sottoposte. Per il corretto funzionamento la pedana deve essere alimentata da corrente elettrica, per cui si può risalire facilmente al valore di tensione, digitalizzarlo con un opportuno sistema di trasduzione e amplificazione del segnale e convertirlo nel valore di forza applicata. Contrariamente a ciò che succede con le pedane di forza piezoelettriche, la sua applicazione è demandata sia a prove statiche che dinamiche poiché la piattaforma registra sempre un segnale in uscita ad ogni deformazione presente in ingresso. Viene riportata in Figura 3.8 un esempio di pedana di forza utilizzata in un laboratorio di gait analysis.

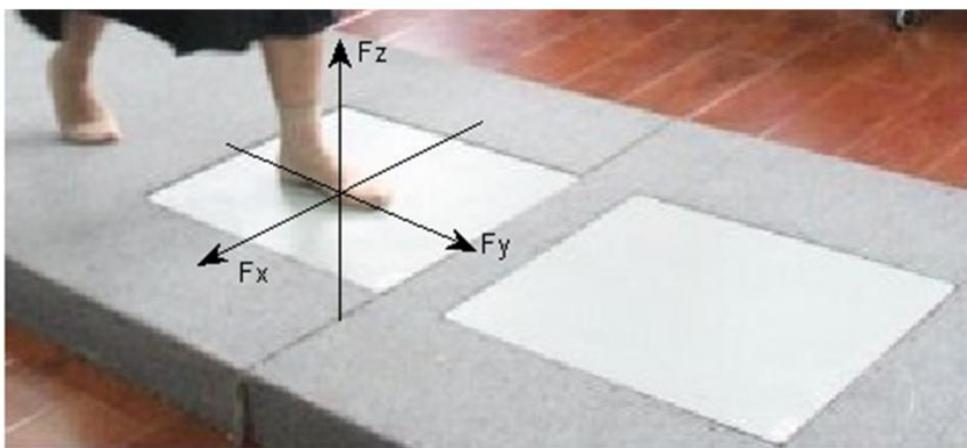


Figure 3.8 - Pedana di forza [33]

Tramite queste pedane si possono ottenere le seguenti misurazioni:

- la forza di reazione verticale al suolo (F_z);
- la forza in direzione antero-posteriore (F_y);
- la forza in direzione medio-laterale (F_x);
- i momenti delle forze lungo i tre assi;
- COP in direzione antero-posteriore e medio-laterale;

Nel corso di un esame di gait analysis l'interesse clinico è rivolto ai due picchi della forza verticale, che rappresentano rispettivamente la fase di accettazione del carico e la fase di propulsione.

3.7 Elettromiografia

L'elettromiografia (EMG) è un esame che viene affiancato alla gait analysis per avere evidenza di eventuali patologie del sistema nervoso periferico e dell'apparato muscolare, andando ad analizzare i modelli di contrazione muscolare. Tale tecnica diagnostica permette di valutare la conduzione nervosa, motoria e l'attività dei muscoli durante l'attivazione volontaria o a riposo e risulta utile eseguirla nei casi in cui i pazienti presentano riduzione di forza, dolori e alterazioni della sensibilità. Quantificare il timing di attivazione muscolare durante alcune attività di vita quotidiana, ad esempio durante una camminata, la salita e la discesa delle scale e durante il sollevamento da una sedia o il sedersi su una sedia, può portare ad una valutazione dell'effettivo controllo motorio del soggetto e del meccanismo di co-attivazione, responsabile di fatica muscolare.

Trattandosi di un esame di supporto all'analisi del movimento, si focalizza l'attenzione solamente sui muscoli degli arti inferiori, in particolare sul vasto mediale e sul vasto laterale, bicipite femorale, retto femorale, tibiale anteriore e gastrocnemio, sia dell'arto sano che dell'arto operato. Il segnale derivato dalla contrazione muscolare viene registrato dagli elettrodi e la modalità di prelievo del segnale EMG può essere varia, a seconda del tipo di elettrodo che viene impiegato sul soggetto: per EMG durante il cammino su arti inferiori l'elettrodo scelto deve essere necessariamente non invasivo, quindi un elettrodo di superficie.

Si riporta in Figura 3.9 un esempio di elettrodo di superficie utilizzato durante un esame EMG.



Figure 3.9 - Elettrodi non invasivi EMG [34]

Indipendentemente dal tipo di elettrodo scelto, la cute del paziente deve essere accuratamente preparata, per evitare qualsiasi fonte di disturbo che può in qualche modo alterare il segnale che si intende misurare. Dopo aver effettuato il prelievo del segnale EMG con gli elettrodi è necessario che questo venga filtrato, rielaborato e amplificato da un opportuno sistema di amplificazione. Risulta evidente come la qualità del segnale EMG dipenda sia dal tipo strumentazione utilizzata che dal sito di prelievo del segnale stesso. In una gait analysis l'EMG ricopre un ruolo di secondo piano perché è un esame che può essere facilmente soggetto a disturbi e interferenze del segnale, visto che il movimento di un soggetto può comportare un possibile spostamento dell'elettrodo dalla posizione iniziale, fenomeni di cross-talk, interferenza di rete e un sistema di amplificazione non adatto al tipo di esame affrontato.

4. Studio sperimentale

Lo scopo di questo studio è di prendere spunto dalle lacune rilevate nei vari documenti presenti in letteratura per l'impostazione di un protocollo. Si avanza l'ipotesi di uno studio completo su pazienti con PTG facendo un'analisi strumentale del movimento che si rifletta anche sull'articolazione dell'anca, pelvi e caviglia sui tre piani anatomici, completata con l'esecuzione di alcuni test nell'ambito della propriocezione. Nei capitoli successivi verrà proposto il protocollo validato da sottoporre ai pazienti nell'ambito di questo progetto di tesi.

4.1 Analisi in letteratura

Il progetto di questa tesi è partito innanzitutto dalla revisione di articoli presenti in letteratura per approfondire gli aspetti legati ad un'analisi del cammino, a come venga effettuata, a quali siano i parametri di interesse clinico quando si esegue una prova di questo genere e quali siano le valutazioni finali sulle quali soffermarsi. Avendo già chiaro il target di pazienti su cui focalizzare la nostra attenzione, ovvero pazienti sottoposti a intervento di artroplastica totale del ginocchio, la letteratura a riguardo è ampia e le metodologie di analisi affrontate sono differenti per cui è possibile avere una visione completa sotto ogni punto di vista. Il primo passo effettuato è stato volto alla ricerca di articoli che documentassero le differenze nel cammino tra pazienti sani e pazienti patologici e che dimostrassero le variazioni di parametri cinematici e dinamici nel corso del tempo tra i due gruppi, poi lo studio è stato esteso all'analisi del cammino sui tre piani anatomici per poterne avere una prospettiva completa. Come ultimo step della prima parte di analisi in letteratura è stato posta l'attenzione al confronto tra l'arto operato e il ginocchio controlaterale, per poter capire come i cambiamenti strutturali del ginocchio possano influenzare la sua biomeccanica. È stato dimostrato come la variazione dei parametri di interesse di un'analisi del cammino si rifletta soprattutto su una diversa funzionalità muscolare tra i soggetti in analisi, per cui le alterazioni delle varie fasi del cammino e dell'attivazione muscolare sono state motivo di interesse per cercare di capire se ci fosse una univocità di risultati al variare dei documenti analizzati.

Benedetti et al. [35] affermano che i pazienti, dopo l'intervento, non recuperano completamente un'andatura fisiologica ma mostrano delle anomalie nel cammino. Se da una parte prevale il senso di soddisfazione dei soggetti nella riduzione del dolore dopo l'operazione, ciò che più risalta è un senso di rigidità dell'articolazione che implica un'attivazione prolungata dei muscoli della coscia e della gamba. Questo si ripercuote direttamente sulla gait analysis dove si nota un aumento dei tempi nella fase di appoggio, una minor lunghezza del passo, della cadenza e della velocità di progressione e di conseguenza un minor movimento di flessione-estensione rispetto al gruppo di controllo. Parallelamente ad una andatura patologica, viene

riscontrata anche un'alterazione dell'attivazione muscolare, con una prolungata attivazione nei muscoli del ginocchio che sembra essere una caratteristica peculiare dell'andatura di soggetti con PTG, e che potrebbe essere interpretata come un adattamento funzionale del paziente ad un senso di instabilità o ancora ad un'abitudine legata al dolore e alla compromissione funzionale sviluppata prima dell'intervento chirurgico. Considerazioni simili sono state apportate anche da Ogrodzka [22], dopo aver operato un confronto su pazienti prima e dopo l'intervento di sostituzione totale di ginocchio. Quello che emerge è che l'impatto maggiore della gonartrosi si riflette sul piano sagittale, dove il range di movimento in flessione è ridotto e, anche dopo l'operazione, i pazienti difficilmente recuperano un'andatura fisiologica, probabilmente a causa delle abitudini dei soggetti sviluppate prima dell'intervento e dai cambiamenti delle sensazioni propriocettive nell'articolazione che si verificano prima e dopo l'intervento stesso. Childs [36], oltre a confermare i risultati riguardo un'anomalia nel cammino in pazienti con osteoartrosi al ginocchio, con ridotta flessione del ginocchio durante la fase di risposta al caricamento, volge l'attenzione anche al comportamento dei pazienti durante la discesa da un gradino e confronta i risultati con un gruppo di controllo di soggetti sani. Anche in questa particolare circostanza vengono messe in evidenza delle alterazioni, nel caso specifico si dimostra una ridotta flessione dell'articolazione durante il periodo di caricamento e soprattutto una riduzione della forza di reazione verticale al suolo durante la discesa del gradino con concomitante attivazione prolungata dei muscoli posteriori della coscia rispetto ai soggetti sani. A questo si unisce un incremento della co-attivazione muscolare osservati nelle ginocchia artrosiche durante la camminata. Un'analisi completamente diversa è quella offerta da Astephen [37], il quale focalizza l'attenzione sull'importanza di considerare la relazione tra fattori neuromuscolari e l'andatura nello studio della progressione della malattia dell'OA del ginocchio. Le sue conclusioni smentiscono le considerazioni della letteratura precedente che riteneva il momento di adduzione del ginocchio come una variabile biomeccanica che avesse un forte impatto sull'osteoartrosi del ginocchio, e sottolinea come cambiamenti nel momento di adduzione durante il cammino siano associati a tutti gli individui ai quali venisse riscontrata la patologia al ginocchio, indipendentemente dalla gravità della lesione associata. Infatti, sostiene come i cambiamenti nel momento di adduzione possano portare a differenziare modelli del cammino differenti di OA del ginocchio ma non

possano essere considerati un fattore importante nella discriminazione tra livelli diversi di severità della lesione, soprattutto se si pensa alle difficoltà nella classificazione dei gradi di lesione dell'OA del ginocchio. Discorso diverso è stato affrontato da Aljehani [38], il quale pone l'accento sul confronto tra l'arto operato e l'arto controlaterale, dove l'aspetto che emerge con maggiore forza è che, sul piano sagittale, c'è una differente simmetria di movimenti a seconda che il ginocchio controlaterale presenti evidenze di osteoartrosi o meno. Infatti, i pazienti con OA del ginocchio controlaterale sembrano avere un'andatura più simmetrica rispetto al ginocchio operato, ma un modello di andatura più rigido. Il miglioramento della simmetria anni dopo l'intervento di PTG è da intendere tuttavia come un peggioramento dell'arto controlaterale, che non risulta essere un valido arto di controllo dopo l'operazione, e l'autore suggerisce la necessità di associare sempre i parametri clinici ai modelli di movimento.

Successivamente, avendo chiari i movimenti del ginocchio fisiologici e patologici all'interno di ogni piano anatomico e le risposte muscolari ad esso associate, si è proceduto all'estensione degli studi ad una visione più ampia, basata sul confronto tra le differenti tipologie di impianto di protesi totale di ginocchio, per capire se fosse possibile preferire un modello piuttosto che un altro. La letteratura ad oggi risulta essere molto discordante nei risultati presentati, o per via del numero limitato di pazienti a disposizione per la *gait analysis* o per via di studi che mostrano un follow-up insufficiente per poter affermare con certezza dei risultati attendibili e chiari. Si può dedurre tuttavia come nel corso degli anni i modelli di protesi abbiano avuto un'evoluzione dal punto di vista meccanico, basandosi sulla riproduzione delle forme e delle geometrie delle ossa in modo da favorire movimenti quanto più fisiologici possibile. Come si evince dagli studi [39] e [40], pazienti che hanno subito un intervento di artroplastica totale del ginocchio con un impianto moderno di protesi mostrano miglioramenti nella velocità del cammino, nella lunghezza del passo e nell'angolo di flessione del ginocchio durante la fase iniziale dell'appoggio, se confrontato con pazienti che hanno una protesi convenzionale. Ulteriori miglioramenti con le protesi moderne sono stati notati anche dal punto di vista dell'attivazione muscolare, dove i muscoli del quadricipite risultano essere attivati per un intervallo di tempo inferiore sia nella fase di appoggio che nella fase di pendolamento, rispetto alle protesi convenzionali, e dal punto di vista della stabilità,

dove la funzione del legamento crociato anteriore sembra essere ben riprodotta dall'impianto moderno. Soffermandosi sull'eventualità che una tipologia di impianto possa essere preferibile rispetto ad un'altra, Migliorini [41], a tal proposito, ha eseguito una revisione di documenti presenti in letteratura che avessero come scopo comune il confronto dei risultati di pazienti che hanno subito una operazione di ritenzione del crociato (CR) o di stabilizzazione posteriore (PS). I risultati provenienti dalla metanalisi riscontrano come impianti PS apportano miglioramenti nel range di movimento del ginocchio di circa 4° mentre impianti CR producono una tendenza paradossale del femore a scivolare anteriormente durante la flessione, riducendo di conseguenza il ROM, pur senza evidenziare alcuna differenza negli score clinici e complicanze post-operatorie. Ben altro confronto è stato operato da Esposito [42], il quale ha studiato le possibili differenze in termini di parametri biomeccanici tra Medial Pivot (MP) e PS, sulla base dei due diversi meccanismi per garantire la stabilità del ginocchio. Partendo dall'ipotesi iniziale avanzata dall'autore per cui protesi MP avrebbero dovuto mostrare migliori prestazioni durante la prova della camminata in piano, con parametri biomeccanici più vicini ai soggetti sani del gruppo di controllo, i risultati dello studio hanno evidenziato tuttavia dei parametri migliori nel caso di protesi PS, per ciò che concerne il momento e la flessione del ginocchio sul piano sagittale e nessuna differenza è stata riscontrata sugli altri due piani. A queste considerazioni si aggiunge che la protesi MP mostra una prolungata attività muscolare del retto femorale rispetto al gruppo di controllo e ai pazienti con protesi PS, ma tuttavia entrambi le tipologie di protesi analizzate mostrano un meccanismo di compensazione noto come "stiff knee pattern". Un confronto ancora diverso è stato presentato da Ishibashi [43], il quale analizza le differenze tra una tipologia di protesi che prevede la stabilizzazione bicrucata (BCS) e la PS tradizionale durante le attività di flessione profonda del ginocchio e la salita e discesa delle scale. Nell'ambito di questo studio si evince come sia differente il meccanismo di stabilità offerto dalle due tipologie di protesi e l'autore mostra come i pazienti con BCS abbiano riportato minori difficoltà nelle attività a cui erano sottoposte, una maggiore stabilità dell'articolazione e anche una distribuzione diversa dei carichi durante la fase di appoggio sul ginocchio. Tuttavia, anche in questo studio si rimarca come nonostante i valori cinematici offerti dalle due tipologie di protesi siano differenti, i risultati post-operatori siano simili tra le due categorie di pazienti

analizzati, e questo pone sempre l'interrogativo se si possa definire con assoluta certezza che vi possa essere una tipologia di protesi migliore di un'altra. Nonostante l'ambiguità dei risultati proposti dai precedenti gruppi di ricerca, il punto su cui gli autori [44], [45] però convergono è che, indipendentemente dal modello, ci sono poche differenze cinematiche significative che emergono dal confronto, ma soprattutto emerge come il design dell'impianto non influisca in alcun modo sugli score clinici.

Parallelamente alle considerazioni viste fino ad ora, si è cercato di estendere la conoscenza dell'argomento andando a ricercare documenti che ponessero l'attenzione sulle diverse tecniche di allineamento possibili del ginocchio. A tal proposito si evince come McNair [46] affermi, confrontando l'andamento di pazienti con allineamento meccanico (MA) con pazienti con allineamento cinematico (KA), come ci sia una differenza significativa nel momento di rotazione interna più grande nel gruppo MA nella fase di appoggio. Tuttavia, tale studio mostra delle lacune sia da un punto di vista della mancanza di un gruppo di controllo, sia perché non hanno raggiunto un numero sufficiente di pazienti da poter avere una certezza assoluta sui risultati presentati. Considerazioni opposte vengono fornite invece da Blakeney [47] che afferma come la cinematica dei pazienti operati con allineamento cinematico assomigli molto a quello del gruppo di controllo di soggetti sani rispetto ai pazienti operati con allineamento meccanico. Viste le conclusioni diverse e la scarsità dei documenti che si concentrano su tale argomento rimane un campo ancora aperto su cui è possibile intervenire con studi successivi, ma la cosa importante è che tutto rimane demandato all'esperienza del chirurgo e alle condizioni dell'articolazione del paziente, per cui non è possibile definire con assoluta certezza il motivo per cui si deve preferire un allineamento piuttosto che l'altro posto sotto analisi.

Come step conclusivo dell'analisi in letteratura, è stata posta l'attenzione anche alla sfera riabilitativa del paziente, in particolare alle difficoltà nella valutazione dei cambiamenti dell'equilibrio e della propiocezione su pazienti con osteoartrosi del ginocchio. Benedetti [48] afferma come la rimozione dei recettori del ginocchio in seguito all'impianto di una protesi totale di ginocchio porti il paziente ad avere la sensazione di una perdita di equilibrio nella postura, motivo per il quale i soggetti

sembrano avvertire momenti di instabilità dell'articolazione e non recuperano completamente la propriocezione a lungo termine. Bascuas [49], attraverso il confronto dei parametri della valutazione dell'equilibrio un anno dopo l'intervento di artroplastica totale del ginocchio, sostiene che non esistono cambiamenti nella postura quando si confrontano pazienti con differenti tipologie di impianto né esistono differenze nella postura quando si confronta la presenza o l'assenza di OA nel ginocchio controlaterale, ma risultano miglioramenti significativi nell'equilibrio dinamico un anno dopo l'operazione al ginocchio rispetto alle valutazioni preoperatorie [49], [50]. Bakirhan [51] invece si è interessato alla valutazione dell'equilibrio statico e dinamico in pazienti con artroplastica totale unilaterale e bilaterale, sostenendo come non ci siano differenze significative per l'equilibrio statico, ROM e score del ginocchio tra i due gruppi di pazienti osservati a 6 e a 12 mesi dall'intervento, ma riscontra dei miglioramenti evidenti nell'equilibrio dinamico a favore di pazienti con protesi totale del ginocchio bilaterale. Nel corso di studi successivi, lo stesso autore si è interessato alla valutazione delle due stesse categorie di pazienti durante un esercizio di sit-to-stand. Dalle analisi svolte [52] è emerso come pazienti con protesi totale al ginocchio unilaterale avessero rapporti di trasferimento del peso più simmetrici durante il periodo postoperatorio rispetto a pazienti con impianti bilaterali, i quali tendevano ad appoggiarsi maggiormente sull'arto dominante: le possibili cause di deficit delle prestazioni fisiche erano giustificate dall'autore come limitazioni funzionali causati da dolore, rigidità e dalla presenza degli osteofiti del ginocchio artrosico, e di conseguenza da un indebolimento dei muscoli del quadricipite femorale, che non si attivavano correttamente. Le considerazioni apportate in precedenza dimostrano come le valutazioni di equilibrio e della propriocezione sono uno strumento fondamentale di monitoraggio del recupero post-operatorio e dell'efficacia della riabilitazione. In letteratura sono pochi gli studi completi che forniscono misurazioni dirette della capacità propriocettiva del ginocchio dei pazienti, ma la diversità delle strumentazioni utilizzate e dei risultati ottenuti dai vari gruppi di ricerca non ha portato ad un protocollo chiaro e univoco sulla valutazione della propriocezione. Oltre ai documenti citati precedentemente, sono stati passati in rassegna ulteriori studi, variando in un arco temporale sufficientemente ampio, circa 20 anni, volti alla ricerca di punti di criticità e di ipotesi di indagine evidenziati da ogni gruppo di ricerca.

4.2 Protocollo di analisi per pazienti con protesi totale di ginocchio

A partire dallo studio preliminare affrontato della letteratura presente, di cui si è già discusso nei capitoli precedenti, e una volta note le criticità e i punti aperti affrontati da ogni studio, è stato possibile stilare un protocollo di indagine clinica, che ponesse le basi da cui partire per il progetto di questa tesi. Il corpo del documento che viene proposto di seguito riassume ed unifica i task e parametri di interesse clinico che sono stati affrontati in tutti gli studi finora affrontati dall'analisi in letteratura e ha l'obiettivo di far partire un'indagine propria per cercare di affrontare le tematiche aperte e non ancora completamente risolte dalla letteratura precedente.

4.2.1 Caratteri generali dello studio: obiettivi

- Confronto tra diverse tecniche chirurgiche:
 - Allineamento cinematico
 - Allineamento meccanico
- Confronto tra diverse tipologie protesiche:
 - Cruciate Retaining (CR);
 - Posterior Stabilized (PS);
 - BiCruciate Retaining (BCR);
 - BiCruciate Stabilized (BCS);
 - Vincolate;
- Confronto tra diversi modelli protesici:
 - Attune;
 - Legion;
 - Journey;
- Confronto dell'analisi di movimento dei pazienti in condizione pre e post-operatoria nel caso di una singola tecnica chirurgica/tipologia protesica/modello protesico
- Combinazione delle precedenti casistiche

4.2.2 Popolazione – dati demografici paziente

Età: 50-80 aa

BMI (kg/m²): < 30 (< 35 per studio che includa anche una valutazione dei pazienti obesi)

- Criteri esclusione:

<u>Patologie osteo-cartilaginee:</u>	<u>Patologie neuro-muscolari</u>	<u>Altro</u>
<ul style="list-style-type: none"> - deformazioni severe al piede - malattie collagene - altri impianti di protesi - poliartrosi - paget osseo - sinovite villonodulare - osteoporosi/osteoartrite secondaria - gravi difetti o deformità ossee con richiesta di innesti ossei - osteonecrosi - precedente patellectomia - precedenti fratture - osteotomia tibiale alta - ricostruzione legamenti ginocchio - necessaria revisione protesi totale ginocchio 	<ul style="list-style-type: none"> - malattie muscolari arti inferiori - malattie neurologiche con alterazione equilibrio/andatura - malattia sintomatica della colonna vertebrale lombare, malattia al midollo spinale - andatura atassica correlata a disturbi neurologici 	<ul style="list-style-type: none"> - malattie cardiovascolari (trombosi venosa profonda) - incapacità cammino 10 m - dolore agli arti - emocromatosi - gotta - diabete mellito - patologia caviglia/anca che altera il cammino - uso di supporto ausiliario

- Criteri inclusione:

<u>Gruppo controllo</u>	<u>Gruppo/i di studio</u>
<ul style="list-style-type: none"> - stessa età/BMI del gruppo patologico - nessuna diagnosi clinica di OA - assenza artrite reumatoide o storia di dolore o traumi al ginocchio/anca al momento della misurazione - nessuna patologia che comporta alterazioni evidenti nel cammino 	<ul style="list-style-type: none"> - osteoartrosi di grado 3 o 4 - capacità di sottoporsi a risonanza magnetica per immagini - stesso percorso riabilitativo dopo l'operazione

4.2.3 Timetable



- Valutazione preoperatoria (entro la settimana antecedente l'operazione)
- Valutazione postoperatoria:
 - **3 mesi** per evidenziare la progressione dei miglioramenti
 - **6 mesi** per evidenziare la progressione dei miglioramenti
 - **1 anno** per evidenziare risultati più stabili (ma non ancora definiti)
 - **2 anni** per evidenziare la stabilità dei valori
 - **5 anni** utile per valutare un'eventuale differenza di usura

4.2.4 Analisi funzionale del movimento

Task movimento



Camminata su superficie piana (gait analysis)



Camminata su superficie inclinata



Salita di un gradino



Discesa di un gradino



Sollevamento da seduto a stazione eretta (sit-to-stand)



Squat completo



Pedalata

4.2.5 Strumentazione

- Sistema stereofotogrammetrico (VICON, Qualisys Medical, Optotrack con protocollo Plug-in gait, CAST, DAVIS, STEP32)
- Pedana di forze (BTS, Bertec Corp, AMTI, Kistler)
- Sistema sensori inerziali (Bioval, RehaGait, Knee KG System)
- Sistema EMG (TeleEMG, TrignoLab, TELEMG)
- Pedana di pressione (EMED SF-4)

4.2.6 Parametri oggettivi

Parametri spazio-temporali

- Velocità cammino [m/s]
- Cadenza [passo/min]
- Lunghezza passo [m]
- Larghezza passo [m]
- Lunghezza ciclo passo (dx + sn) [m]
- Tempo di appoggio [s]
- Tempo di pendolamento [s]
- Tempo passo [s]
- Tempo singolo supporto [s]
- Tempo doppio supporto [s]
- Durata singolo appoggio [%GC]
- Durata doppio appoggio [%GC]
- Durata appoggio [%GC]
- Durata pendolamento [%GC]
- Rapporto pendolamento/appoggio
- Indici di simmetria (limp index)

Parametri cinematica durante il cammino in piano

PIANO SAGITTALE

GINOCCHIO	ANCA	CAVIGLIA	PELVI
<ul style="list-style-type: none">- ROM totale/flessione/estensione- ROM fase appoggio/pendolamento- ROM flessione profonda ginocchio- Massima flessione/estensione pre/postoperatorio- Angolo ginocchio contatto iniziale- Flessione/estensione a determinati istanti del passo (picco, contatto iniziale, appoggio intermedio, ...)	<ul style="list-style-type: none">- ROM totale- Flessione massima in fase di appoggio	<ul style="list-style-type: none">- ROM totale- Dorsiflessione	<ul style="list-style-type: none">- Inclinazione nelle fasi del passo

PIANO FRONTALE

GINOCCHIO	ANCA	CAVIGLIA	PELVI
<ul style="list-style-type: none">- ROM totale/adduzione/abduzione- ROM fase appoggio/pendolamento- Picco angolo di appoggio/pendolamento- Angolo a determinati istanti del passo (picco, contatto iniziale, appoggio intermedio, ...)	<ul style="list-style-type: none">- ROM adduzione/abduzione		<ul style="list-style-type: none">- Obliquità nei vari istanti del passo

PIANO TRASVERSALE

GINOCCHIO	ANCA	CAVIGLIA	PELVI
- ROM totale/appoggio/pendolamento - Angolo rotazione tibiale in determinati istanti del passo (picco, contatto iniziale, appoggio intermedio, ...)	- Angolo rotazione in determinati istanti del passo (picco, contatto iniziale, appoggio intermedio, ...)	- Rotazione interna/esterna in determinati istanti del passo	- Rotazione pelvica

Score di valutazione gait analysis

- Gait Deviation Index(GDI)
- Gait Profile Score (GPS)
- Movement Analysis Profile (MAP)

Parametri cinematica movimento scale

- ROM articolazioni arto inferiore
- Appoggio piede/in punta di piedi
- Durata fase appoggio prima/dopo del movimento della gamba trasversale (carico pieno)

Parametri cinematica durante flessione profonda del ginocchio

- ROM articolazioni arto inferiore, con particolare attenzione all'angolo massimo e minimo di flesso-estensione di ginocchio
- Rotazione femorale/tibiale

Variabili allineamento statico

- Angolo anca-ginocchio-caviglia (HKA)

Parametri dinamica

GINOCCHIO	ANCA	CAVIGLIA
<ul style="list-style-type: none"> - Momento di picco in flessione/estensione [Nm/kg] - Momento massima flessione/estensione - Momento massima adduzione/abduzione - Momento rotazione interna di picco in determinati istanti di appoggio (contatto iniziale, appoggio intermedio/ritardato) - Momento varo/valgo picco - Impulso momento [Nms/(kg*s)] - Dynamic Joint Stiffness 	<ul style="list-style-type: none"> - Momento estensione picco - Momento adduzione/abduzione in determinati istanti del passo - Dynamic joint Stiffness 	<ul style="list-style-type: none"> - Momento inversione massimo - Momento flessione - Momento rotazione interna - Dynamic Joint Stiffness
REAZIONE AL TERRENO (GRF)		
<ul style="list-style-type: none"> - Forza di reazione al suolo verticale di picco [N/kg] - Impulso della forza di reazione al suolo verticale di picco - Simmetria del carico - Centre of Pressure (COP) - Velocità caricamento verticale massima (massima pendenza verticale al terreno durante primo 10% della fase di appoggio) 		

Score valutazione dinamica

- Gait Deviation Index (GDI) dinamica

Elettromiografia

MUSCOLI	VALUTAZIONE DEL SEGNALE
<ul style="list-style-type: none"> - Sacrospinale - Gluteo medio - Vasto mediale/laterale 	<ul style="list-style-type: none"> - Co-attivazione vasto laterale – muscoli posteriori coscia [%]* - Co-attivazione tibiale anteriore – gastrocnemio [%]*

<ul style="list-style-type: none"> - Retto femorale - Semitendinoso/Semimembranoso - Muscoli coscia posteriore mediale/laterale - Bicipite femorale - Gastrocnemio - Soleo - Tibiale anteriore 	<ul style="list-style-type: none"> - MVIC arto operato/non operato [N/BMI]
---	---

* $[(EMG_L + EMG_M) * EMG_L / EMG_M]$, dove EMG_L è il livello di attività nel muscolo meno attivo e EMG_M è il livello di attività nel muscolo più attivo]

4.2.7 Punteggi clinici

INDICE	VALUTAZIONE	SCALA	PUNTEGGI
<i>Knee Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)</i>	Sintomi riferiti a livello dell'articolazione del ginocchio in pazienti affetti da osteoartrosi	5 sottoscale: <ul style="list-style-type: none"> - Dolore - Sintomi - Funzioni/attività quotidiane - Funzione fisica/attività sportive/tempo libero - Qualità vita in relazione al problema ginocchio 	0 → condizione buona 100 → disabilità grave
<i>Oxford Knee Score (OKS)</i>	Stato salute del paziente correlato al ginocchio e dei benefici del trattamento	Indice unico relativo a dolore/funzione ginocchio (gravità dolore, mobilità, zoppicare, scale, stare in piedi dopo essersi seduto, inginocchiarsi, dormire, lavoro domestico)	Totale compreso tra 0 e 48: punteggi << → risultati scadenti punteggi >> → risultati migliori
<i>Western Ontario and McMaster Universities</i>	Pazienti con ginocchia e anca OA	3 sottoscale: <ul style="list-style-type: none"> - Dolore durante varie posizioni e movimenti - Rigidità articolare 	Punteggi >> indicano dolore, rigidità o funzione

<i>Osteoarthritis Index</i> <i>(WOMAC)</i>		- Difficoltà esecuzione delle attività quotidiane	fisica peggiori
<i>Knee Outcome Survey</i> <i>Activities of Daily Living Score</i> <i>(KOS-ADL)</i> <i>(non in italiano)</i>	Sintomi e limitazioni funzionali nelle normali attività quotidiane causate da varie patologie del ginocchio	- Sintomi (dolore, crepitio, rigidità, gonfiore, instabilità/scivolamento, debolezza) - Limitazioni funzionali (difficoltà cammino, ausili deambulatori, zoppicare, salita/discesa scale, postura eretta, ...)	Da 0 a 100: 100 → nessun sintomo correlato al ginocchio o limitazioni funzionali
<i>Knee Score Society</i> <i>(KSS)</i>	Per OA ginocchio	- Knee Score valuta dolore riferito dal paziente, la presenza di contratture in flessione, deficit estensione e ROM - Function Score valuta funzionalità ginocchio quantificando capacità di camminare, salire scale, e utilizzo ausili	< 60 → scarso 60-69 → sufficiente 70-79 → buono 80-100 → eccellente
<i>International Knee Documentation Committee Subjective Knee Evaluation Form</i> <i>(IKDS)</i>	valuta miglioramento/deterioramento dei sintomi, funzione e attività sportive a causa di danni al ginocchio	- Sintomi, inclusi dolore, rigidità, gonfiore, blocco/presa e cedimento - Sport e attività quotidiane - Funzione ginocchio attuale/prima infortunio	Da 0 a 100: 100 → nessuna limitazione con le attività quotidiane o sportive e assenza sintomi
<i>Visual Analogic Scale</i>	Intensità dolore		0 → assenza dolore

(VAS)			10 → peggiore dolore immaginabile
Short Form Health Survey 36 (SF – 36) (si usa anche la forma ridotta chiamata SF-12)	Effetto dei trattamenti medici sul benessere e sul funzionamento della popolazione USA	<ul style="list-style-type: none"> - Funzionamento fisico - Funzionamento sociale - Limitazioni dovute a problemi fisici - Limitazioni dovute a problemi emotivi - Salute mentale - Energia/vitalità - Dolore - Percezione salute generale e rispetto anno precedente 	<p>< 20 stato fisico → limitazione nella cura di sé e nell'attività, dolore fisico importante, stanchezza frequente.</p> <p><< stato psicologico → frequente disagio sociale e personale per emotività</p>
Harris Hip Score (HHS)	Funzionalità anca, eseguendo anamnesi funzionale del paziente associata a valutazione obiettiva dei gradi di libertà dell'articolazione su tutti i piani	<ul style="list-style-type: none"> - Dolore - Funzionalità attività quotidiane - Presenza deformità strutturali - ROM 	<p>< 70 → scarso</p> <p>70-79 → sufficiente</p> <p>80-89 → buono</p> <p>90-100 → eccellente</p>

4.2.8 Equilibrio e propriocezione

Task movimento



Stare in piedi con occhi aperti in posizione verticale su piattaforma inclinata di 20° su piano sagittale e trasversale



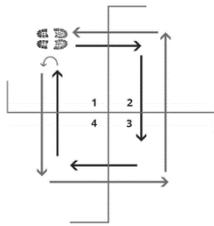
In piedi con occhi aperti/chiusi



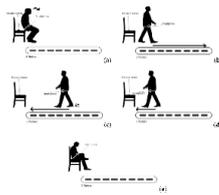
Affondi



Attività su superfici sconnesse



Four square step



Time up and go

Strumentazione

- Piattaforma di forza (Neurocom Balance Master System, Kistler, Gravicorder)
- Piattaforma di movimento (PosturoMed)
- Piattaforma baropodometrica (FDM)
- Sistema posturografico (Nintendo Wii Balance Board)
- Piattaforma modulabile gradualmente (Biodex Balance Board)

4.2.9 Parametri oggettivi

Parametri clinici

- Forza flessori/estensori ginocchia TKA/controlaterale
- ROM in flessione/estensione ginocchia TKA/controlaterale

Parametri equilibrio

TEST	TIPO	VALUTAZIONE	DESCRIZIONE
<i>Modified clinical test of sensory interaction on balance (mCTSIB)</i>	Statico	- Occhi aperti, superficie solida - Occhi chiusi, superficie solida - Occhi aperti, superficie dinamica - Occhi chiusi, superficie dinamica	Valuta l'utilizzo di input sensoriali in caso di compromissione di uno o più sistemi sensoriali. (valutazione oscillazione posturale)
<i>Unilateral stance (US)</i>	Statico	Occhi aperti e braccia sui fianchi	Tempo (s) di singolo appoggio su un solo arto. Termine di durata quando il soggetto appoggia il piede o allontana un arto superiore dal fianco.
<i>Limits of stability (LOS)</i>	Dinamico	Soggetti a piedi nudi sulla pedana di forza e braccia lungo i fianchi con i palmi diretti verso le cosce	Massima distanza che soggetto può ricoprire in una data direzione senza perdere equilibrio o chiedere assistenza. Richiede di spostare baricentro con la stessa rapidità e precisione possibile verso target situato sul bordo della pedana. Mmax 8 secondi per completare test

<i>Rhythmic Weight Shift</i> (RWS)	Dinamico	3 diversi ritmi: - Lento (3 s da picco a picco) - Moderato (2 s da picco a picco) - Veloce (1 s da picco a picco)	Valuta la capacità di trasferire il centro di pressione ritmicamente nel piano sagittale e anteroposteriore. Misura la velocità e il controllo del movimento tra due target a 50% dei limiti di stabilità
<i>Weight-Bearing Squat</i> (WBS)	Dinamico	4 angoli di flessione del ginocchio: - 0° - 30° - 60° - 90°	Valuta l'abilità di un soggetto ad eseguire squat con le ginocchia flesse mentre sta mantenendo un peso distribuito

4.3 Sample size

Prima di procedere con un qualsiasi studio in ambito clinico, è sempre necessario provvedere alla determinazione preliminare del sample size, ovvero di un numero di campioni sufficienti rappresentativo dell'intera popolazione che si vuole studiare [53]. È un parametro statistico attraverso cui si definisce la dimensione ottimale dei partecipanti richiesto per poter arrivare a determinare risultati eticamente e scientificamente validi ed evitare errori nell'interpretazione. Per la determinazione del sample size si deve tenere in considerazione di alcuni parametri da cui dipende [54]:

- Livello di significatività (α)
- Potenza dello studio desiderato (β)
- Effect size atteso
- Deviazione standard della popolazione (σ)

Il livello di significatività, noto anche con la lettera "p", è un parametro che implica l'accettazione della possibilità di riportare erroneamente un effetto significativo, o

ancora, la probabilità di accettare un falso positivo, e, solitamente, nei dati preliminari viene impostato a 0.05.

La potenza dello studio desiderata invece rappresenta la probabilità di non riuscire a rilevare una differenza quando in realtà è presente e si cerca di mantenere quanto più alto possibile il valore della potenza, in modo tale da ridurre questo tipo di errore.

L'effect size rappresenta la più piccola differenza misurata tra i due gruppi confrontati che l'investigatore vorrebbe che lo studio rilevare. Si può stimare l'effect size sulla base di studi precedentemente riportati o preclinici e più l'effect size tra i gruppi è grande e minore sample size è necessario per lo studio, al contrario un effect size piccolo tra i gruppi necessita di una dimensione del campione grande. L'ultimo parametro di cui bisogna tenere in considerazione è la deviazione standard della popolazione, ossia la misura della dispersione o della variabilità dei dati: un'omogeneità della popolazione implica una deviazione standard minore. Sulla base della definizione delle variabili introdotte in precedenza, trattandosi di uno studio di tipo comparativo, il sample size viene così definito [55]:

$$N = \frac{4\sigma^2(z_{crit} + z_{pwr})^2}{D^2}$$

, dove N è la dimensione del campione richiesta dallo studio che si vuole portare avanti, σ è il valore della deviazione standard stimata, assunta essere uguale per entrambi i gruppi che si vogliono analizzare, D è la differenza minima richiesta tra i due gruppi, ovvero l'effect size stimato, z_{crit} è un valore costante tabellato, impostato in base al tipo di errore accettato e si riferisce al livello di significatività scelto, e z_{pwr} è un valore costante tabellato impostato in base al valore della potenza dello studio scelto.

Sulla base dell'analisi in letteratura affrontata, per eseguire una valutazione su pazienti che hanno una protesi totale del ginocchio è necessario avere un sample size di almeno 20 pazienti [42], [56] per ogni gruppo di indagine.

Volendo ipotizzare la nostra dimensione del campione per questo progetto di tesi, si considera come variabile di controllo il momento di adduzione del ginocchio, in

particolare, il valore di picco, perché considerato il parametro che accelera la progressione dell'OA sul compartimento mediale del ginocchio. Considerando una valutazione dei pazienti in fase pre-operatoria e post-operatoria, si prevede che con l'operazione di PTG si verifica una riduzione di circa l'8% del picco del momento di adduzione sull'arto malato, che equivale a dire circa 0.32 Nm/kg. Su considerazioni già fatte in letteratura [57], si stima che la deviazione standard σ sia pari a 0.4 Nm/kg. Ipotizzando inoltre $\beta=85\%$, con $\alpha=0.05$, si ottiene $z_{crit}=1.960$ e $z_{pwr}=1.036$, allora $N=58$. Considerando che durante lo studio potrebbero verificarsi condizioni tali da non riuscire a fare valutazioni pre e post-operatorie sugli stessi pazienti, si consiglia di aumentare il sample size ad almeno 60 pazienti, distribuiti 30 per ogni gruppo di indagine.

5. Metodologia

Sulla base del protocollo precedentemente presentato, sono state selezionate alcune attività che si intende realizzare nei laboratori dell'USU ed è stato definito un set di analisi da sottoporre al paziente. Si è deciso di focalizzare l'attenzione dell'analisi al confronto tra *differenti tipologie di protesi*, in particolare al confronto tra le Cruciate Retaining (CR) e le Posterior Stabilized (PS), rifacendoci ai modelli di protesi Attune, Legion e Journey, quotidianamente utilizzate dagli ortopedici del CTO di Torino e che hanno mostrato una versatilità tale da poter essere usate per entrambe le tipologie di impianto proposte. In secondo luogo si è deciso di concentrare la selezione su pazienti che avessero subito la stessa tecnica chirurgica e di scegliere pazienti di genere femminile, in quanto maggiormente colpite da OA al ginocchio.

5.1 Selezione pazienti

A partire dai registri operatori dei pazienti del CTO, i pazienti sono stati individuati, dopo una prima analisi, sulla base del tipo di operazione eseguita e del tipo di protesi impiantata in un arco temporale che parte dalla metà del 2018 sino all'inizio del 2020, avendo come fattore comune il chirurgo ortopedico che ha eseguito l'operazione. Successivamente, dopo aver verificato la congruenza tra la valutazione del referto e l'indicazione dell'atto operatorio circa l'arto operato, si è

proceduto alla revisione della lettera di dimissioni, per controllare che non ci fossero patologie nel paziente tali da non permettere l'inclusione dello stesso in tale studio. Come ultimo step, sono stati valutati gli storici più recenti del paziente per verificare la presenza attuale di eventuali comorbidità o altri interventi in programma o complicanze che avrebbero portato all'esclusione.

Nella Tabella 5.1 seguente sono riportati i dati dei pazienti che hanno partecipato allo studio.

DATI	Paziente 1	Paziente 2	Paziente 3	Paziente 4
Età	81	82	65	74
Genere	Donna	Donna	Donna	Donna
Peso (kg)	65	53	76	80
Altezza (m)	1.68	1.60	1.56	1.52
BMI (kg/m ²)	23.03	20.70	31.23	34.63
WOMAC	1/96	31/96	17/96	10/96
VAS arto operato	0/10	1/10	2/10	2/10
Tipologia e modello impianto	CR (Attune)	CR (Attune)	PS (Attune)	PS (Journey)
Arto operato	Lato dx	Lato dx	Lato dx	Lato sn

Tabella 5-1 – Dati demografici pazienti

Tutti i pazienti hanno letto e firmato un modulo di consenso informato per il trattamento dei dati, anche di carattere scientifico.

5.2 Analisi dei dati

5.2.1 Protocollo di acquisizione dati

L'analisi del movimento è un esame che deve garantire la ripetibilità nel tempo della procedura di preparazione e di acquisizione dei dati del paziente e la standardizzazione delle operazioni. Tra i protocollo solitamente utilizzati nei laboratori del movimento si sceglie il più comune, il protocollo DAVIS [58], costituito dalla successione di tre fasi:

1. Acquisizione dei dati antropometrici del paziente: altezza e peso complessivo sono le misure principali, poi successivamente si passa alla misurazione della distanza delle creste iliache anteriori, alla lunghezza della gamba, alla larghezza del ginocchio e alla larghezza della cavaglia.
2. Posizionamento dei marker sul corpo del paziente sulla base di un definito protocollo di analisi, nel nostro caso il protocollo Plug In Gait [59]. I marcatori vengono posti su punti di repere anatomici della pelvi e degli arti inferiori. Dopo tale operazione si può procedere con un'acquisizione di una prova statica che consiste nel mantenimento, da parte del soggetto, della posizione eretta per qualche secondo, durante i quali il sistema stereofotogrammetrico acquisisce la posizione dei marcatori nello spazio. Sono misure utili alla determinazione delle posizioni dei centri articolari degli arti e all'individuazione del sistema di riferimento associato al segmento osseo.
3. Acquisizione della prova dinamica in cui il soggetto cammina lungo un percorso nel laboratorio e ripete tale operazione un numero sufficiente di volte in modo da permettere la registrazione della quantità di dati necessari per completare l'analisi.

La Figura 5.1 riportata di seguito mostra il posizionamento dei marcatori secondo il protocollo di acquisizione Plug In Gait.

Lower-body Plug-in-Gait market set

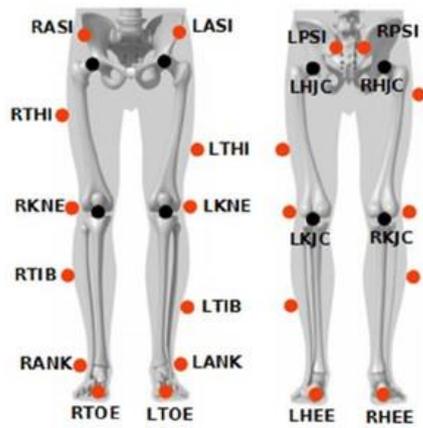


Figure 5.1 – Protocollo Plug In Gait [59] e applicazione su paziente

Nella seguente Tabella 5-2 sono riassunti i marker che vengono utilizzati per un modello di arto inferiore e il loro posizionamento sul punto di repero.

BACINO	
Sigla marker	Posizione anatomica applicazione
LASI	Cresta iliaca anteriore sinistra
LPSI	Cresta iliaca posteriore sinistra
RASI	Cresta iliaca anteriore destra
RPSI	Cresta iliaca posteriore destra
GAMBA	
Sigla marker	Posizione anatomica applicazione
LTHI	Sotto un terzo della superficie della coscia sinistra

RTHI	Sopra di un terzo della superficie della coscia destra
LKNE	Su asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro
RKNE	Su asse di flessione-estensione del ginocchio destro
LTIB	Sotto un terzo della superficie del tibiale sinistro
RTIB	Sopra un terzo della superficie del tibiale destro
LANK	Sul malleolo laterale della caviglia sinistra
RANK	Sul malleolo laterale della caviglia destra
PIEDE	
Sigla marker	Posizione anatomica applicazione
LTOE	Sulla seconda testa metatarsale sinistra
RTOE	Sulla seconda testa metatarsale destra

LHEE	Sul calcagno sinistro alla stessa altezza dalla superficie plantare del piede
RHEE	Sul calcagno destro alla stessa altezza dalla superficie plantare del piede

Tabella 5-2 – Set marker su arto inferiore

5.2.2 Strumentazione

Nell'ambito di questo progetto di tesi le acquisizioni e le valutazioni su pazienti soggetti ad artroplastica totale di ginocchio sono state possibili grazie alla collaborazione e alla disponibilità del dipartimento di Unità Spinale Unipolare (USU) di Torino. In Figura 5.2 viene riportato il laboratorio presso il quale si eseguono gli esami del passo.



Figure 5.2 – Laboratorio Analisi del Movimento USU

La strumentazione presente all'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento si compone del sistema optoelettronico VICON Cometa, composto da 8 telecamere a

infrarossi (Figura 5.3), utile alla ricostruzione delle traiettorie dei marker applicati sui soggetti, con frequenza massima di acquisizione pari a 120 Hz e 2 videocamere a 50 Hz, utili alla registrazione della prova (Figura 5.4).



Figure 5.3 – Telecamere ad infrarossi VICON



Figure 5.4 – Videocamera

A tal proposito per facilitare l'individuazione dei punti di repere anatomici si usano un set di marker passivi costituiti da materiale catarifrangente (Figura 5.5).



Figure 5.5 – set di markers utilizzati

Il sistema optoelettronico è inoltre sincronizzato con altri differenti dispositivi presenti nel laboratorio: in particolare con due pedane di forza (Kistler, 1000 Hz), mostrate in Figura 5.6 e un sistema di 10 sonde EMG Wireless (COMETA) in Figura 5.7.



Figure 5.6 – Pedane di forza Kistler



Figure 5.7 – sonde EMG Wireless COMETA

Le pedane di forza sono posizionate al centro del percorso, in posizione sfalsata l'una dall'altra per permettere l'appoggio dei piedi su entrambe le piattaforme durante l'esecuzione della prova. Sono costituite da quattro celle di carico, sfruttando un meccanismo di trasduzione piezoelettrico, per cui non sono adatte a misure di carico statico, ma trattandosi di esami sull'analisi del cammino è perfetta per rilevazioni di forze durante il cammino del soggetto. Ogni pedana è in grado di restituire:

- tre componenti di forza lungo gli assi x, y e z;
- tre componenti dei momenti intorno a x, y e z;
- componenti del centro di pressione (COP) lungo gli assi x e y;

5.2.3 Acquisizione ed elaborazione dei dati

All'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento è presente il sistema di Motion Capture, VICON [60], coadiuvato dal software applicativo Vicon Nexus, la cui funzione è di ricevere le informazioni registrate dalle telecamere ad infrarossi e dalla pedana di forze e rielaborarle nell'ottica di dare un significato clinico di interesse. Il funzionamento del sistema VICON è demandato alla concatenazione di tre processi fondamentali:

- Pre-processing
- Registrazione dei dati
- Post-processing

La fase di *pre-processing*, molto critica, riguarda un applicativo dedicato alla calibrazione del set di camere presenti nel laboratorio, alla determinazione del sistema di riferimento globale, fisso, rispetto al quale vengono fornite le coordinate dei marker, e tecnico, arbitrario, solidale ad un segmento osseo, e al posizionamento corretto dei marcatori sul paziente, secondo un protocollo ben stabilito.

La fase di *registrazione di dati* parte dalle acquisizioni statiche per la ricostruzione dello stick diagram, come si può notare in Figura 5.8, quando il soggetto è fermo in posizione eretta, e continua con la registrazione del movimento di interesse. Una volta effettuata tale operazione, si procede con le operazioni di *labelling* e *tracking*, quindi della ricostruzione vera e propria delle traiettorie dei marcatori.

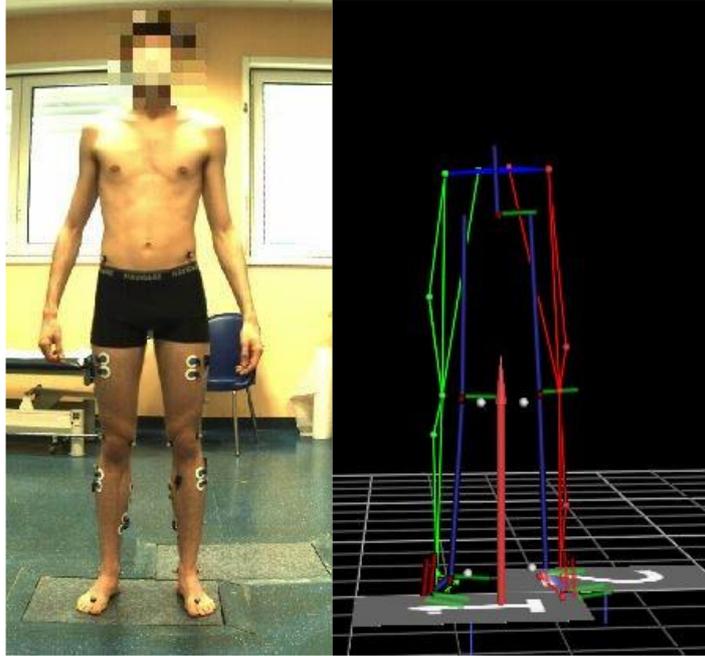


Figure 5.8 – Prova statica soggetto e la sua ricostruzione biomeccanica

La fase di *post-processing* è la parte dedicata all'elaborazione dei dati acquisiti, da cui è possibile poi ricavare le curve dei parametri biomedici di interesse. In questo passaggio si valuta la bontà dei dati ricavati, si ricostruiscono eventuali gap dovuti ad una non corretta rilevazione da parte del sistema di telecamere presenti e infine si può procedere con l'esportazione di dati. Assemblando le informazioni che provengono dal sistema di tracking e dalle pedane di forza è poi possibile visualizzare il cammino del paziente dal punto di vista cinematico e dinamico e, da qui, ricavare i parametri clinici per la successiva refertazione.

5.3 Test funzionali scelti

Dal set di attività presenti nel protocollo è stato deciso di incentrare l'analisi su:

- Camminata su superficie piana
- Sit-to-stand
- Posizione eretta con occhi aperti/chiusi su superficie piana

5.3.1 Camminata su superficie piana

Per l'esecuzione di questa prova viene invitato il paziente a camminare, all'interno del laboratorio, ad una velocità auto-selezionata, un numero sufficiente di volte per

ottenere tutte le informazioni necessarie per l'analisi del cammino. Al paziente, prima dell'inizio della prova, viene suggerito di mantenere un'andatura quanto più fisiologica possibile, per non compromettere la validità dell'esame effettuato e di cercare di impattare distintamente le due pedane di forza con entrambi i piedi, senza pregiudicare la traiettoria del proprio cammino. Di seguito, la Figura 5.9 mostra un esempio durante l'acquisizione del cammino.

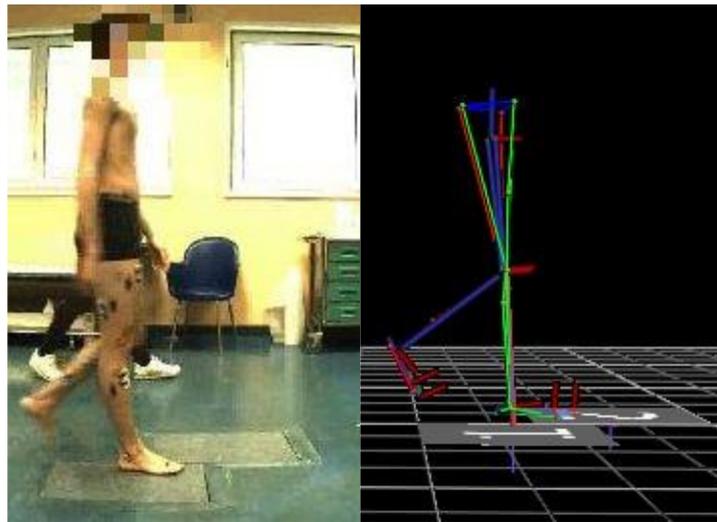


Figure 5.9 – Acquisizione prova cammino

5.3.2 Sit-to-Stand

Per l'esecuzione di questa prova il paziente è seduto su uno sgabello, posizionato in prossimità delle piattaforme di forza in modo da poggiare distintamente i piedi su di esse. A partire dalla posizione da seduto, con le braccia incrociate al petto, il paziente si solleva, rimane in posizione eretta per qualche secondo e, successivamente, torna alla posizione di partenza, seduto sullo sgabello. Per il buon esito della prova, il soggetto deve rimanere per tutto l'intervallo di tempo di esecuzione del task con entrambi i piedi poggiati sulle due pedane separatamente.

L'importanza di questa prova risiede nel fatto che il sollevamento dalla sedia implica un aumento della forza e dei momenti articolare rispetto alla camminata e risulta un movimento di difficile esecuzione per la maggior parte dei pazienti con anomalie neurologiche e muscolo-scheletriche [61]. Norman-Gerum et al. [62] hanno pensato di suddividere l'azione di sollevamento dalla sedia in 6 fasi, individuate in base agli angoli che si formano all'altezza del tronco, dell'anca, del

ginocchio e della caviglia e in base alle differenti forze di reazione vincolare al suolo sviluppate. Le 6 fasi riportate sono:

- 1) Inizio del sit-to-stand
- 2) Inizio del sollevamento dalla sedia
- 3) Raggiungimento di una fase di sospensione durante il sollevamento
- 4) Raggiungimento della posizione eretta
- 5) Inizio della fase di stabilizzazione
- 6) Fine del sit-to-stand

Nella Figura 5.10 viene documentata la successione delle fasi descritte precedentemente ed eseguite da un soggetto sano campione.

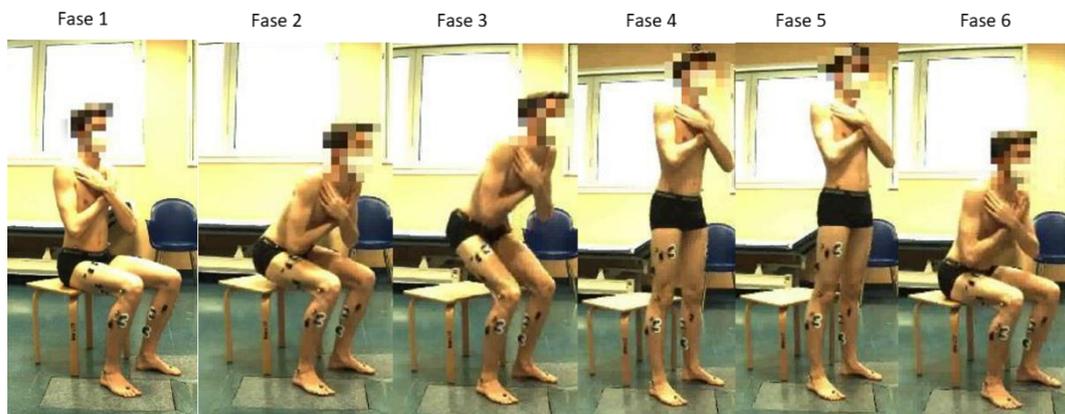


Figure 5.10 – Successioni delle fasi del Sit-to-stand

5.3.3 Posizione eretta con occhi aperti/chiusi su una superficie piana

Per l'esecuzione della prova il paziente si trova in posizione eretta con entrambi i piedi poggiati sulla pedana di forza e le gambe divaricate all'altezza delle spalle. Al soggetto viene chiesto di mantenere questa posizione per circa 30 secondi, prima con gli occhi aperti, guardando un punto fisso davanti a sé, poi di ripetere tale prova per altri 30 secondi, con gli occhi chiusi. La pedana di forza, durante l'esecuzione di questo task, registra il movimento del centro di pressione (COP), lungo la direzione antero-posteriore e medio-laterale. L'obiettivo della prova è verificare le abilità propriocettive e di equilibrio del paziente, che diminuiscono all'aumentare dello stadio artrosico del ginocchio e aumenta, di conseguenza, il rischio di cadere.

6. Risultati e discussioni

Nel seguente capitolo vengono presentati i risultati ottenuti dallo studio, divisi per il tipo di attività svolta. Le tabelle e i grafici presentati riportano i valori medi dei parametri selezionati. La suddivisione dell'analisi dei dati è stata eseguita considerando l'arto sano e l'arto operato per i pazienti, mentre, non avendo a disposizione un gruppo di controllo, sono stati considerati i valori spazio-temporali sono stati presi dalla letteratura [63], relativi a soggetti sani di genere femminile con una età media compresa tra 74 e 79 anni, mentre per le altre prove sono stati considerati i valori di un soggetto campione giovane sano. Gli andamenti fisiologici riportati nell'analisi cinematica e dinamica sono stati presi dalla letteratura.

6.1 Valutazione clinica paziente

I test di valutazione del dolore (VAS) e delle abilità funzionali (WOMAC) sono stati sottoposti ai pazienti alla fine dell'esecuzione delle prove. Al momento dell'acquisizione nessun paziente ha manifestato dolori significativi sulle ginocchia operate, come dimostrato dai valori nella scala del dolore, con il massimo che si attesta su 2/10. Per il test sulle abilità funzionali il paziente 1 presentava un ottimo stato di salute generale, come confermato dai questionari di valutazione clinica con un valore di WOMAC pari a 1. I pazienti 3 e 4 presentavano un buon stato di salute con valori di WOMAC leggermente più alti ma comunque evidenziavano soddisfazione nei confronti della protesi impiantata. Discorso differente invece per il paziente 2, che mostrava un buon stato di salute ma manifestava problematiche sull'arto controlaterale, già operato precedentemente, come dimostra il valore WOMAC pari a 31/96.

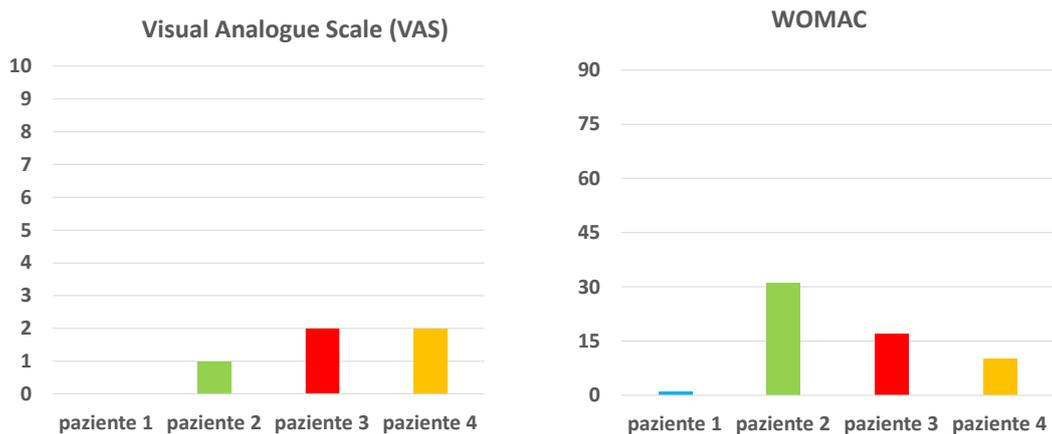


Figure 6.1 – Valutazione clinica pazienti

6.2 Cammino

6.2.1 Parametri spazio-temporali

In questa sezione vengono riportati i parametri spazio-temporali dei pazienti durante l'esecuzione della prova del cammino. In Tabella 6-1 vengono presentati i risultati per l'arto sano dei quattro pazienti, in Tabella 6-2 invece sono riportati i valori relativi all'arto operato dei soggetti.

Parametri temporali					
DATI ARTO SANO	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG [63]
Tempo passo (s)	1.24	1.27	1.27	1.01	1.06
Tempo emipasso (s)	0.61	0.63	0.65	0.52	0.53

Tempo appoggio (s)	0.80	0.81	0.81	0.68	<i>0.67</i>
Durata appoggio (%)	64.18	64.13	64.21	61.03	<i>63.9</i>
Tempo pendolamento (s)	0.44	0.45	0.45	0.43	<i>0.38</i>
Durata pendolamento (%)	35.82	35.87	35.79	38.97	<i>36.1</i>
Tempo singolo supporto (s)	0.41	0.46	0.42	0.41	<i>0.38</i>
Tempo doppio appoggio (s)	0.38	0.35	0.39	0.27	<i>0.3</i>
Limp Index	0.96	1.01	0.96	0.97	-
Parametri spaziali					
Lunghezza passo (m)	0.84	0.78	0.92	1.22	<i>1.18</i>

Lunghezza emipasso (m)	0.42	0.40	0.44	0.63	<i>0.59</i>
Larghezza passo (m)	0.13	0.17	0.21	0.13	<i>0.08</i>

Tabella 6-1 - Parametri temporali e spaziali arto sano

Dall'osservazione dei dati relativi all'arto sano dei pazienti si nota come i primi tre soggetti mostrano dei valori molto simili tra loro e mostrano delle differenze significative rispetto al gruppo di controllo. Il paziente 4 invece presenta dei valori che si avvicinano a quelli fisiologici.

Parametri temporali					
DATI ARTO OPERATO	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG [63]
Tempo passo (s)	1.25	1.26	1.27	1.03	<i>1.06</i>
Tempo emipasso (s)	0.61	0.63	0.62	0.49	<i>0.53</i>
Tempo appoggio (s)	0.84	0.8	0.85	0.69	<i>0.67</i>
Durata appoggio (%)	66.81	63.03	67.16	62.28	<i>63.9</i>

Tempo pendolamento (s)	0.41	0.46	0.42	0.42	0.38
Tempo singolo supporto (s)	0.44	0.44	0.45	0.43	0.38
Tempo doppio appoggio (s)	0.40	0.35	0.41	0.26	0.3
Limp Index	1.03	0.97	1.04	1.02	-
Parametri spaziali					
Lunghezza passo (m)	0.83	0.77	0.92	1.25	1.18
Lunghezza emipasso (m)	0.41	0.38	0.48	0.58	0.59
Larghezza passo (m)	0.13	0.17	0.21	0.15	0.08

Tabella 6-2 - Parametri temporali e spaziali arto operato

Parametri spazio-temporali					
Dati cammino	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG [63]

Velocità cammino (m/s)	0.68	0.62	0.73	1.05	<i>1.12</i>
Cadenza (step/min)	96.67	95.59	94.77	110.31	<i>114</i>

Tabella 6-3 - Parametri spazio-temporali

Dall'osservazione dei parametri presentati nelle tabelle precedenti non si notano per i primi tre pazienti differenze significative nei valori, che risultano alterati rispetto ai valori del gruppo di controllo. Il paziente 4 invece presenta dei valori che si avvicinano molto a quelli di un cammino fisiologico, mostrando un buon recupero sull'arto operato e una simmetria dei parametri su entrambi gli arti. Il confronto dei parametri spazio-temporali del cammino con il gruppo di controllo conferma i risultati presentati nella letteratura, con un aumento dei tempi del passo e dei tempi di appoggio e una ridotta lunghezza dei cicli e dei passi sia sull'arto sano che su quello operato, di tre pazienti. Considerando, tuttavia, dalla fisiologia la durata dell'appoggio come il 60% del ciclo del passo e la durata dell'oscillazione come il restante 40%, i valori riportati per il gruppo di controllo si discostano da questi ma sono da interpretare come l'avanzamento dell'età dei soggetti implichi una dilatazione dei tempi del cammino. Il documento di riferimento preso dalla letteratura non riporta il valore del limp index, che per soggetti sani si attesta pari a 1. Anche in questo caso il valore per il soggetto di controllo potrebbe essere differente, considerando anche che, come detto in precedenza, la durata dell'appoggio e del pendolamento si discostano dai valori fisiologici. Considerando il valore di limp index pari a 1, si nota che i pazienti analizzati mostrano delle differenze significative, sia per l'arto operato che per l'arto sano. Oltre questo, si nota dalla Tabella 6-3 una differenza significativa nella velocità del cammino: il dato ottenuto dal paziente 4 è confrontabile alla velocità di 1 m/s circa, valore di riferimento in letteratura ottenuto da Milner [64] dopo un lavoro di revisione, per i restanti tre pazienti la velocità è ridotta, sulla base delle considerazioni fatte da Benedetti [35]. Per la cadenza è possibile fare la stessa considerazione, dal momento che i valori dipendono dalla velocità del cammino, per cui solo il paziente

4 si avvicina ad un valore fisiologico. Tuttavia è possibile che le differenze nei valori ottenuti derivino dalla diversa modalità di prelievo dei dati: nel presente studio sono stati estratti sulla base delle ricostruzioni dei marker posti sui piedi dei pazienti con il sistema stereofotogrammetrico, mentre nello studio di Hollman le informazioni provenivano da una piattaforma sensibile al contatto. Altra differenza che deve essere considerata è che i nostri pazienti hanno camminato scalzi all'interno del laboratorio, al contrario dello studio di Hollman dove i soggetti utilizzavano le scarpe. Nonostante la limitatezza del numero dei pazienti, l'alterazione dei parametri spazio-temporali si nota indipendentemente dalla tipologia di protesi impiantata.

6.2.2 Cinematica

In questa sezione vengono riportati gli andamenti della cinematica 3D relativi all'articolazione di anca, ginocchio e caviglia, rapportati in percentuali del ciclo del passo, dei singoli pazienti analizzati. I grafici riportano gli andamenti medi dei singoli cicli mediati durante la prova del cammino. Si riporta in Tabella 6-4 la legenda con gli arti operati e sani e i colori delle linee che ne descrivono gli andamenti.

Paziente	Arto operato	Arto sano
1	Destro (linea verde)	Sinistro (linea rossa)
2	Destro (linea verde)	Sinistro (linea rossa)
3	Destro (linea verde)	Sinistro (linea rossa)
4	Sinistro (linea rossa)	Destro (linea rossa)
Gruppo controllo	Linea nera	

Tabella 6-4 – Legenda pazienti e gruppo controllo

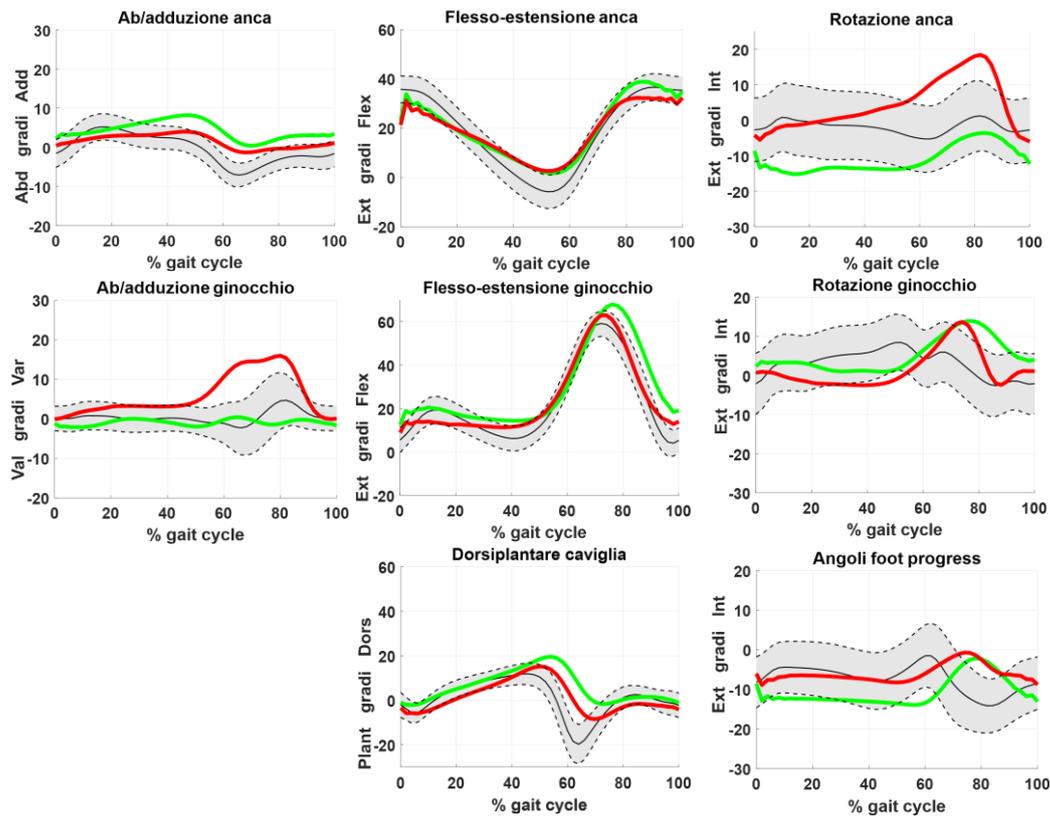


Figure 6.2 - Cinematica 3D paziente 1

Sul piano sagittale è possibile osservare come il paziente cammini con entrambe le ginocchia in leggera flessione durante la fase di appoggio: questo non permette, durante la fase di caricamento di estendere la gamba secondo un'andatura fisiologica, mentre presenta una buona flessione della ginocchia nella fase di pendolamento, comparabile con l'andamento fisiologico. Sul piano frontale si nota una deformazione genu vara del ginocchio sano durante la fase di pendolamento, mentre l'andamento del ginocchio operato rientra nei range fisiologici. Un andamento non fisiologico del ginocchio si riflette sull'articolazione di anca e caviglia: in modo particolare la flessione delle ginocchia in appoggio comporta una leggera flessione dell'anca, con il corpo del paziente che tende ad essere piegato leggermente in avanti e con una non corretta plantar-flessione della caviglia, che sembra avanzare in modo rigido. In linea generale l'intervento di artroplastica del ginocchio dal punto di vista cinematico non sembra modificare in modo significativo i pattern del cammino, su entrambi gli arti.

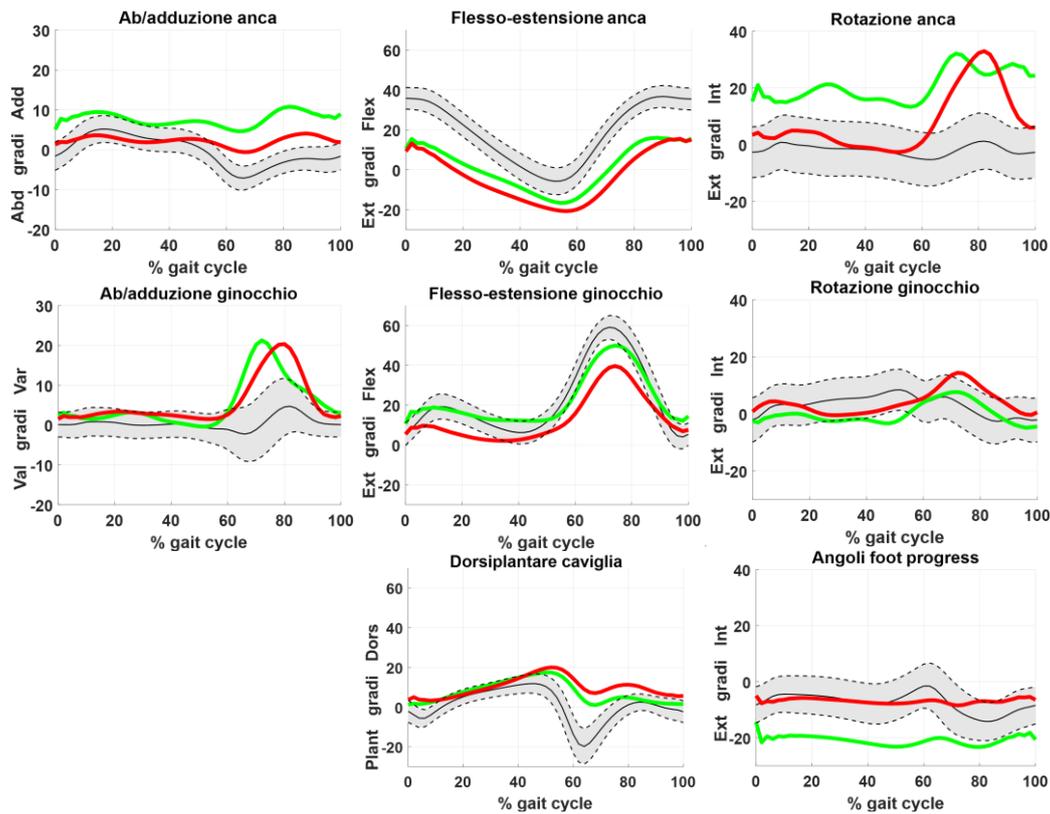


Figure 6.3 - Cinematica 3D paziente 2

Come si può notare nel piano sagittale il paziente ha il baricentro spostato leggermente in avanti, con le ginocchia già in flessione in fase di appoggio, che non permette una completa estensione nella fase di accettazione del carico. In fase di pendolamento l'arto sinistro sano ha una flessione ridotta rispetto all'arto operato, che invece si avvicina all'andamento fisiologico, mentre l'articolazione di anca durante tutto il periodo del cammino risulta essere iper-estesa e la caviglia mostra una ridotta plantar-flessione in fase di pendolamento su entrambi gli arti. Tuttavia un contributo importante dell'iper-estensione dell'anca può essere dato da un non corretto posizionamento dei marker sugli indumenti, che sono poi scesi durante il movimento, per cui la cinematica dell'anca dovrebbe essere interpretata essendo a conoscenza di questo dettaglio. Sul piano frontale si evince come entrambe le ginocchia tendano ad avere un pattern di varismo. Dall'osservazione degli andamenti il paziente mostra delle anomalie cinematiche su tutti i piani.

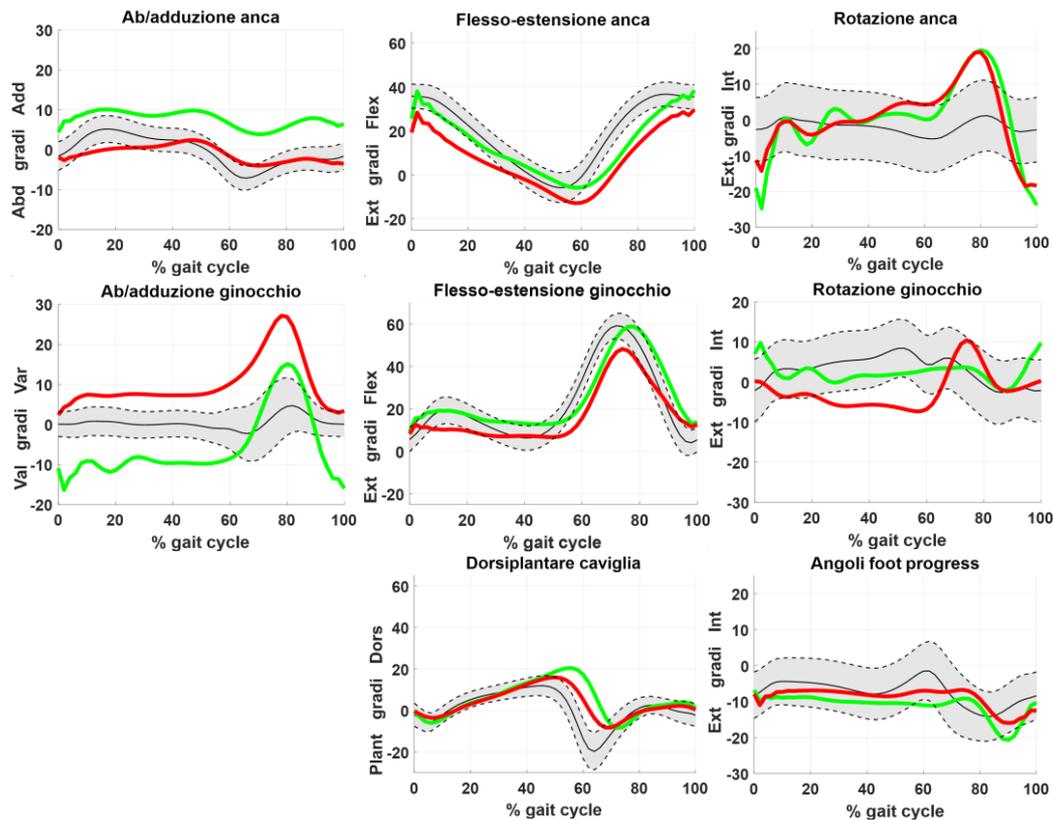


Figure 6.4 - Cinematica 3D paziente 3

La flessione di entrambe le ginocchia sul piano sagittale in fase di appoggio non permette la completa estensione in fase di appoggio intermedio, ma nella fase di swing il ginocchio operato garantisce un andamento fisiologico, mentre il ginocchio controlaterale perde in flessione. Tale situazione è interpretabile come una condizione di adattamento per la riduzione del dolore durante il cammino. La riduzione in flessione dell'arto sano in fase di pendolamento si riflette con una leggera iper-estensione dell'anca di tale arto, mentre sulla caviglia si nota una ridotta plantar-flessione al momento dello stacco di entrambi gli arti. Sul piano frontale del ginocchio emerge l'anomalia più significativa, con l'arto operato che mostra una deformazione genu vara per tutto il ciclo del passo, con un aumento significativo nel momento dello stacco dal terreno.

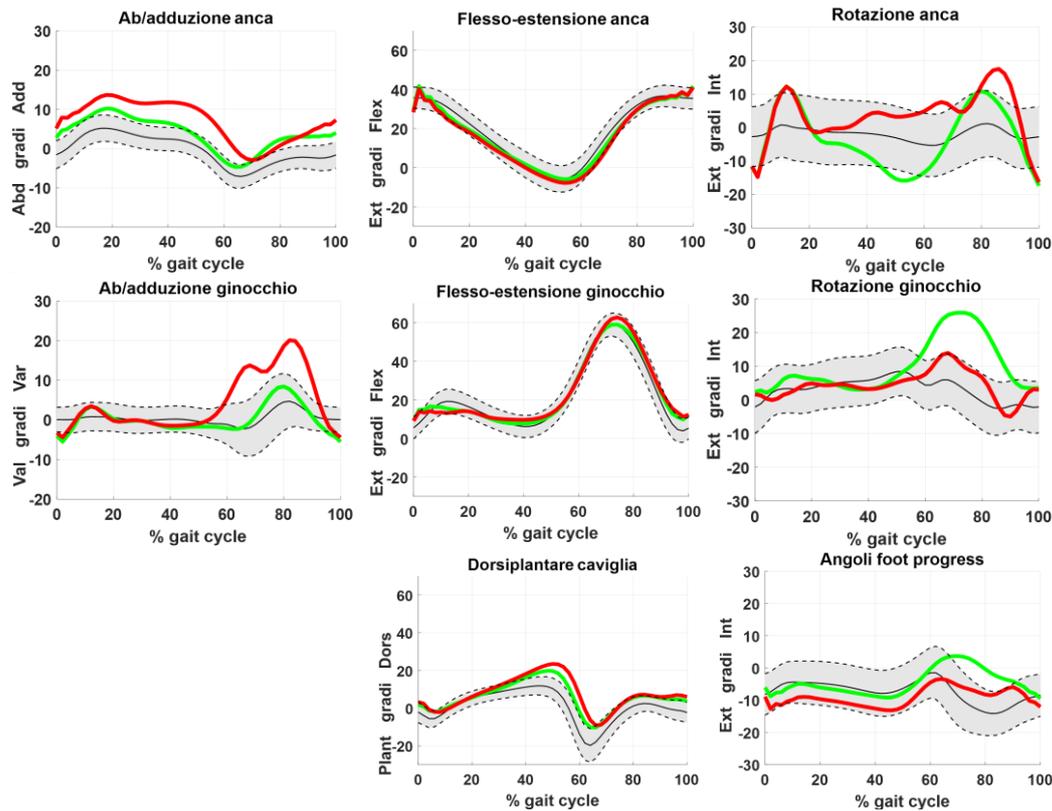


Figure 6.5 - Cinematica 3D paziente 4

Dalla figura si evince come gli andamenti per entrambi gli arti siano confrontabili, questo dimostra che dal punto di vista cinematico, il paziente sembra recuperare bene dall'operazione subita. Sul piano sagittale gli andamenti di anca, ginocchio e caviglia seguono gli andamenti fisiologici, ad eccezione solamente della fase di appoggio del ginocchio dove, come già dimostrato in precedenza dagli studi in letteratura, il paziente ha le ginocchia in flessione che ne limita una completa estensione nella fase di caricamento, ma successivamente recupera una flessione fisiologica in fase di pendolamento. Sul piano frontale si nota un andamento anomalo per l'arto operato, in fase di pendolamento, dove il ginocchio tende ad assumere una deformazione in varo, che si riflette anche su una leggera adduzione dell'articolazione dell'anca durante tutta la fase del passo. Un ulteriore aspetto riguarda il piano trasversale del ginocchio, dove l'arto controlaterale sano mostra una eccessiva rotazione interna durante la fase di pendolamento, contrariamente a ciò che accade all'arto operato dove l'andamento rientra nei range fisiologici.

Di seguito nelle Tabelle 6-4 e 6-5 seguenti vengono riportati i valori di Range of Motion (ROM) per l'arto operato e per l'arto sano nei tre piani di riferimento. Il ROM viene calcolato come l'escursione tra il massimo valore e il valore minimo di

un andamento. Vengono forniti anche i valori medi e i range fisiologici di ROM relativi al gruppo di controllo, ricavati dagli andamenti fisiologici della letteratura. Tali valori possono fornire un ulteriore supporto per evidenziare la differenza tra l'arto operato e l'arto controlaterale sano.

ROM ginocchio sano (°)					
Parametri	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG (media e range)
1° picco piano sagittale	4.43	7.85	5.99	10.47	15.27 <i>(14.93-27.56)</i>
2° picco piano sagittale	54.23	38.41	42.78	52.91	55.2 <i>(55.11-66.96)</i>
Piano frontale	17.3	20.50	24.71	14.95	7.57 <i>(6.98-20.97)</i>
Piano trasversale	19.32	16.39	18.11	26.47	11.75 <i>(11.04-26.13)</i>

Tabella 6-5 - Valori ROM ginocchio sano

Sulla base degli andamenti riportati in precedenza, si possono notare le differenze di ROM tra i pazienti e il gruppo di controllo. Sul piano sagittale si nota per tutti i pazienti una riduzione nell'escursione del ginocchio sano nella fase di appoggio, dove il primo picco di flessione risulta inferiore rispetto al valore medio fisiologico, mentre per due pazienti, con impianti di protesi diversi, si ottiene una flessione del

ginocchio in pendolamento paragonabile al valore medio del gruppo di controllo. Sul piano frontale emergono le criticità maggiori, dove si osserva una differenza significativa per tre pazienti rispetto al valore fisiologico, mostrando un pattern genu varo.

ROM ginocchio operato (°)					
Parametri	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG (media e range)
1° picco piano sagittale	6.53	8.00	7.44	5.76	15.27 <i>(14.93-27.56)</i>
2° picco piano sagittale	55.7	39.69	47.64	54.09	55.2 <i>(55.11-66.96)</i>
Piano frontale	5.54	22.65	32.68	26.07	7.57 <i>(6.98-20.97)</i>
Piano trasversale	14.07	13.57	13.57	21.3	11.75 <i>(11.04-26.13)</i>

Tabella 6-6 - Valori ROM ginocchio operato

I valori di ROM per l'arto operato mostrano come sul piano sagittale i pazienti abbiano una ridotta escursione del ginocchio in flessione in fase di appoggio, mentre in fase di pendolamento due pazienti recuperano un range fisiologico e due pazienti mostrano delle differenze significative rispetto al gruppo di controllo. Sul piano frontale si nota come solo il paziente 3 abbia un ROM che si allontana di

molto dai range fisiologici di circa 12°, mentre il paziente 1 e il paziente 4, nonostante il valore non rientri all'interno dei range stabiliti, mostrano delle differenze di lieve entità, con l'escursione inferiore ai 5-6°. Sul piano trasversale non si notano differenze rispetto al gruppo di controllo.

In generale, il contenimento della mobilità articolare è una strategia che il paziente con OA avanzata adotta nel periodo che precede l'intervento di artroplastica del ginocchio. Infatti, limitando la flessione del ginocchio è diminuita l'entità del momento articolare e di conseguenza si ottiene una minore attivazione muscolare del quadricipite femorale. I pazienti conservano questo atteggiamento anche dopo l'intervento di PTG, nonostante la cessazione del dolore che ne impediva il movimento fisiologico. Anche sul piano frontale sono state notate delle differenze nei pattern rispetto al range fisiologico, principalmente la deformazione genu vara dell'arto controlaterale sano: un maggior movimento di varo-valgo del ginocchio implica l'applicazione di un maggior momento articolare, che è stato considerato in letteratura uno dei motivi principali per l'avanzamento di OA sul compartimento mediale del ginocchio [65], [66], [67]. È stato notato, inoltre, come i pazienti tendono ad assumere una postura tale da spostare il baricentro leggermente in avanti e dagli andamenti riportati si osserva solitamente una iper-estensione dell'articolazione dell'anca sul piano sagittale, mentre sul piano frontale un aumento in adduzione. Questo si riflette anche negli andamenti dinamici, con un aumento dei momenti articolari sull'anca per entrambi gli arti, sia sul piano sagittale che sul piano frontale. Per ciò che riguarda l'articolazione della caviglia, l'andamento non fisiologico in fase di pendolamento del ginocchio si riflette su una ridotta plantar-flessione della caviglia, condizione che i pazienti si portano dietro da prima dell'intervento di PTG per limitare il dolore.

6.2.3 Dinamica

In questa sezione vengono riportati gli andamenti medi e i valori medi della forza esercitata dai pazienti al passaggio sulla pedana di forza. Non avendo a disposizione gli andamenti fisiologici, viene riportato l'andamento medio di un soggetto campione sano giovane, per valutare le differenze. Si riporta in Tabella 6-7 la legenda con gli arti operati e sani e i colori delle linee che ne descrivono gli andamenti.

Paziente	Arto operato	Arto sano
1	Destro (linea verde)	Sinistro (linea rossa)
2	Destro (linea verde)	Sinistro (linea rossa)
3	Destro (linea verde)	Sinistro (linea rossa)
4	Sinistro (linea rossa)	Destro (linea rossa)
Soggetto campione	Linea tratteggiata nera	
Gruppo controllo	Range grigio	

Tabella 6-7 - Legenda pazienti e gruppo controllo

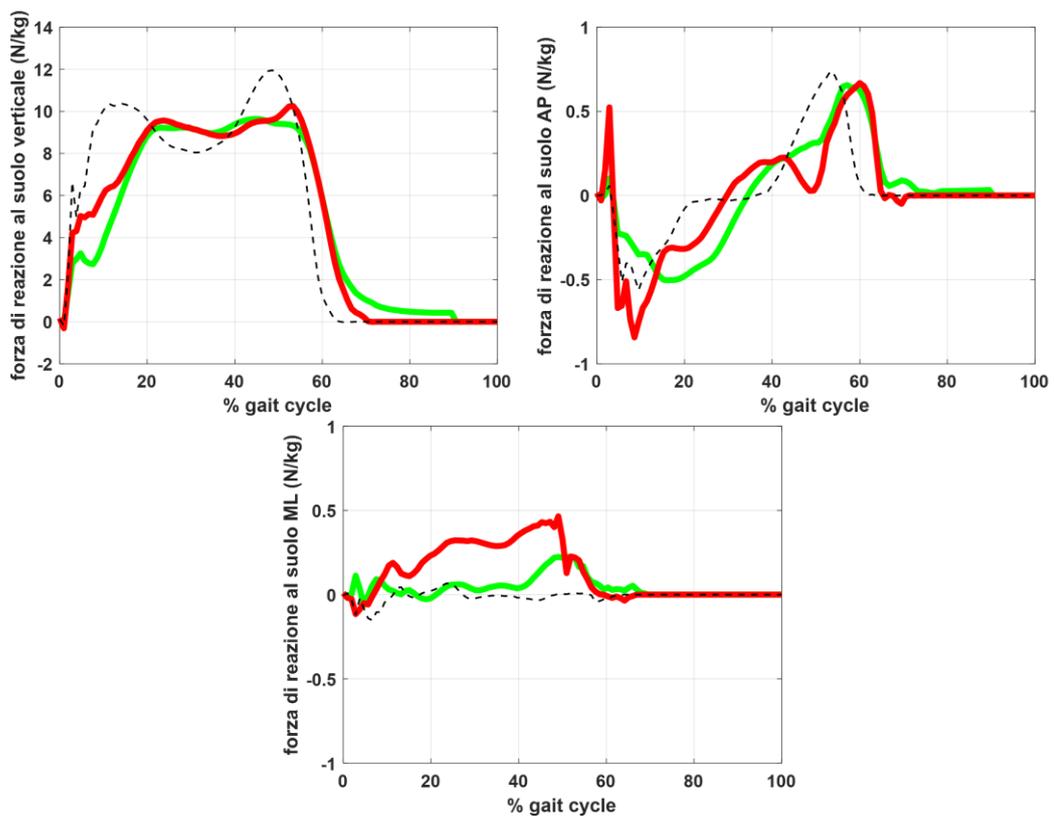


Figure 6.6 - Andamento forza paziente CR 1

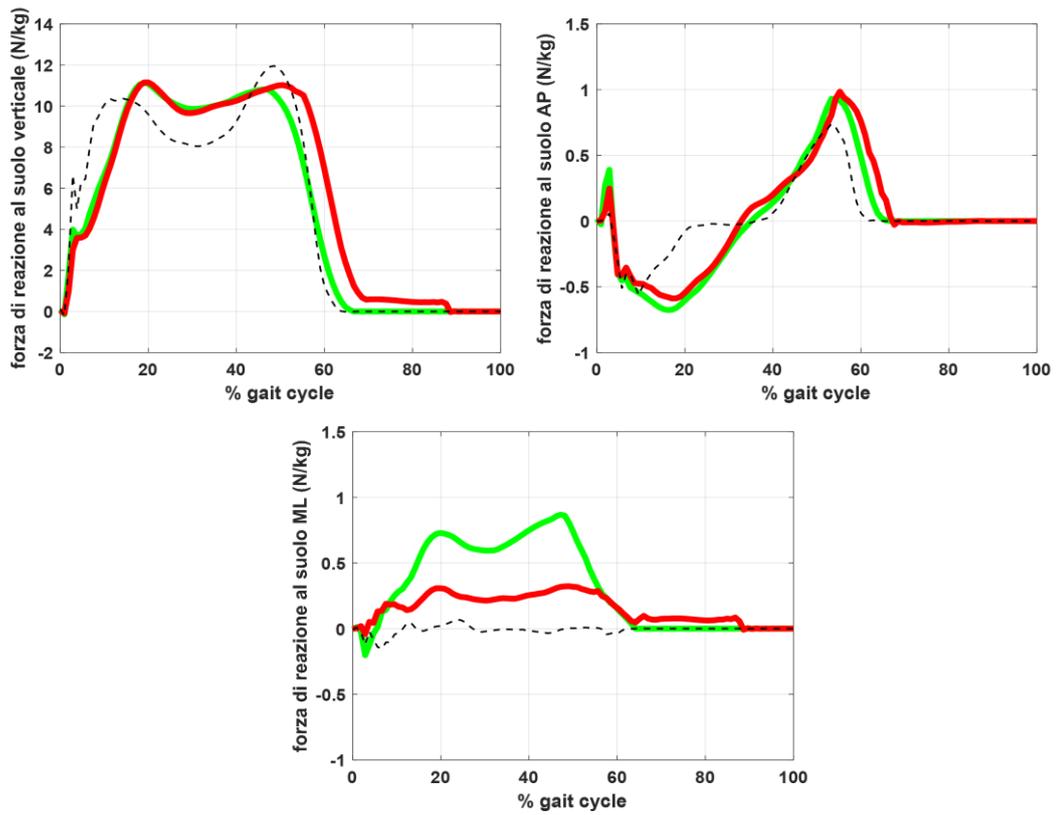


Figure 6.7 - Andamento forza paziente CR 2

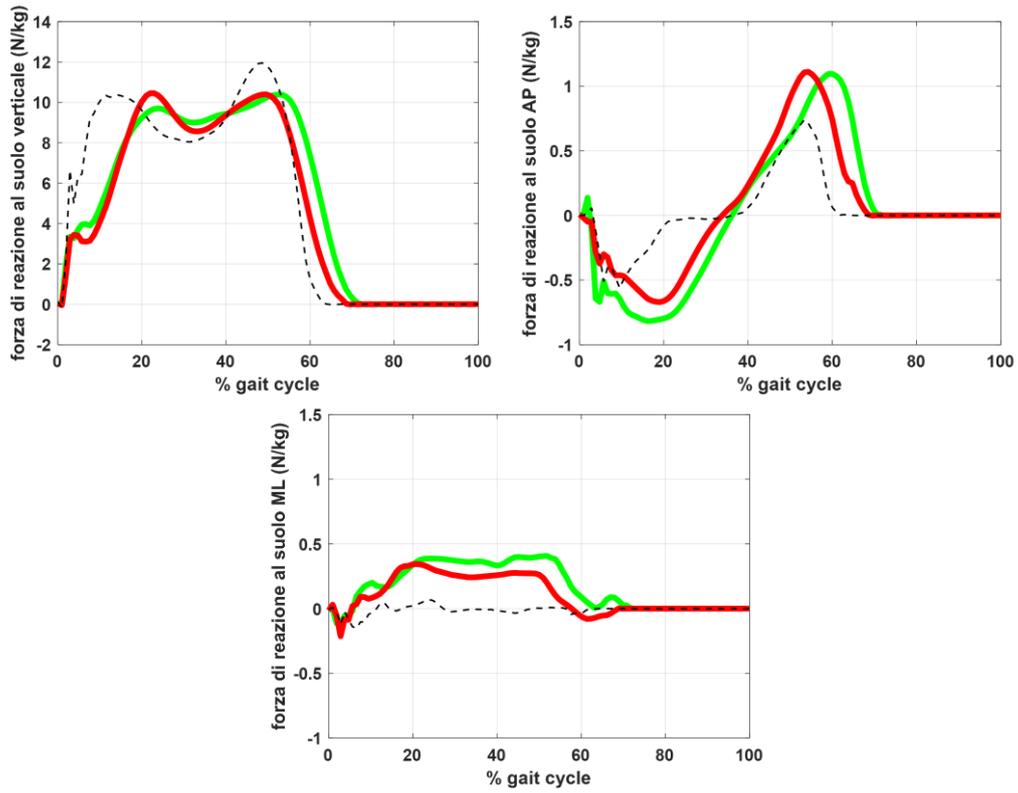


Figure 6.8 - Andamento forza paziente PS 1

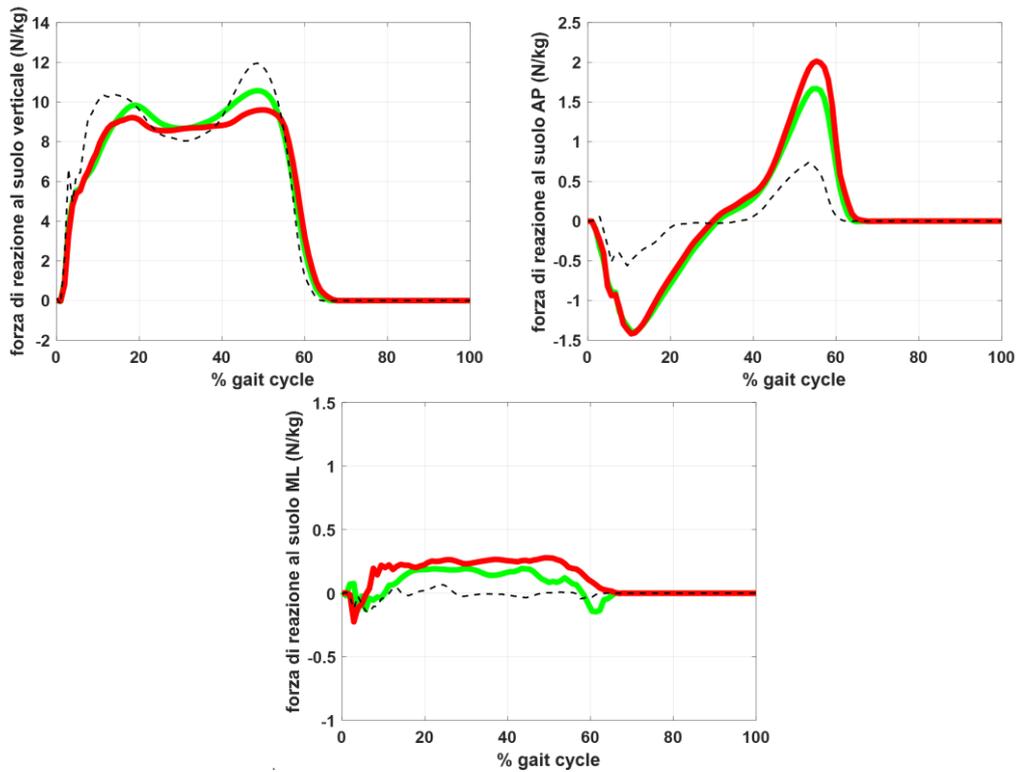


Figure 6.9 - Andamento forza paziente PS 2

Durante l'esecuzione della prova del cammino sono state registrate dalle pedane la forza di reazione al suolo lungo le tre direzioni del cammino. Dai risultati è emerso che i soggetti applicavano delle forze inferiori rispetto ad un soggetto sano usato come campione. Tale situazione può essere giustificata in primo luogo dalla differenza di età tra i pazienti e il soggetto di controllo, ma anche dal fatto che l'intervento di protesi totale di ginocchio implica un periodo di adattamento dei soggetti al tipo di impianto di protesi. In generale, la velocità del cammino dei soggetti sani è superiore rispetto ai gruppi sotto indagine, quindi un aumento dell'inerzia si riflette sull'appoggio del piede e di conseguenza si riscontra un aumento delle forze di reazione al suolo. L'aspetto più interessante però riguarda gli andamenti della forza di reazione antero-posteriore e medio-laterale, dove i pazienti mostrano dei picchi più alti rispetto al soggetto di controllo. Questo aspetto potrebbe essere interpretato con il fatto che i pazienti tendano a camminare con il baricentro leggermente spostato in avanti. L'intervento subito modifica i pattern del cammino, soprattutto perché la rimozione parziale o totale dei legamenti crociati anteriore e posteriore implica la perdita dei recettori propriocettivi, per cui i pazienti tendono ad oscillare maggiormente avanti e indietro alla ricerca di equilibrio e stabilità. Anche gli andamenti medio-laterali mostrano delle differenze rispetto al soggetto campione di controllo: durante il cammino si nota che i pazienti tendano ad oscillare con entrambi gli arti verso destra e verso sinistra alla ricerca dell'equilibrio durante l'appoggio. Vale la stessa considerazione fatta per l'andamento antero-posteriore, con il paziente che ha modificato il modello del cammino, in seguito alla perdita dei legamenti crociati e l'escursione maggiore dell'oscillazione, in questo modo, è giustificabile come una ricerca della stabilità.

Nelle Tabelle 6-6 e 6-7 vengono forniti i valori medi dei picchi delle forze esercitati dai pazienti e del soggetto di controllo, durante il passaggio sulle pedane di forza.

Forza di reazione al suolo (N/kg) – arto sano					
Parametri	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG
Picco accettazione carico	9.57	11.18	10.46	9.85	<i>10.30</i>
Picco caricamento	10.27	11.01	10.39	10.63	<i>11.95</i>
Picco anteriore	0.67	0.98	1.11	1.67	<i>0.74</i>
Picco posteriore	-0.84	-0.58	-0.67	-1.39	<i>-0.56</i>
Picco mediale	0.31	0.46	0.33	0.19	<i>0.07</i>
Picco laterale	-0.04	-0.12	-0.21	-0.15	<i>-0.15</i>

Tabella 6-8 – Valori forza reazione arto sano

Forza di reazione al suolo (N/kg) – arto operato					
Parametri	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG

Picco accettazione carico	9.22	11.10	9.64	9.19	<i>10.30</i>
Picco caricamento	9.64	10.83	10.39	9.6	<i>11.95</i>
Picco anteriore	0.66	0.93	1.10	2.01	<i>0.74</i>
Picco posteriore	-0.50	-0.68	-0.82	-1.42	<i>-0.56</i>
Picco mediale	0.87	0.22	0.41	0.28	<i>0.07</i>
Picco laterale	-0.20	-0.06	-0.12	-0.22	<i>-0.15</i>

Tabella 6-9 - Valori forza reazione arto operato

Di seguito vengono forniti gli andamenti medi dei momenti delle forze sulle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia dei pazienti analizzati.

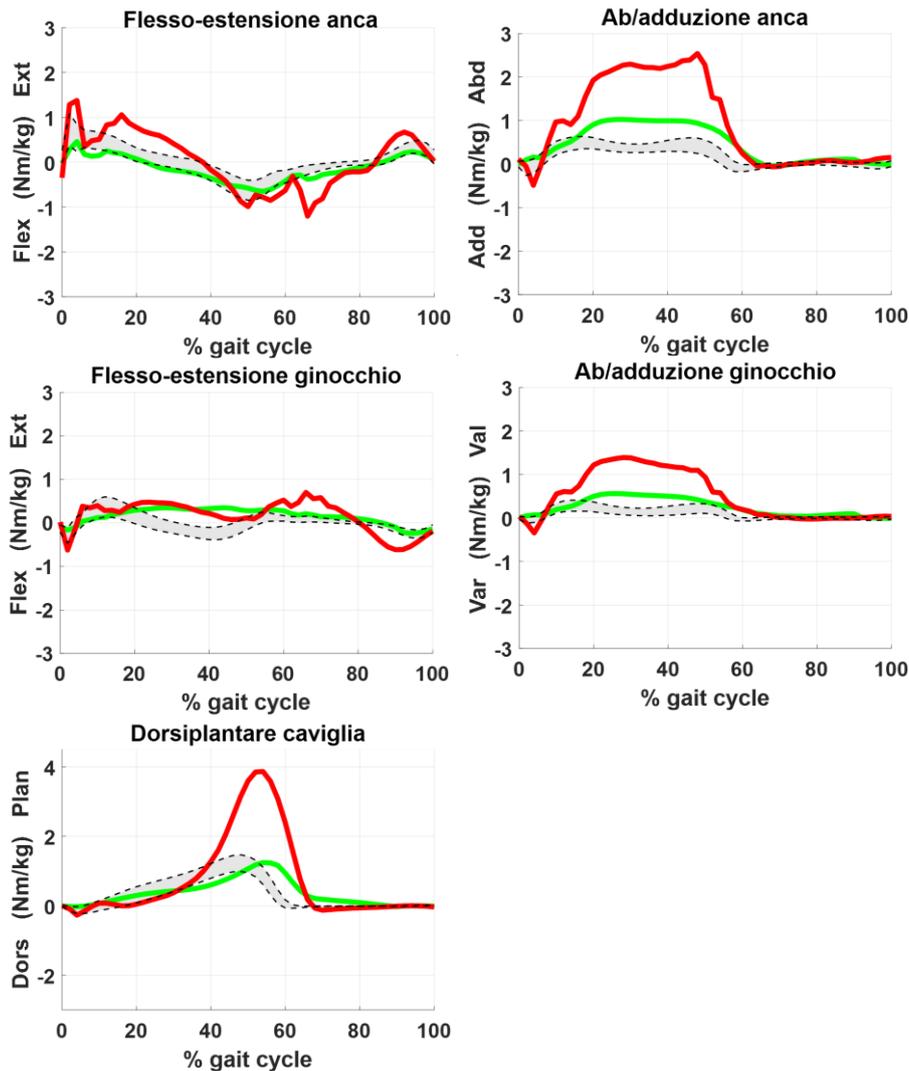


Figure 6.10 – andamenti dinamica paziente 1

Dagli andamenti presentati si nota come sul piano frontale ci sia un'alterazione del momento delle forze sull'articolazione di anca e ginocchio sull'arto sano. Tale situazione potrebbe essere interpretata come la conseguenza di un adattamento dei carichi derivante da una condizione precedente all'operazione. Infatti nel periodo pre-operatorio il paziente, provando dolore al ginocchio, tende ad appoggiare di meno l'arto malato e a distribuire il peso maggiormente sull'arto sano. Questo fa sì che il paziente sviluppi un pattern del cammino tale per cui ci sia un aumento delle forze di reazione al suolo e, di conseguenza, dei momenti delle forze sul ginocchio sano. Dopo l'operazione di PTG, tuttavia il paziente conserva lo stesso pattern che aveva nella condizione pre-operatoria, nonostante non senta più dolore sull'arto operato, peggiorando la situazione sull'arto sano. L'aumento dei momenti delle forze esterne sull'anca e sul ginocchio implica un aumento dei carichi sul compartimento mediale del ginocchio e la progressione dell'OA sul ginocchio sano.

L'aumento del momento dorsi-plantare sulla caviglia dell'arto sano è da intendere invece come un appoggio non corretto dell'arto in fase di propulsione.

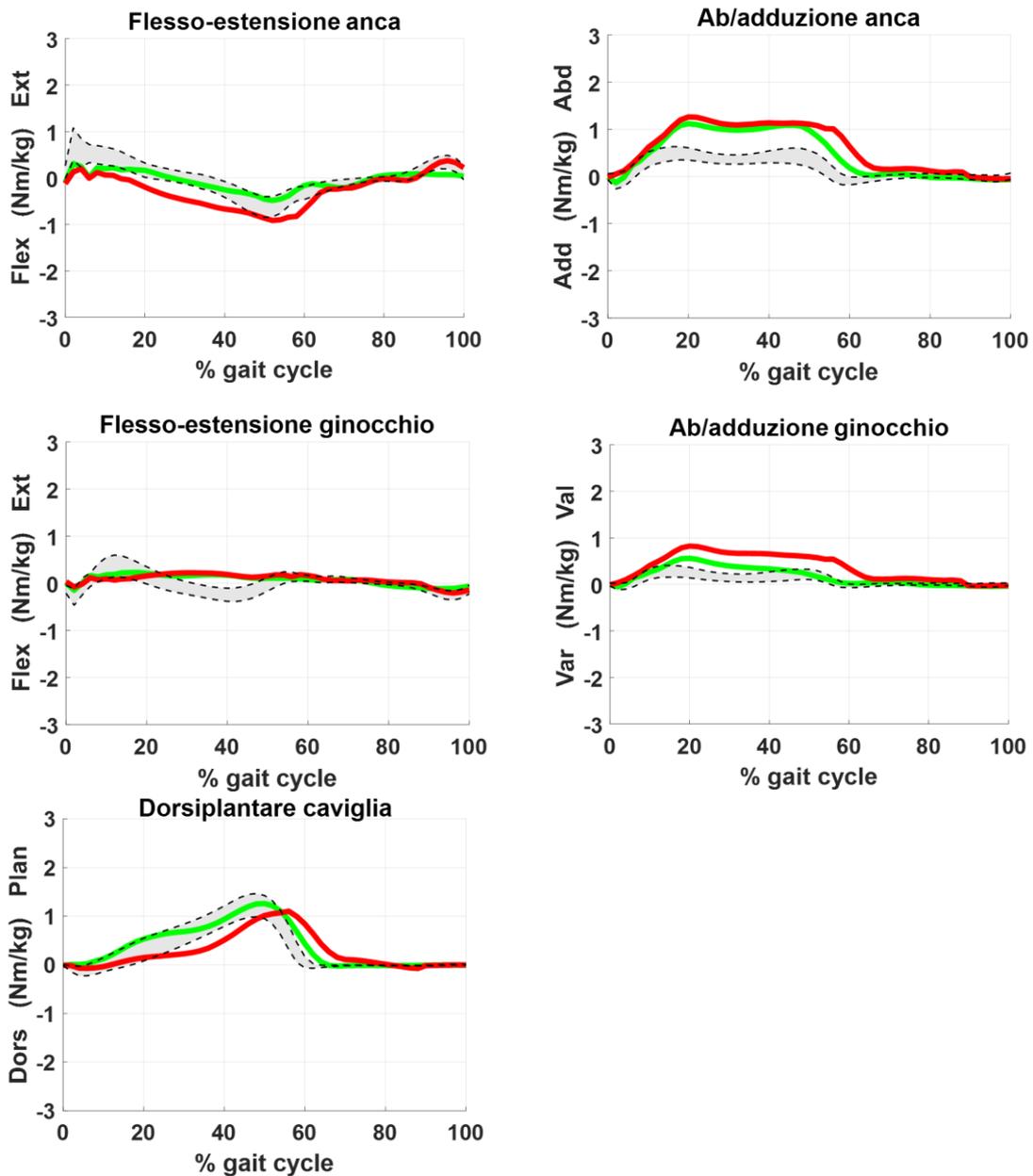


Figure 6.11 - Andamenti dinamica paziente 2

Il paziente 2 mostra degli andamenti simili su entrambi gli arti, motivo per cui non sembrano esserci meccanismi compensatori dovuti ad una condizione pre-operatoria. Le anomalie si riscontrano nel piano frontale, con gli andamenti che si allontanano dalla condizione fisiologica. Una possibile interpretazione di questo può essere dovuta al fatto che il paziente, come dimostrato dai parametri spatio-temporali, tenda ad avere una lunghezza del passo ridotta rispetto al gruppo di controllo di pari età, con lo sviluppo di una forza maggiore a livello muscolare per

poter avanzare. Altra possibile interpretazione, vista la simmetria degli andamenti, può essere collegata al progressivo indebolimento dei muscoli adduttori dell'anca di entrambi gli arti in fase di appoggio che causa una flessione della pelvi in avanti, lo spostamento del centro di massa sull'arto in pendolamento e un incremento della forza attraverso il compartimento mediale del ginocchio in fase di appoggio. Il paziente sviluppa questa situazione per entrambi gli arti.

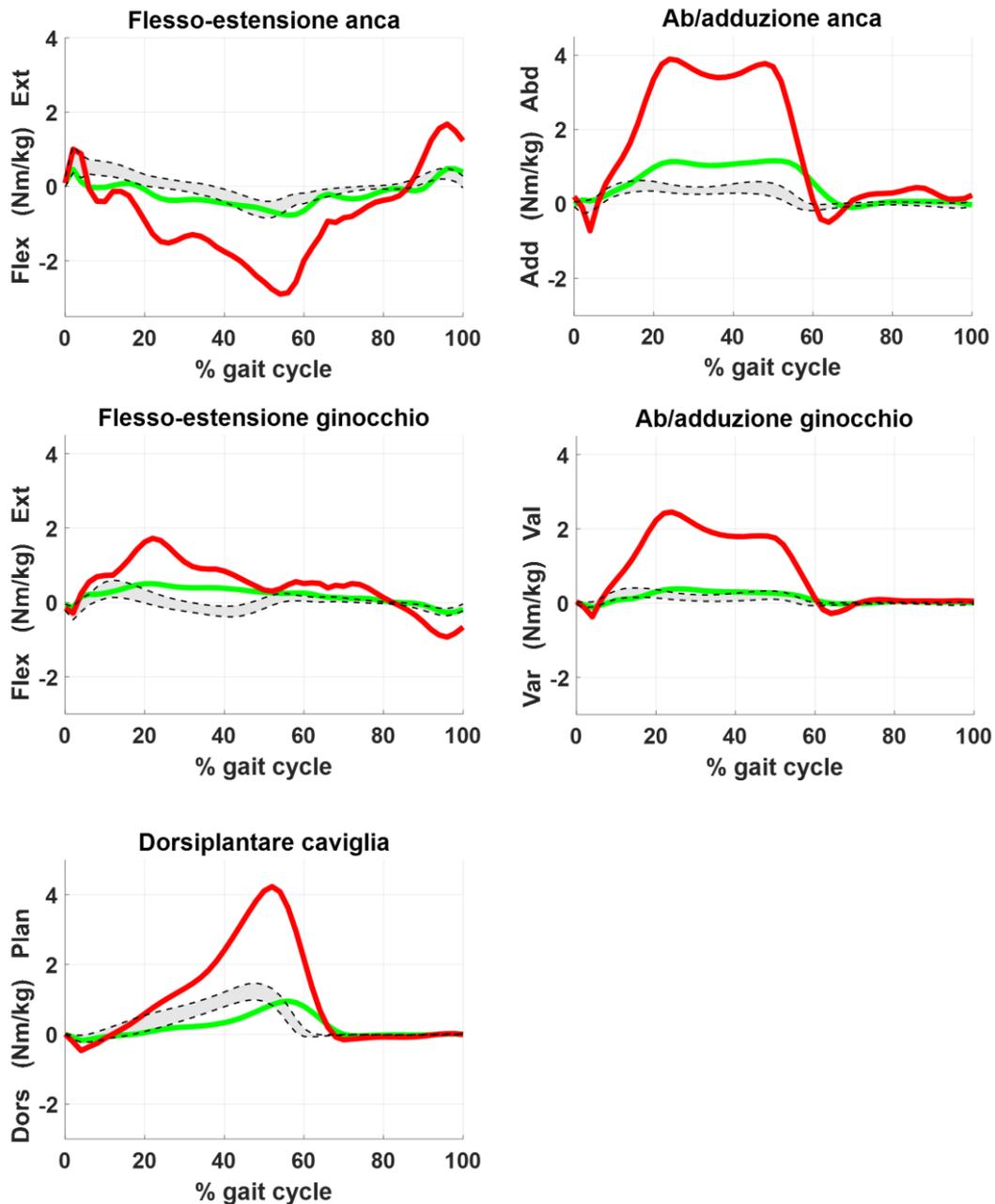


Figure 6.12 - Andamenti dinamica paziente 3

Dalla Figura 6.11 si evince come il paziente 3 sviluppi un pattern dei momenti delle forze anomale sull'arto sano. Sulla base delle considerazioni fatte per il paziente 1

in precedenza, si può affermare come gli andamenti siano frutto di un meccanismo compensativo che il soggetto sviluppa durante la situazione pre-operatoria. I cambiamenti più importanti si notano sul piano coronale, come un aumento significativo del momento delle forze esterne applicate sull'anca e sul ginocchio, che sono parametri importanti per la progressione dell'OA sull'arto controlaterale sano. Anche in questo caso, dopo l'operazione di PTG, il paziente conserva il modello di andatura che aveva nella fase pre-operatoria, peggiorando la situazione con un aumento dei carichi distribuiti sul compartimento mediale del ginocchio sano.

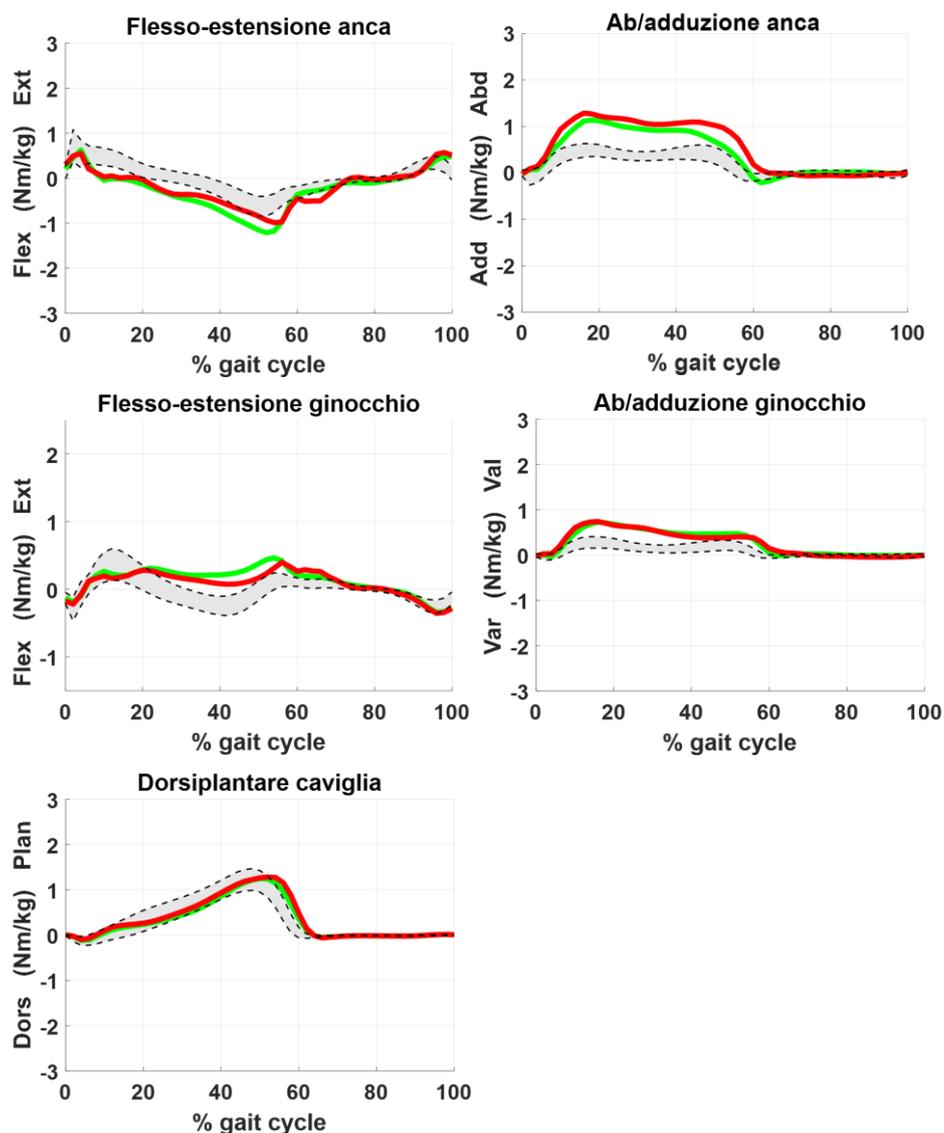


Figure 6.13 - Andamenti dinamica paziente 4

Per il paziente 4 i cambiamenti nel pattern del cammino per la dinamica si notano nel piano frontale, con l'aumento del momento delle forze esterne su anca e

ginocchio rispetto ad un andamento fisiologico. Vista la simmetria degli andamenti per entrambi gli arti, si possono interpretare questi cambiamenti con una debolezza dei muscoli adduttori che implica una flessione in avanti delle pelvi e lo spostamento del centro di massa verso l'arto in pendolamento. In questo caso il paziente ha migliorato i parametri spazio-temporali e anche una cinematica adeguata, ma la tendenza della flessione delle pelvi e un indice di BMI elevato ha influito su un aumento delle forze che si scaricano sul compartimento mediale di entrambe le ginocchia. Si può anche concludere come l'operazione di PTG abbia ridotto il dolore sull'arto malato, ma non ha migliorato il pattern del cammino e le distribuzioni dei carichi sul ginocchio operato, peggiorando di conseguenza anche l'arto controlaterale sano.

In generale, osservando gli andamenti dei momenti delle forze esterne sulle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia è stato notato come i cambiamenti dell'andatura relativi ad OA del ginocchio sono associati ad un aumento dei carichi, principalmente nel piano frontale. Tutti i pazienti poggiano a terra con il ginocchio in posizione flessa ed hanno sviluppato un aumento più rapido della forza di reazione al suolo che si riflette in un aumento del carico verticale. Un aumento più rapido della forza di reazione verticale indica un più rapido spostamento del peso del corpo dall'arto controlaterale all'arto di supporto. L'aumento dell'abduzione del ginocchio e dell'anca immediatamente dopo l'impatto del tallone suggerisce che i pazienti esercitano maggiori forze muscolari adduttrici sull'anca durante questo periodo per spostare il tronco lateralmente e questo si riflette con un modello di andatura diverso rispetto a soggetti di controllo. Il cambiamento nel modello di carico è una possibile strategia di compensazione usata dai pazienti con OA del ginocchio per ridurre la distanza medio-laterale tra il centro di massa e il ginocchio, riducendo così il braccio del momento della forza di reazione al suolo e presumibilmente riducendo il momento di adduzione del ginocchio. I cambiamenti dell'andatura influenzano la distribuzione del carico tra i compartimenti mediale e laterale del ginocchio e, di conseguenza, un aumento del carico assiale a tutte le articolazioni dell'estremità inferiore. In tutti i risultati ottenuti si verifica un aumento delle forze articolari sull'arto controlaterale sano, giustificabile come un cambiamento del pattern del cammino legato ad una condizione di adattamento pre-operatoria per la riduzione del dolore, si riflette anche in fase post-operatoria. Come

già confermato dagli studi di Alnahdi [68], dopo la PTG si assiste ad un aumento del momento di adduzione esterna del ginocchio sano, con conseguente aumento del carico sul compartimento mediale del ginocchio e progressiva accelerazione dell'OA del ginocchio controlaterale e dell'OA alle articolazioni adiacenti. Pertanto gli interventi che sono mirati a rallentare il tasso di progressione dell'OA dovrebbero essere valutati per i loro effetti sulla meccanica articolare non solo del ginocchio, ma anche di tutte le articolazioni dell'estremità inferiore. È stato notato anche un aumento del momento di inversione della caviglia, che si verifica nella seconda parte della fase di appoggio: questa condizione giustifica come il meccanismo di compensazione dell'andatura si rifletta su cambiamenti dell'accelerazione del tronco o come una condizione sviluppata durante il periodo pre-operatorio, con un non corretto appoggio dell'arto, per limitare il dolore.

6.3 Sit-to-Stand

6.3.1 Alzata sgabello

In questa sezione vengono riportati i risultati relativi alla fase di alzata dallo sgabello. I soggetti partono dalla posizione seduta con il busto eretto e le braccia incrociate al petto ed eseguono l'alzata fino alla completa estensione.

L'altezza dello sgabello è sufficiente per standardizzare la posizione di seduta, con una flessione del ginocchio di circa 90 gradi ed è posto in corrispondenza delle pedane di forza, in modo da permettere ad ogni arto di poggiare su una piattaforma. Di seguito vengono presentate le tabelle relative alla cinematica del ginocchio durante la fase di alzata dalla sedia, sia per l'arto sano che per l'arto operato. Non avendo a disposizione un gruppo di controllo, vengono riportati i valori di un soggetto campione sano giovane, con cui confrontare i risultati. Vista la simmetria dei valori degli arti si riporta la media dei valori.

Alzata sgabello – Cinematica arto sano					
Parametri ginocchio (°)	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG
Flessione	88.47	70.20	67.47	73.87	98.00
Estensione	10.83	6.80	12.73	5.60	4.00
Varismo	0.93	36.00	16.50	3.13	16.00
Valgismo	-1.30	-1.40	6.37	-4.60	0.90
Intra-rotazione	20.93	24.60	11.87	30.37	38.50
Extra-rotazione	1.00	3.10	-1.30	2.53	4.00

Tabella 6-10 - Cinematica alzata sgabello arto sano

Dalla Tabella 6-8 si evince una variabilità dei risultati, indipendente dalla tipologia di impianto di protesi. Il confronto con il gruppo di controllo non è valido, vista la differenza di età, ma è utile per avere un'idea dei valori fisiologici, mentre è possibile confrontare tra loro i pazienti. I soggetti mostrano differenze significative nella fase di flessione che precede il momento di sollevamento dallo sgabello. È l'istante in cui il paziente piega in avanti il corpo per spostare il centro di massa, fare forza sulle gambe e sollevarsi: il paziente 1 si avvicina al valore del soggetto campione, mentre per i restanti tre pazienti si nota una perdita in flessione del ginocchio. In fase di estensione delle ginocchia, quando il paziente ha acquisito una posizione stabile eretta, si nota come i soggetti rimangano con le ginocchia leggermente flesse, che è poi una caratteristica già vista durante la cinematica del

cammino. Anche sul piano frontale si assiste ad una variabilità di risultati che si allontana molto dai parametri fisiologici: tre pazienti mostrano un pattern di valgismo durante la fase di sollevamento, quindi a piegare le ginocchia sane verso l'interno del corpo e questo probabilmente si spiega come una caratteristica che adotta il paziente per alleviare il dolore sugli arti durante il periodo pre-operatorio. Poi una volta acquisita la posizione eretta, i pazienti acquistano una condizione più fisiologica. Sul piano trasversale l'eccessiva intra-rotazione si spiega con quanto detto in precedenza, con la tendenza a piegare verso l'asse mediano le ginocchia per il sollevamento.

Alzata sgabello – Cinematica arto operato					
Parametri ginocchio (°)	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG
Flessione	95.30	76.00	67.47	73.87	98.00
Estensione	10.40	6.80	12.73	5.60	4.00
Varismo	-19.23	36.00	16.50	3.13	16.00
Valgismo	-8.73	-1.40	6.37	-4.6	0.90
Intra-rotazione	18.10	24.60	11.87	30.37	38.5
Extra-rotazione	2.20	3.10	-1.30	2.53	4.00

Tabella 6-11 - Cinematica alzata sgabello arto operato

Per la cinematica del ginocchio operato durante l'alzata dallo sgabello si nota lo stesso comportamento dell'arto controlaterale, analizzato in precedenza. Dopo

l'operazione i pazienti subiscono una riduzione dell'escursione in flessione delle ginocchia operate e, una volta compiuto il sollevamento, non riescono ad estendere completamente l'arto, che risulta leggermente flesso in avanti. Anche in questo caso sul piano frontale i pazienti mostrano delle anomalie: in due casi il ginocchio tende ad assumere una posizione naturale in varo durante il sollevamento, in due casi invece c'è un pattern al valgismo. Questa situazione potrebbe essere interpretata come una condizione pregressa che il paziente continua a adottare anche dopo l'operazione. La tipologia di impianto non sembra influenzare il comportamento del paziente.

6.3.2 Seduta sgabello

I dati riportati di seguito sono estratti durante la fase di seduta. I soggetti partono in posizione eretta con le ginocchia estese, si flettono per poggarsi sullo sgabello e riportano il busto in posizione eretta dopo il contatto con lo sgabello.

Seduta sgabello – Cinematica arto sano					
Parametri ginocchio (°)	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG
Flessione	88.90	59.10	66.47	71.27	99.31
Estensione	16.40	10.70	14.00	7.23	4.55
Varismo	-2.97	44.20	8.57	-1.53	16.82
Valgismo	1.77	5.00	6.60	-4.77	1.10
Intra-rotazione	18.40	26.50	9.97	32.27	37.86

Extra-rotazione	1.47	3.70	-0.13	2.70	5.53
------------------------	------	------	-------	------	------

Tabella 6-12 - Cinematica seduta sgabello arto sano

La cinematica della seduta sullo sgabello dell'arto sano conferma il comportamento dei pazienti, visto durante il sollevamento.

Seduta sgabello – Cinematica arto operato					
Parametri ginocchio (°)	Paziente 1 CR	Paziente 2 CR	Paziente 3 PS	Paziente 4 PS	CG
Flessione	94.43	76.60	71.30	74.23	99.31
Estensione	19.77	26.40	15.30	6.33	4.55
Varismo	-20.4	26.30	-18.30	18.63	16.82
Valgismo	-5.27	2.90	-11.73	-3.50	1.10
Intra-rotazione	16.13	13.40	2.2	16.47	37.86
Extra-rotazione	6.36	2.00	3.5	-0.80	5.53

Tabella 6-13 - Cinematica seduta sgabello arto operato

6.3.3 Dinamica

In questa sezione vengono riportati gli andamenti medi della forza esercitata dai pazienti durante l'esecuzione della prova di Sit-to-Stand. Viene riportato inoltre l'andamento medio di un soggetto campione sano giovane, per valutare le differenze. La linea verde indica l'andamento della forza relativa all'arto destro, la linea rossa è riferito all'arto sinistro, la linea tratteggiata nera indica l'andamento del gruppo di controllo, in questo caso del soggetto campione.

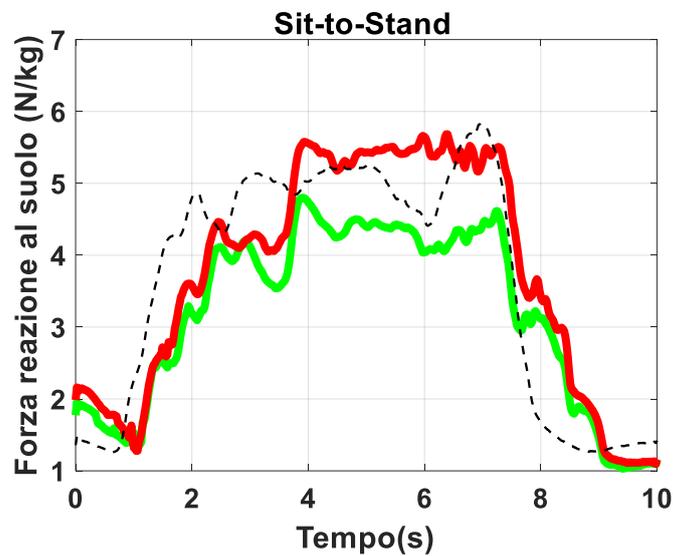


Figure 6.14 - Sit-to-Stand paziente 1

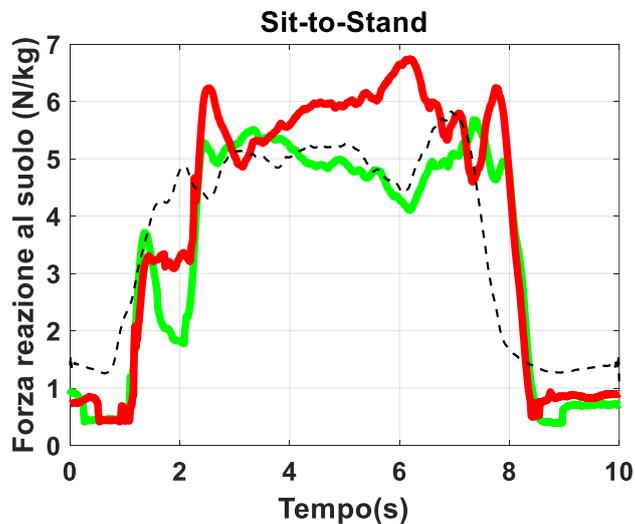


Figure 6.15 - Sit-to-Stand paziente 2

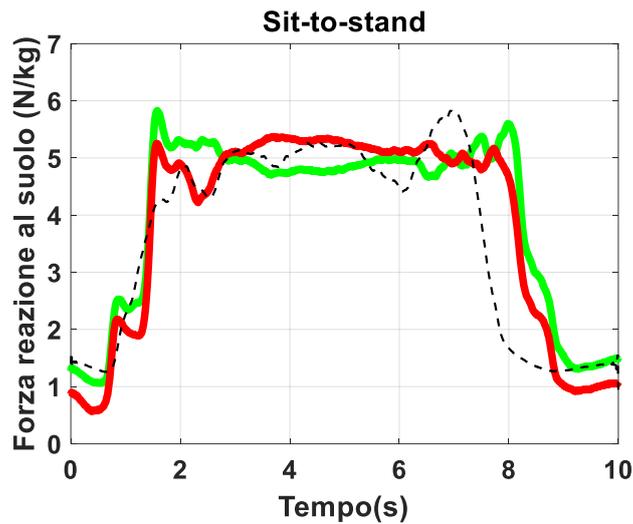


Figure 6.16 - Sit-to-Stand paziente 3

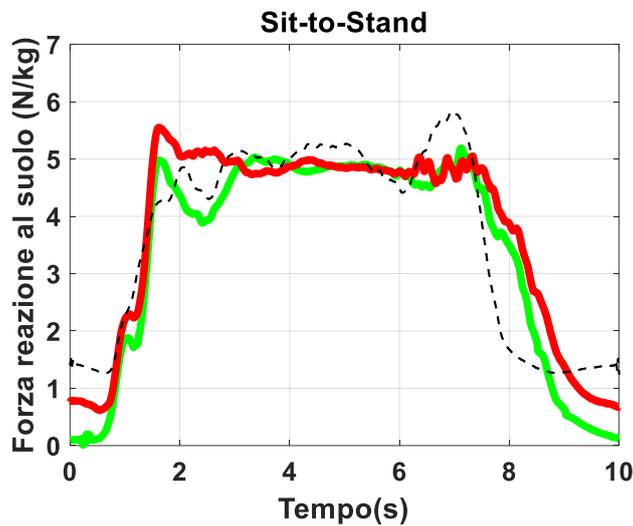


Figure 6.17 - Sit-to-Stand paziente 4

Dall'osservazione degli andamenti risulta come nessun paziente adotti un meccanismo compensativo su uno dei due arti e si nota anche come non ci siano differenze significative rispetto all'andamento del soggetto campione. Dal punto di vista dinamico si può concludere come i pazienti abbiano avuto un buon recupero sull'arto operato e che svolgano questo task senza particolari differenze rispetto ad un andamento fisiologico. I picchi delle forze non mostrano differenze significative tra gli arti. Di seguito in Figura 6.18 vengono riportati valori di picco esercitati da entrambi gli arti dei pazienti e dal soggetto di controllo durante il sollevamento dallo sgabello.

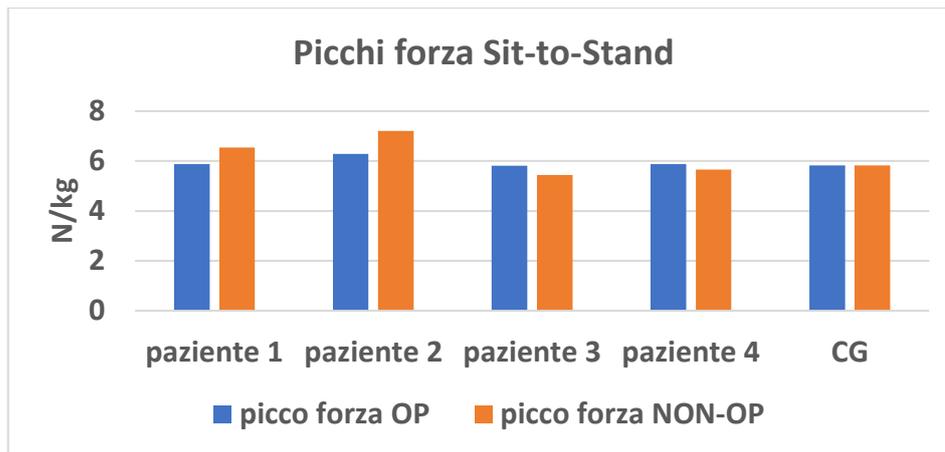


Figure 6.18 - Picchi forze Sit-to-Stand

In generale, per la prova di Sit-to-Stand, è stata valutata la cinematica delle ginocchia durante la fase di sollevamento e la fase di seduta: sul piano sagittale la flessione delle ginocchia operate risulta maggiore rispetto a quella dell'arto controlaterale, ma la differenza non era significativa, sia in fase di alzata che nella fase di seduta. Invece sul piano frontale sono emerse le anomalie maggiori perché due pazienti, uno con impianto di protesi PS e uno con impianto CR, tendono ad assumere una posizione genu valga dell'arto operato, mentre l'arto controlaterale assume una posizione più fisiologica, in posizione genu vara. Questo potrebbe evidenziare come non sia il tipo di impianto a guidare il movimento anomalo, quanto piuttosto un'abitudine che il paziente ha sviluppato prima dell'intervento, per ridurre il dolore sull'arto malato. Sul piano trasversale non si riscontrano differenze significative tra gli arti operati e gli arti sani, sia durante il sollevamento che la seduta sullo sgabello. La differenza nasce con il confronto dei valori dei pazienti con il soggetto campione giovane, con una ridotta intra-rotazione delle ginocchia dei pazienti. Le anomalie devono essere interpretate con la differenza di età e dell'integrità delle strutture muscolo-scheletriche del soggetto sano. Entrambi i design mostrano un comportamento analogo sul piano trasversale, con una limitazione nella rotazione interna del ginocchio. Successivamente per la prova è stato valutato anche il modo in cui il paziente distribuisce il carico durante il sollevamento e la seduta dallo sgabello. Dai risultati ottenuti si evince che i pazienti non mostrano, in nessun caso, meccanismi compensativi su uno dei due arti, ma gli andamenti risultano confrontabili e i valori di picco delle forze registrate durante l'esecuzione della prova non mostrano differenze significative.

6.4 Posizione eretta con occhi aperti/chiusi su superficie piana

In questa sezione viene riportato l'andamento del centro di pressione (COP) lungo la direzione medio-laterale e la direzione antero-posteriore durante l'esecuzione della prova ad occhi aperti ed a occhi chiusi. L'andamento delle oscillazioni genera un gomitolo, la cui dimensione è indice del tipo di oscillazione a cui viene sottoposto il paziente alla ricerca della stabilità posturale. Tale gomitolo può essere racchiuso da un ellisse, che ne rappresenta il 95% dei punti registrati, il cui valore dell'area può fornire delle indicazioni importanti, soprattutto se viene confrontato con i valori presenti in letteratura.

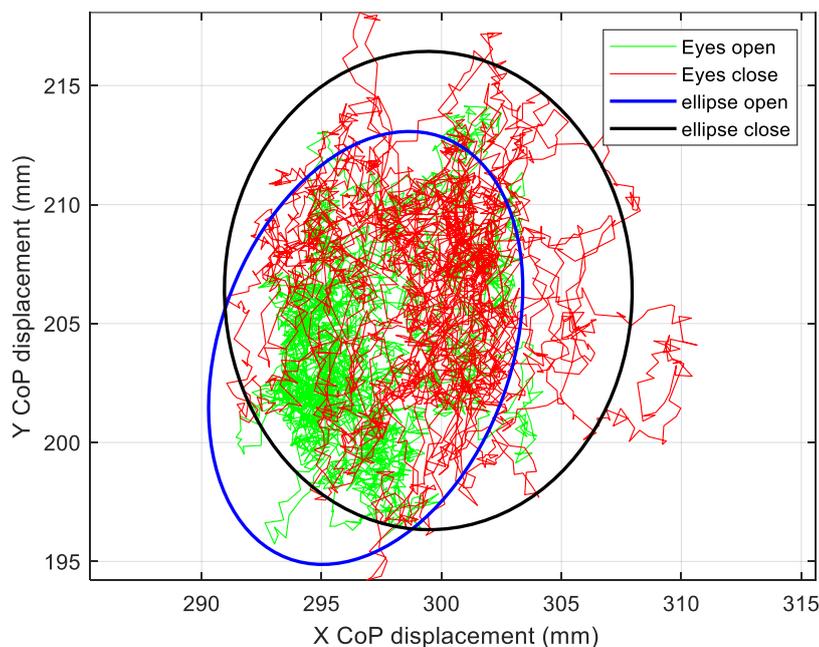


Figure 6.19 – Andamento oscillazioni COP paziente 1

La Figura 6.17 mostra gli andamenti delle oscillazioni del COP. Il paziente non ha mostrato visivamente difficoltà ad effettuare la prova, gli andamenti sembrano sovrapporsi, mostrano una buona capacità di equilibrio, anche dopo l'intervento al ginocchio. Come già noto dalla letteratura, il valore dell'area relativa all'oscillazione con gli occhi chiusi è maggiore rispetto alla prova effettuata con gli occhi aperti.

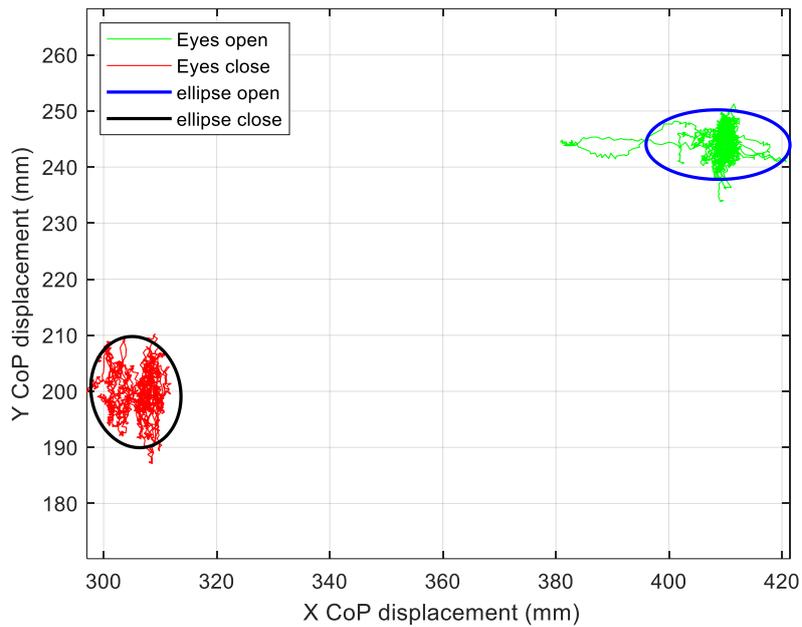


Figure 6.20 - Andamento oscillazioni COP paziente 2

Dalla Figura 6.18 si può notare come le oscillazioni ad occhi aperti lungo la direzione medio-laterale siano più ampie rispetto alla condizione con gli occhi chiusi. Questa anomalia si potrebbe spiegare con il fatto che il paziente non abbia portato a termine la prova ad occhi chiusi, ma ha chiesto l'interruzione della stessa dopo 20 secondi a causa di difficoltà propriocettive, mentre non è stata notata nessuna difficoltà nell'esecuzione della prova ad occhi aperti. Tuttavia i valori dell'area dell'ellisse che racchiude il 95% dei punti rappresentati sono confrontabili, con un valore maggiore per la prova ad occhi aperti.

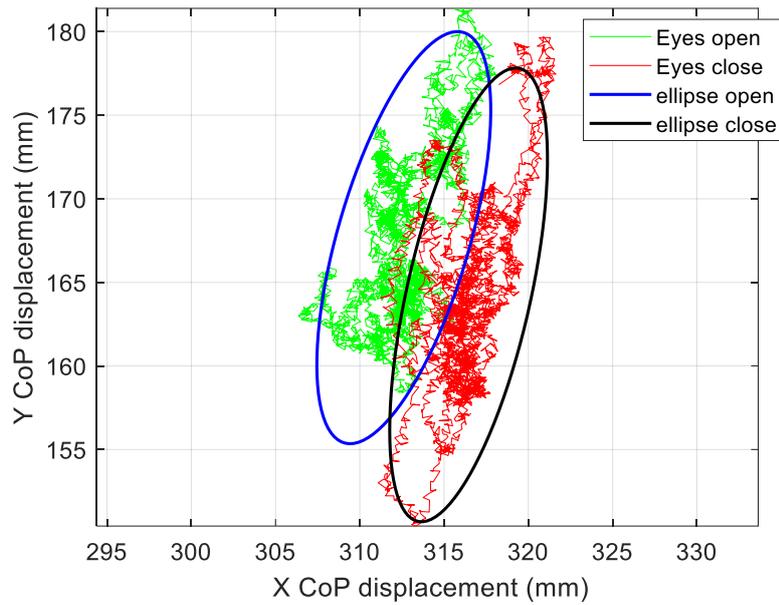


Figure 6.21 - Andamento oscillazioni COP paziente 3

La Figura 6.19 mostra gli andamenti delle oscillazioni del COP durante l'esecuzione delle prove ad occhi aperti ed a occhi chiusi. Il paziente mostra gli andamenti simili, non ha mostrato visivamente difficoltà a portare a termine la prova, ha mostrato una buona capacità di equilibrio dopo l'intervento al ginocchio.

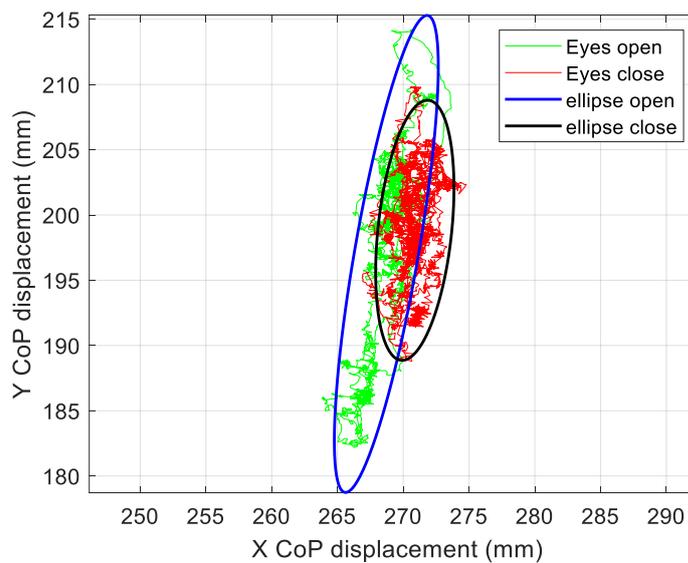


Figure 6.22 - Andamento oscillazioni COP

La Figura 6.20 mostra come l'intervallo delle oscillazioni della prova ad occhi aperti sia maggiore rispetto alla prova ad occhi chiusi. Il paziente sembra mostrare

maggior stabilità durante la prova ad occhi chiusi e questo rappresenta un'anomalia rispetto a quanto è stato documentato in letteratura. La situazione potrebbe essere interpretata con il fatto che il paziente è stato sottoposto prima alla prova ad occhi aperti e il risultato è un adattamento alla tipologia di prova, che implica quindi delle oscillazioni maggiori, mentre la prova ad occhi chiusi è stata eseguita successivamente, sulla base di quanto già noto in precedenza. In ogni caso il paziente non ha mostrato visivamente alcuna difficoltà a portare a termine entrambe le prove.

In generale, per la prova di valutazione dell'equilibrio in posizione eretta con gli occhi chiusi e gli occhi aperti, i pazienti mostrano una variabilità di risultati che non ne permette una interpretazione chiara ed univoca. La letteratura a riguardo non fornisce un supporto dal momento che sono diverse le attività proposte di valutazione della propriocezione e diversa è la strumentazione utilizzata per ricavare i dati, come ha dimostrato Benedetti [48], in un lavoro di revisione dei documenti. Tuttavia, a partire da studi di Vahtrik et al. [69], per i quali non sono state riscontrate differenze significative nella stabilità posturale di pazienti affetti da OA del ginocchio prima e dopo l'intervento di PTG, ma sono state notate differenze rispetto ad un gruppo di controllo sano, è possibile fare delle considerazioni, confrontando i valori ottenuti in questo studio con quelli proposti da Patti et al [70]. In questo studio i valori dell'area dell'ellisse che racchiude il 95% dei dati dello spostamento del COP lungo le direzioni antero-posteriore e medio-laterale confermano in parte i risultati presenti in letteratura, per cui all'avanzare dell'età si osserva un'oscillazione maggiore per la ricerca dell'equilibrio e confermano che i pazienti presentano dei valori maggiori rispetto ad un gruppo di controllo di pari età. In due casi i risultati risultano essere discordi con quelli presentati in letteratura e questo si giustifica in parte, dal fatto che un paziente avesse interrotto la prova con gli occhi chiusi prima dei 30 secondi stabiliti e in parte dal fatto di aver acquisito solamente una prova per gli occhi aperti e una prova per gli occhi chiusi. Dopo aver spiegato la tipologia della prova si sarebbe dovuta fare prima una simulazione, in modo da far prendere confidenza al paziente con il task che stava per eseguire e successivamente registrare la prova come valida. Infatti la differenza dei valori nel paziente 4 è stata interpretata come una situazione di adattamento alla tipologia di prova proposta, dal momento che viene effettuata

prima la prova ad occhi aperti e poi ad occhi chiusi. Dalle ipotesi di partenza ci si sarebbe dovuti attendere una oscillazione maggiore durante l'esecuzione della prova ad occhi chiusi mentre il paziente sembra garantire maggiore stabilità in questa condizione. Non mostrando alcuna difficoltà a portare a termine la prova, si può intuire come la prova ad occhi chiusi sia stata effettuata già essendo a conoscenza del tipo di task da affrontare, che ne ha permesso una maggiore sicurezza.

7. Conclusioni

Il progetto di questa tesi è partito con l'analisi dei documenti in letteratura che ponessero l'attenzione su soggetti con problemi di gonartrosi, sottoposti successivamente ad intervento di protesi totale di ginocchio, alle modalità di valutazione dei parametri biomeccanici durante attività quotidiane, alle tipologie di impianto di protesi e infine alla valutazione delle capacità propriocettive di pazienti dopo l'intervento. È stato stilato successivamente un protocollo di indagine che racchiudesse la valutazione dei parametri biomeccanici 3D dell'articolazione di anca, ginocchio e caviglia e le attività svolte per analisi funzionale del movimento. Da tale protocollo sono stati selezionati una serie di task e di parametri oggettivi di osservazione, con l'obiettivo di valutare le prestazioni biomeccaniche in funzione della tipologia di protesi impiantata, attraverso l'analisi strumentale del movimento.

Per questo studio sono state scelte due tipologie di impianto di protesi: la protesi con meccanismo postero-stabilizzato e la protesi con ritenzione del crociato. Entrambi i design di protesi garantiscono dei buoni risultati dal punto di vista clinico, poiché riducono il dolore sull'arto malato e i pazienti sono in grado di svolgere attività di vita quotidiana. Pertanto l'obiettivo di questo studio era valutare le prestazioni biomeccaniche delle due tipologie durante una serie di task e identificare eventuali differenze nei pattern del movimento, sia sull'arto operato sia quello controlaterale sano, su pazienti, a distanza di due anni dall'intervento di PTG. Da questo studio è prevedibile aspettarsi dei pattern motori differenti tra i pazienti e il gruppo di controllo, tenendo in considerazione l'età del soggetto campione e l'integrità delle strutture muscolo-scheletriche che forniscono prestazioni migliori. I risultati, nella quasi totalità, sono concordi con gli studi

presenti in letteratura. A partire dallo studio effettuato da Hollman et al. [63] è stato possibile confrontare i parametri spazio-temporali ottenuti per i pazienti con quelli normativi di soggetti adulti sani, divisi per fasce di età, durante il cammino ed è emersa una differenza significativa tra i pazienti e il gruppo di controllo. Tre pazienti confermano i risultati per cui dopo l'intervento di PTG si ottiene un aumento del tempo del passo, del tempo di appoggio e una riduzione della lunghezza del passo e dell'emipasso, della larghezza del passo e della cadenza, mentre un paziente recupera la velocità del cammino e della cadenza, paragonabile ai valori fisiologici. La ridotta mobilità articolare è legata, in parte, all'avanzare dell'età ma anche dall'impianto protesico e da una ridotta confidenza nell'appoggio dell'arto, giustificabile con la perdita dei recettori propriocettivi dopo l'operazione. Inoltre, l'aumento dei tempi di esecuzione del passo porta ad avere un pattern motorio meno efficiente e maggiore richiesta energetica per compiere il movimento.

L'analisi degli andamenti cinematici ha permesso di osservare una riduzione del movimento della prima flessione di entrambe le ginocchia sul piano sagittale, motivo per cui i pazienti non riescono ad effettuare una estensione completa in fase di appoggio intermedio, e nella maggior parte delle volte anche una riduzione della seconda flessione, durante la fase di pendolamento. Una cinematica alternata del ginocchio si riflette anche sull'articolazione dell'anca e della caviglia, per questo motivo è importante effettuare una valutazione biomeccanica di tutto l'arto inferiore. Il deficit di deambulazione dell'arto affetto può inoltre causare compensi sull'arto sano.

Anche dal punto di vista dinamico è stata notata un'anomalia degli andamenti, principalmente sul piano coronale, dove si osserva l'aumento dei momenti delle forze esterne sull'articolazione di anca e ginocchio dell'arto controlaterale sano. Questo aspetto, come confermato dalla letteratura, potrebbe accelerare la condizione di OA anche sull'arto non operato. È stata notata inoltre una differenza nella forza di reazione al suolo, lungo le tre direzioni, in tutti i pazienti, rispetto ad un soggetto campione giovane. I risultati confermano che l'alterazione dei valori delle forze, e di conseguenza, del pattern del cammino deriva da una situazione che precede l'intervento di PTG e che il paziente si porta dietro, anche dopo

l'intervento. Nelle prove di Sit-to-Stand i pazienti riescono ad eseguire questo task senza particolari problemi e senza nessun meccanismo compensativo su uno degli arti. Invece la cinematica che si osserva durante il sollevamento e la seduta dallo sgabello mostra delle differenze significative tra i pazienti e il soggetto di controllo sul piano frontale: tali differenze confermano che i pazienti mantengono le abitudini che hanno sviluppato prima dell'intervento, compiendo dei movimenti che tendevano ad alleviare il dolore sull'arto afferente. La prova di valutazione dell'equilibrio in posizione eretta con gli occhi aperti e gli occhi chiusi conferma solo in parte le ipotesi di partenza, con un'ambiguità di interpretazione dei dati ottenuti.

Diversi sono i limiti di questo studio che riguardano il numero di pazienti esaminati e un gruppo di controllo proprio, che non ha permesso di ottenere un confronto diretto tra le diverse tipologie di impianto affrontate nel corso di questo studio, piuttosto è stata valutata la biomeccanica dell'arto operato in confronto all'arto controlaterale sano e l'effettivo recupero dopo la PTG. Oltre a questo, ulteriori limitazioni sono dovute all'ampio range di età e di BMI dei pazienti che ha influito sui risultati finali, dal numero ristretto di task selezionati dal protocollo, in parte per l'impossibilità di eseguire prove come la salita e la discesa delle scale e in parte dovuti anche al tempo lungo, che sarebbe stato necessario per poter eseguire correttamente le prove.

Studi futuri dovrebbero prevedere una popolazione più ampia e un numero maggiore di acquisizione delle prove, lasciando il tempo necessario al paziente di prendere confidenza con la prova che deve eseguire, per evitare al minimo gli errori di interpretazione dei dati. In aggiunta a questo, si prevede di selezionare pazienti e un gruppo di controllo di pari età e con un BMI confrontabile, di confrontare i parametri biomeccanici di interesse, facendo un'analisi pre-operatoria e post-operatoria in modo da poter verificare, se esistono, differenze significative tra i diversi modelli di protesi proposti e il recupero nel tempo dell'arto malato.

Bibliografia

- [1] «www.orlandohealth.com,» [Online]. Available: https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.orlandohealth.com%2F~%2Fmedia%2Ffiles%2Forlando-health%2Fcareers%2Ffor-medical-professionals%2Fcme%2Ffriday-1345-acute-sports-injuries.pdf%3Fla%3Den&psig=AOvVaw2kb1C_zxVr38XBNnD61ldk&ust=1614188732897.
- [2] M. Varacallo e N. Johanson, «Total Knee Arthroplasty,» *Treasure Island: StatPearls Publishing*, 2018.
- [3] «www.lamedicinainunoscatto.it,» [Online]. Available: http://www.lamedicinainunoscatto.it/wp-content/uploads/2014/12/asse_gin.png.
- [4] «www.nextews.com,» [Online]. Available: <https://it.nextews.com/ddbe2464/>.
- [5] «my personal trainer,» [Online]. Available: <https://m.mypersonaltrainer.it/anatomia/ASSI%20PRINCIPALI%20DEL%20CORPO.gif>.
- [6] [Online]. Available: https://sites.google.com/site/anatomiaperlalocomozione/_/rsrc/1494062186962/movimenti/movimenti-angolari/flessione-estensione-gamba.jpg.
- [7] P. Smith, K. Refshauge e J. Scarvell, «Development of the Concepts of Knee Kinematics,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004.

- [8] K. Kwiatkowski e J. Plominski, «Gonarthrosis--pathomechanism and diagnosis,» *Pol Merkur Lekarski*, 2004.
- [9] E. Vaienti, G. Scita, F. Ceccarelli e F. Pogliacomì, «Understanding the human knee and its relationship to total knee replacement,» *Acta Biomed*, vol. 88, 2017.
- [10] I. Kapandji, *The Physiology of the Joints_Lower Limb, Volume 2*, Churchill Livingstone, 1987.
- [11] «www.chirurgiaortopedicamantova.it,» [Online]. Available: https://www.chirurgiaortopedicamantova.it/media/_sized_/images/asse_di_carico_alla_radiografia_di_un_ginocchio_normale_varo_e_valgo-crop-c0-5_0-5-465x360-70.jpg.
- [12] Komnik, Weiss, F. Pagani e Potthast, «Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living - A systematic review,» 2015.
- [13] S. Ling e J. Bathon, «Osteoarthritis in older adults,» *J Am Geriatr Soc*, vol. 46, n. 2, pp. 216-25, 1998.
- [14] [Online]. Available: <https://www.ortopedicomascitti.it/wp-content/uploads/2016/05/dottor-tonino-mascitti-artrosi-del-ginocchio.png>.
- [15] [Online]. Available: https://lh3.googleusercontent.com/proxy/4NKFbNNwzhw_LOwRgaq2GJf kCjlrLrNK5Eg7bNanx8d-dPXb2p_-27JdYArKuzX2kCpw2-IDni57AgiliSmFdl_0Z5jvkZlp963tVCOvKSnmw5NcIpUPPov3eqIFDcM GVqDGapqAuvk4.

- [16] [Online]. Available: https://www.ortopediaweb.net/web/wp-content/uploads/2015/02/healthbase_stryker_triathlon_ps_knee_system.jpg.
- [17] B. W. Parcells e A. J. Tria, «The Cruciate Ligaments in Total Knee Arthroplasty,» *The American Journal of Orthopedics*, 2016.
- [18] [Online]. Available: https://www.ortopediaweb.net/web/wp-content/uploads/2015/02/00000000000000001000042114__OT_EnduRo.jpg.
- [19] [Online]. Available: <https://www.artrosiginocchioanca.it/wp-content/uploads/2020/03/Schermata-2020-03-11-alle-15.02.40-e1585385501754.png>.
- [20] A. Zembaty, «Fizjoterapia,» *PZWL, Warszawa*, Vol. %1 di %2ISBN 83-910437-4-6, 1987.
- [21] Basmajian, «The human bicycle,» *Biomechanics V-A*, pp. 297-302, 1976.
- [22] Ogrodzka e Niedzwiedzki, «Gait Analysis in Patients with Gonarthrosis Treated by Total Knee Arthroplasty(TKA),» 2012.
- [23] C. W. Chan e A. Rudins, «Foot biomechanics during walking and running,» *Mayo Clin Proc*, pp. 448-461, 1994.
- [24] [Online]. Available: https://lh3.googleusercontent.com/proxy/02iIQgLrnIrH6dTldZkojEyFSX-PYk66FnNz6ZQhnQ0UQFn6hsKMxAhE2nM0DtXroVXXmvg7laK4Bkmmtqfkrwnu1pJrjY17H_kmU56PoFyOy9XIP-BFEXcWyv8LGng7gsSxT7alo5L2.

- [25] J. Perry, «Gait analysis: normal and pathological function.,» *Thorofore, SLACK Incorporated*, 1992.
- [26] [Online]. Available: <https://lamedicinaestetica.files.wordpress.com/2019/04/medicina-online-ortopedia-muscoli-gamba-anca-coscia-ginocchio-bicipite-femorale-quadricepita-piede-articolazione-coxofemorale-femore-glutei-sedere-ileo-psoas-piriforme-gemelli-otturatori.jpg>.
- [27] [Online]. Available: <https://la-forza.it/wp-content/uploads/2018/09/muscoli-polpacci.jpg>.
- [28] [Online]. Available: <https://www.kineomed.it/wp-content/uploads/2018/09/smart-dx-sistema-optoelettronico-kineo.jpg>.
- [29] «www.kistler.com,» [Online].
- [30] «www.btsbioengineering.com,» [Online].
- [31] «www.amti.biz,» [Online].
- [32] «www.bertec.com,» [Online].
- [33] S. Liang, Y. Ning, H. Li, L. Wang, Z. Mei, Y. Ma e G. Zhao, «Feature Selection and Predictors of Falls with Foot Force Sensor Using KNN-Based Algorithms,» *Sensors*, pp. 29393-29407, 2015.
- [34] [Online]. Available: https://img.medicaexpo.it/images_me/photo-g/107788-10142423.jpg.

- [35] Benedetti, Catani, Bilotta, Maracchi, Mariani e Giannini, «Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement,» 2003.
- [36] Childs, Sparto, Fitzgerald, Bazzini e Irrgang, «Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis,» 2004.
- [37] Astephen, Deluzio, Caldwell, Dunbar e Hubley-Kozey, «Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels,» 2008.
- [38] Aljehani, Madara, Snyder-Mackler e Z. J. Christiansen, «The contralateral knee may not be a valid control for biomechanical outcomes after unilateral total knee arthroplasty,» 2019.
- [39] Hyodo, Kanamori, Kadone, Takahashi, Kajiwara e Yamazaki, «Gait Analysis Comparing Kinematics, Kinetic, and Muscle Activation Data of Modern and Conventional Total Knee Arthroplasty,» 2020.
- [40] Indelli, Pipino, Graceffa e Marcucci, «Posterior-stabilized (PS) total knee arthroplasty: a matched pair analysis of a classic and its evolutionary design,» 2016.
- [41] Migliorini, Eschweiler, Tingart e Rath, «Posterior-stabilized versus cruciate-retained implants for total knee arthroplasty: a meta-analysis of clinical trials,» *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 2019.
- [42] Esposito, Freddolini, Marcucci, Latella e Corvi, «Biomechanical analysis on total knee replacement patients during gait: Medial pivot or posterior stabilized design?,» *Clinical Biomechanics*, 2020.

- [43] T. Ishibashi, T. Tomita, T. Yamazaki, S. Tsuji, H. Yoshikawa e K. Sugamoto, «Kinematics of bicruciate and posterior stabilized total knee arthroplasty during deep knee flexion and stair climbing,» *J Orthop Res*, 2020.
- [44] Renaud, Fuentes, Hagemester, Lavigne e Vendittoli, «Clinical and Biomechanical Evaluations of Staged Bilateral Total Knee Arthroplasty Patients with Two Different Implants Design,» 2016.
- [45] D. Benedetto, Vidi, Colombo, Buttironi, Cainero e Causero, «Pre-operative and post-operative kinematic analysis in total knee arthroplasty. A pilot study,» 2019.
- [46] McNair, Boocock, Dominick, Kelly, Farrington e Young, «A comparison of walking gait following mechanical and kinematic alignment in total knee joint replacement,» 2017.
- [47] Blakeney, Clement, Desmeules, Hagemester, Riviere e Vendittoli, «Kinematic alignment in total knee arthroplasty better reproduces normal gait than mechanical alignment,» 2018.
- [48] L. Labanca, R. Iovine, L. Bragonzoni, G. Barone, G. Farella e M. Benedetti, «Instrumented platforms for balance and proprioceptive assessment in patients with total knee replacement: a systematic review and meta-analysis,» 2020.
- [49] I. Bascuas, M. Tejero, S. Monleon, R. Boza, J. Muniesa e R. Belmonte, «Balance 1 Year After TKA: Correlation With Clinical Variables,» 2013.

- [50] I. Schwart, L. Kandel, A. Sajina, D. Litinezki, A. Herman e Y. Mattan, «Balance is an important predictive factor for quality of life and function after primary total knee replacement,» *J Bone Joint Surg Br*, 2012.
- [51] S. Bakhiran, S. Angin, V. Karatosun, B. Unver e I. Gunal, «A comparison of static and dynamic balance in patients with unilateral and bilateral total knee arthroplasty,» 2009.
- [52] S. Bakhiran, S. Angin, V. Karatosun, B. Unver e I. Gunal, «Physical performance parameters during standing up in patients with unilateral and bilateral total knee arthroplasty».
- [53] K. Simarjeet, «Sample size determination (for descriptive studies),» *International Journal of Current Research*, 9, (03), 48365-48367, 2017.
- [54] P. Kadam e S. Bhalerao, «Sample size calculation,» *Int J Ayurveda Res*, pp. 55-57, 2010 Jan-Mar.
- [55] J. Eng, «Sample Size Estimation: How Many Individuals Should Be Studied?,» *Radiology and radiologists, research Statistical analysis*, pp. 309-313, 2003.
- [56] M. Robinson, T. Pataky e J. Vanrenterghem, «Sample size estimation for biomechanical waveforms: current practise, recommendations and comparison to discrete power analysis,» *Journal of Biomechanics*, 2021.
- [57] K. L. Bennell, M. A. Hunt, T. V. Wrigley, D. J. Hunter e R. S. Hinman, «The effect of hip muscle strengthening on knee load, pain, and function in people with knee osteoarthritis: a protocol for a randomised, single-blind controlled

- trial,» *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 8, n. 121, <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-121>, 2007.
- [58] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tybursky e J. R. Gage, «A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique,» *Human Movement Science* 10(5), pp. 575-87, 1991.
- [59] A. Baudet, C. Morisset, P. d'Athis, J.-F. Maillefert, J.-M. Casillas, P. Ornetti e D. Laroche, «Cross-talk correction method for knee kinematics in gait analysis using principal component analysis (PCA): a new proposal,» 2014.
- [60] «VICON,» [Online]. Available: www.vicon.com.
- [61] F. C. Sul, A. Lai e H. W. H., «Rising from the chair after total knee arthroplasty,» vol. 13, n. 3, pp. 176-181, 1997.
- [62] V. Norman-Gerum e J. McPhee, «Comprehensive description of sit-to-stand motions using force and angle data,» *J Biomech*, vol. 112, 2020.
- [63] J. H. Hollman, M. E. M. e P. R. C., «Normative spatiotemporal gait parameters in older adults,» *Gait Posture*, vol. 34, pp. 111-118, 2011.
- [64] C. E. Milner, «Is gait normal after total knee arthroplasty? Sistematic review of literature,» *J. Orthop. Sci. Off. J.Jpn.Orthop.Assoc.*, vol. 14, 2009.
- [65] A. J. Telchtahl, A. E. Wluka e F. Cicuttini, «Abnormal biomechanics: a precursor or result of knee osteoarthritis?,» *British Journal of Sports Medicine*, pp. 289-290, 2003.

- [66] H. Silva, A. Cliquet Junior, Z. AR e M. JB, «Biomechanical changes in gait in subjects with medial knee osteoarthritis,» *Acta Otop Bras.*, pp. 150-156, 2012.
- [67] V. Gangeddula, «Knee Joint Biomechanics in People with Medial Compartment Knee Osteoarthritis,» 2009.
- [68] A. H. Alnahdi, J. Zeni e L. Snyder-Mackler, «Gait after Unilateral Total Knee Arthroplasty: Frontal Plane,» *J Orthop Res*, pp. 647-652, 2011.
- [69] D. Vahtrik, J. Erelina, H. Gapeyeva e M. Paasuke, «Postural stability in relation to anthropometric and functional characteristics in women with knee osteoarthritis following total knee arthroplasty,» *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 134, n. 5, pp. 685-692, 2014.
- [70] A. Patti, A. Bianco, N. Sahin, D. P. A. Sekulic, A. Iovane, G. Messina, P. M. Gagey e A. Palma, «Postural control and balance in cohort of healthy people living in Europe,» *Medicine*, 2018.

RINGRAZIAMENTI

A conclusione di questo mio percorso universitario desidero ringraziare chi mi ha permesso di trovare gli stimoli necessari ogni giorno per la realizzazione di questo progetto di tesi.

Alla **Prof.ssa Laura Gastaldi**, per la fiducia che mi ha mostrato, dandomi l'opportunità di partecipare ad un progetto di tesi stimolante e con cui desideravo confrontarmi sin dall'inizio del percorso di laurea magistrale.

Al **Prof.ssa Elisa Panero**, per avermi fatto appassionare ancora di più al mondo della biomeccanica e alle varie sfaccettature dell'analisi del movimento. La ringrazio inoltre per il tempo che ha speso per me, per le mie domande e le mie incertezze, per la dedizione con cui si è dedicata a noi laureandi e per la presenza come supporto per la redazione della tesi, ma anche per la fiducia che ha mostrato nei miei confronti durante le analisi in laboratorio sui pazienti.

Si ringrazia il **prof. Ugo Dimanico e l'Unità Spinale Unipolare di Torino**, per aver dato la disponibilità ad iniziare questo progetto di tesi e a frequentare i Laboratori di Analisi del Movimento.

Ringrazio infine la **mia famiglia** per il sostegno e la forza con cui mi hanno supportato in questi anni di studi universitari, per gli sforzi che hanno fatto per permettermi di studiare in un'altra città e per avermi lasciato libero di intraprendere il percorso che più desideravo. La gratitudine non sarà mai abbastanza.

GRAZIE!