

POLITECNICO DI MILANO

Facoltà di Ingegneria dei Sistemi

Dipartimento di Bioingegneria

Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



**POLITECNICO
DI MILANO**

DIPARTIMENTO DI
BIOINGEGNERIA

TBM
lab

**Laboratorio di
Tecnologie Biomediche**

MBMC Lab

Laboratorio di Biomeccanica del Movimento e Controllo Motorio

Tesi di Laurea:

**Analisi biomeccanica del cammino su scala: validazione
del set-up sperimentale e applicazione clinica**

Relatore: Prof. Carlo Albino FRIGO

Correlatore: Ing. Esteban PAVAN

Tesi di Laurea di:

Eleonora A. LUBINU Matr. 734861

Martina MERATI Matr. 735132

Anno Accademico 2010 – 2011

Indice

| | |
|--|-----------|
| Sommario | 8 |
| Abstract | 10 |
| Introduzione..... | 12 |
| 1. Stato dell'arte..... | 14 |
| 1.1. Tipologie di scale strumentate..... | 14 |
| 1.2. Metodi per la validazione di piattaforme di forza e gradini strumentati | 18 |
| 1.3. Analisi dei movimenti di salita e discesa della scala..... | 21 |
| 2. Il ginocchio | 27 |
| 2.1. Anatomia e biomeccanica..... | 27 |
| 2.2. Traumi e patologie..... | 30 |
| 2.3. Protesi | 31 |
| 2.3.1. <i>Conservazione o sacrificio del legamento crociato posteriore?</i> | 34 |
| 2.3.2. <i>Il mercato delle endoprotesi di ginocchio</i> | 36 |
| 2.4. Fenomenologia del cammino in piano e su scala | 37 |
| 2.4.1. <i>Cammino a regime</i> | 37 |
| 2.4.2. <i>Salita e discesa di scale</i> | 39 |
| 3. Materiali e metodi..... | 41 |
| 3.1. Set-up sperimentale | 41 |
| 3.1.1. <i>Sistema optoelettronico</i> | 41 |
| 3.1.2. <i>Scala strumentata</i> | 44 |

| | |
|--|------------|
| 3.2. Validazione set-up | 47 |
| 3.2.1. <i>Valutazione delle prestazioni statiche</i> | 47 |
| 3.2.2. <i>Risultati test di validazione</i> | 49 |
| 4. Un esempio di applicazione clinica | 57 |
| 4.1. Protocollo S.A.F.Lo..... | 57 |
| 4.2. Soggetti e criteri di inclusione | 61 |
| 4.3. Acquisizioni sperimentali | 62 |
| 4.4. Elaborazione dei dati acquisti..... | 63 |
| 5. Risultati | 65 |
| 5.1. Normalità di riferimento..... | 65 |
| 5.2. Pazienti | 77 |
| 5.2.1. <i>Deuce</i> | 78 |
| 5.2.2. <i>E.motion</i> | 89 |
| 6. Discussione | 100 |
| 7. Conclusioni e sviluppi futuri..... | 105 |
| Bibliografia..... | 106 |
| Ringraziamenti | 111 |

Indice delle figure

| | |
|--|-----------|
| <i>Figura 1: posizionamento delle tre piattaforme di forza A,B,C e dei blocchi della scala D,E,F. Il primo e il secondo scalino sono fissati, rispettivamente, sulla parte superiore delle piattaforme B e C mediante due viti. Le zone di fissaggio sono rappresentate in ombra.</i> | <i>15</i> |
| <i>Figura 2: disegno schematico della scala con gradini strumentati. Nel disegno sono indicate le diverse parti della scala: gradini strumentati, piattaforma e corrimano.....</i> | <i>15</i> |
| <i>Figura 3: scala con corrimano montato sul lato destro. In figura vengono evidenziate la struttura e le dimensioni del post di trasduzione.</i> | <i>16</i> |
| <i>Figura 4: disegno (a) e foto (b) della scala. Il disegno enfatizza gli attacchi dei differenti gradini sulle due piattaforme inserite nel pavimento del laboratorio.....</i> | <i>17</i> |
| <i>Figura 5: strumento utilizzato da Holden per i suoi test. Si tratta di un'asta rigida con due estremità appuntite e ricoperta da cinque marker retroflettenti.....</i> | <i>20</i> |
| <i>Figura 6: caratteristiche dei due andamenti del momento di flessione-estensione riscontrate durante il cammino su scala.</i> | <i>22</i> |
| <i>Figura 7: posizione dei gradini sulle piattaforme di forza e definizione degli assi di riferimento dell'articolazione del ginocchio.</i> | <i>23</i> |
| <i>Figura 8: disegno schematico della scala utilizzata nello studio.</i> | <i>24</i> |
| <i>Figura 9: sono visibili le tre differenti inclinazioni con cui è stata utilizzata la scala nello studio.</i> | <i>25</i> |
| <i>Figura 10: principali componenti dell'articolazione del ginocchio.</i> | <i>27</i> |
| <i>Figura 11: visione frontale dei tre compartimenti individuati nell'articolazione.....</i> | <i>33</i> |
| <i>Figura 12: andamento temporale del numero di artroplastiche totali di ginocchio (TKA), effettuate negli USA tra il 1990 e il 2000.</i> | <i>37</i> |
| <i>Figura 13: telecamera con emettitori LED a infrarossi.</i> | <i>43</i> |
| <i>Figura 14: disposizione delle 9 telecamere.....</i> | <i>44</i> |
| <i>Figura 15: A) disegno schematico della disposizione delle celle di carico e relative coordinate, vista dall'alto. B) Vista frontale del gradino. Dalle due figure si evince la posizione del sistema di riferimento.</i> | <i>45</i> |
| <i>Figura 16: disegno tecnico delle celle di carico.</i> | <i>46</i> |
| <i>Figura 17: posizionamento marker per la calibrazione della scala.</i> | <i>47</i> |

| | |
|---|-----------|
| <i>Figura 18: posizione marker sul corpo del soggetto.....</i> | <i>59</i> |
| <i>Figura 19: endoprotesi bicompartimentale Deuce, che permette il trattamento di un compartimento femoro-tibiale e di quello femoro-rotuleo.....</i> | <i>61</i> |
| <i>Figura 20: endoprotesi totale E.motion</i> | <i>61</i> |
| <i>Figura 21: angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia e rispettivi movimenti nel piano sagittale.</i> | <i>65</i> |
| <i>Figura 22: angoli articolari durante la salita e la discesa a inclinazione minima (24°), normale (30°) e massima (42°) e cammino in piano. La barra verticale indica il toe off.....</i> | <i>67</i> |
| <i>Figura 23: trend dei momenti alle articolazioni dell'arto inferiore in funzione del ciclo del passo e dell'inclinazione. I valori sono stati normalizzati rispetto al peso corporeo.</i> | <i>70</i> |
| <i>Figura 24: andamento delle componenti della forza di reazione durante la fase di appoggio. Le forze sono state normalizzate rispetto al peso corporeo.....</i> | <i>72</i> |
| <i>Figura 25: andamento temporale delle potenze, in funzione del ciclo del passo, nelle tre articolazione dell'arto inferiore alle varie inclinazioni. I valori delle potenze sono stati normalizzati rispetto al peso.....</i> | <i>74</i> |

Indice dei grafici

| | |
|---|-----------|
| <i>Grafico 1: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale sinistra.....</i> | <i>52</i> |
| <i>Grafico 2: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione centrale.</i> | <i>52</i> |
| <i>Grafico 3: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale destra.....</i> | <i>53</i> |
| <i>Grafico 4: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale sinistra.....</i> | <i>53</i> |
| <i>Grafico 5: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione centrale.</i> | <i>54</i> |
| <i>Grafico 6: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale destra.....</i> | <i>54</i> |
| <i>Grafico 7: andamento degli errori medi nel calcolo della GRF per il primo e per il secondo gradino. Nel grafico è visibile anche l'andamento della deviazione standard.</i> | <i>56</i> |

Indice delle tabelle

| | |
|---|-----------|
| <i>Tabella 1: massime escursioni angolari.....</i> | <i>30</i> |
| <i>Tabella 2: suddivisione del ciclo del passo.....</i> | <i>38</i> |
| <i>Tabella 3: suddivisione del ciclo del passo in salita.....</i> | <i>40</i> |
| <i>Tabella 4: suddivisione del ciclo del passo in discesa.....</i> | <i>40</i> |
| <i>Tabella 5: caratteristiche delle celle di carico.....</i> | <i>46</i> |
| <i>Tabella 6: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il primo gradino, parametri costruttivi.....</i> | <i>50</i> |
| <i>Tabella 7: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il primo gradino, parametri ottimizzati.....</i> | <i>50</i> |
| <i>Tabella 8: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il secondo gradino, parametri costruttivi.....</i> | <i>51</i> |
| <i>Tabella 9: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il secondo gradino, parametri ottimizzati.....</i> | <i>51</i> |
| <i>Tabella 10: errori medi e deviazione standard nella stima della GRF.....</i> | <i>55</i> |
| <i>Tabella 11: disposizione marker. Con EXT sono indicati i marcatori tecnici.....</i> | <i>58</i> |
| <i>Tabella 12: caratteristiche della popolazione di pazienti analizzata.....</i> | <i>62</i> |
| <i>Tabella 13: Orientamento del piede rispetto l'orizzontale, nel piano sagittale, al contatto iniziale.....</i> | <i>68</i> |
| <i>Tabella 14: parametri spazio-temporali dei due pazienti con protesi Deuce.....</i> | <i>78</i> |
| <i>Tabella 15: parametri spazio-temporali dei tre pazienti con protesi E.motion.....</i> | <i>89</i> |

Sommario

Al pari del cammino, la salita e la discesa di scale sono atti motori che normalmente fanno parte delle comuni attività quotidiane. Tuttavia esse impegnano la muscolatura e le articolazioni in modo considerevolmente superiore alla deambulazione in piano e, quindi, spesso costituiscono un impedimento per soggetti con limitate capacità motorie.

Lo scopo di questo lavoro è stato quello di validare un set-up sperimentale per l'analisi biomeccanica della deambulazione su scala. Il set-up in esame è costituito da un sistema optoelettronico SMART-e (BTS, Milano) e da una scala strumentata. Si tratta di una scala composta da una piattaforma e 4 gradini, di cui il secondo e il terzo strumentati con 6 celle di carico estensimetriche (A.S.T. Type KAP-E) ciascuno. Queste celle producono segnali analogici che vengono digitalizzati mediante la scheda di conversione (National Instruments 6023) del PC collegato al sistema.

Per validare la scala, sono state fatte delle acquisizioni applicando dei carichi statici progressivamente crescenti. Queste prove ci hanno permesso di valutare l'accuratezza del sistema nella stima del centro di pressione (COP), della reazione al terreno (GRF) e la linearità della misura.

L'errore massimo nella stima del COP, calcolato come differenza tra le coordinate note e quelle misurate dal sistema, per carichi superiori ai 550N risultava inferiore ai 3mm per il primo gradino e ai 4,5mm per il secondo. Mentre l'errore di linearità percentuale risultava per il primo gradino pari all'1.54% e per il secondo gradino pari all'1.06%

Avendo validato il sistema per il suo utilizzo in ambito clinico su soggetti patologici, come strumento da affiancare ai normali test e procedure ospedaliere, abbiamo analizzato, come esempio di applicazione clinica, 5 soggetti di prova che hanno subito due differenti impianti protesici di ginocchio (endoprotesi Deuce e E.motion). Prima di procedere alle acquisizioni sui pazienti abbiamo definito il volume di calibrazione, ovvero abbiamo ricercato la configurazione delle telecamere che permettesse la migliore visibilità dei marcatori sul corpo del soggetto durante le intere fasi di salita e discesa. Quindi per quanto riguarda i pazienti sono state eseguite, per ciascuno di loro, 2 prove di standing, 5 prove di salita e 5 di discesa. Nella fase di acquisizione è stato usato il protocollo S.A.F.Lo. esteso che, oltre ai marker sulla cute, prevede il posizionamento di marker tecnici su bacchette applicate al corpo per l'identificazione delle rotazioni assiali dei segmenti. La parte di elaborazione dei dati è stata

effettuata in Matlab: in particolare per analizzare le prove sulla scala è stato utilizzato un programma dai noi sviluppato per il calcolo del COP e della GRF, mentre per l'elaborazione delle acquisizioni sui pazienti questo script è stato integrato con opportuni programmi precedentemente realizzati. Si tratta dei medesimi programmi utilizzati da Riener e collaboratori nel loro studio del 2002 [Riener et al., 2002]. Questi si basano sulla risoluzione del problema dinamico inverso, ovvero a partire dalle coordinate dei marker acquisiti e dalle misure antropometriche effettuate sui pazienti, sulla base di un'opportuna modellizzazione del sistema muscolo-scheletrico, nel nostro caso quella prevista dal protocollo S.A.F.Lo., stimano i centri articolari e identificano dei sistemi di riferimento solidali con ciascun segmento corporeo. A partire da questi vengono poi ricavati gli angoli articolari assoluti e relativi. Quindi a partire dalla cinematica, dalla stima delle forze esterne e dai parametri inerziali, calcolati attraverso un modello, vengono ricavati i momenti e le potenze alle articolazioni.

Dal confronto degli andamenti delle variabili ottenute dall'analisi sui pazienti con quelli della normalità di riferimento, per la quale ci si rifà al lavoro di Riener [Riener et al., 2002], si potevano notare significative differenze nella deambulazione dei soggetti con protesi.

In particolare, l'articolazione del ginocchio dell'arto protesizzato mostrava, in salita, un angolo nel piano sagittale caratterizzato da una minore estensione, un ridotto momento flessorio e una minima generazione di potenze. Dai nostri risultati si evince come i pazienti cercassero di compensare utilizzando maggiormente un'altra articolazione, come ad esempio l'anca, o l'arto non protesizzato. Anche i test relativi alla discesa mostravano come l'arto protesizzato lavorasse meno del normale. Questo può essere dovuto ad un comportamento protettivo acquisito nella fase pre-operatoria, ad un deficit muscolare o ad un effettivo difetto dell'endoprotesi.

In realtà all'interno dello stesso gruppo e tra un gruppo e l'altro si evidenziavano poi delle variazioni, in particolare per quanto riguarda l'arto controlaterale, che potrebbero essere associate a patologie artrosiche a carico di quest'arto e possono documentare l'uso di diverse strategie di compensazione.

Abstract

As well as walking, stair climbing is part of our common daily living activity. However, from biomechanics point of view, this task is more demanding than walking and so it constitutes an obstacle when motor functions are reduced. The aim of this investigation was to validate an experimental set-up for stair climbing biomechanical analysis. This set-up is composed by an optoelectronic system SMART-e (BTS, Milan) and an instrumented staircase. This staircase is composed by four steps and a platform at the upper end; the second and third stairs are instrumented with 6 strain-gauge force transducers each (A.S.T. Type KAP-E). These transducers produce analogical signals which are digitized through the PC's conversion board. In order to validate this set-up we have made acquisitions of progressively increasing static loads. These tests, in fact, give us the possibility to assess the system's accuracy in Centre Of Pressure (COP) and Ground Reaction Force (GRF) measuring and also the linearity of the measure. The maximum error in the COP measuring was quantified as the difference between known coordinates and the measured ones. When load was greater than 550N, the error was less than 3mm for the first stair and less than 4.5 for the second one. The percentual linearity error was 1.54% in the first step and 1.06% in the second one. This experimental set-up could be an important tool for biomechanical analysis in pathological subject and it could be used within a clinical test procedure. To demonstrate this possibility of application, we have analyzed 5 subjects with two different knee endoprosthesis designs (Deuce and E.motion). Each analysis included 2 standing, 5 ascend and 5 descend tests. Before proceeding with the acquisition of patients we defined the volume of calibration and the optimal position of TV cameras, that allowed to obtain a view of markers on human body during the entire acquisition. Movement analysis was performed by a protocol named 'S.A.F.Lo.' which is characterized by the use of technical markers to identify the rotations of each segment. Data have been processed through Matlab; in particular, in order to validate the staircase measurements, we have developed a program to compute the COP and GRF. To elaborate subsequent subjects acquisition, this program was integrated with other programs already available and used in previous studies [Riener et al., 2002]. These programs allow to solve the inverse dynamics problem, and include algorithms for the estimation of the joint centres and definition of local reference systems fixed to each body segment. In order to estimate these parameters we should know markers

coordinates and anthropometric measurements. Then absolute and relative joint angles are obtained and, by using inertial characteristics, we can obtain joint moments and powers.

As control group we have used the data provided by Riener et al. [2002]. By comparing these data to our results it was possible to reveal important differences in subjects with knee endoprosthesis. In particular, in ascend tests, knee joint with the endoprosthesis shows an angle characterized by a lower extension in the sagittal plane, a lower flexor moment and minimum power generation. Moreover we noticed that patients tried to compensate with the other limb or with an other joint. In particular, the hip joint in subjects with knee endoprosthesis exhibit a higher than normal joint moment. Also, during descend tests, the limb with the endoprosthesis seem to work less than in normal subjects. This could be put in relation to possible protection mechanisms or muscular deficit, and could be used as a measure of the endoprosthesis effectiveness.

Introduzione

Le scale sono spesso considerate un ostacolo e, sebbene le persone sane le salgono abbastanza facilmente, esse risultano piuttosto impegnative quando le funzioni motorie sono ridotte, per esempio in soggetti anziani, obesi, donne in gravidanza, soggetti affetti da patologie muscolari/articolari e con protesi all'arto inferiore. Le difficoltà incontrate da queste persone comportano disagi e limitazioni nello svolgimento di azioni della vita quotidiana e pertanto risulta di grande interesse lo studio di questi atti motori. L'analisi biomeccanica ci dà la possibilità di comprendere i diversi e complicati processi che interessano la locomozione umana, al fine di meglio programmare interventi terapeutici (chirurgici, riabilitativi, farmacologici) e di progettare ambienti pubblici e privati più accessibili.

In tale ambito si inserisce il lavoro da noi effettuato in questo progetto di tesi presso il Laboratorio di Biomeccanica del Movimento e Controllo Motorio (MBMC Lab) del Politecnico di Milano. Obiettivo del nostro studio è stato quello di validare un set-up sperimentale, sistema optoelettronico e scala strumentata, per la valutazione delle caratteristiche cinematiche e dinamiche della deambulazione su scala. A questo scopo sono stati analizzati, come esempio di applicazione clinica, 5 soggetti di prova che hanno subito due differenti interventi di Knee Arthroplasty (endoprotesi Deuce e E.motion).

Il lavoro presentato in seguito è stato suddiviso in sei capitoli. Nel primo capitolo viene fatta una panoramica sugli studi già compiuti nell'ambito della deambulazione su scala. La nostra attenzione è stata focalizzata sulle varie tipologie di strumentazioni utilizzate, con particolare interesse ai diversi modelli di scale presentate dai vari gruppi di lavoro. Il secondo capitolo illustra alcune nozioni fondamentali relative all'anatomia e alla biomeccanica del ginocchio. Successivamente si analizzano le principali cause di protesizzazione e viene fatta una sorta di classificazione dei diversi design di endoprotesi di ginocchio attualmente commercializzati. Infine viene analizzata la fenomenologia di due tra i principali atti motori: il cammino in piano e su scala. Il terzo capitolo è suddiviso in tre parti. Nella prima viene dettagliatamente illustrato il set-up sperimentale, costituito dal sistema optoelettronico e dalla scala strumentata. Nella seconda parte viene spiegato come sono state condotte le prove di valutazione delle prestazioni statiche della scala e come sono

stati ottenuti i risultati, in termini di accuratezza e linearità. La terza parte è interamente dedicata alla presentazione di un esempio di applicazione clinica. Nel quarto capitolo sono illustrati i risultati presenti in letteratura per il cammino su scala di soggetti sani [McFadyen 1988, Riener 2002] e i risultati preliminari da noi ottenuti sui pazienti. Successivamente nel quinto capitolo vengono confrontati i risultati ottenuti. Il lavoro termina con un capitolo dedicato alle conclusioni e a possibili sviluppi futuri.

1. Stato dell'arte

Questo capitolo è diviso in tre paragrafi. Nel primo paragrafo vengono illustrate le diverse tipologie di scale utilizzate dai diversi gruppi di lavoro e laboratori al fine di studiare la biomeccanica del cammino su scala. Nella seconda parte del capitolo sono, invece, riportate alcune procedure utilizzate per valutare le prestazioni statiche e dinamiche di piattaforme di forza e gradini strumentati. Nell'ultimo paragrafo sono presentati dei lavori il cui scopo è stato quello di valutare la deambulazione su scala di soggetti sani e di pazienti con impianti protesici.

1.1. Tipologie di scale strumentate

Le scale validate dai vari gruppi di studio risultano essere di quattro differenti tipologie: scala costituita da blocchi, rappresentanti i gradini, posti su piattaforme di forza incorporate nel pavimento; scala caratterizzata da scalini propriamente strumentati, mediante sensori o piattaforme di forza; scala con corrimani strumentati; *interlaced stairway*, un nuovo tipo di scala che permette di rilevare due appoggi consecutivi dello stesso piede grazie alla sua particolare struttura.

Nel 1996, Yu e il suo gruppo di lavoro si proposero di validare un modello di scala costituita da quattro scalini e suddivisa in tre blocchi: il blocco D rappresenta il primo scalino, il blocco E il secondo scalino e il blocco F il terzo e il quarto scalino (come mostrato in Figura 1). I primi due gradini sono stati connessi a due piattaforme di forza KISTLER mentre una terza piattaforma di forza BERTEC è stata utilizzata per misurare la reazione a terra subito prima della salita della scala o appena dopo la discesa [Yu et al., 1996].

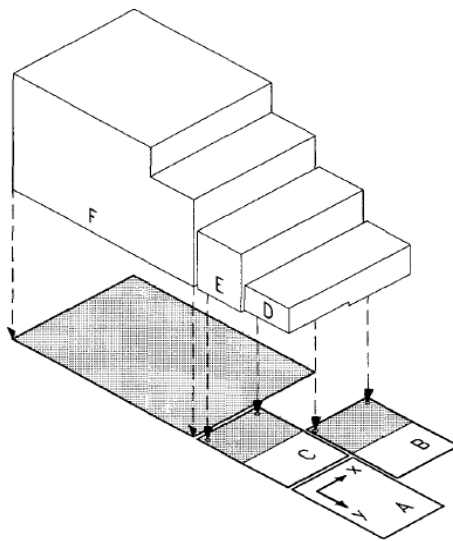


Figura 1: posizionamento delle tre piattaforme di forza A,B,C e dei blocchi della scala D,E,F. Il primo e il secondo scalino sono fissati, rispettivamente, sulla parte superiore delle piattaforme B e C mediante due viti. Le zone di fissaggio sono rappresentate in ombra.

Nel frattempo, su un altro versante, veniva sviluppata un'altra tipologia di scala con gradini propriamente strumentati.

Infatti nel 1999, Riener e collaboratori, svilupparono una scala caratterizzata da quattro gradini e una piattaforma [Riener et al., 1999]. Ogni scalino è dotato di sei trasduttori di forza basati su estensimetri (di deformazione) che permettono di misurare direttamente il vettore delle forze di reazione al terreno (GRF) durante la salita e la discesa della scala a diverse pendenze (vedi Figura 2). Infatti l'inclinazione della scala può variare tra i 24° e i 43°.

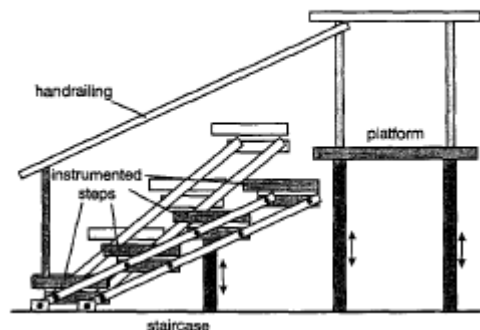


Figura 2: disegno schematico della scala con gradini strumentati. Nel disegno sono indicate le diverse parti della scala: gradini strumentati, piattaforma e corrimano.

Chapdelaine e il suo gruppo, in uno studio del 2005, presentano una scala (vedi Figura 3) che può essere utilizzata per effettuare un'analisi cinetica della funzione degli arti inferiori e di quelli superiori durante la salita e la discesa delle scale [Chapdelaine et al., 2005]. Sostanzialmente la novità introdotta consiste nell'utilizzo di un corrimano strumentato, che permette di valutare contemporaneamente oltre le reazioni vincolari sotto il piede anche quelle tra la mano e il corrimano. All'estremità superiore dei due supporti del corrimano vi è un post di trasduzione, contenente dodici estensimetri assemblati in tre ponti di Wheatstone. I due post sono connessi alla struttura attraverso cerniere cilindriche che eliminano i momenti attorno all'asse laterale. Il secondo e il terzo gradino sono strumentati con piattaforme di forza.

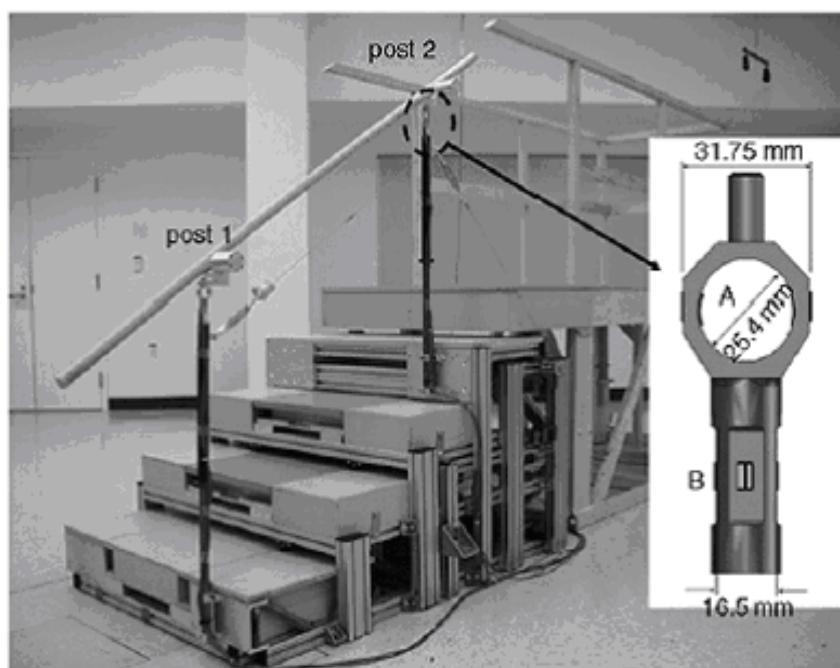


Figura 3: scala con corrimano montato sul lato destro. In figura vengono evidenziate la struttura e le dimensioni del post di trasduzione.

Le scale fino a qui presentate sono quindi caratterizzate da blocchi rigidi di differente altezza posizionati sulla parte superiore delle piattaforme di forza, incorporate nel pavimento, o da gradini strumentati. Per il gruppo di Della Croce nessuno di questi approcci è però del tutto soddisfacente per i laboratori di analisi del movimento [Della Croce et al., 2007]. Infatti, il primo approccio è limitato dal numero di piattaforme utilizzate nel

laboratorio, generalmente si tratta di due piattaforme usate per prove di gait analysis, e il secondo approccio, oltre a essere molto oneroso, richiede uno spazio dedicato, quindi risulta molto difficile da implementare in un contesto clinico. Per ovviare a queste difficoltà Della Croce e i suoi collaboratori hanno progettato un nuovo modello di scala nominata interlaced stairway. Essa è composta da due strutture rigide (frame) in metallo, disposte in modo da formare la scala, collegate a due piattaforme di forza incorporate nel pavimento. Ogni frame permette di misurare due contatti dello stesso piede a due diversi livelli. Un frame è stato posizionato sulla prima piattaforma in modo da poter misurare le reazioni a terra e sul secondo scalino, mentre l'altro frame è stato posizionato sulla seconda piattaforma in modo da poter misurare le reazioni sugli altri due scalini (primo e terzo). Il telaio della scala può essere facilmente collegato e rimosso, a seconda del tipo di movimento che si vuole valutare. La scala è visibile in Figura 4.

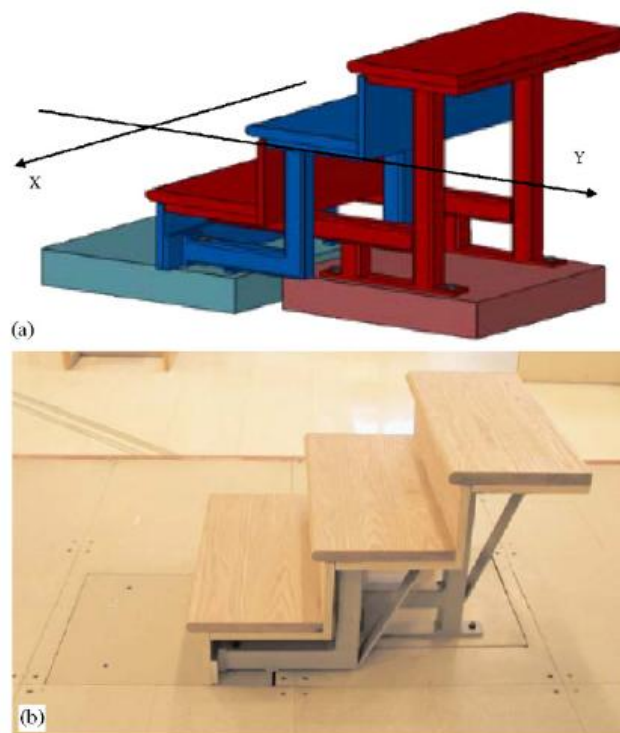


Figura 4: disegno (a) e foto (b) della scala. Il disegno enfatizza gli attacchi dei differenti gradini sulle due piattaforme inserite nel pavimento del laboratorio.

1.2. Metodi per la validazione di piattaforme di forza e gradini strumentati

In questo paragrafo sono riportate alcune procedure utilizzate dai vari gruppi di studio per valutare errori statici e dinamici introdotti dall'utilizzo di piattaforme di forza e gradini strumentati.

Yu e i suoi collaboratori nello studio del 1996, oltre a presentare un modello di scala strumentata (descritta nel paragrafo precedente), effettuarono un'analisi dell'errore nella determinazione della posizione del centro di pressione (COP) [Yu et al., 1996]. L'andamento dell'errore nella determinazione del COP, definito come la differenza tra le posizioni misurate e quelle note, è stato studiato mediante un'analisi di regressione multipla, che mirava inoltre a determinare l'effetto della posizione del COP e dell'ampiezza della componente verticale della forza. A questo fine, tre forze verticali, con un incremento progressivo di circa il 50% (113.71N, 220.73N, 470.43N), sono state applicate in ogni punto conosciuto della piattaforma e dello scalino. I risultati mostrarono la dipendenza dell'errore dalle coordinate x e y del COP misurato ma non dall'ampiezza della forza. L'errore nella misurazione del COP influisce sul calcolo del momento all'articolazione, specialmente per quanto riguarda l'abduzione-adduzione e la rotazione interna ed esterna. Per validare il loro lavoro studiarono inoltre la deambulazione su scala di una donna sana.

Nel 1999 Middleton per valutare l'accuratezza nella determinazione del COP di una piattaforma di forza piezoelettrica per stabilometria costruì un apparato in grado di applicare una forza verticale in un punto di circa 300N [Middleton et al., 1999]. La punta dello strumento è stata accuratamente posta in posizioni note, variando sia la coordinata x che la y . Sono state raccolte tre prove, per un periodo di 10s, per ogni posizione rimuovendo ogni volta lo strumento. Successivamente il COP calcolato è stato confrontato con quello noto. Inoltre due modelli di piede costituiti da due rettangoli di acciaio riempiti di piombo (lunghezza 25cm, larghezza 10cm, carico ~ 300N) sono stati usati per simulare la prova di standing e testare ulteriormente l'accuratezza della misura. Il peso e il COP di ogni "piede" sono stati determinati indipendentemente, posizionando ciascun "piede" in una particolare posizione. Sei prove separate sono state raccolte per ogni "piede". Quindi è stato misurato il COP con i due "piedi" posizionati simmetricamente rispetto al centro della piattaforma ed

è stato confrontato con quello calcolato attraverso un'opportuna formula matematica, che tiene conto del peso e del COP di ogni "piede". L'accuratezza, per carico puntuale, è maggiore al centro e diminuisce allontanandosi verso i bordi della piattaforma, inoltre è migliore lungo l'asse x , infatti l'errore lungo la y (3.4mm) è circa il doppio rispetto a quello della componente x (1.8mm). La differenza tra il COP calcolato analiticamente e quello misurato non supera mai 1.25mm per la x e i 2 mm per la y .

Riener e collaboratori, nel 1999, dopo aver presentato una scala con gradini propriamente strumentati (descritta nel paragrafo precedente) effettuarono delle misurazioni per valutare le prestazioni statiche e dinamiche della loro scala [Riener et al., 1999]. Per quanto riguarda le prestazioni statiche valutarono l'accuratezza, la linearità e il cross-talk. L'accuratezza nella determinazione del COP è stata determinata attraverso l'applicazione di un carico puntuale, che aumentava e diminuiva lentamente, in quattro punti noti del gradino. I valori medi e le deviazioni standard sono stati calcolati per differenti range del carico verticale (0-50N, 50-100N,...) fino a una forza massima di 450N. I gradini mostrano un'elevata accuratezza nella determinazione del COP, con un errore medio di 1.5mm per forze superiori ai 100N. Per valutare la linearità sono stati posti quattro carichi (250N, 500N, 750N, 1000N) in tre posizioni note del gradino (centro, destra, sinistra). L'errore nella misurazione della componente verticale della forza è minore dello 0.63% e la deviazione dalla linearità è inferiore al $\pm 0.2\%$. Infine il segnale di cross talk registrato in direzione orizzontale devia dall'aspettato valore nullo meno dello 0.66% del carico verticale. L'errore ottenuto nelle misurazioni statiche è riproducibile e dipende non solo dal carico ma anche dalla posizione in cui è applicato. Le misure sono state ripetute alle diverse inclinazioni: tutte le proprietà statiche si mantengono nello stesso range osservato con la scala non inclinata (24°). Per valutare le proprietà dinamiche è stata invece effettuata un'analisi in frequenza mediante un vibratore meccanico posizionato in tre differenti punti (centro, sinistra e destra) del gradino. La più bassa frequenza di risonanza osservata è di 32Hz. Dal momento che un gradino caricato può avere una minor frequenza di risonanza, è stato posizionato sul gradino un carico pari a 100kg. La frequenza di risonanza registrata è diminuita e risulta pari a circa 22Hz. Infine per validare la scala in condizioni di lavoro sono state effettuate cinque prove di salita e discesa con un soggetto sano maschio a 30° di inclinazione.

Holden nel suo studio del 2003 propone un metodo di test e un set di quattro variabili che possono essere utilizzate per descrivere l'uso combinato della piattaforma di forza e del sistema di analisi del movimento tridimensionale [Holden et al, 2003]. Per il suo studio Holden utilizza uno strumento già descritto in studi precedenti: si tratta di un' asta rigida con due estremità appuntite e ricoperta da cinque marker retroflettenti. Usando una barra di carico posta all'estremità superiore dell'asta e una piastra all'estremità inferiore (vedi Figura 5), è possibile applicare delle forze alla piattaforma con un momento trascurabile. Il dispositivo di prova può essere posto sulla piattaforma in una posizione dove vengono caricate tutte le componenti. Durante il test la barra caricata manualmente può essere pilotata in un ampio range di angoli rispetto alla superficie della piattaforma. I dati sono simultaneamente registrati dalla piattaforma di forza e dal sistema di analisi del movimento. La coincidenza delle misure effettuate tramite i due strumenti, piattaforma di forza e sistema di analisi del movimento, è indicata da quattro variabili: variabile di inclinazione dell'asta, espressa come la differenza di inclinazione della barra rilevata separatamente dalla piattaforma (vettore di forza assiale) e dalle misure cinematiche; differenza nella misura delle tre coordinate del COP (x, y, z) rilevate distintamente dai due strumenti. Per un test di prova, la media, la deviazione standard e il range di queste quattro variabili sono calcolate per tutti i casi in cui è superata una soglia minima di GRF.

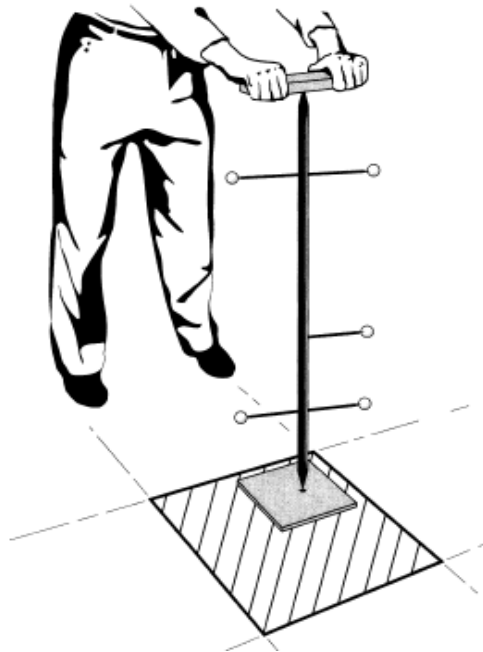


Figura 5: strumento utilizzato da Holden per i suoi test. Si tratta di un'asta rigida con due estremità appuntite e ricoperta da cinque marker retroflettenti.

1.3. Analisi dei movimenti di salita e discesa della scala

Nel seguente paragrafo sono riportati degli studi relativi alla deambulazione su scala di soggetti sani e di pazienti con diverse tipologie di impianti protesici.

Andriacchi e collaboratori in uno studio del 1982 hanno voluto valutare l'influenza di vari design di protesi totali di ginocchio durante il cammino in piano e su scala [Andriacchi et al., 1982]. L'analisi è stata condotta utilizzando un sistema optoelettronico a marker attivi (6 diodi) e una scala strumentata mediante piattaforme di forza. Oggetto dello studio sono stati 26 soggetti asintomatici con endoprotesi totale di ginocchio, divisi in cinque gruppi a seconda del design di protesi impiantata (Geomedic, Gunston, total condylar, duopatellar e Cloutier). Il gruppo di controllo era invece costituito da 14 soggetti sani. Per quanto riguarda il cammino in piano, non sono state evidenziate grandi differenze tra i vari design protesici. Al contrario nel cammino su scala sono emerse differenze significative a seconda del tipo di protesi utilizzata. I pazienti con protesi Cloutier, che prevede il mantenimento di entrambi i legamenti crociati, sono l'unico gruppo ad avere un range di movimento prossimo alla normalità durante la fase di salita. Per quanto riguarda la fase di discesa invece anche i pazienti con protesi Gunston, che prevede anch'essa il mantenimento di entrambi i crociati, e duopatellar, che permette il mantenimento del crociato posteriore, hanno mostrato un range di movimento normale, mentre anche in questo caso le protesi total condylar, con sacrificio di entrambi i crociati, e Geomedic, protesi semivincolata che prevede la rimozione del crociato anteriore, hanno evidenziato un range di movimento inferiore. La velocità di percorrenza della scala è risultata paragonabile a quella del gruppo di controllo ad eccezione dei pazienti con protesi total condylar, che hanno mostrato velocità inferiori, anche se limitatamente alla fase di discesa. Inoltre per quanto riguarda il momento di flessione-estensione sono stati riscontrati due andamenti differenti (Figura 6). Il primo, pattern 1, caratteristico dei soggetti sani, quindi rappresentante la normalità, è stato riscontrato in tutti i pazienti con protesi Gunston e Cloutier. Invece alcuni soggetti con gli altri tipi di protesi hanno mostrato un secondo andamento, pattern 2, caratterizzato da un'inversione del momento, da flessorio a estensorio, a circa il 44% del ciclo del passo. Dallo studio si evince come i pazienti con protesi meno vincolate e che prevedono il mantenimento dei legamenti crociati hanno un cammino più simile alla normalità rispetto ai pazienti con protesi maggiormente vincolate e che prevedono il sacrificio dei legamenti.

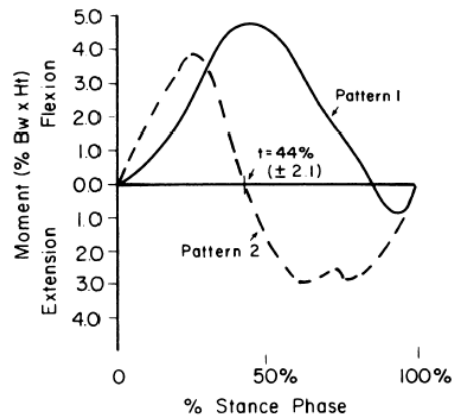


Figura 6: caratteristiche dei due andamenti del momento di flesso-estensione riscontrate durante il cammino su scala.

In uno studio del 1996 condotto da Kowalk e collaboratori sono stati analizzati 10 soggetti sani, tra i 22 e i 40 anni, durante ripetute prove di salita e discesa di una scala, appositamente progettata per poter valutare i momenti di adduzione e abduzione del ginocchio [Kowalk et al., 1996]. Il protocollo prevedeva sei prove di salita, tre partendo col piede destro e tre partendo con il sinistro, e altrettante prove, ugualmente suddivise, per la discesa. I dati relativi alla cinematica sono stati acquisiti mediante un sistema optoelettronico a quattro telecamere, mentre i dati relativi allo scambio di forze col terreno sono stati rilevati mediante due piattaforme di forza a contatto con due dei tre scalini e sincronizzati alla cinematica. La scala e la disposizione delle piattaforme, utilizzate nello studio, è visibile in Figura 7. Una volta nota la cinematica, dall'analisi del movimento, si è passati al calcolo dei momenti interni al ginocchio attraverso un approccio dinamico inverso. I momenti ottenuti sono poi stati normalizzati, al fine di facilitare il confronto con i dati presenti in letteratura, in funzione del peso corporeo, della lunghezza della gamba e della durata della fase di *stance*.

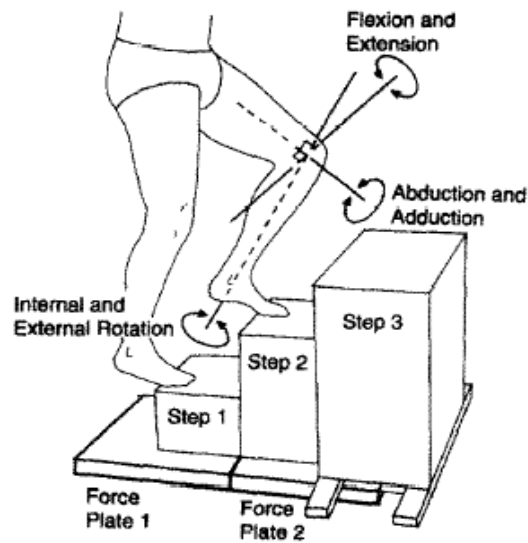


Figura 7: posizione dei gradini sulle piattaforme di forza e definizione degli assi di riferimento dell'articolazione del ginocchio.

Qualche anno più tardi, Riener e il suo gruppo hanno condotto uno studio su 10 soggetti sani maschi, di età compresa tra i 24 e i 34 anni, utilizzando una scala strumentata (visibile in Figura 8) simile a quella descritta nel loro lavoro del 1999 ma con solo i primi tre gradini sensorizzati [Riener et al., 2002]. Le tre componenti del vettore di reazione al terreno, la componente verticale del momento e la posizione del centro di pressione sono state misurate attraverso le equazioni di equilibrio statico. Le prove sono state condotte a tre differenti livelli di inclinazione (24° , 30° e 42°). La cinematica è stata acquisita tramite un sistema optoelettronico a quattro telecamere. Per il calcolo dei momenti e delle potenze articolari si è proceduto alla risoluzione del problema dinamico inverso. Dallo studio emerge che gli andamenti temporali dei parametri e i valori di forza non sono significativamente influenzati dall'inclinazione, mentre questa influisce notevolmente sulla potenza. Ciò può essere collegato con la variabilità dell'energia potenziale che viene prodotta (durante la salita) o assorbita (durante la discesa) dai muscoli.

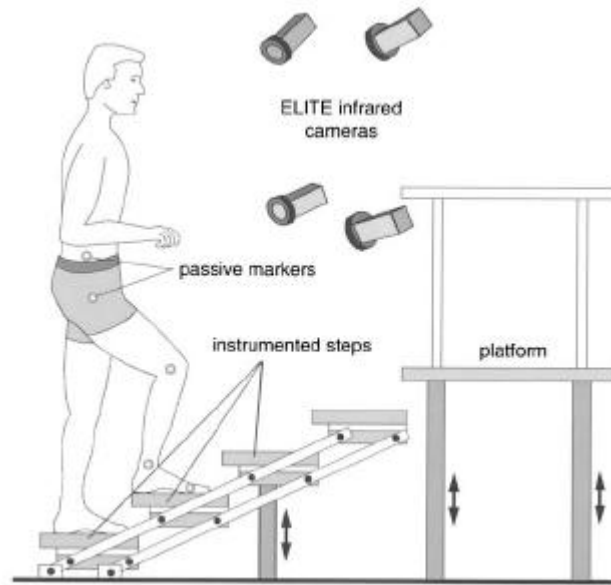


Figura 8: disegno schematico della scala utilizzata nello studio.

Nel 2003 il gruppo di Catani ha effettuato uno studio comparativo tra endoprotesi di ginocchio a piatto tibiale fisso e mobile, utilizzando una strumentazione simile a quelle fin qui descritte: sistema stereofotogrammetrico, scala a quattro gradini (secondo e terzo posti su due piattaforme di forza) e un elettromiografo [Catani et al., 2003]. I criteri di inclusione dei pazienti nei due gruppi di analisi, formati ciascuno da 8 donne e 2 uomini, sono: eccellenti o buoni risultati clinici, nessun segno di perdita biomeccanica, nessuna sofferenza, nessuna patologia muscolo-scheletrica. Il gruppo di controllo è rappresentato da 10 soggetti sani, comparabili per età e sesso. I dati elettromiografici sono stati rilevati con elettrodi superficiali. Ogni soggetto effettua tre prove di salita e discesa della scala. Dall'analisi si osserva, in entrambi i gruppi, che il range di movimento risulta piuttosto ridotto rispetto al gruppo di controllo.

Nel 2005 Stacoff effettuò uno studio per confrontare i dati relativi alla componente verticale della forza di reazione vincolare a terra (GRF) durante il cammino, la salita e la discesa delle scale a tre differenti inclinazioni (vedi Figura 9) e per diversi gruppi di età (giovani, adulti e anziani) [Stacoff et al., 2005]. Scopo dello studio era verificare se tali parametri differiscono in funzione dell'inclinazione e dell'età, determinando inoltre la variabilità delle prove e la simmetria destra-sinistra di due fasi successive. Ogni gruppo di studio era formato da 20 soggetti sani ed è stato testato in sette condizioni, ciascuna costituita da otto ripetizioni. Il

set-up utilizzato prevedeva un sistema per catturare contemporaneamente dati cinematici, cinetici ed EMG (VICON) mentre i pazienti camminavano su una passerella da 25m o mentre salivano/scendevano i gradini. Sono state utilizzate due piattaforme di forza (KISTLER 9068A) incorporate nel terzo e nel quarto gradino. La variabilità tra le prove e la simmetria sinistra-destra dei parametri definiti sono risultate essere intorno al 2-5% e al 3-5%. L'andamento della componente verticale del GRF, durante la salita e soprattutto nella discesa, cambia rispetto al cammino in piano. Influenza notevole risulta avere l'età: il gruppo più giovane, caratterizzato da una maggiore velocità, produce una componente verticale del GRF massima maggiore rispetto agli altri due gruppi. Tuttavia le differenze rilevate tra il gruppo di adulti e quello degli anziani sono risultate inferiori. I valori di forza sono poi stati normalizzati in funzione del peso corporeo. La condizione in cui la scala è più ripida mostra la maggiore variabilità e asimmetria tra i due lati.

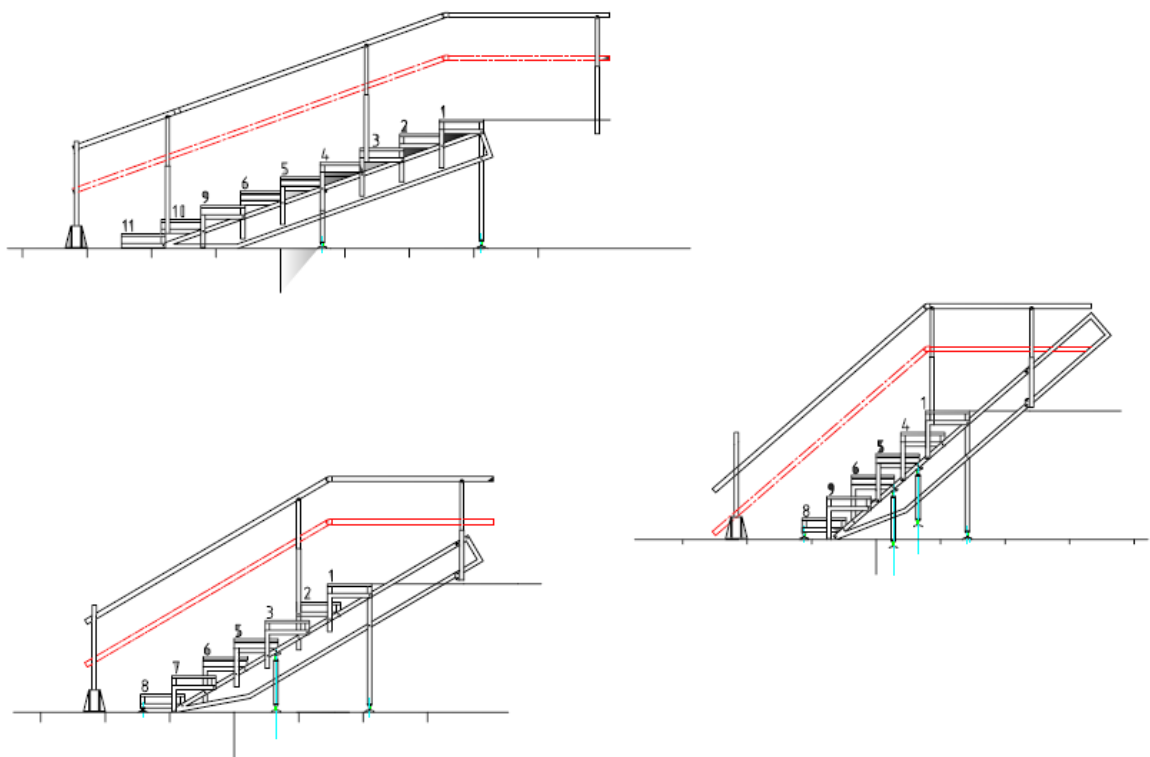


Figura 9: sono visibili le tre differenti inclinazioni con cui è stata utilizzata la scala nello studio.

Gli stessi Stacoff e collaboratori, nel 2007, effettuarono un ulteriore studio il cui obiettivo consisteva nel verificare se la componente verticale della GRF, in due fasi consecutive, in soggetti con TKA (Total Knee Arthroplasty) è diversa da quella registrata in soggetti sani, durante il cammino in piano e la deambulazione su scala. Vennero considerati alcuni parametri specifici, la loro rispettiva variabilità e l'asimmetria lato-lato. Sono stati analizzati 40 soggetti, di cui 25 con tre diversi design, 4 con un range passivo di movimento ristretto ($<90^\circ$ flessione ginocchio), 11 soggetti sani di controllo. La componente verticale della reazione a terra è stata misurata durante due fasi successive con piattaforme di forza inserite nella passerella di 25m e nella scala. I risultati mostrano che pazienti in cui l'impianto ha un buon esito producono un andamento della componente di forza analizzata simile a quella rilevabile nei soggetti sani con la presenza, tuttavia, di qualche differenza: una riduzione significativa ($p<0,05$) nel carico verticale sul lato operato durante il cammino al momento del take-off, all'accettazione del carico e al decollo durante la salita su scala normale. Durante la discesa i pazienti non riducono il carico sul lato operato ma aumenta la variazione del carico e l'asimmetria da lato a lato per cui il carico sull'impianto risulta elevato. Non è stata riscontrata alcuna differenza sistematica tra i diversi impianti e tra il mantenimento del crociato posteriore e la non conservazione dello stesso. Circa un terzo dei parametri di forza mostra una asimmetria lato-lato tra due fasi successive del tutto accettabile. Il gruppo caratterizzato da una mobilità ristretta mostra una riduzione di alcuni parametri di carico così come un aumento dell'asimmetria lato-lato durante il cammino e la deambulazione su scala. Il set-up utilizzato prevede un sistema per catturare contemporaneamente dati cinematici, cinetici ed EMG. Sono state utilizzate due piattaforme di forza (KISTLER 9068A) incorporate nel terzo e nel quarto gradino dal basso. I valori di forza sono stati normalizzati in funzione del peso corporeo.

2. Il ginocchio

In questo capitolo verranno illustrati gli aspetti anatomico-funzionali dell'articolazione del ginocchio, al fine di rendere meglio comprensibile l'intero lavoro. Verranno inoltre presentate le cause che portano alla protesizzazione e le principali tipologie di endoprotesi attualmente commercializzate.

2.1. Anatomia e biomeccanica

L'articolazione del ginocchio, formata dall'epifisi distale del femore, dall'epifisi prossimale della tibia, dalla rotula e da un apparato capsulolegamentoso, è la più ampia articolazione corporea e, probabilmente, anche la più complessa sia anatomicamente che funzionalmente.

In Figura 10 vengono illustrati i principali componenti dell'articolazione.

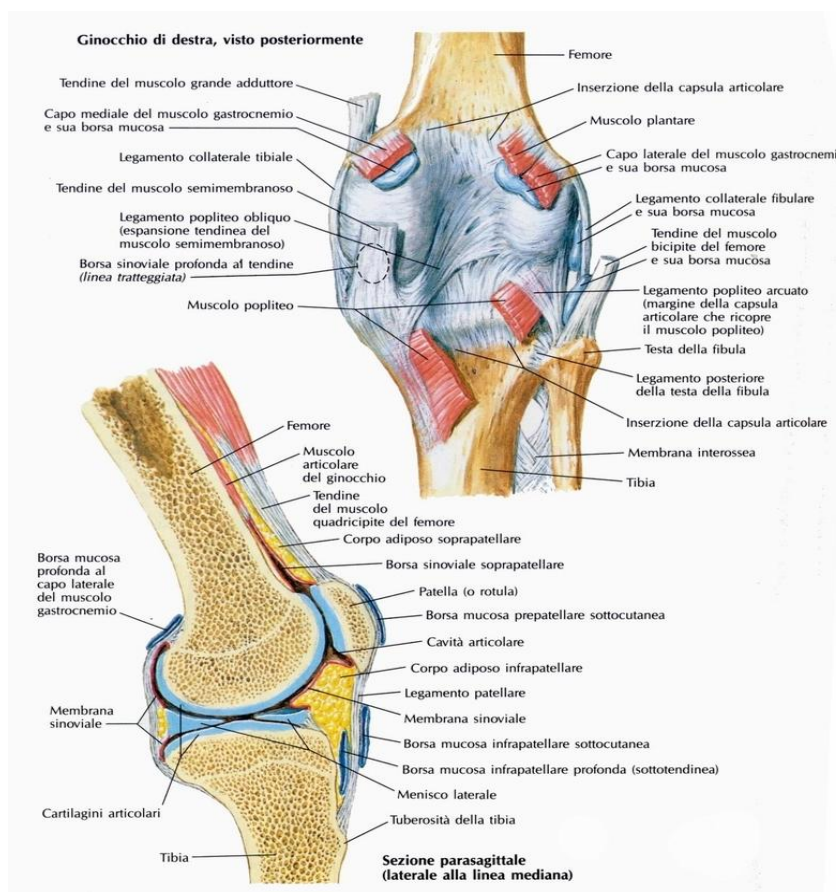


Figura 10: principali componenti dell'articolazione del ginocchio.

La rotula, osso sesamoide posto nella parte anteriore del ginocchio, ha sostanzialmente due funzioni: aumentare l'angolo di inserzione del tendine rotuleo sulla tibia, incrementando quindi la tensione prodotta dal quadricipite in fase di estensione, e proteggere il comparto anteriore del ginocchio. Gli elementi che costituiscono l'apparato capsulolegamentoso sono: la capsula articolare; i menischi, due dischi fibrocartilaginei che hanno il compito di sostenere e ridistribuire il carico di compressione; i legamenti collaterali (mediale e laterale) e i legamenti crociati (posteriore e anteriore), la cui azione, insieme a quella di muscoli e tendini, garantisce la stabilità del ginocchio.

All'interno della struttura articolare è possibile distinguere due tipi di articolazioni funzionali: una femororotulea e una femorotibiale. Nella prima la rotula viene mantenuta tra i condili femorali dal tendine rotuleo, a sua volta vincolato alla tibia, mentre la seconda è formata da due articolazioni condiloidee parallele tra i condili femorali (mediale e laterale) e i piatti tibiali. Data la loro vicinanza le due articolazioni condiloidee agiscono come un'unica cerniera a un grado di libertà, la flessione-estensione; tuttavia, grazie all'apparato capsulolegamentoso sono possibili anche movimenti di rotazione interna ed esterna, adduzione e abduzione. La cinematica del movimento dell'articolazione è determinata dalla geometria dei condili femorali e del piatto tibiale, nonché dalle forze muscolari e dai vincoli determinati dai legamenti. Un condilo femorale può essere ricondotto a due raggi di curvatura: un raggio forma il profilo anteriore del condilo ed entra in contatto con il piatto tibiale in estensione e in semi-estensione; un secondo raggio disegna la porzione posteriore ed entra in contatto con il piatto tibiale in flessione. Le superfici tibiali sono, invece, relativamente piatte. I movimenti di flessione-estensione vengono valutati nel piano sagittale, perpendicolare al piano di appoggio e passante per il baricentro del soggetto. Per quanto riguarda l'articolazione del ginocchio, il movimento nel piano sagittale, data la sua ampiezza, risulta essere il più significativo, permettendo la quasi totale autonomia motoria del soggetto. Quando il ginocchio è flesso, l'area di contatto tra i condili e il piatto tibiale si sposta posteriormente attraverso un movimento di rotolamento del femore (*roll back*), che garantisce che la diafisi femorale non entri in conflitto con il piatto tibiale a elevati angoli di flessione consentendo così un ampio range di movimento. I muscoli flessori sono principalmente gli hamstrings (bicipite femorale, semimembranoso, semitendinoso capo lungo, semitendinoso capo breve) e il popliteo (l'unico monoarticolare), a cui si aggiungono il gracile, il sartorio e il gastrocnemio. Il muscolo estensore del ginocchio è, invece, il

quadricipite femorale, situato nella zona anteriore della coscia. Esso è composto da quattro ventri muscolari (retto femorale, vasto laterale, vasto mediale e vasto intermedio) che si inseriscono mediante un tendine terminale comune (tendine rotuleo) sulla tibia. Il braccio di leva del quadricipite viene aumentato dal *roll back*: ciò fornisce un vantaggio aggiuntivo per contrastare la flessione e l'estensione del ginocchio, soprattutto in alcune attività quali la salita e la discesa di scale. Grazie ai legamenti crociati viene ridotto lo scivolamento anteriore e posteriore dei condili femorali sui piatti tibiali, limitando l'iperestensione. Per quanto riguarda il movimento dell'articolazione negli altri due piani (frontale e trasversale), le forze di reazione tra suolo e piede, durante l'appoggio, generano momenti in varo e in valgo a cui l'articolazione risponde producendo momenti di forza contrastanti attraverso la ridistribuzione del carico tra i due piatti tibiali. Questa ridistribuzione è possibile per la compliance della cartilagine e richiede una traslazione medio-laterale tra le superfici articolari, al fine di spostare il punto di contatto articolare creando un momento di forza interno che resiste al momento esterno. Nel piano trasversale, parallelo al piano d'appoggio e anch'esso passante per il baricentro del soggetto, vengono definiti i movimenti di rotazione interna ed esterna attorno all'asse longitudinale del segmento, possibili solo quando il ginocchio è flesso e non sopporta carichi. La rotazione interna è prodotta da il semimembranoso, il semitendinoso e il popliteo supportati dal gracile e dal sartorio, mentre quella esterna è a opera del bicipite femorale. Nel piano frontale, passante per il baricentro del soggetto e perpendicolare agli altri due, si hanno invece, i movimenti di adduzione e di abduzione che, in estensione completa, scompaiono del tutto e quando persistono debbono essere considerati patologici. Questi movimenti sono controllati dai legamenti collaterali. In Tabella 1 sono riportati i valori angolari identificati nei movimenti sopra descritti. Nel piano sagittale per flessione si intende l'avvicinamento del segmento distale a quello prossimale e, con estensione, l'allontanamento. Nel piano frontale quando un segmento si muove dall'esterno verso il piano sagittale (medialmente), si parla di adduzione, nel caso contrario di abduzione (lateralmente). Nel piano trasversale quando si ha rotazione interna la parte anteriore ruota medialmente mentre, in quella esterna, si ha un movimento in senso contrario. I valori di rotazione interna ed esterna sono rilevati a ginocchio flesso a circa 90°, nelle altre posizioni questi risultano inferiori.

Tabella 1: massime escursioni angolari.

| Ampiezza del movimento | | | | | |
|-------------------------------|------------|-----------|-----------|----------------------|----------------------|
| Flessione | Estensione | Adduzione | Abduzione | Rotazione interna | Rotazione esterna |
| 140° | 10° | 10° | 5° | 30° | 45° |

2.2. Traumi e patologie

Per le sue caratteristiche, descritte precedentemente, e a causa della sua posizione, tra i due segmenti corporei più lunghi del corpo umano, l'articolazione del ginocchio è particolarmente soggetta a traumi e patologie. Nelle fasi più avanzate i rimedi palliativi, come terapie fisiche (ultrasuoni, ionoforesi, laser) o mediche locali (infiltrazioni), possono essere del tutto inefficaci e, quindi, non esistono possibilità terapeutiche alternative all'impianto protesico. La protesizzazione, che consiste nel sostituire le superfici di rivestimento dell'articolazione formata dai condili femorali, dai piatti tibiali e dalla superficie posteriore della rotula, mediante componenti artificiali metalliche e di polietilene, ha rivoluzionato il trattamento di malattie assai invalidanti, causa di fenomeni distruttivi delle superfici della cartilagine articolare, di dolori e di limitazione funzionale.

Le principali indicazioni per l'impianto sono l'artrosi primaria, che colpisce tutti i settori del ginocchio (panartrosi), e l'artrosi secondaria, causata da altre patologie, come deformità scheletriche, artrite reumatoide, tumori ossei, fratture e infezioni, che interessa maggiormente una parte specifica dell'articolazione. I primi disturbi percepiti dal paziente sono una certa rigidità, dolore localizzato al ginocchio e una riduzione della mobilità dell'articolazione. Questi sintomi, con il tempo, influiscono notevolmente sulle principali attività quotidiane come sedersi e alzarsi, scendere le scale, deambulare e mantenere la posizione eretta, peggiorando la qualità della vita. Con artrosi viene sempre identificata la perdita di cartilagine e la riduzione dello spazio articolare con conseguenti alterazione della sinovia, della capsula e, soprattutto, del tessuto osseo periarticolare. La cartilagine è costituita da fibre di collagene, per il 90% di tipo due, che forniscono la struttura di sostegno e da aggregati macromolecolari complessi (aggrencani, link proteine, acido ialuronico), fondamentali per l'elasticità del tessuto. Vi è inoltre presente un unico tipo cellulare,

rappresentato dai condrociti [Adami 2001, Giannetto 2008]. L'artrosi è strettamente legata ad alcuni fattori come: l'entità del varismo o del valgismo, che influenza fortemente la cinematica articolare, il peso corporeo, l'attività lavorativa, l'età e alcune condizioni endocrine. Un ginocchio viene definito varo quando l'angolo femoro-tibiale, delimitato dall'asse anatomico, è $>0^\circ$ con apice diretto lateralmente. Si parla invece di valgismo quando questo è $>10^\circ$ con apice mediale. Se l'angolo è compreso tra 1° e 9° , con apice rivolto in senso mediale, si ha una situazione di neutralità. Il ginocchio varo comporta una compressione femoro-tibiale mediale determinando quindi il collasso dell'emipiatto tibiale e, successivamente, del condilo femorale. Al difetto osseo si associa in genere la retrazione del legamento collaterale mediale, della capsula postero-mediale, dei tendini della zampa d'oca e del muscolo semimembranoso. Tardivamente, si può notare anche un allungamento del legamento collaterale esterno e, nei casi più gravi, la traslazione laterale della tibia. La deformità in valgismo, invece, si accompagna generalmente ad un' ipoplasia del condilo femorale laterale, che si articola con la parte posteriore dell'emipiatto tibiale corrispondente. Il difetto osseo comporta la retrazione del legamento collaterale esterno, della capsula laterale-posteriore e, talora, anche del bicipite femorale e del capo laterale del gastrocnemio. Tutte queste modifiche vanno ad alterare notevolmente la biomeccanica fisiologica. La cinematica e la dinamica ne risultano profondamente influenzate: cambiano i punti di applicazione delle forze, i bracci di leva di legamenti, tendini e muscoli, e di conseguenza i momenti corrispondenti. Per quanto riguarda le sollecitazioni, è stato calcolato che le forze che agiscono sul ginocchio durante le attività della vita quotidiana siano pari a quattro volte il peso corporeo [Morrison 1970].

Alla luce di quanto finora esposto, gli scopi della protesizzazione del ginocchio sono: rimuovere il dolore, fornire un'articolazione stabile dotata di buona capacità di movimento e correggere le deviazioni assiali.

2.3. Protesi

Il concetto di recuperare la funzione del ginocchio modificando le superfici articolari ha cominciato a farsi largo nel XIX secolo. La prima citazione di una sostituzione protesica nel ginocchio risale al 1860, quando Vernuil per primo eseguì un'interposizione artroplastica, utilizzando tessuti molli per sostituire le superfici articolari. I materiali allora impiegati

comprendevano la vescica di suino, la fascia lata e la borsa sovrarotulea. Il primo impianto artificiale è stato eseguito nel 1940 (Smith-Petersen) modellando uno stampo sul condilo femorale, similmente a quanto veniva fatto per la protesi d'anca. L'articolazione presentava una buona mobilità ma una scarsa stabilità. Nella decade successiva, fu tentata la sostituzione della sola componente tibiale: MacIntosh iniziò a effettuare i primi interventi di emiartroplastica, utilizzando una protesi di plateau tibiale in materiale acrilico, e McKeever sviluppò un'evoluzione dei piatti di MacIntosh in materiale metallico, che ebbe un grande successo nel trattamento dell'artrite reumatoide. Entrambi i modelli presentavano problemi di mobilitazione e di dolore persistente. Sempre a partire dagli anni '50 vennero introdotte le prime sostituzioni combinate della superficie articolare, femorale e tibiale, strutturate come semplici cerniere. Considerando la complessità del movimento questi impianti fallivano sia per mobilitazione asettica sia per infezione. Nel 1971, Gunston notò che il ginocchio non si comporta come una semplice cerniera, ovvero non ruota attorno ad un singolo asse, ma piuttosto il condilo femorale ruota e la tibia scivola con molteplici centri di rotazione istantanei. Questo dette vita alla sostituzione policentrica dell'articolazione con una cinematica migliore dei modelli precedenti. Egli utilizzò cursori metallici femorali articolati con una componente tibiale polietilenica, in cui gli elementi erano fissati all'osso mediante cemento acrilico. Queste protesi presentavano un numero elevato di insuccessi dovuti all'inadeguato fissaggio all'osso. Nel 1976 fu introdotta la prima protesi a stabilizzazione posteriore, caratterizzata dalla presenza di un fittone centrale sulla componente tibiale per prevenire la sublussazione posteriore della tibia. Tuttavia tale impianto non era studiato né per sostituire i legamenti collaterali né per favorire il rotolamento posteriore del femore sulla tibia. A partire dagli anni '90 vennero sviluppate protesi con cinematica più naturale e che prevedevano la conservazione dei legamenti, tema ancora discusso. Negli ultimi anni la tecnologia ha sviluppato numerosi modelli protesici a principi meccanici e biologici diversi al fine di meglio riprodurre la fisiologia articolare. Attualmente le protesi di ginocchio sono classificate in differenti modi. Una prima classificazione riguarda la parte anatomica (compartimento) da sostituire (Figura 11), in base alla quale è possibile distinguere i seguenti tipi di dispositivi:

- monocompartimentali;
- bi-monocompartimentali o bicompartimentali;
- tricompartmentali.

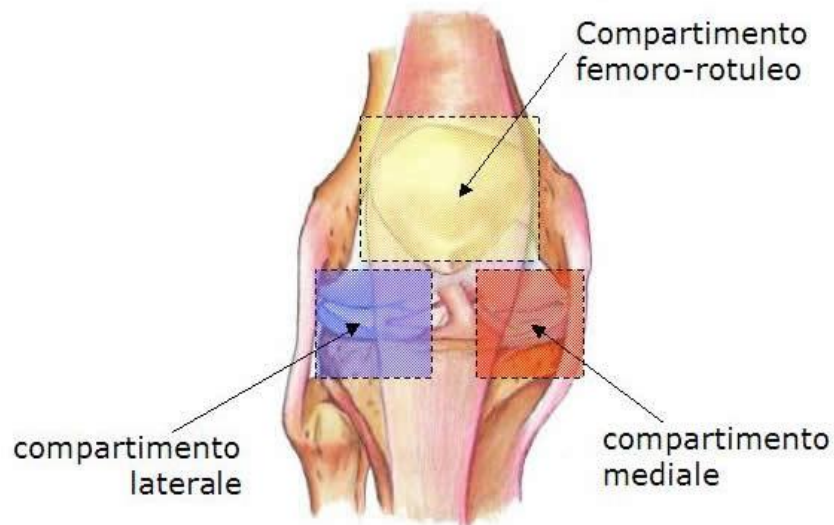


Figura 11: visione frontale dei tre compartimenti individuati nell'articolazione.

La protesi monocompartimentale, che consiste nella sostituzione di un solo versante articolare o di parte di esso (condilo femorale laterale, condilo femorale mediale, emipiatto tibiale), trova un'indicazione di confine tra l'intervento di osteotomia e di artroprotesi totale nel paziente anziano artrosico, poco attivo, o nel paziente giovane attivo in sovrappeso con degenerazione monocompartimentale oppure necrosi ossea unicondylare. La protesi monocompartimentale ha il vantaggio di preservare entrambi i legamenti crociati, consentendo una cinematica pressochè normale del ginocchio, e il compartimento opposto a quello affetto. Le controindicazioni sono rappresentate da sublussazioni e deviazioni angolari gravi ($>10-15^\circ$), assenza del legamento crociato anteriore e osso sclerotico a livello del compartimento femoro-rotuleo. La bi-monocompartimentale e la bicompartimentale sostituiscono entrambi i compartimenti dell'articolazione (mediale e laterale), la prima attraverso l'impianto di due differenti protesi monocompartimentali, mentre la seconda utilizza una struttura per la componente tibiale ed una per la componente femorale. A differenza di quest'ultime la protesi tricompartmentale è una artroprotesi totale con anche la componente patellare protesizzata.

Una seconda classificazione avviene in relazione al tipo di fissaggio per cui le protesi si possono suddividere in cementate, non cementate o ibride. Nelle protesi cementate la fissazione all'osso viene eseguita con cemento osseo polimetilmetacrilato (PMMA). Nelle

protesi non cementate viene sfruttata la proprietà del materiale, in genere a struttura porosa, di indurre la proliferazione delle cellule ossee nei pori del materiale (osteointegrazione). Il fissaggio ibrido consiste nella fissazione della componente femorale tramite osteointegrazione e di quella tibiale con cemento.

Un'ultima classificazione si basa sul grado di vincolo meccanico e divide le endoprotesi nel seguente modo: di rivestimento (non vincolate), stabilizzate posteriormente (semi-vincolate), a cerniera (vincolate). Per quanto riguarda le prime la maggior parte della stabilità deve essere attiva, ovvero esercitata da muscoli e legamenti. Le protesi stabilizzate posteriormente prevedono l'utilizzo di un fittone centrale sulla componente tibiale, che sostituisce la funzione del legamento crociato posteriore. Nelle protesi a cerniera, invece, la funzione stabilizzatrice è totalmente affidata alla protesi: ciascuna delle due metà della protesi deve trasmettere un momento flettente all'osso e quindi deve avere steli abbastanza lunghi.

2.3.1. Conservazione o sacrificio del legamento crociato posteriore?

Il dibattito riguardante il mantenimento o il sacrificio del legamento crociato posteriore (LCP), seppur nato intorno agli anni '70, è ancora oggi piuttosto vivo. Lo scopo di questo paragrafo, quindi, è quello di tentare di capire quali siano le motivazioni che stanno alla base delle convinzioni degli autori favorevoli o contrari alla conservazione dell'LCP.

L'inserzione femorale dell'LCP è situata anteriormente nella gola intercondiloidea sulla parte laterale del condilo femorale interno mentre l'inserzione tibiale si trova al di fuori della capsula articolare, in parte nella zona postero-mediale della superficie articolare della tibia e soprattutto nella zona retro-spinata, situata tra i due piatti tibiali circa 1cm al di sotto della loro superficie. Il decorso dell'LCP è intra-articolare ma extra-sinoviale. Esso è fondamentale in quanto mantiene controllato lo scivolamento posteriore dei condili durante l'estensione, controlla il *roll back* durante la flessione, spostando posteriormente l'area di contatto tra i condili e il piatto tibiale, e svolge un ruolo di stabilizzatore secondario in varo-valgo. È noto infine come esso svolga un'importante funzione dal punto di vista propriocettivo.

Le endoprotesi che permettono il mantenimento dell'LCP hanno quindi come obiettivo il mantenimento di queste importanti funzioni (stabilità articolare, *roll back* fisiologico,

assorbimento delle forze di taglio che altrimenti si scaricherebbero all'interfaccia osso-impianto, funzione propriocettiva) mentre quelle che prevedono il suo sacrificio hanno adottato diverse soluzioni per replicarne il funzionamento. In particolare vi sono le protesi a stabilizzazione posteriore oppure ad elevata congruenza tra le superfici articolari, di cui le prime hanno il particolare svantaggio di richiedere un'eccessiva rimozione di osso nell'incisura intercondiloidea femorale.

Sebbene alcuni autori ritengono sia importante il mantenimento di tale legamento per i motivi sopra riportati alcuni studi hanno dimostrato come talune patologie degenerative del ginocchio siano caratterizzate dalla perdita delle funzioni di quest'ultimo, a causa di una degenerazione delle strutture nervose. Bisogna infatti considerare che se la tensione del legamento non è adeguata possono essere compromesse tutte le sue funzioni. Per esempio, un'eccessiva tensione provoca un incremento del *roll back* posteriore con una maggiore concentrazione di forze sulla parte posteriore del piatto tibiale, che può determinare una diminuzione dell'escursione del movimento (ROM) e una precoce usura della parte posteriore del polietilene. In questo caso si rende necessario un release del legamento o il suo sacrificio. Quando invece la tensione è insufficiente si determina un elevato scivolamento e, a volte, un'instabilità posteriore. Ciò può determinare un'eccessiva usura o precoce mobilitazione delle componenti e quindi il fallimento dell'impianto. Gli autori che sostengono la rimozione dell'LCP ritengono che questa pratica porti ad avere un maggiore ROM (112° contro i 103° nelle protesi a conservazione dell'LCP), con un'ottima stabilità articolare [De Nicola e Pace, 2005]. Per quanto riguarda gli studi condotti in tal senso, si riportano quelli svolti dai gruppi di Hirsch e di Guido, che sostanzialmente vanno a confutare la suddetta ipotesi.

Il lavoro di Hirsch, svolto nel 1994, è stato condotto su 242 pazienti con TKA, di cui 77 con sacrificio dell'LCP, 80 con conservazione del legamento e 85 recanti un dispositivo sostitutivo dell'LCP [Hirsch et al., 1994]. Questo studio prevedeva la valutazione del follow-up dei pazienti a 2 anni dall'impianto. I risultati non hanno evidenziato differenze significative tra i gruppi caratterizzati dal mantenimento o dal sacrificio del LCP, neanche per quanto riguarda il ROM (103° e 104° rispettivamente). Alle stesse conclusioni sono giunti Guido e collaboratori, i quali hanno analizzato 348 pazienti per un totale di 353 protesi, suddivisi in due gruppi, conservazione dell'LCP e sacrificio dell'LCP [Guido et al.,

2005]. Essi infatti, basandosi su controlli radiografici, risultati clinici e valutazioni funzionali, rilevarono una sostanziale omogeneità tra i due gruppi, anche nel ROM.

2.3.2. Il mercato delle endoprotesi di ginocchio

In Europa, s'impiantano oltre 230.000 protesi di ginocchio ogni anno, tanto da poter definire l'intervento di artroprotesi un'operazione di "routine". Anche in Italia questo è uno degli interventi ortopedici più comuni tanto che, secondo i dati contenuti nel database delle schede di dimissione ospedaliera (SDO) forniti dal Ministero della Salute, nel periodo 2001-2005, il numero di interventi di sostituzione del ginocchio, che hanno coinvolto pazienti con più di 50 anni, sono aumentati da 26.793 a 44.119. Anche il numero di revisioni risulta incrementato da 1.166 a 2.309 [Cerbo, 2009]. Un ulteriore studio, effettuato negli USA, mostra un incremento degli interventi di artroplastica totale (TKA)¹ nel decennio 1990-2000, per quanto riguarda tutte le fasce di età analizzate [Jain 2005]. L'andamento di questa crescita è visibile in Figura 12. Un secondo studio di tipo prospettico, condotto anch'esso negli USA, prevede nel 2030 una crescita degli interventi di TKA del 673%, raggiungendo così i 3.48 milioni di procedure. Parallelamente alla crescita del numero di interventi, gli autori presentano una proiezione dell'aumento del numero delle revisioni, per gli anni 2005-2030, pari al 601% [Kurtz 2007]. Le protesi attualmente disponibili hanno una durata media di circa 15 anni, ma la variabilità individuale è notevole: il peso corporeo, il livello di attività fisica, così come l'età del paziente, sembrano incidere in modo determinante sulla durata dell'impianto, al contrario il sesso non pare influire sulla sopravvivenza dell'impianto [Gioe 2004]. Anche se quest'affermazione è stata riportata in altri studi [Kaufer 1981, Ahlberg 1981], non è in realtà condivisa da tutti: infatti, a causa della maggiore incidenza di osteoporosi nelle donne in età più avanzata, è stato suggerito che il sesso possa influenzare il risultato dell'impianto. Nonostante gli ottimi risultati dal punto di vista funzionale e la sopravvivenza dell'impianto, a lungo termine, il fallimento e la revisione della TKA rimangono una sfida aperta per quanto riguarda la chirurgia ortopedica. Uno studio effettuato negli USA afferma che le principali cause di revisione sono rappresentate da infezioni (25.2%), mobilizzazione asettica (16.1%) e fallimento/rottura dell'impianto

¹ Impianto di tipo bicompartimentale o tricompartmentale.

(9.7%). Inoltre sostiene che le infezioni costituiscono il principale motivo di rimozione della protesi (79.1%) [Bozic 2010].

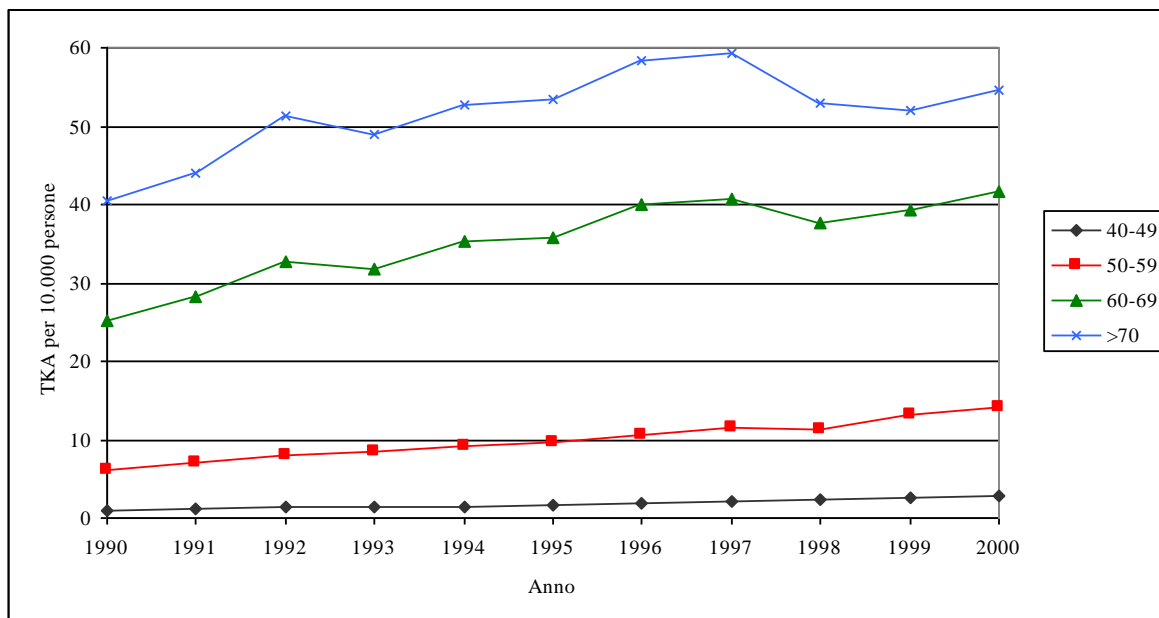


Figura 12: andamento temporale del numero di artroplastiche totali di ginocchio (TKA), effettuate negli USA tra il 1990 e il 2000.

2.4. Fenomenologia del cammino in piano e su scala

2.4.1. Cammino a regime

Nell'uomo maturo il cammino naturale è bipede e plantigrado. Durante il cammino il corpo eretto viene sostenuto dagli arti inferiori in modo alternato e mentre un arto sostiene il corpo l'altro viene sollevato e spinto avanti fino a raggiungere un nuovo contatto con il terreno. Esistono tuttavia delle differenze individuali nell'esecuzione del cammino collegate all'età, al sesso, alle caratteristiche antropometriche, agli scopi da raggiungere, ad elementi etnici, allo stato sociale e alla cultura. Il cammino è un processo ripetitivo e perciò si possono facilmente individuare eventi temporali che permettono di definire un periodo, il ciclo del passo, definito come l'intervallo tra due successivi contatti del medesimo piede al terreno. Il ciclo del passo è diviso in due fasi: una fase di appoggio o *stance phase*, durante la quale almeno un piede è a contatto con il terreno, che dura circa il 60% della durata del ciclo del

passo, e una fase di volo o *swing phase*, durante la quale il piede non tocca il terreno, che dura circa il 40% della durata del ciclo del passo. La suddivisione delle fasi in sottofasi è visibile in Tabella 2.

Tabella 2: suddivisione del ciclo del passo.

| | |
|---------|---|
| Stance* | I ^a fase di doppio appoggio (<i>initial double support</i>): inizia con l'appoggio dell'arto in esame, entrambi i piedi sono a contatto con il terreno e l'arto in esame risulta in avanti rispetto al controlaterale. Durata: circa 10% della durata della fase di stance. |
| | Fase di appoggio singolo (<i>single limb stance</i>): è la fase in cui l'arto in esame sostiene tutto il peso corporeo mentre l'arto controlaterale svolge la propria fase di volo. Durata: circa 40% della durata della fase di stance. |
| | II ^a fase di doppio appoggio (<i>second double support</i>): inizia con l'appoggio dell'arto controlaterale, entrambi i piedi sono di nuovo a contatto con il terreno e l'arto in esame risulta arretrato rispetto al controlaterale. Durata: circa 10% della durata della fase di stance. |
| Swing | Fase iniziale di volo (<i>initial swing</i>): la gamba d'interesse viene portata in avanti subito dopo il distacco delle dita del piede dal terreno. Durata: circa 13% della durata della fase di swing. |
| | Fase intermedia di volo (<i>midswing</i>): l'arto in esame si porta da una posizione posteriore a una posizione anteriore rispetto al tronco. Durata: circa 14% della durata della fase di swing. |
| | Fase terminale di volo (<i>terminal swing</i>): l'arto in esame continua il suo spostamento in avanti prima di appoggiarsi a terra. Durata: circa 13% della durata della fase di swing. |

* La I^a fase di doppio appoggio è ulteriormente suddivisibile in due fasi, denominate: contatto iniziale (*initial contact*) e accettazione del carico (*loading response*). Invece la fase di appoggio singolo risulta formata da: fase intermedia di appoggio (*midstance*) e fase terminale di appoggio (*terminal stance*). La II^a fase di doppio appoggio è anche chiamata fase di pre-volo (*preswing*). Ad ogni sottofase corrispondono alcuni importanti significati funzionali.

2.4.2. Salita e discesa di scale

Le escursioni angolari delle articolazioni dell'arto inferiore, e in particolare del ginocchio, durante la salita e la discesa di scale sono molto maggiori che nel cammino in piano. Il ginocchio è quindi soggetto a maggiori sollecitazioni durante la deambulazione su scala, che perciò risulta per il soggetto maggiormente impegnativa rispetto al cammino in piano. Questo è anche il motivo per cui l'articolazione, durante questi movimenti, è più esposta a infortuni di vario genere. Quanto qui affermato è esposto nello studio di Riener del 2002 [Riener et al., 2002] e si rimanda per una trattazione più esauriente al Paragrafo 4.3.

L'appoggio del piede sul gradino avviene generalmente con l'avampiede, sia in salita che in discesa, e prende il nome di *foot contact*. In condizioni normali l'appoggio di un arto avviene sempre su un gradino diverso da quello dell'arto controlaterale. Si definisce *leading limb* l'arto in avanzamento, e *trailing limb* l'altro arto. In alcune situazioni patologiche asimmetriche si può avere sia in salita sia in discesa lo stazionamento di entrambi gli arti su ogni singolo scalino, perciò uno dei due arti svolge sempre la funzione di *leading limb* e l'altro sempre quella di *trailing limb*. Sia per la salita sia per la discesa è possibile individuare un ciclo di passo, che analogamente al cammino in piano viene suddiviso in una fase di *stance* e in una di *swing*. Le differenze tra i due movimenti riguardano la durata della fase di appoggio e di volo e la relativa suddivisione in diversi tipi di sottofasi (vedi Tabella 3 e Tabella 4).

Tabella 3: suddivisione del ciclo del passo in salita.

| | |
|--------|---|
| Stance | Fase di doppio appoggio (<i>double support</i>): mentre l'arto arretrato (<i>trailing</i>) è ancora in contatto con il gradino inferiore, il peso corporeo viene progressivamente trasferito all'arto in avanzamento (<i>leading</i>) che è appena stato appoggiato sul gradino superiore |
| | Fase di appoggio singolo (<i>single limb support</i>): l'arto in appoggio si estende provocando l'innalzamento del baricentro, mentre l'arto controlaterale svolge la propria fase di volo dirigendosi dal gradino sottostante verso il gradino soprastante. |
| | Seconda fase di doppio appoggio (<i>second double support</i>): il peso viene trasferito all'arto controlaterale, in appoggio sul gradino soprastante. |
| Swing | Slancio iniziale (<i>foot clearance</i>): inizia con lo stacco del piede dal gradino e termina nell'istante in cui esso si trova sulla verticale in corrispondenza del bordo del gradino successivo. |
| | Fase di posizionamento (<i>foot placement</i>): va dalla fine della fase precedente al successivo contatto con il gradino e serve per la preparazione all'appoggio. |

Tabella 4: suddivisione del ciclo del passo in discesa.

| | |
|--------|--|
| Stance | Fase di doppio appoggio (<i>double support</i>): si verifica la risposta al carico da parte dell'arto che ha appena appoggiato sul gradino sottostante. |
| | Continuazione in avanti (<i>forward continuance</i>): fase in cui il peso corporeo viene traslato in avanti. |
| | Discesa controllata (<i>controlled lowering</i>): si ha l'abbassamento del baricentro fino a quando si verifica il contatto dell'arto controlaterale con il gradino più in basso (<i>second double support</i>); in realtà durante questa fase il movimento non è esattamente controllato in quanto, per un certo periodo dopo che è iniziato, non è più arrestabile fino all'avvenuto contatto dell'arto controlaterale con il gradino. |
| Swing | Slancio iniziale (<i>pull through</i>): consiste nello stacco e nell'avanzamento dell'arto ipsilaterale |
| | Fase di posizionamento (<i>foot placement</i>): periodo di preparazione al successivo contatto che conclude il ciclo. |

3. Materiali e metodi

3.1. Set-up sperimentale

3.1.1. Sistema optoelettronico

La soluzione tecnologica più diffusa per l'analisi del movimento umano è rappresentata dai sistemi stereo-fotogrammetrici optoelettronici, che permettono di realizzare un'indagine cinematica tridimensionale non invasiva. Si tratta di sistemi basati sull'utilizzo di marcatori ottici, apposti sul corpo del soggetto in particolari punti di repere, e di un numero variabile di telecamere operanti nell'infrarosso, nell'intorno di lunghezze d'onda specifiche (720-820nm). I marcatori ottici possono essere attivi, costituiti da LED che generano autonomamente il segnale luminoso, o passivi, che necessitano di un dispositivo di illuminazione esterno. L'utilizzo di quelli attivi è limitato a particolari applicazioni a causa dell'ingombro dei cavi di alimentazione degli stessi marker.

Un sistema optoelettronico multi-camera a marcatori passivi, come quello utilizzato nel nostro studio, prevede due sottosistemi principali: una struttura di acquisizione (telecamere, illuminatori, schede di acquisizione) e un'infrastruttura software di elaborazione. I marker, supporti di plastica di forma sferica o emisferica rivestiti di materiale catarifrangente, sono illuminati a intervalli irregolari da ciascuna telecamera mediante una sorgente a luce infrarossa, che non essendo visibile all'occhio umano non interferisce con la spontaneità del gesto da realizzare. Il riflesso è ripreso dalle telecamere che, attraverso un sistema di lenti, ottengono l'immagine dei marker proiettata su un piano interno detto piano immagine. Sul piano immagine si trovano i trasduttori in grado di codificare direttamente in forma di segnale elettronico il segnale luminoso e permettere quindi il calcolo delle coordinate immagini (bidimensionali). L'insieme delle coordinate ottenute per lo stesso punto da almeno due telecamere permette poi di calcolare le coordinate tridimensionali del punto. Per poter procedere alla ricostruzione 3D risulta fondamentale effettuare una procedura di calibrazione prima di ogni serie omogenea di acquisizioni cinematiche. Questa procedura richiede di definire il volume di calibrazione e il sistema di riferimento cartesiano assoluto (origine e orientamento degli assi nel laboratorio) e permette di determinare i parametri interni (lunghezza focale, coordinate del punto principale e coefficienti di distorsione) ed esterni (posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di

riferimento assoluto) delle telecamere. La determinazione dei parametri geometrici delle telecamere implica l'utilizzo di un insieme di punti di controllo, distribuiti internamente al volume di calibrazione. Nella maggior parte delle procedure di calibrazione è necessario conoscere a priori le coordinate dei punti di controllo. A questo scopo vengono utilizzati oggetti a forma fissa in cui i punti di controllo sono posizionati su una struttura rigida e la distanza tra questi è misurata con accuratezza a priori. Ai fini della ricostruzione della posizione nello spazio di ogni marker è necessario che questo sia visto, ad ogni istante, da almeno una coppia di telecamere. In seguito sulla base di un opportuno modello di disposizione dei marker sul soggetto da analizzare, i marcatori vengono riconosciuti e classificati. Note le coordinate tridimensionali dei marker, grazie a software applicativi forniti dal sistema, è possibile calcolare traiettorie, grandezze angolari (angoli di flessione-estensione, ad-abduzione e rotazione interna ed esterna), velocità, accelerazioni e quindi conoscere in dettaglio la cinematica del movimento del segmento corporeo. I marker in genere vengono posti sul corpo del soggetto mediante l'uso di semplice biadesivo senza costituire motivo di impaccio e/o fastidio per il soggetto analizzato.

Il nostro studio è stato svolto presso il Laboratorio di Biomeccanica del Movimento e Controllo Motorio (MBMC Lab), che è dotato di un sistema SMART-e (BTS, Milano) per la stima del movimento umano. Il sistema SMART fornisce i software necessari all'acquisizione, al monitoraggio, alla pre-elaborazione e all'elaborazione dei dati. Questi programmi sono:

- *Diagnostic*: per rilevare lo stato di connessione delle periferiche di acquisizione del sistema;
- *Capture*: permette la visualizzazione real-time e la cattura delle immagini acquisite, in base ai dati di taratura della telecamera. Inoltre, genera delle sequenze di dati 2D, acquisiti dalle telecamere;
- *Tracker*: a partire dalle sequenze generate da Smart-Capture, permette di eseguire la ricostruzione tridimensionale di più marker in movimento, sulla base del modello definito, generando una serie di traiettorie 3D;
- *Analyzer*: permette di elaborare i dati acquisiti dal sistema. Dopo la creazione di un adeguato protocollo, è possibile estrarre le variabili cinematiche e dinamiche utili per generare dei report;
- *Viewer*: per visualizzare e riprodurre le sequenze di dati 3D acquisiti.

In particolare, nel nostro studio, abbiamo utilizzato 9 telecamere (la cui disposizione è visibile in Figura 14) con sensori matriciali indirizzabili CCD e quattro anelli di LED emettitori in banda infrarossa disposti su corone circolari coassiali con la telecamera (vedi Figura 13). I dati sono stati registrati ad una frequenza di 120 Hz. Il processo di calibrazione del sistema optoelettronico è avvenuto attraverso due fasi successive: la prima, chiamata Axis (software Smart-Capture), prevede l'acquisizione di tre barre, assemblate in modo da formare una terna cartesiana su cui sono posizionati a distanza nota 9 marker, che definisce il sistema di riferimento del laboratorio; la seconda fase (Wand) permette di definire il volume di lavoro, acquisendo il movimento per un determinato intervallo temporale di una barra su cui sono posizionati 3 marker a distanza nota. Il sistema SMART da noi utilizzato è dotato di 4 moduli: il modulo "master" prevede il collegamento con il PC e in esso vengono convogliati, oltre ai segnali di sincronizzazione provenienti dagli altri moduli, i segnali in ingresso dalla piattaforma dinamometrica/gradini strumentati; gli altri tre moduli collegano ciascuno fino a un massimo di 3 telecamere.



Figura 13: telecamera con emettitori LED a infrarossi.

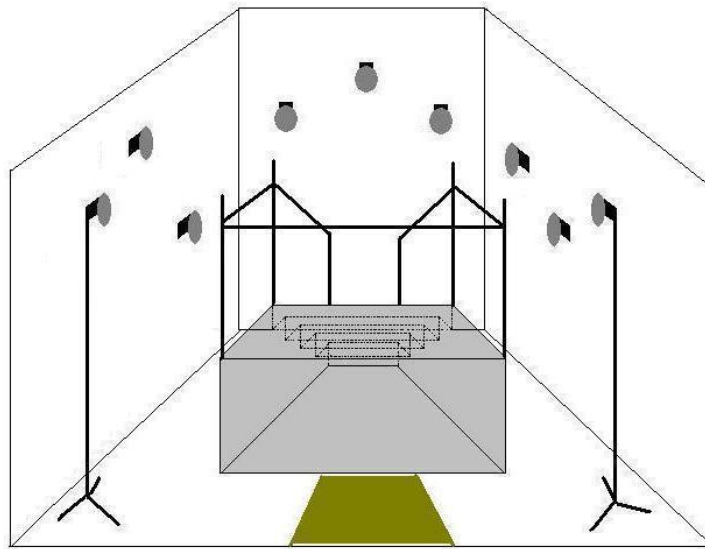


Figura 14: disposizione delle 9 telecamere.

3.1.2. Scala strumentata

La scala utilizzata nel nostro studio è formata da quattro gradini ed una piattaforma. Il secondo e il terzo scalino, partendo dal basso, sono strumentati con degli opportuni sensori di forza, per permettere la misura della forza di reazione durante l'appoggio sui gradini. I sensori di forza sono celle di carico estensimetriche (A.S.T. Type KAP-E), ciascuna in grado di misurare la forza applicata in una direzione, sia in trazione che in compressione. Il numero e la disposizione dei sensori (si veda più avanti) sono tali da consentire sia il calcolo delle tre componenti spaziali della forza di reazione risultante sia le coordinate del centro di pressione del piede, il tutto in funzione del tempo e con l'accuratezza sufficiente per il suo utilizzo nell'analisi del movimento. I gradini hanno un telaio costruito con profilati di alluminio ad alta resistenza e basso peso (Bosch), così come l'intera struttura alla quale essi sono vincolati tramite i sensori di forza. Questi sono fissati a un'estremità alla struttura di supporto e all'altra estremità al telaio che costituisce la pedata del gradino tramite dei perni e dei cuscinetti a sfera che assicurano la sola sollecitazione assiale del sensore. Sono state posizionate sei celle di carico per ogni gradino, di cui tre disposte verticalmente per la misura della componente verticale della reazione d'appoggio e tre disposte orizzontalmente. Di queste ultime, due sono disposte antero-posteriormente per misurare la componente in questa direzione e una ortogonale alle altre due per registrare la componente latero-mediale. Questa configurazione permette di avere il gradino vincolato in maniera isostatica al

supporto. Il piano d'appoggio dei gradini è rappresentato da una lastra di alluminio di 5mm, posta sul telaio e ricoperta da materiale antiscivolo.

La disposizione delle celle di carico e le coordinate del loro centro sono visibili in Figura 15.

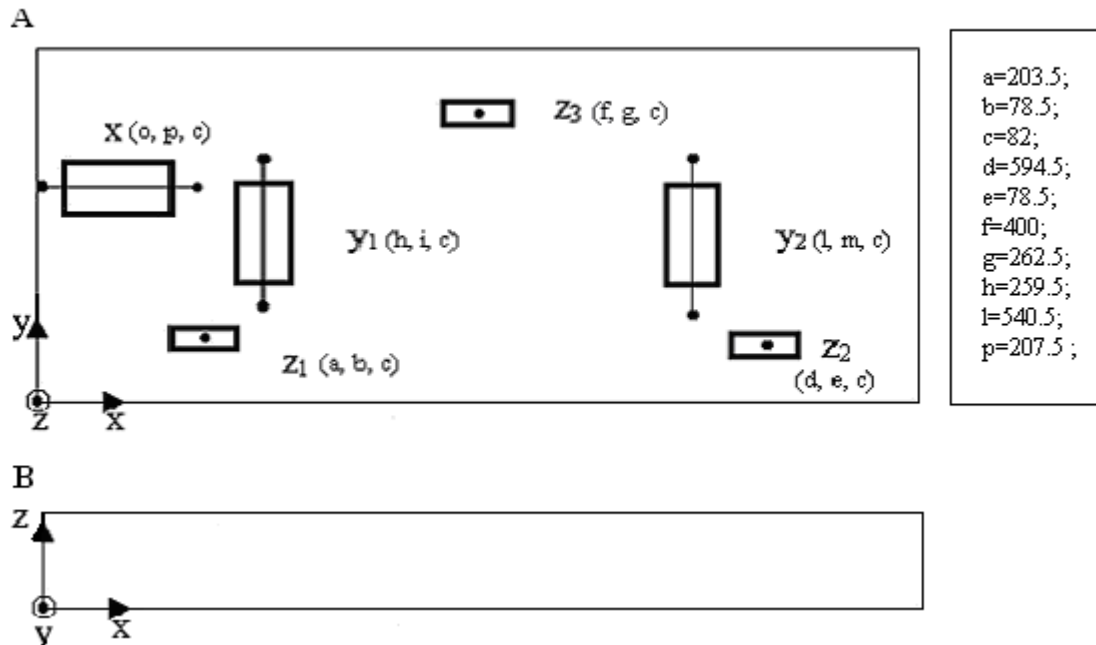


Figura 15: A) disegno schematico della disposizione delle celle di carico e relative coordinate, vista dall'alto. B) Vista frontale del gradino. Dalle due figure si evince la posizione del sistema di riferimento.

Le celle di carico sono state opportunamente scelte per garantire la massima accuratezza della misurazione in un range di carico fino a 2kN per la componente verticale e fino a 1kN per le componenti del piano orizzontale. Le specifiche e il disegno tecnico delle celle di carico sono riportati rispettivamente in Tabella 5 e Figura 16.

Tabella 5: caratteristiche delle celle di carico.

| Specifiche trasduttori | |
|----------------------------------|----------|
| Valore nominale FN [kN] | 1-2 |
| Accuratezza [%] | 0.2 |
| Linearità [%] | 0.1 |
| Carico massimo [%FN] | 150 |
| Carico di rottura [%FN] | 300 |
| Carico trasversale massimo [%FN] | 10 |
| Dimensioni [mm] | 65x42x14 |
| Temperatura di utilizzo [°C] | -20 ÷ 60 |

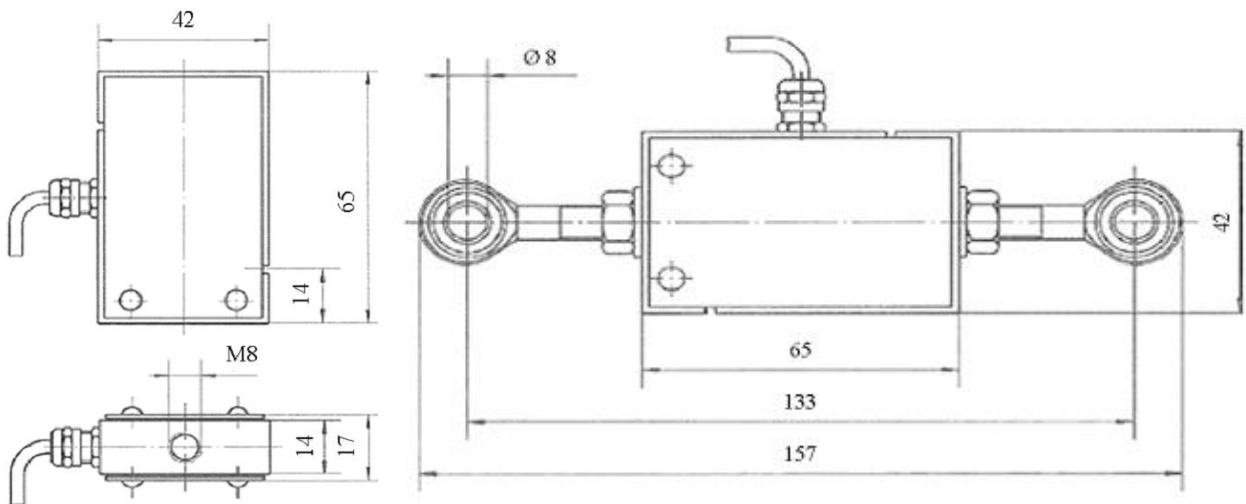


Figura 16: disegno tecnico delle celle di carico.

La calibrazione della scala consiste nell'acquisizione di marker posizionati ai vertici di ogni scalino e sul corrimano (Figura 17). In tal modo si definisce la posizione degli scalini all'interno del volume di lavoro.



Figura 17: posizionamento marker per la calibrazione della scala.

3.2. Validazione set-up

3.2.1. Valutazione delle prestazioni statiche

Per valutare le caratteristiche di precisione e accuratezza delle misure fornite dalla scala, sono state effettuate diverse prove. Innanzitutto sono state fatte delle acquisizioni di segnali di forza con gradino scarico, al fine di determinare l'offset dei vari canali analogici, da cui proviene il segnale di ciascuna cella di carico. Successivamente, al fine di stimare l'accuratezza nella determinazione del COP, sono stati applicati dei carichi, progressivamente crescenti (190N, 237N, 290N, 337N, 397N, 703N, 851N), in tre posizioni note su ciascun gradino strumentato. I carichi sono stati applicati nei punti prestabiliti mediante un dispositivo di carico che disponeva di un piolo appuntito che veniva in contatto con la superficie dello scalino. Quindi per valutare la linearità della misura sono stati

posizionati su ciascun gradino diversi carichi (48N, 100N, 148N, 207N, 513N, 661N), nella zona centrale del gradino: in particolare sono state effettuate tre prove con ogni carico, riposizionandolo ogni volta per verificare la ripetibilità della prova. Queste prove sono state ripetute per entrambi i gradini.

Per poter analizzare le prove statiche effettuate sulla scala è stato sviluppato uno script in Matlab. Questo permette di calcolare le tre componenti della forza applicata al gradino e il suo punto di applicazione, avendo come dato di input i segnali analogici registrati dai singoli trasduttori di forza. Inizialmente il programma prevede una correzione, ovvero al segnale registrato da ciascun canale viene sottratto l'offset acquisito con il gradino scarico. Quindi, utilizzando il principio dell'equilibrio statico delle forze si ottengono le equazioni relative alle tre componenti (F_x , F_y e F_z) della GRF per ogni gradino. Ogni componente è data dalla somma dei segnali relativi ai sensori posti nella medesima direzione. Il programma calcola quindi le medie e converte i valori da Volt in Newton. Per fare ciò si è fatto riferimento alle specifiche dei trasduttori: in particolare per quelli posti in direzione orizzontale vale la relazione $10V=1kN$, mentre per quelli in direzione verticale $10V=2kN$. A questo punto, attraverso le equazioni di equilibrio dei momenti, scritte utilizzando i parametri costruttivi della scala, uguali per entrambi i gradini, vengono ricavate le coordinate del centro di pressione e quindi gli errori nella sua determinazione. Gli errori sono calcolati come differenza tra le coordinate teoriche, misurate manualmente, e quelle misurate dal sistema. Una volta ottenuti questi errori vengono calcolati due set di parametri ottimizzati, uno per il primo gradino e uno per il secondo, che permettono di ridurre l'errore nel calcolo delle coordinate del centro di pressione. Questi parametri ottimizzati sono stati ottenuti attraverso un algoritmo di ottimizzazione: si tratta di una funzione Matlab che minimizza una funzione obiettivo, che nel nostro caso è rappresentata dalla sommatoria delle differenze al quadrato tra i valori delle coordinate dei COP teoriche e quelle calcolate dal sistema. Ottenuti i parametri ottimizzati, questi vengono sostituiti ai parametri costruttivi e permettono di ricavare le nuove coordinate del COP e i nuovi errori "ottimizzati". Per tutta la nostra analisi abbiamo assunto la coordinata Z, componente verticale, del COP come costante e pari alla distanza tra il piano di appoggio del gradino e il piano delle celle di carico, assunzione inoltre confermata dai parametri costruttivi della scala. Se così non fosse, si giungerebbe ad un sistema indeterminato essendo le tre coordinate del COP dipendenti tra loro, in quanto legate dalla seguente relazione: $X_{COP}^2 + Y_{COP}^2 + Z_{COP}^2 = d^2$.

Non è stata effettuata la valutazione della risposta in frequenza del sistema, in quanto non si aveva a disposizione un vibratore meccanico che consentisse di applicare delle oscillazioni a frequenze note secondo il metodo utilizzato dal gruppo di Riener per una scala di caratteristiche simili (vedi Riener et al., 1999 - Capitolo 1). Comunque nella morfologia delle curve di GRF non sono state evidenziate oscillazioni dovute a vibrazioni della scala, la quale era inoltre dotata di sei elementi d'ancoraggio sul terreno.

3.2.2. Risultati test di validazione

In questo paragrafo verranno riportati i risultati dei test di validazione effettuati sulla scala, al fine di valutarne le prestazioni in condizioni statiche.

Nelle tabelle di seguito sono riportati gli errori, in valore assoluto, nella determinazione delle coordinate x e y del COP. Gli errori calcolati per le tre posizioni note sono dati dalla differenza tra il valore della coordinata nota, misurata manualmente, e il valore di quella misurata dal sistema. Per ogni gradino sono visibili due tabelle, in una sono riportati gli errori ottenuti usando nel calcolo del COP i parametri costruttivi della scala (Tabella 6 - primo gradino e Tabella 8 - secondo gradino) mentre nell'altra sono riportati gli errori ottenuti usando nel calcolo del COP i parametri ottimizzati (per la trattazione su come sono stati ottenuti i parametri ottimizzati si rimanda al paragrafo riguardante la calibrazione e le prove di validazione della scala strumentata, all'interno del capitolo sul set-up sperimentale) (Tabella 7 - primo gradino e Tabella 9 - secondo gradino). Si può osservare come, con parametri ottimizzati, l'errore si riduca, soprattutto per carichi maggiori.

Tabella 6: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il primo gradino, parametri costruttivi.

| Punto di applicazione (x;y) → Carico [N] ↓ | Sinistra (157.0;105.5) | | Centro (401.0;167.0) | | Destra (719.0;172.5) | |
|---|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] |
| 190 | 6.6 | 4.4 | 7.6 | 3.2 | 6.6 | 0.6 |
| 237 | 4.3 | 4.4 | 7.4 | 2.7 | 3.0 | 0.7 |
| 290 | 0.7 | 4.4 | 4.9 | 0.9 | 0.3 | 0.0 |
| 337 | 0.6 | 4.3 | 4.8 | 0.7 | 0.9 | 0.1 |
| 397 | 0.5 | 4.1 | 4.9 | 0.3 | 2.0 | 0.3 |
| 703 | 1.0 | 1.1 | 3.6 | 0.6 | 2.0 | 0.8 |
| 851 | 1.1 | 0.8 | 0.7 | 0.7 | 0.8 | 0.3 |

Tabella 7: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il primo gradino, parametri ottimizzati.

| Punto di applicazione (x;y) → Carico [N] ↓ | Sinistra (157.0;105.5) | | Centro (401.0;167.0) | | Destra (719.0;172.5) | |
|---|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] |
| 190 | 8.0 | 2.0 | 6.3 | 4.9 | 7.8 | 0.7 |
| 237 | 5.7 | 2.0 | 6.2 | 4.3 | 4.1 | 0.6 |
| 290 | 0.6 | 2.0 | 3.7 | 2.5 | 1.5 | 1.4 |
| 337 | 0.7 | 1.9 | 3.6 | 2.2 | 0.2 | 1.2 |
| 397 | 0.9 | 1.6 | 3.6 | 1.9 | 0.8 | 1.1 |
| 703 | 0.4 | 1.4 | 2.4 | 1.0 | 0.9 | 0.5 |
| 851 | 0.3 | 1.6 | 2.0 | 2.3 | 0.4 | 1.7 |

Tabella 8: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il secondo gradino, parametri costruttivi.

| Punto di applicazione (x;y) → Carico [N] ↓ | Sinistra (157.0;105.5) | | Centro (401.0;167.0) | | Destra (719.0;172.5) | |
|---|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] |
| 190 | 9.4 | 7.5 | 0.4 | 2.9 | 13.3 | 6.8 |
| 237 | 8.6 | 4.2 | 1.3 | 2.9 | 12.2 | 3.2 |
| 290 | 6.1 | 0.3 | 1.7 | 1.6 | 11.2 | 1.2 |
| 337 | 5.6 | 0.2 | 1.6 | 1.2 | 9.3 | 0.4 |
| 397 | 5.4 | 1.3 | 1.7 | 1.4 | 8.0 | 0.1 |
| 703 | 2.7 | 2.9 | 1.6 | 2.9 | 3.8 | 2.7 |
| 851 | 0.9 | 1.7 | 1.1 | 2.6 | 0.9 | 2.4 |

Tabella 9: errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP per il secondo gradino, parametri ottimizzati.

| Punto di applicazione (x;y) → Carico [N] ↓ | Sinistra (157.0;105.5) | | Centro (401.0;167.0) | | Destra (719.0;172.5) | |
|---|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] | X _{error} [mm] | Y _{error} [mm] |
| 190 | 8.2 | 9.8 | 0.8 | 4.6 | 12.1 | 8.4 |
| 237 | 7.3 | 6.5 | 0.2 | 3.9 | 11.0 | 4.8 |
| 290 | 4.8 | 2.6 | 0.6 | 3.3 | 10.0 | 2.8 |
| 337 | 4.4 | 2.0 | 0.4 | 2.9 | 8.1 | 1.2 |
| 397 | 4.2 | 0.9 | 0.6 | 3.0 | 6.9 | 1.7 |
| 703 | 1.5 | 0.7 | 0.4 | 1.3 | 2.6 | 1.2 |
| 851 | 0.4 | 0.5 | 0.1 | 1.0 | 2.1 | 0.8 |

Nei grafici riportati di seguito (Grafico 1, Grafico 2 e Grafico 3), riferiti al primo gradino, sono visibili, per ogni posizione, gli andamenti degli errori nella determinazione delle coordinate x e y del COP in funzione del carico applicato, sia per i parametri costruttivi sia per i parametri ottimizzati. Le linee continue mostrano gli errori ottenuti con i parametri non ottimizzati (pre-ottimizzazione), le linee tratteggiate mostrano gli errori ottenuti con i parametri ottimizzati (post-ottimizzazione).

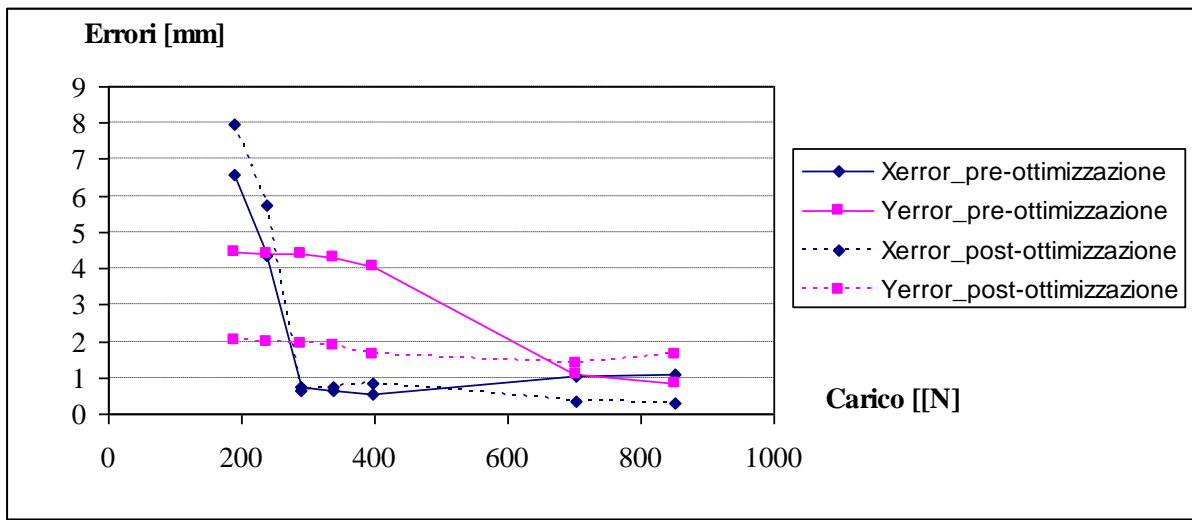


Grafico 1: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale sinistra.

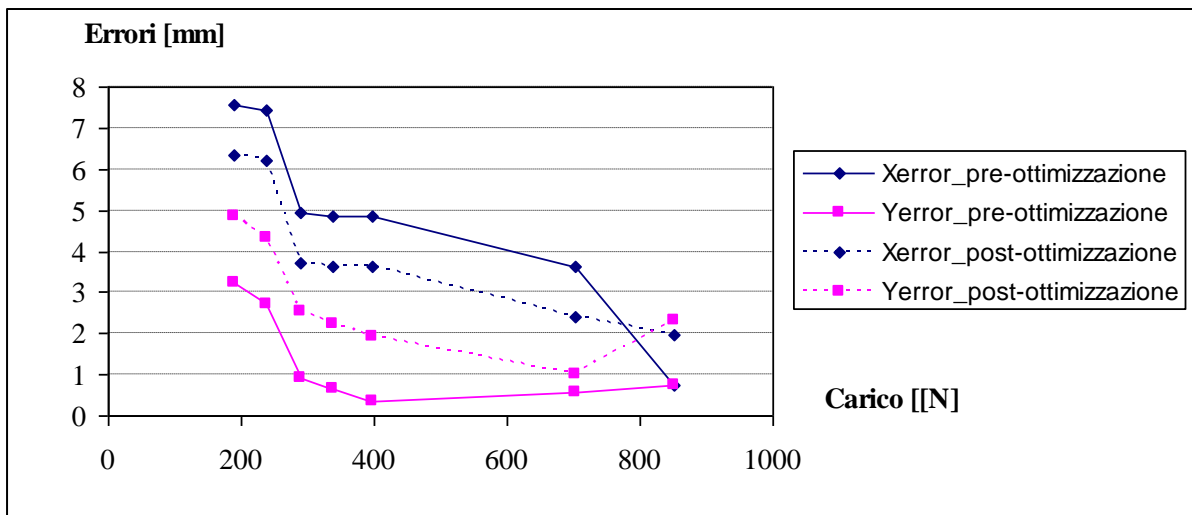


Grafico 2: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione centrale.

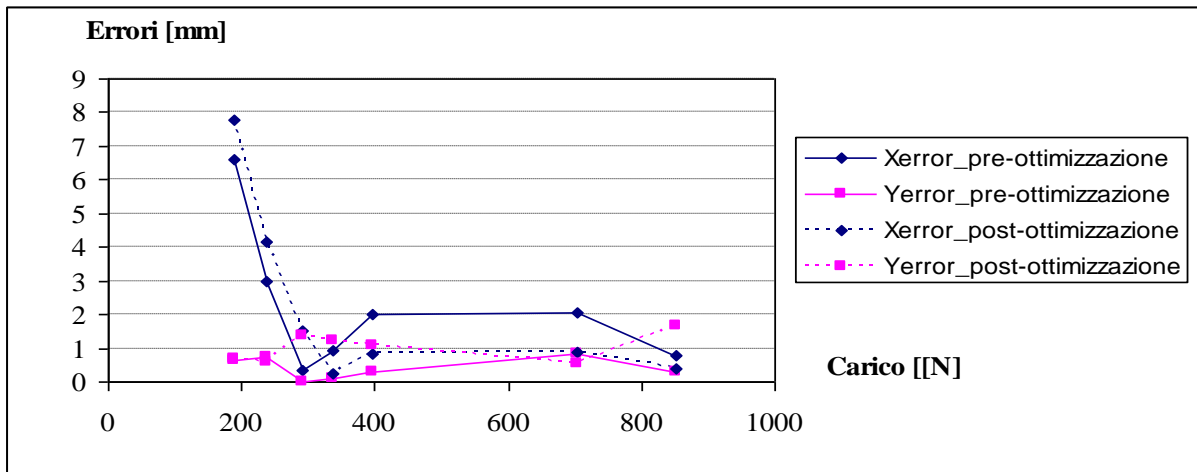


Grafico 3: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale destra.

I grafici che seguono (Grafico 4, Grafico 5 e Grafico 6) mostrano invece l'andamento dell'errore nella determinazione delle coordinate x e y del COP in funzione del carico applicato per il secondo gradino, sia per i parametri costruttivi sia per i parametri ottimizzati. Anche per il secondo gradino le linee continue mostrano gli errori ottenuti con i parametri non ottimizzati (pre-ottimizzazione), le linee tratteggiate mostrano gli errori ottenuti con i parametri ottimizzati (post-ottimizzazione).

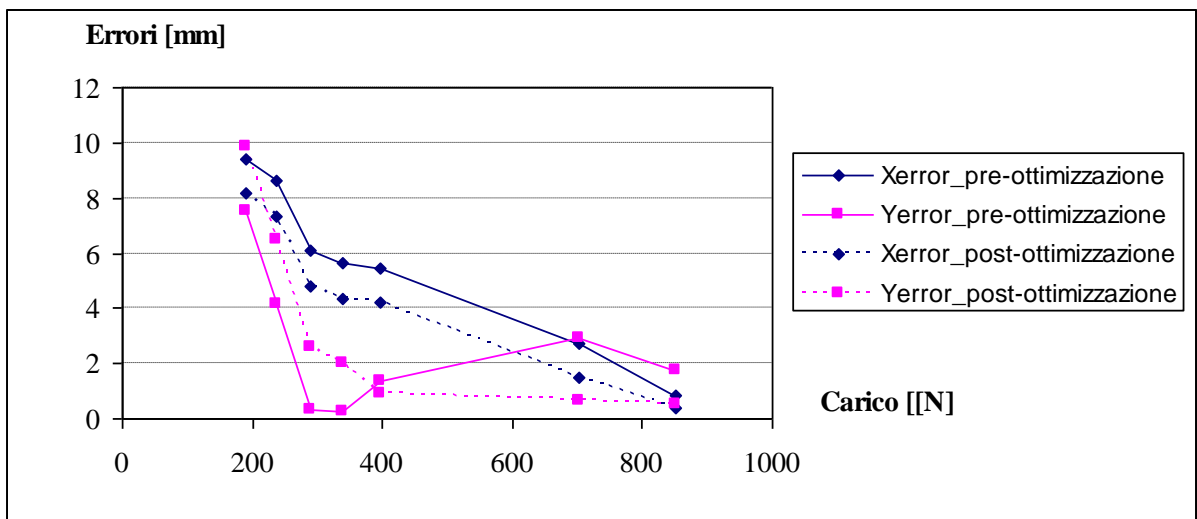


Grafico 4: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale sinistra.

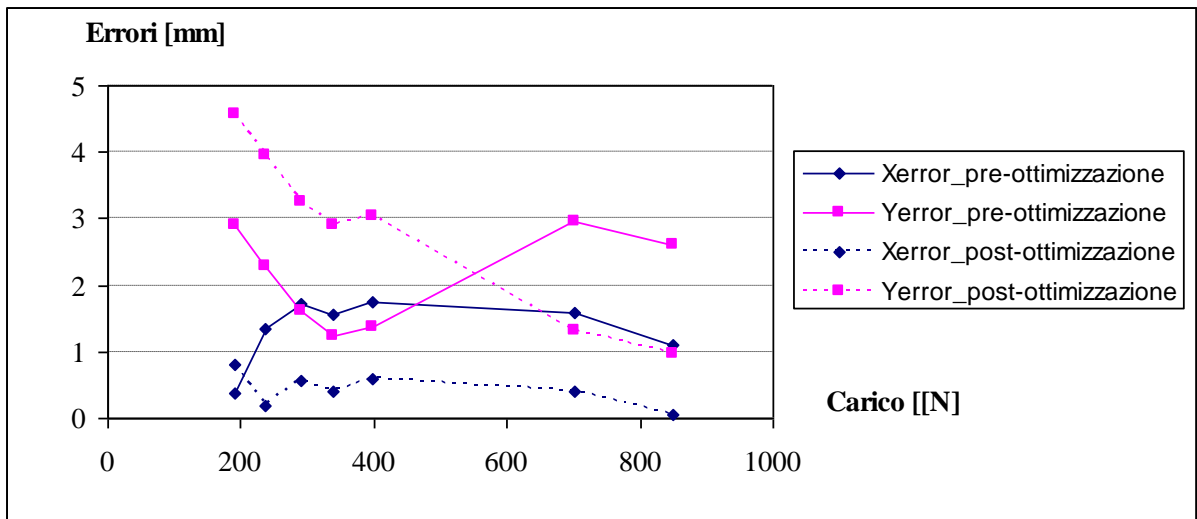


Grafico 5: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione centrale.

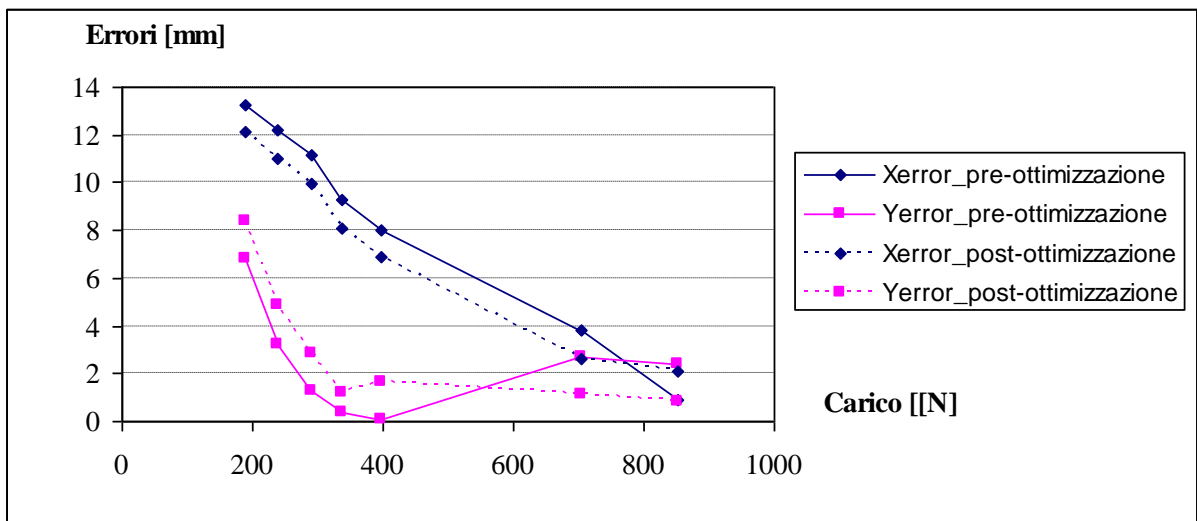


Grafico 6: andamento degli errori, prova con punto di applicazione in posizione laterale destra.

Come visibile dalle tabelle e dai grafici sopra riportati, l'errore nella determinazione delle coordinate del COP, ricavato con i parametri ottimizzati, risulta fortemente influenzato dal carico applicato, mentre non mostra evidenti dipendenze dal suo punto di applicazione. Tuttavia, per il primo gradino, l'errore lungo la direzione x risulta maggiore rispetto all'errore misurato nella direzione y . Il secondo gradino invece non mostra la medesima tendenza, presentando un errore paragonabile in entrambe le direzioni. Per carichi superiori

ai 550N, pari approssimativamente a 56kg, l'errore risulta fortemente ridotto per tutte le posizioni di applicazione del carico ed è inferiore ai 3mm per il primo gradino e ai 4,5mm per il secondo. Ciò risulta estremamente adatto per varie applicazioni cliniche con pazienti adulti, dove il peso del soggetto risulta generalmente dell'ordine dei 550N o maggiore.

Nella tabella riportata di seguito (Tabella 10) si possono osservare gli errori nella stima della GRF e la deviazione standard, sia per il primo che per il secondo scalino. Gli errori riportati in tabella rappresentano l'errore medio, in valore assoluto, su tre prove e sono stati calcolati come differenza tra il valore del carico noto e quello misurato.

Tabella 10: errori medi e deviazione standard nella stima della GRF.

| Carico [N] ↓ | I gradino | I gradino | II gradino | II gradino |
|--------------|----------------------|---------------------|----------------------|---------------------|
| | Errore medio GRF [N] | Deviazione standard | Errore medio GRF [N] | Deviazione standard |
| 48 | 0.5 | 0.35 | 3.27 | 0.50 |
| 100 | 0.3 | 0.18 | 3.60 | 0.55 |
| 148 | 0.3 | 0.13 | 3.80 | 0.22 |
| 207 | 10.2 | 0.04 | 7.06 | 0.14 |
| 513 | 2.0 | 0.72 | 5.61 | 1.04 |
| 661 | 3.5 | 0.25 | 6.52 | 0.94 |

Il grafico sotto riportato (Grafico 7) rappresenta l'andamento dell'errore nella stima della GRF, per il primo e per il secondo scalino.

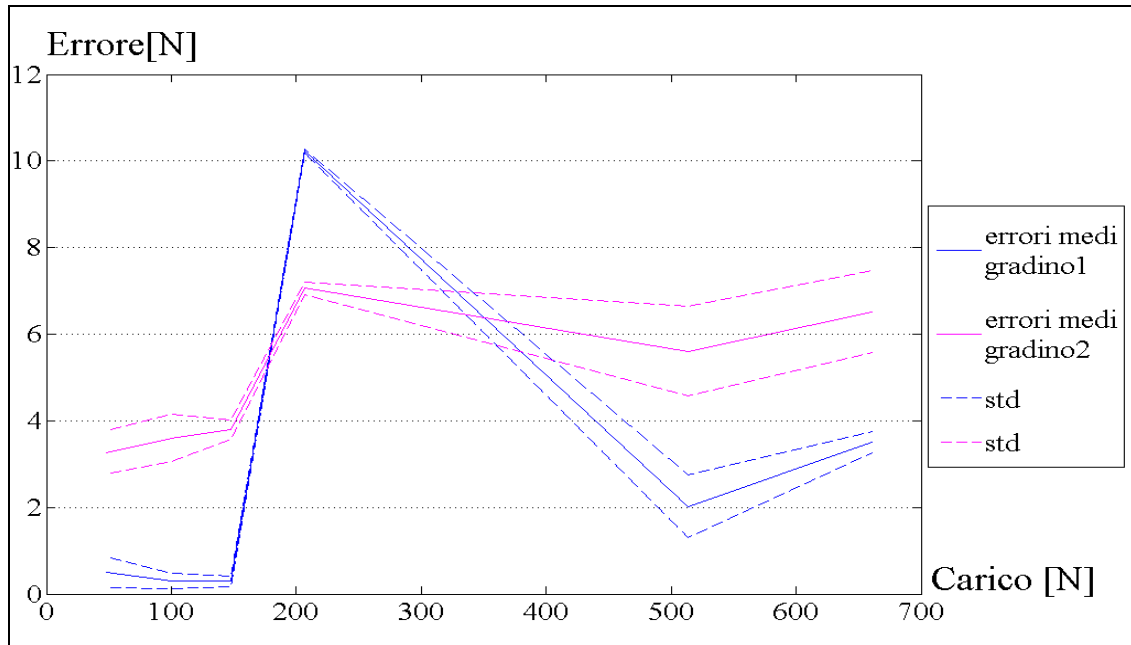


Grafico 7: andamento degli errori medi nel calcolo della GRF per il primo e per il secondo gradino. Nel grafico è visibile anche l'andamento della deviazione standard.

Dal grafico e dalla tabella sopra riportati si nota che l'errore massimo nella stima della GRF, per entrambi i gradini, si ha con l'applicazione di un carico intermedio di circa 200N. Questo errore risulta di circa 10N, pari a circa 1kg, per il primo gradino e 7N per il secondo. L'errore di linearità percentuale viene definito come il rapporto tra l'errore massimo di scostamento $E_{i(max)}$ e il valore di fondo scala I_{max} :

$$e_{lin} = \frac{E_{i(max)}}{I_{max}} \times 100$$

Per il suo calcolo non abbiamo però utilizzato il valore del fondo scala ma quello del massimo carico applicato, pertanto il valore da noi calcolato è maggiore dell'effettivo valore e risulta essere pari all'1.54% per il primo gradino, mentre per il secondo gradino è pari all'1.06%, avendo definito tale errore come

E' stato utilizzato il carico massimo applicato al posto del valore di fondo scala in quanto non siamo a conoscenza del valore di fondo scala dell'intero gradino, ma solo dei singoli sensori, e la sua valutazione in condizioni dinamiche risulta particolarmente complicata.

4. Un esempio di applicazione clinica

In questo capitolo verrà presentata una possibile applicazione clinica del set-up sperimentale validato. Saranno presentati il tipo di protocollo utilizzato durante le prove sui pazienti, la popolazione di soggetti analizzati e i criteri d'inclusione. Infine saranno descritte le modalità di svolgimento delle prove stesse.

4.1. Protocollo S.A.F.Lo.

Esistono varie tipologie di protocolli per la determinazione della cinematica articolare, tutti basati sul posizionamento di marcatori sul soggetto. A seconda che questi marcatori identifichino direttamente i punti di repere anatomico o meno, si distinguono in marcatori anatomici e marcatori tecnici. I protocolli caratterizzati da marcatori tecnici prevedono il posizionamento di cluster di marker in posizioni non corrispondenti a punti anatomici, ma rispondenti alle seguenti esigenze: relativa stabilità rispetto all'osso sottostante, buona visibilità da parte delle telecamere lungo tutto il percorso di acquisizione, numero sufficiente o superiore a quello necessario per la ricostruzione 3D della posizione del segmento anatomico considerato. Si utilizzano a questo scopo delle leggere piastre fissate con fasce elastiche al segmento anatomico e portanti un certo numero di marker (da 3 a 6-8). Il cluster di marcatori individua il sistema di riferimento tecnico solidale con il segmento corporeo, anche se differente dal sistema di riferimento anatomico. In una fase di calibrazione aggiuntiva, precedente all'acquisizione, vengono definite le relazioni tra i due sistemi di riferimento. I protocolli che utilizzano marcatori anatomici prevedono invece il posizionamento dei marcatori sulla cute del soggetto in determinanti punti di repere anatomico in modo da consentire un posizionamento ripetibile. In genere questi punti sono in corrispondenza di prominenze ossee facilmente identificabili mediante palpazione. Tali protocolli non richiedono la fase di calibrazione aggiuntiva. I centri articolari vengono calcolati mediante opportuni algoritmi utilizzando parametri antropometrici dell'individuo in esame. In ambito clinico i protocolli maggiormente diffusi sono quelli che prevedono marcatori anatomici o una disposizione mista di marcatori anatomici e tecnici.

Nel nostro studio abbiamo utilizzato il protocollo S.A.F.Lo. [Frigo 1998] esteso che, oltre ai marker sulla cute, prevede il posizionamento di marker tecnici sull'estremità di barrette

rigide di supporto, appositamente disegnate per permettere l'analisi delle rotazioni interne/esterne dei segmenti dell'arto inferiore (rotazioni attorno al loro asse longitudinale). In totale sono stati posizionati 17 marker, di cui 11 in punti di reperi anatomico e 6 di carattere tecnico, visibili in Tabella 11 e in Figura 18.

Tabella 11: disposizione marker. Con EXT sono indicati i marcatori tecnici.

| | |
|----------------|---|
| SIPS Right | Marker in corrispondenza della spina iliaca superiore posteriore destra |
| SIPS Left | Marker in corrispondenza della spina iliaca superiore posteriore sinistra |
| SACRO | Marker in corrispondenza dell'osso sacro |
| KNEE Right | Marker sul condilo femorale laterale destro |
| KNEE Left | Marker sul condilo femorale laterale sinistro |
| KNEE med Right | Marker sul condilo femorale mediale destro |
| KNEE med Left | Marker sul condilo femorale mediale sinistro |
| EXT1 Right | Marker posto sull'estremità di una barra rigida fissata al condilo laterale destro |
| EXT1 Left | Marker posto sull'estremità di una barra rigida fissata al condilo laterale sinistro |
| EXT2 Right | Marker posto sull'estremità di una barra rigida posizionata sulla parte anteriore della tibia destra |
| EXT2 Left | Marker posto sull'estremità di una barra rigida posizionata sulla parte anteriore della tibia sinistra |
| ANKLE Right | Marker posto sul malleolo laterale destro |
| ANKLE Left | Marker posto sul malleolo laterale sinistro |
| EXT3 Right | Marker posto sull'estremità di una barra rigida posizionata sopra l'area metatarsale del piede destro |
| EXT3 Left | Marker posto sull'estremità di una barra rigida posizionata sopra l'area metatarsale del piede sinistro |
| VMETA right | Marker posto in corrispondenza della V testa metatarsale destra |
| VMETA left | Marker posto in corrispondenza della V testa metatarsale sinistra |

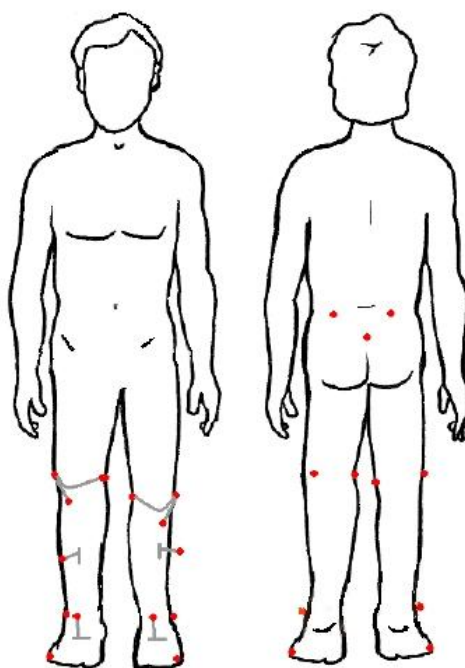


Figura 18: posizione marker sul corpo del soggetto.

Per ogni soggetto sono state prese le seguenti misure antropometriche: altezza, peso, lunghezza della coscia (distanza tra il grande trocantere e il condilo femorale laterale), lunghezza della gamba (distanza tra il condilo femorale laterale e il malleolo laterale), lunghezza del piede (distanza tra il tallone e la punta dell'alluce), larghezza piede (distanza tra la I e la V testa metatarsale), larghezza del bacino (distanza tra le ASIS, spine iliache superiori destra e sinistra), altezza del bacino (distanza tra la spina iliaca superiore e l'ischio, misurata da seduto), distanza verticale tra la spina iliaca posteriore e la cresta iliaca superiore, distanza intercondilare, distanza intramalleolare, altezza del malleolo dal suolo (con il piede appoggiato a terra per tutta la sua lunghezza), distanza orizzontale tra il malleolo laterale e il tallone (con il piede appoggiato a terra per tutta la sua lunghezza). Lo spessore della pelle è ipotizzato di 5mm, tuttavia possono essere utilizzate altre stime.

Il protocollo S.A.F.Lo. per la stima dei centri articolari prevede l'utilizzo di alcuni parametri.

Questi sono estratti da immagini ai raggi X e sono:

- $R_1 = 0.7$, rapporto tra la distanza verticale tra la cresta iliaca superiore e il centro dell'acetabolo e l'altezza del bacino;
- $R_2 = 0.5$, rapporto tra la distanza tra i centri articolari delle due anche e la larghezza del bacino;
- $R_3 = 0.46$, rapporto tra lo spostamento anteriore dell'anca e l'altezza del bacino.

Quindi il protocollo prevede che venga definito un sistema di riferimento locale, con l'origine nel punto medio tra le due spine iliache posteriori, nel seguente modo:

- l'asse x viene definito come l'asse, diretto in avanti, perpendicolare al piano che include i tre marcatori posti sulla parte inferiore della schiena.
- l'asse z è orientato da sinistra verso destra e viene definito come l'asse che attraversa i marcatori sulle due spine iliache posteriori.
- l'asse y risulta perpendicolare ai primi due e diretto verso l'alto.

In questo sistema di riferimento locale vengono ottenute le coordinate dei centri articolari dell'anca mediante le seguenti relazioni:

$$Hx_1 = Hx_2 = R_3 * PH + 1.5$$

$$Hy_1 = Hy_2 = -R_1 * PH + VD$$

$$Hz_1 = R_2 * PW / 2$$

$$Hz_2 = -R_2 * PW / 2$$

Dove PH è l'altezza del bacino, PW è la larghezza del bacino, 1.5 (cm) è la distanza tra il marker e la pelle e VD è la distanza verticale tra le spine iliache posteriori e la cresta iliaca superiore.

Mentre i centri articolari del ginocchio sono ottenuti muovendo i marker dei condili laterali medialmente, in direzione perpendicolare al piano sagittale, di una quantità pari a metà del diametro del ginocchio. I centri della caviglia, infine, si ricavano spostando i marker sui malleoli medialmente, in direzione perpendicolare al piano definito dall'asse longitudinale della gamba e dall'asse longitudinale del piede, di una quantità pari a metà della distanza intramalleolare.

4.2. Soggetti e criteri di inclusione

Nel nostro studio sono stati analizzati due gruppi di pazienti, con diversi design di impianti protesici: del primo fanno parte 2 pazienti recanti una protesi Deuce (Smith & Nephew) e del secondo 3 pazienti con protesi E.motion (B. Braun). Per quanto riguarda la tipologia Deuce (Figura 19) si tratta di una protesi bicompartimentale mentre la E.motion (Figura 20) è di tipo totale.



Figura 19: endoprotesi bicompartimentale Deuce, che permette il trattamento di un compartimento femoro-tibiale e di quello femoro-rotuleo.



Figura 20: endoprotesi totale E.motion

Entrambe le protesi possono prevedere anche la protesizzazione della rotula, sebbene nella maggior parte dei casi si procede con semplici interventi di denervamento e ripulitura della patella. La Deuce permette di mantenere entrambi i legamenti crociati mentre nella E.motion viene rimosso il legamento crociato anteriore e, in alcuni casi, il crociato posteriore.

Un primo criterio d'inclusione\esclusione, nelle nostre analisi, è stato il tipo di impianto protesico del soggetto che, oltre alla tipologia scelta, doveva essere di tipo mono-laterale. I pazienti scelti, sottoposti all'intervento dai 6 mesi a un anno prima, erano già stati trattati con la di riabilitazione post operatoria per cui presentavano una certa fluidità nel movimento ed erano in grado di salire e scendere le scale normalmente, ovvero a passi alternati, senza posizionare mai entrambi i piedi sullo stesso gradino. In Tabella 12 sono riportate le caratteristiche dei 5 soggetti, di entrambi i sessi (età media 68.6 anni), partecipanti al nostro studio.

Tabella 12: caratteristiche della popolazione di pazienti analizzata

| Tipologia | Arto | Sesso | Età | Altezza [cm] | Peso [kg] | BMI | Tempo dall'intervento |
|------------------|-------------|--------------|------------|-------------------------|----------------------|------------|----------------------------------|
| Deuce1 | Dx | F | 68 | 170 | 79.9 | 27.7 | > 1 anno |
| Deuce2 | Dx | F | 70 | 160 | 71.8 | 28.0 | ~ 7 mesi |
| E.motion1 | Sx | F | 68 | 164 | 62.1 | 23.1 | ~ 6 mesi |
| E.motion2 | Dx | M | 72 | 167 | 95.8 | 34.3 | ~ 10 mesi |
| E.motion3 | Dx | M | 65 | 170 | 87.4 | 30.2 | > 1 anno |

4.3. Acquisizioni sperimentali

Per ogni paziente è stata inizialmente effettuata una prova di standing della durata di circa 5s, con il soggetto markerizzato fermo in posizione eretta davanti alla scala. E' stato poi chiesto ai pazienti di posizionarsi sul secondo gradino della scala per effettuare un'ulteriore prova di standing, sempre della durata di 5s, al fine di determinare il peso del soggetto. Quindi sono state registrate separatamente 5 prove di salita e 5 di discesa. I pazienti non avevano nessun obbligo di partire con un piede piuttosto che con l'altro. Come unica indicazione è stato chiesto loro di non reggersi al corrimano se non in caso di effettivo bisogno.

4.4. Elaborazione dei dati acquisiti

Ogni prova è stata inizialmente elaborata utilizzando la funzione Tracker dello SMART che permette, mediante la schematizzazione del modello S.A.F.Lo., di identificare ed etichettare i marcatori posti sul soggetto. Per ciascuna prova di salita e discesa del soggetto sono stati individuati i *frame* che permettono di identificare, per ciascun arto, le fasi del ciclo del passo. Nell'individuazione dei *frame* è stata utilizzata la funzione Analyzer dello SMART che permette di visualizzare contemporaneamente sia l'acquisizione effettuata sul paziente sia gli andamenti nel tempo dei segnali analogici. Per ogni prova si realizzano due cicli del passo per ogni arto: per l'analisi della dinamica si è considerato solamente quello che si verifica sui gradini strumentati per il quale sono stati rilevati anche i segnali analogici. La prova di standing, effettuata per la valutazione del peso del soggetto, è stata elaborata mediante uno script in Matlab che permette di calcolare la reazione vincolare al terreno GRF, corrispondente al peso del soggetto, e il COP. Per l'elaborazione delle acquisizioni questo script è stato integrato con opportuni programmi precedentemente realizzati. Si tratta dei medesimi programmi utilizzati da Riener e collaboratori nel loro studio del 2002 [Riener et al., 2002], che si basano sulla risoluzione del problema dinamico inverso. Risolvere questo problema significa calcolare le risultanti delle forze e dei momenti connessi al movimento note le variabili cinematiche, ottenute mediante l'analisi del movimento, e i parametri inerziali dei segmenti anatomici (masse e momenti di inerzia).

Le variabili cinematiche che definiscono il movimento del soggetto sono collegate alle forze e ai momenti interni ed esterni applicati alla struttura. Tale legame è descritto dalle equazioni di equilibrio dinamico che, in forma generale, sono:

$$\frac{dQ}{dt} = \Sigma F \qquad \frac{d\Gamma}{dt} = \Sigma M$$

Dove $\frac{d\Gamma}{dt}$ è la derivata del momento della quantità di moto dell'intero sistema rispetto a un punto qualsiasi; ΣM è la risultante di tutti i momenti, interni ed esterni, applicati al sistema; $\frac{dQ}{dt}$ è la derivata della quantità di moto del sistema; ΣF è la risultante di tutte le forze, interne ed esterne, applicate al sistema.

La stima dei parametri inerziali dei segmenti anatomici si basa invece sui dati ricavati dallo studio di Zatsiorsky e Seluyanov. Il metodo utilizzato da Zatsiorsky per la determinazione

delle caratteristiche inerziali del corpo umano si chiama "gamma-scanner" ed è basato sull'attenuazione del fascio di raggi γ che si può notare al passaggio di essi attraverso una sostanza. Dalla misura dell'intensità del fascio prima e dopo l'attraversamento si riesce a calcolare la densità superficiale dei tessuti irradiati, ovvero la massa per unità di area. Le due intensità sono legate dalla seguente relazione: $I_i = I_0 e^{-\mu \sigma} B$.

Dove I_i è l'intensità finale del fascio e I_0 quella iniziale, μ è il coefficiente di assorbimento che dipende dall'energia di assorbimento dei γ -quanti e dalla composizione elementare del materiale, σ è la densità superficiale e B è un coefficiente empirico.

Questo metodo prevede la suddivisione del corpo umano in 10 segmenti (piede, gamba, coscia, mano, avambraccio, braccio, testa, parti superiore, centrale e inferiore del tronco) e la misura delle coordinate del segmento corporeo irradiato. A partire dai dati sperimentali ottenuti su 100 soggetti è stato possibile determinare i coefficienti da inserire nell'equazione di regressione multipla per il calcolo della massa inerziale, del centro di gravità e del momento d'inerzia di ciascun segmento corporeo. L'equazione di regressione multipla è la seguente: $y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2$.

Dove X_1 è il peso del soggetto in kg, X_2 è l'altezza in cm, y la variabile d'interesse (massa, centro di gravità o momento) e B_0 , B_1 e B_2 gli opportuni coefficienti stimati che variano a seconda della variabile d'interesse. [Zatsiorsky et al., 1983].

5. Risultati

5.1. Normalità di riferimento

In questo capitolo verranno brevemente analizzate la cinematica e la dinamica del cammino su scala di soggetti sani, per poter successivamente effettuare un confronto con situazioni patologiche e/o soggetti con impianti protesici e valutarne eventuali deviazioni. I dati riportati in seguito sono riferiti agli studi di Riener et al. del 2002 [Riener et al., 2002] e McFadyen e Winter del 1988 [McFadyen et al., 1998]. I movimenti descritti sono limitati al piano sagittale, piano di maggiore interesse per l'articolazione del ginocchio, per il quale in Figura 21 sono visibili le convenzioni adottate nella scelta degli angoli articolari.

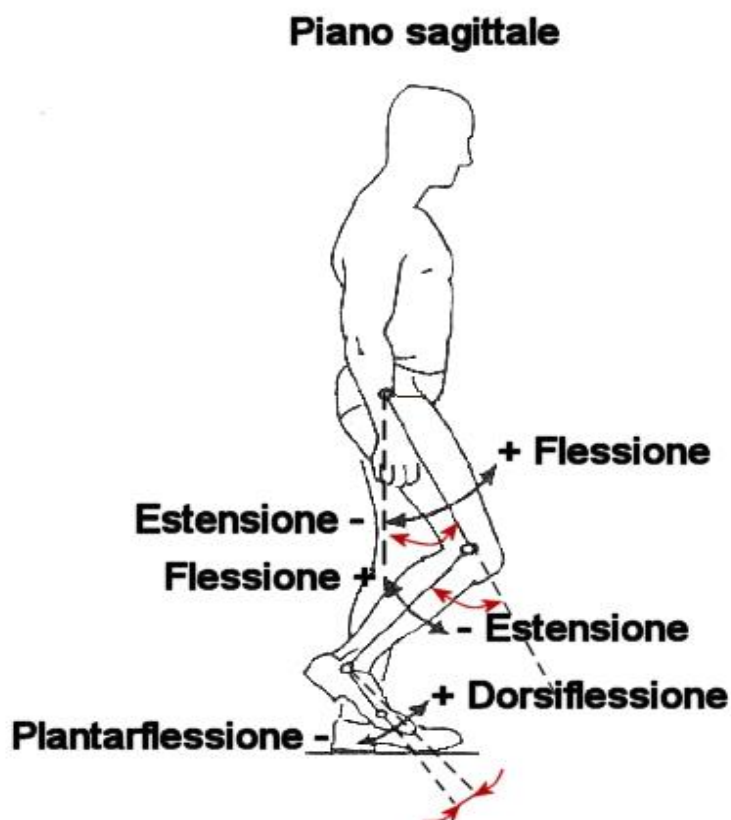


Figura 21: angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia e rispettivi movimenti nel piano sagittale.

Relativamente ai parametri temporali la durata della fase di *stance* varia tra il 59.6% e il 63.7% del ciclo del passo, in particolare per un'inclinazione normale essa risulta pari a $63.6\% \pm 1.9$ per la salita e a $61.2\% \pm 2.3$ per la discesa. Durante la discesa la durata della fase di appoggio diminuisce progressivamente con l'aumento dell'inclinazione, mentre durante la salita aumenta solo leggermente con l'inclinazione della scala. Per quanto riguarda la durata percentuale del doppio appoggio esso varia tra il 9.6% e il 13.7% e per un'inclinazione normale risulta per la salita pari al $13.6\% \pm 1.9$ e per la discesa pari all' $11.2\% \pm 2.3$. L'intero ciclo del passo, è significativamente più lungo durante la salita ($1.40 \div 1.47$ s) rispetto alla discesa ($1.19 \div 1.22$ s), per un'inclinazione normale la durata risulta pari a $1.42 \text{s} \pm 0.11$ per la salita e a $1.19 \text{s} \pm 0.10$ per la discesa. Tali valori crescono con l'aumentare dell'inclinazione solo durante la salita.

Il contatto con il gradino avviene con l'avampiede sia in salita sia in discesa nelle scale con un'inclinazione standard. La *toe clearance*, ovvero la massima distanza tra suolo e piede, che permette l'avanzamento dell'arto senza urtare la superficie d'appoggio, varia con l'inclinazione. Durante il cammino su scala essa è misurata come la distanza tra la pianta del piede e la superficie del gradino sul quale avverrà l'appoggio dell'arto e aumenta diminuendo o aumentando l'inclinazione.

In salita il contatto con lo scalino avviene con l'anca e il ginocchio flessi di circa 70° e la caviglia in dorsiflessione ($+8^\circ$). Successivamente l'anca e il ginocchio si estendono durante tutta la fase d'appoggio, raggiungendo una massima estensione nella fase precedente il distacco del piede da terra, rispettivamente di circa 12° e 8° . La caviglia, invece, si flette plantarmente raggiungendo una massima flessione di circa (-20°) all'inizio della fase di volo. Durante la fase di *swing* anca e ginocchio raggiungono la loro massima flessione, superando rispettivamente i 70° e i 90° , e la caviglia si dorsiflette preparandosi al successivo appoggio.

Durante la discesa il contatto del piede avviene con l'anca leggermente flessa ($\sim 30^\circ$) e il ginocchio ($< 20^\circ$) quasi completamente esteso, mentre la caviglia è in flessione plantare (-20°). Successivamente l'anca e il ginocchio si flettono raggiungendo il massimo grado di flessione durante la fase terminale di *stance*/iniziale di *swing*. La caviglia rimane dorsiflessa per la maggior parte della fase di appoggio, incominciando a flettersi plantarmente solo alla fine di questa, e proseguendo nella flessione plantare durante la fase

di *swing*, fino a un massimo di circa (-25°). L'andamento degli angoli articolari fin qui descritti è visibile in Figura 22.

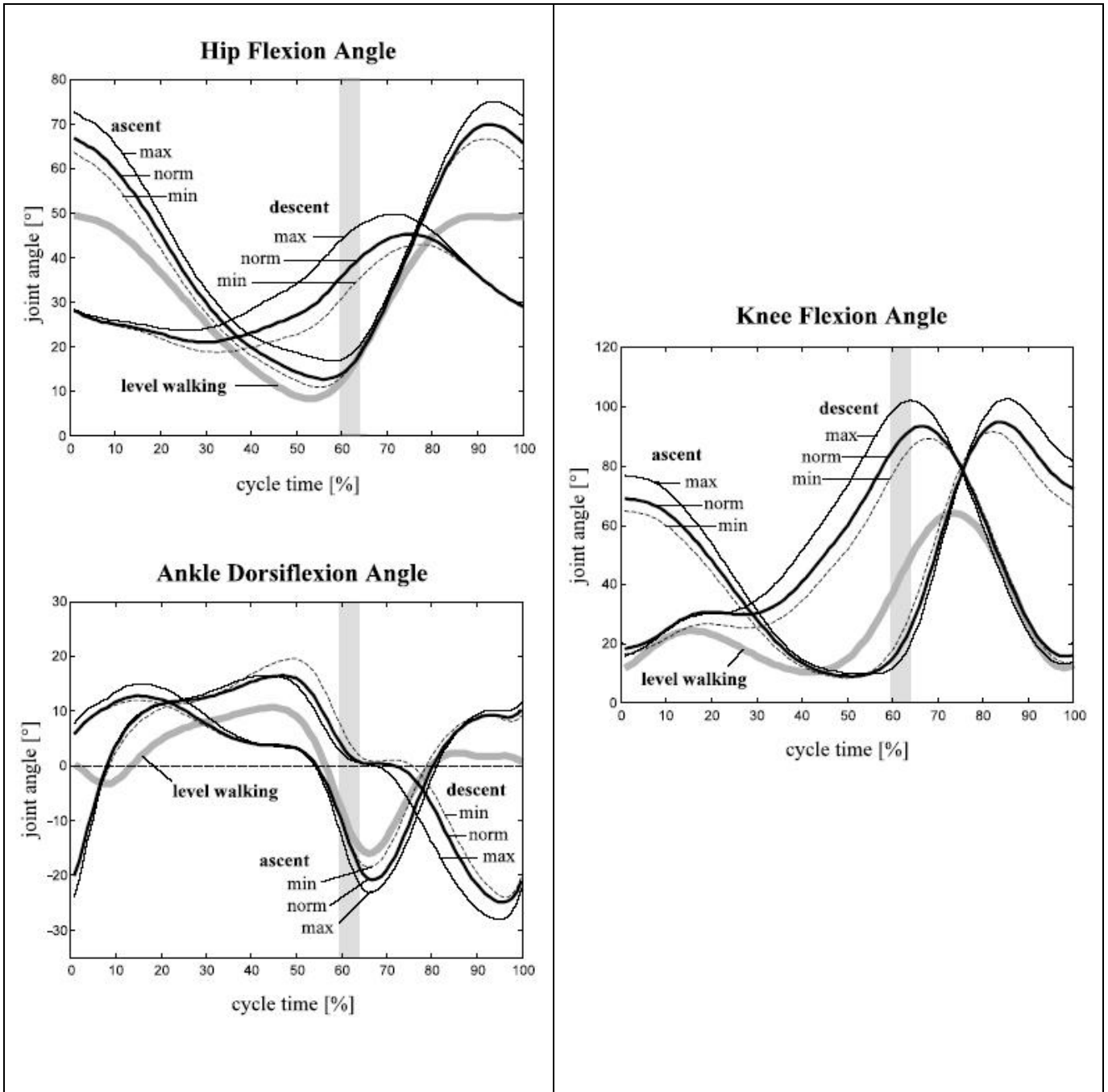


Figura 22: angoli articolari durante la salita e la discesa a inclinazione minima (24°), normale (30°) e massima (42°) e cammino in piano. La barra verticale indica il *toe off*.

La cinematica del cammino su scala può essere chiaramente distinta da quella del cammino in piano. Gli intervalli di escursione angolare sono generalmente più ampi nel cammino su scala, solo l'anca mostra un'escursione leggermente inferiore durante la discesa. La principale differenza tra i due tipi di cammino è rappresentata nel differente posizionamento del piede (vedi Tabella 13).

Tabella 13: Orientamento del piede rispetto l'orizzontale, nel piano sagittale, al contatto iniziale.

| Inclinazione | Orientamento piede (media ± S.D.) |
|-------------------------|--|
| <i>Salita:</i> | |
| -minima (24°) | -3.9° ± 5.6° |
| -normale (30°) | -4.7° ± 6.4° |
| -massima (42°) | -4.6° ± 6.5° |
| <i>Discesa:</i> | |
| -minima (24°) | -13.6° ± 6.1° |
| -normale (30°) | -16.6° ± 4.7° |
| -massima (42°) | -20.5° ± 5.8° |
| <i>Cammino in piano</i> | 19.0° ± 4.4° |

Nota di lettura: valori negativi indicano un'inclinazione dell'avampiede verso il basso; 0° corrisponde a una posizione del piede orizzontale ottenuta in posizione eretta.

I momenti articolari, durante la fase di volo, non sono significativamente influenzati dall'inclinazione della scala, contrariamente a quanto avviene nella fase di appoggio. Durante questa fase, l'anca produce un momento flessorio in discesa mentre in salita il momento prodotto è di tipo estensorio. Per quanto riguarda il ginocchio, i momenti durante la salita e la discesa, all'inizio della fase di *stance* (0-30% del ciclo del passo), sono molto simili. Tuttavia essi differiscono notevolmente nella seconda metà della fase di appoggio (35-60% del ciclo del passo): durante la discesa si registra un secondo picco che tende ad estendere il ginocchio, mentre durante la salita il momento estensorio diminuisce fino a cambiare di segno. I momenti articolari alla caviglia sono molto simili per entrambi i versi di percorrenza della scala, ad eccezione del primo picco maggiore durante la discesa e del secondo più ampio durante la salita. Al ginocchio i valori massimi dei momenti crescono con l'aumentare dell'inclinazione della scala, sia in salita (10.6%) che in discesa (18.4%).

Per l'anca questo avviene solo durante la salita (37.9%), mentre durante la discesa si registra una tendenza opposta, ovvero una diminuzione del valore massimo del momento articolare all'aumento dell'inclinazione (-27.1%). Alla caviglia una dipendenza del momento articolare dall'inclinazione si nota principalmente all'inizio della fase di appoggio, durante la quale, per entrambi i versi di percorrenza della scala, si ha un aumento del valore massimo del momento al crescere dell'inclinazione (salita 12.8% e discesa 18.7%). Gli andamenti dei momenti articolari e i loro range nel cammino su scala sono relativamente differenti da quelli del cammino in piano: in particolare in discesa, il massimo momento estensorio alla fine della fase d'appoggio, prodotto da una contrazione eccentrica del quadricipite femorale e registrabile in corrispondenza del raggiungimento della massima flessione al ginocchio, è circa tre volte maggiore (Figura 23). Questo momento supera di circa il 25% il massimo momento prodotto durante la salita.

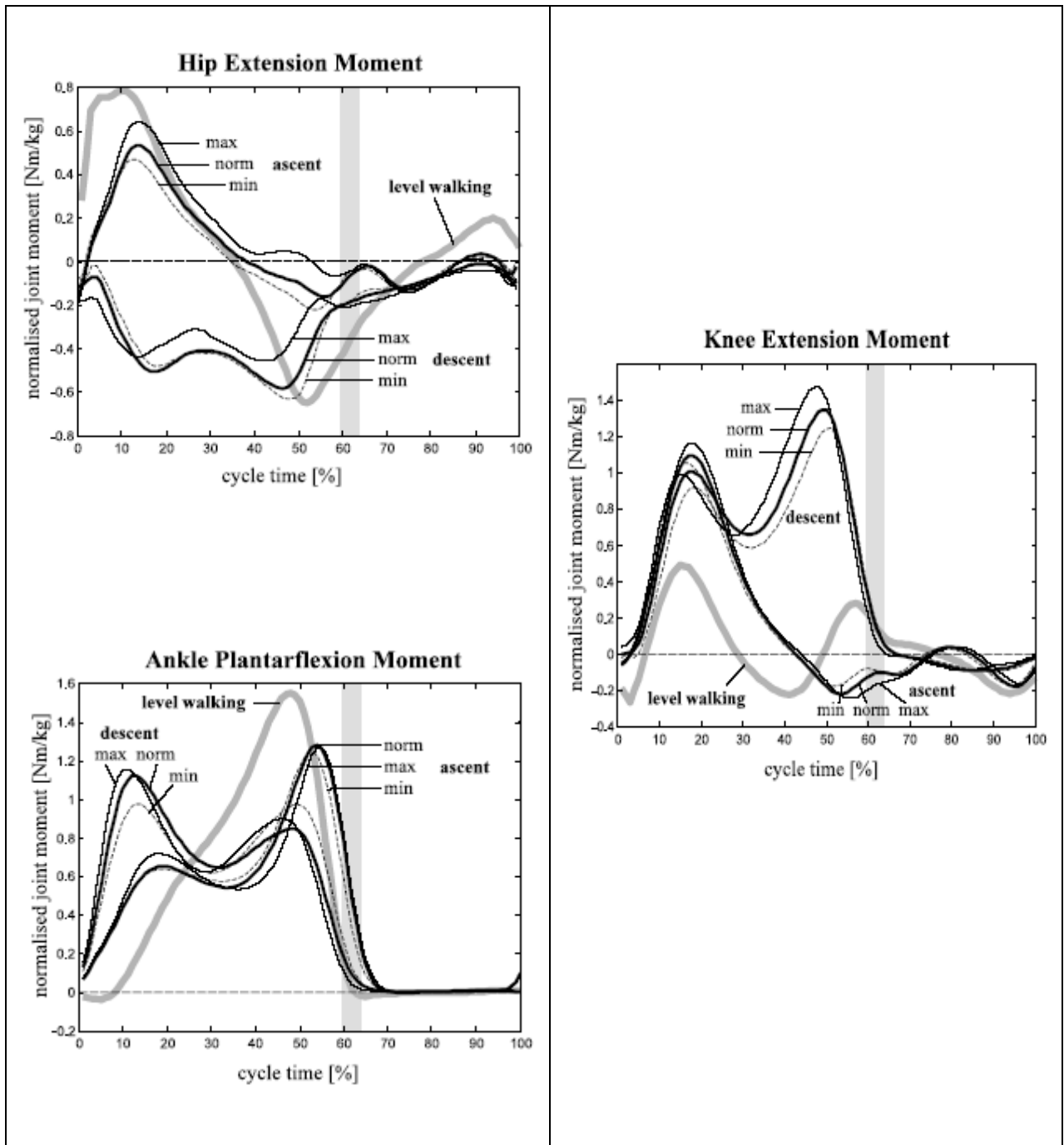


Figura 23: trend dei momenti alle articolazioni dell'arto inferiore in funzione del ciclo del passo e dell'inclinazione. I valori sono stati normalizzati rispetto al peso corporeo.

Per quanto riguarda la forza di reazione al terreno (GRF), l'andamento delle cui componenti è visibile in Figura 24, durante la salita e la discesa essa mantiene la maggior parte delle caratteristiche osservate durante il cammino in piano. Tali peculiarità possono essere così riassunte:

- *Componente verticale.* Si nota la presenza di due picchi, corrispondenti all'abbassamento del centro di gravità, il primo in corrispondenza della fase di accettazione del carico e l'altro durante il trasferimento del peso in avanti in fase di preparazione alla spinta. Questi due picchi sono separati da un avvallamento, generato dal sollevamento del baricentro.
- *Componente medio-laterale.* Si osservano due picchi in direzione mediale, separati anch'essi da un avvallamento.
- *Componente antero-posteriore.* Al contatto iniziale si verifica una forza diretta posteriormente, dovuta all'arretramento dinamico dell'arto che assicura una stabilità precoce sotto carico. Successivamente il carico sull'arto introduce rapidamente una forza diretta in avanti: nella fase di *midstance* la forza è nulla, fino all'istante prima del sollevamento del calcagno, e durante l'appoggio terminale si registra un picco in direzione anteriore.

Tuttavia si notano alcune sostanziali differenze rispetto al cammino in piano. I due picchi della componente verticale, che presentano valori simili in salita, differiscono durante la discesa, dove si registra un valore molto più alto in fase di accettazione del carico e leggermente più basso in fase di spinta. Per quanto riguarda la componente medio-laterale, contrariamente al cammino in piano, la forza è sempre diretta medialmente e non si nota, al contatto iniziale, il picco verso il basso (in direzione laterale). La componente antero-posteriore, pur mostrando lo stesso andamento, è sostanzialmente minore rispetto a quella registrata nel cammino in piano. L'influenza dell'inclinazione è generalmente poco rilevante: risulta infatti essere significativa solamente per quanto riguarda la componente verticale della forza, nella fase iniziale di appoggio, limitatamente alla discesa, dove l'aumento tra l'inclinazione minima e massima è del 14.8%.

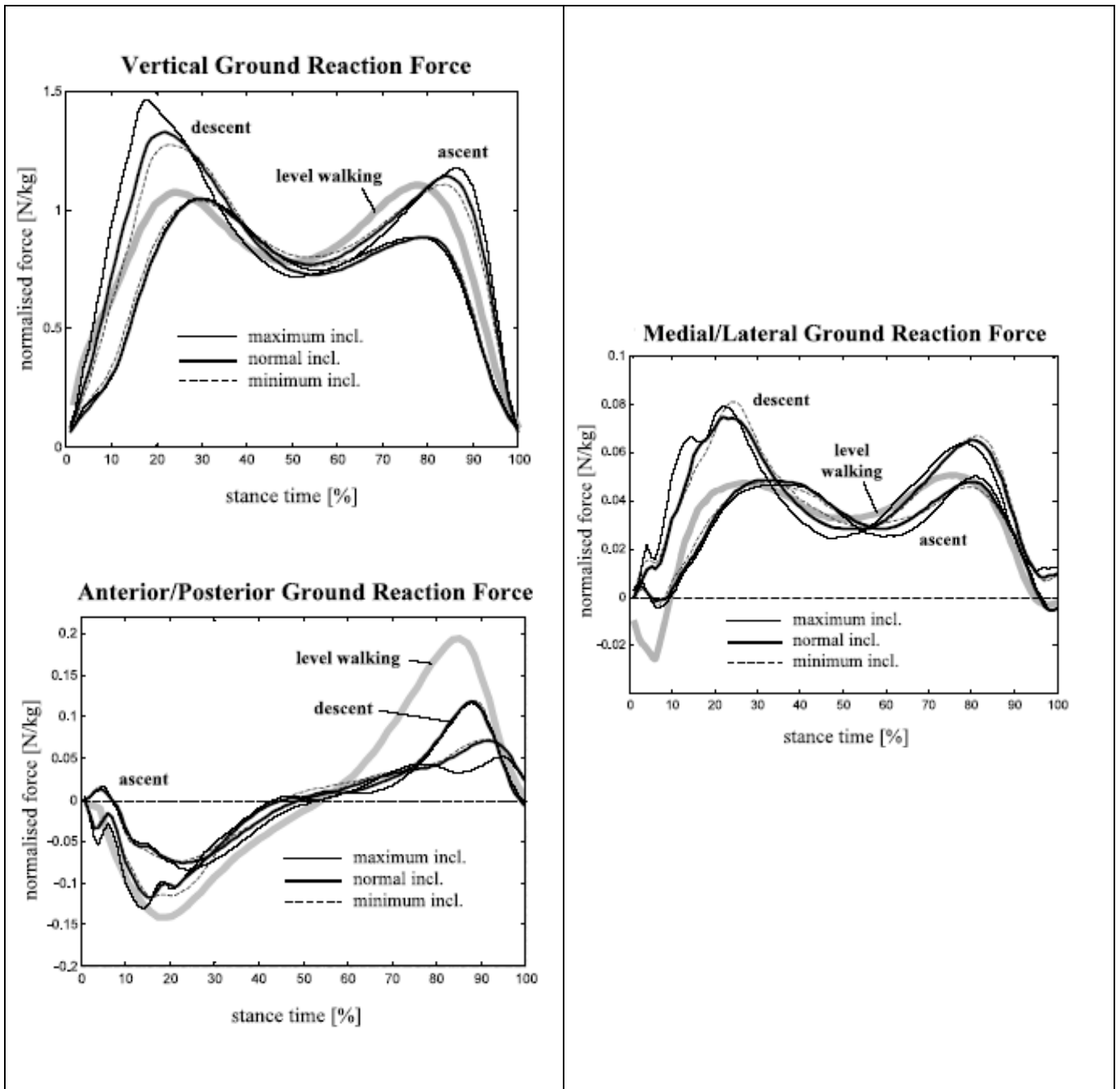


Figura 24: andamento delle componenti della forza di reazione durante la fase di appoggio.
 Le forze sono state normalizzate rispetto al peso corporeo.

Relativamente alle potenze, durante la salita le articolazioni dell'arto inferiore producono energia per la maggior parte del ciclo. In particolare, le potenze dell'anca e del ginocchio raggiungono un massimo all'inizio della fase di appoggio. L'anca presenta inoltre un secondo picco, minore del precedente, durante la fase di volo. Contrariamente, la caviglia mostra una produzione massima di potenza alla fine della fase di appoggio, non solo in salita ma anche in discesa. Invece durante la discesa le potenze sono principalmente negative a indicare che l'energia viene assorbita. Tuttavia l'anca mostra una fase di produzione di energia con un picco di potenza pari a circa il 30% del valore massimo osservato durante la salita. La massima potenza assorbita dal ginocchio è, in valore assoluto, più alta della potenza generata dallo stesso durante la salita. In discesa la caviglia assorbe potenza limitatamente all'inizio della fase di *stance*. Le potenze alle articolazioni, visibili in Figura 25, sono molto più influenzate dall'inclinazione che dagli angoli e dai momenti. Aumentando l'inclinazione infatti aumenta la potenza massima assoluta. L'influenza maggiore si osserva nell'anca durante la salita, con un aumento massimo pari al 51.7% tra la minima e massima inclinazione, e nella caviglia sia in discesa (67.3%) sia in salita (45.4%). L'andamento della potenza alla caviglia, nella tarda fase di *stance*, risulta simile sia nel cammino su scala che in piano. Per quanto riguarda l'anca, essa mostra un comportamento confrontabile, durante la prima fase di appoggio, sia in salita che nel cammino in piano. Notevoli sono invece le differenze nel ginocchio: durante la discesa per esempio la massima potenza assorbita è circa 3.8 volte più grande che durante il cammino in piano.

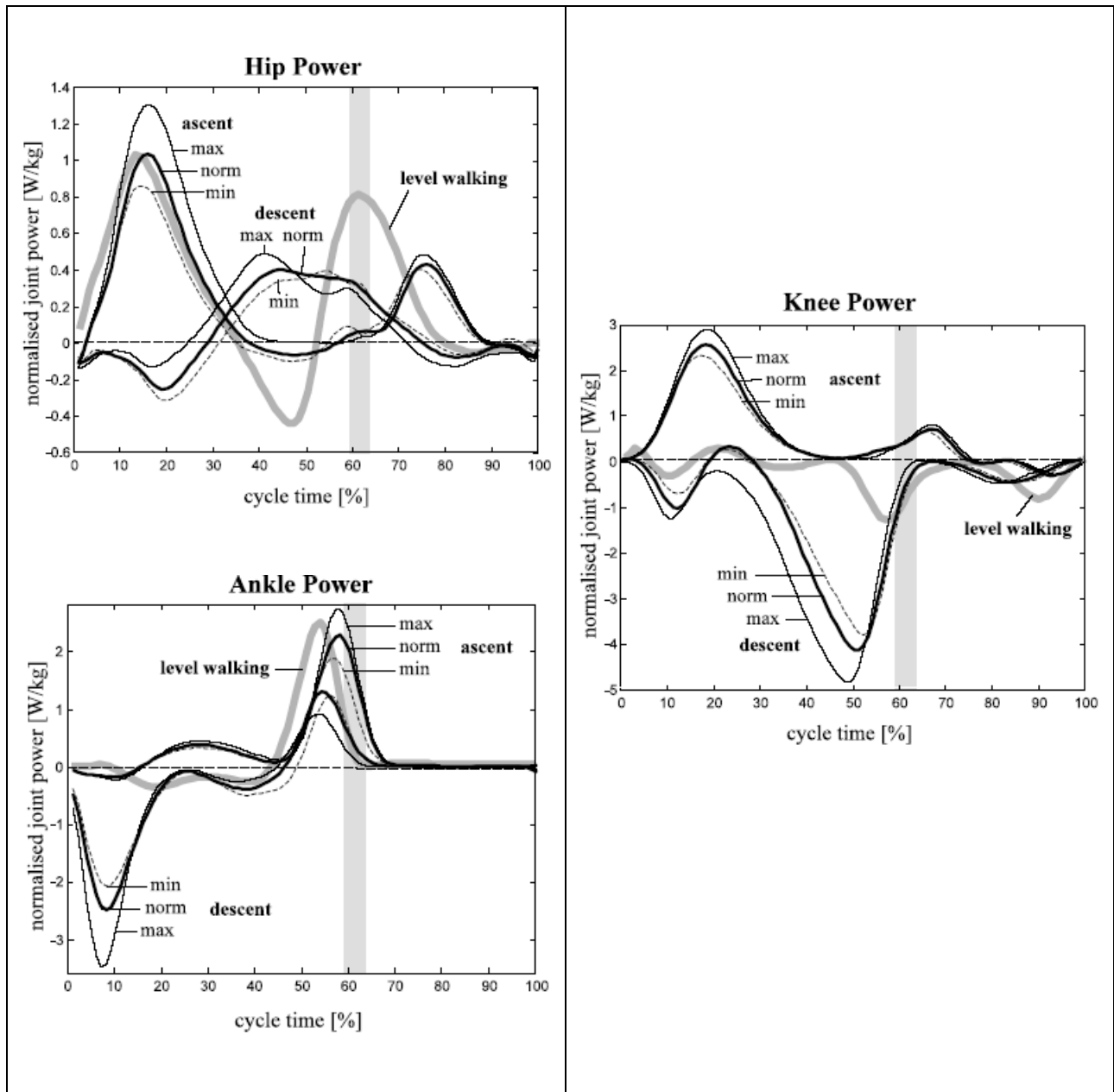
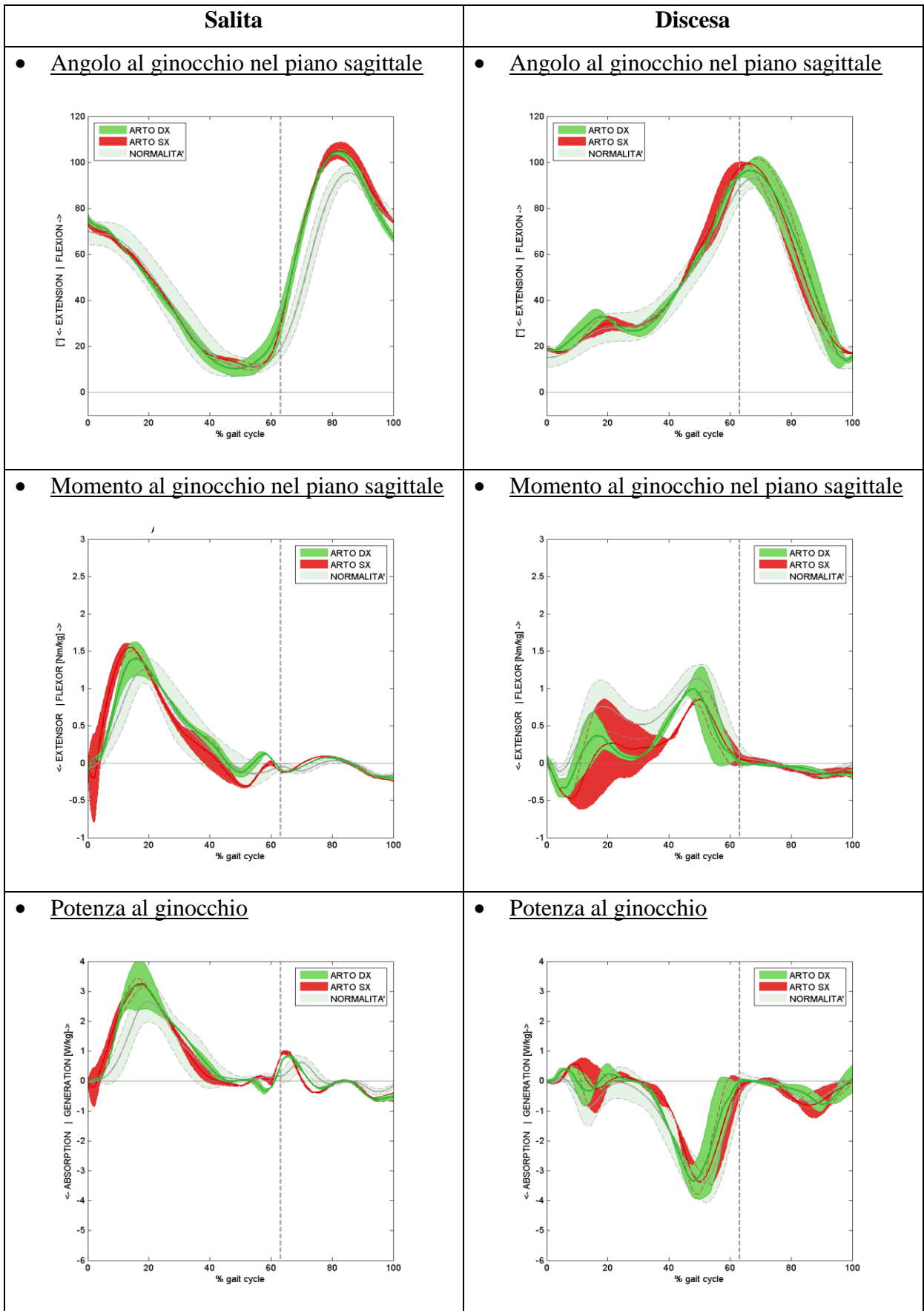


Figura 25: andamento temporale delle potenze, in funzione del ciclo del passo, nelle tre articolazione dell'arto inferiore alle varie inclinazioni. I valori delle potenze sono stati normalizzati rispetto al peso.

Per stabilire se i dati dello studio di Riener et al. (2002) potessero o meno essere usati come riferimento di normalità per il nostro studio, tenendo conto che la scala sensorizzata era diversa e posizionata in un diverso laboratorio, abbiamo acquisito con il nostro set-up sperimentale 3 soggetti sani e li abbiamo confrontati con i dati del suddetto lavoro. Gli andamenti delle variabili ottenute per questi soggetti non mostrano differenze significative (Student t-test effettuato per ciascuna variabile analizzata, $p < 0.05$) rispetto ai dati sopra riportati e pertanto abbiamo ritenuto di poter utilizzare questi ultimi come riferimento di normalità. Riportiamo di seguito, come esempio, i grafici ottenuti per un soggetto sano, sia per la salita sia per la discesa, limitatamente all'articolazione di maggiore interesse per il nostro studio. Si ricorda che l'inclinazione della scala sulla quale sono state effettuate le prove è fissa a 30° , corrisponde quindi all'inclinazione definita "normale" nel lavoro di Riener et al. (2002).



5.2. Pazienti

In questo paragrafo verranno presentati i risultati ottenuti. L'inclinazione della scala sulla quale sono state effettuate le prove è fissa a 30°, corrisponde quindi all'inclinazione definita "normale" nel lavoro di Riener e collaboratori [Riener et al., 2002]. I risultati sono suddivisi in base al tipo di protesi impiantata: Deuce e E.motion. Per ciascun gruppo vengono mostrati prima i parametri spazio-temporali di ogni paziente analizzato quindi, per un paziente rappresentativo per ciascun gruppo, si riportano gli andamenti degli angoli, dei momenti articolari e delle potenze prima per la salita e poi per la discesa. Il paziente scelto come rappresentativo del gruppo era quello che evidenziava le anomalie più comuni riscontrate all'interno di ciascun gruppo. Per gli altri pazienti sono stati riportati solo i grafici delle variabili con un andamento significativamente differente da quello del paziente scelto come rappresentativo del gruppo.

5.2.1. Deuce

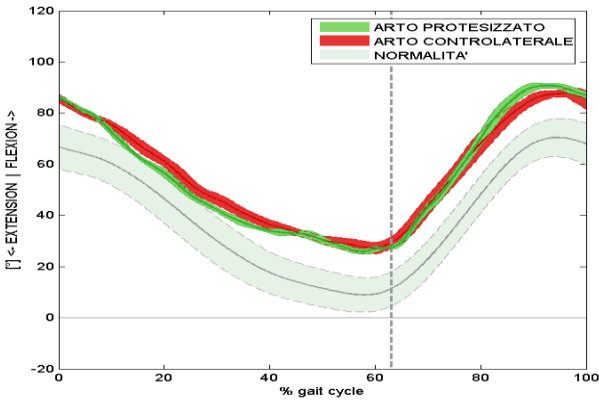
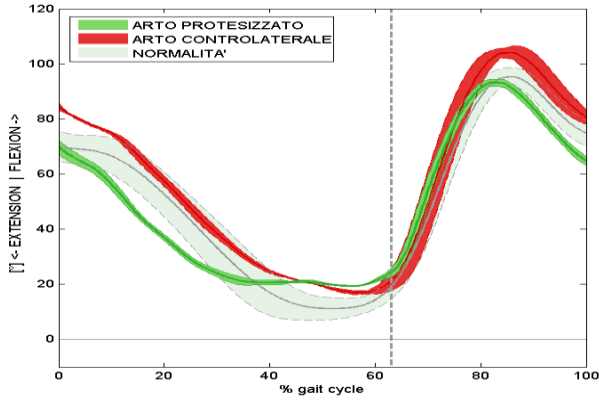
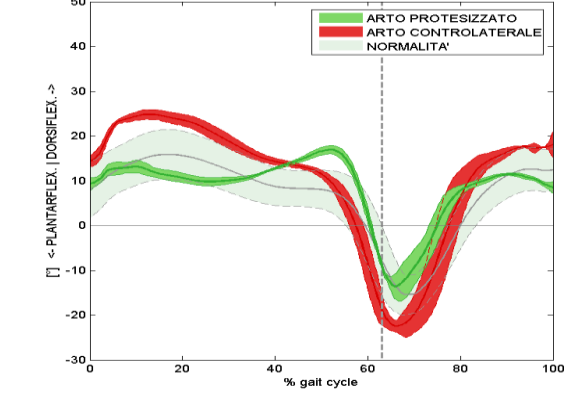
Nella tabella riportata di seguito (Tabella 14) vengono mostrati i parametri spazio-temporali dei due pazienti con protesi Deuce. Si tratta dei valori medi, con rispettive deviazioni standard, calcolati sulle prove effettuate.

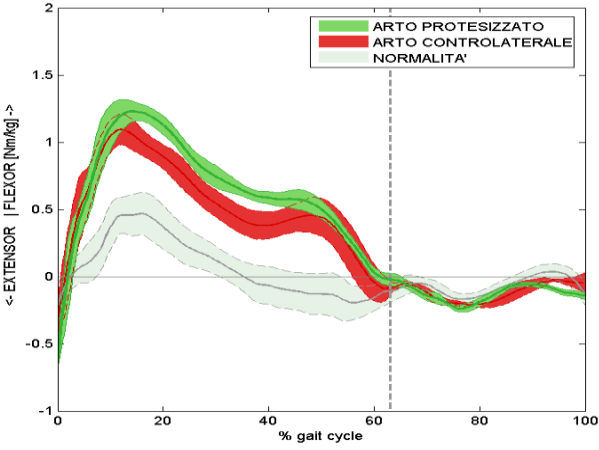
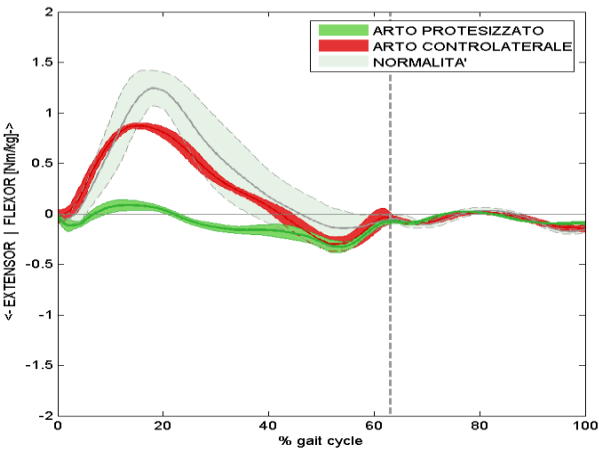
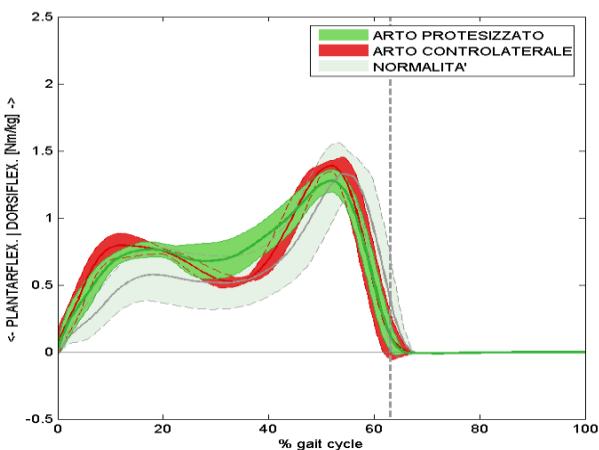
Tabella 14: parametri spazio-temporali dei due pazienti con protesi Deuce.

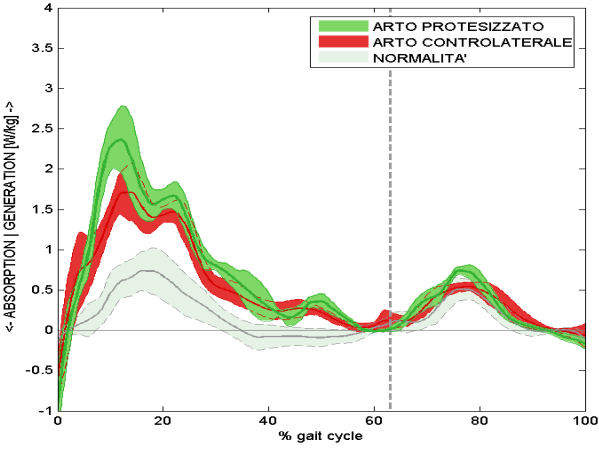
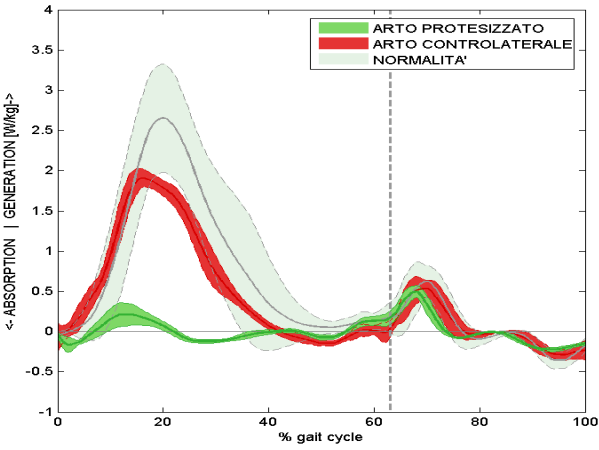
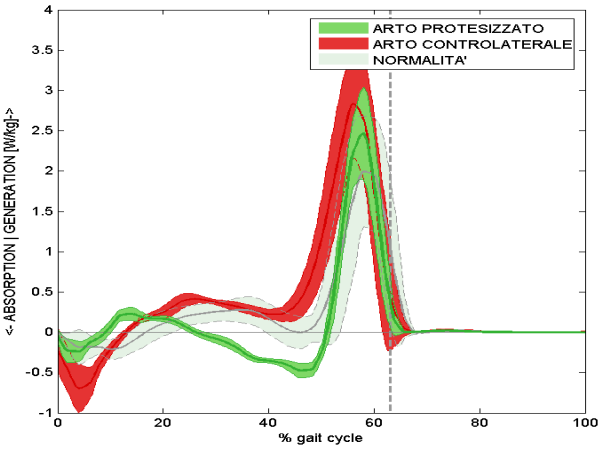
| Pazienti \longrightarrow Parametri spazio-temporali \downarrow | Deuce1 | | Deuce2 | |
|---|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| | Arto protesizz. | Arto controlat. | Arto protesizz. | Arto controlat. |
| <u>Salita</u> | | | | |
| Velocità media [%H/s] | 22.13 ± 1.11 | 23.21 ± 1.19 | 23.85 ± 1.08 | 23.83 ± 1.44 |
| Durata ciclo del passo T [ms] | 1515 ± 44.35 | 1485 ± 59.72 | 1540 ± 80.00 | 1564 ± 72.66 |
| Durata fase d'appoggio [%] | 64.68 ± 1.65 | 64.27 ± 1.74 | 63.94 ± 2.05 | 61.66 ± 1.45 |
| Durata I doppio appoggio [%] | 13.21 ± 0.38 | 13.79 ± 1.40 | 13.72 ± 2.77 | 13.26 ± 2.43 |
| Lunghezza passo completo [%H] | 33.49 ± 0.79 | 34.42 ± 0.96 | 37.40 ± 1.44 | 37.62 ± 1.08 |
| Lunghezza passo semplice [%H] | 17.37 ± 0.47 | 16.01 ± 0.43 | 18.61 ± 1.69 | 19.69 ± 1.24 |
| <u>Discesa</u> | | | | |
| Velocità media [%H/s] | 25.25 ± 1.27 | 24.87 ± 1.90 | 19.31 ± 4.27 | 21.27 ± 3.03 |
| Durata ciclo del passo T [ms] | 1400 ± 70.71 | 1336 ± 95.29 | 1856 ± 404.3 | 1752 ± 279.5 |
| Durata fase d'appoggio [%] | 54.60 ± 2.00 | 59.21 ± 1.75 | 59.89 ± 3.00 | 65.61 ± 3.04 |
| Durata I doppio appoggio [%] | 9.68 ± 1.55 | 6.62 ± 1.86 | 14.26 ± 2.85 | 11.16 ± 3.55 |
| Lunghezza passo completo [%H] | 35.29 ± 0.65 | 33.05 ± 0.80 | 34.48 ± 1.31 | 36.60 ± 1.01 |
| Lunghezza passo semplice [%H] | 18.58 ± 1.19 | 16.70 ± 0.67 | 17.60 ± 0.95 | 16.87 ± 0.46 |

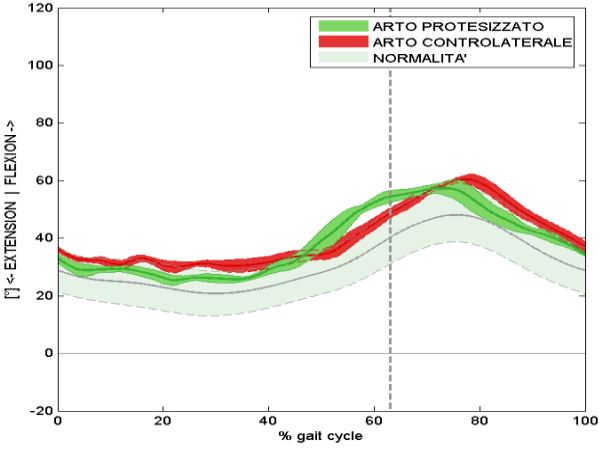
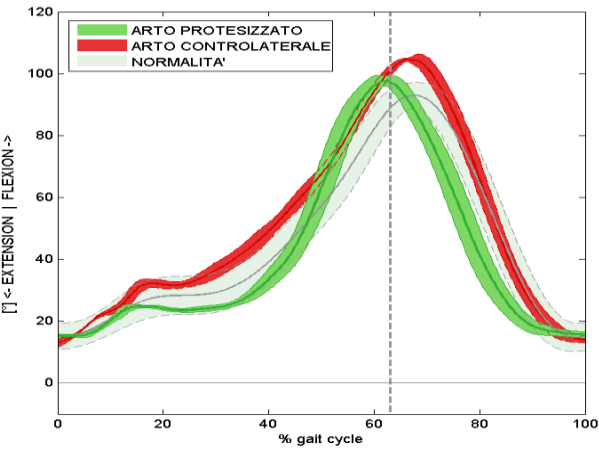
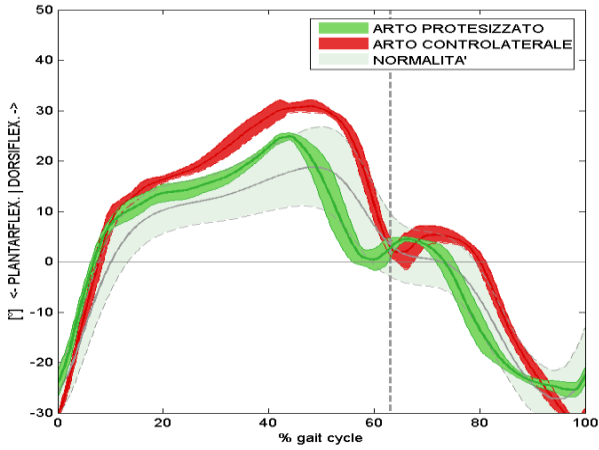
Nota: per quanto riguarda la velocità s'intende la componente orizzontale.

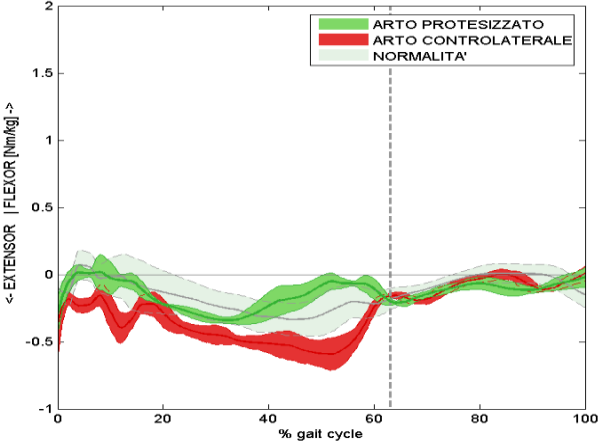
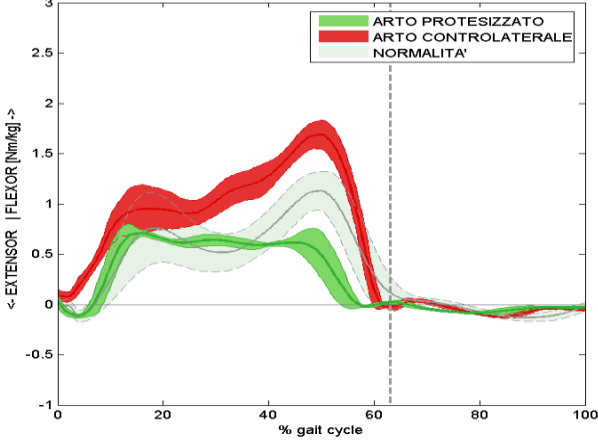
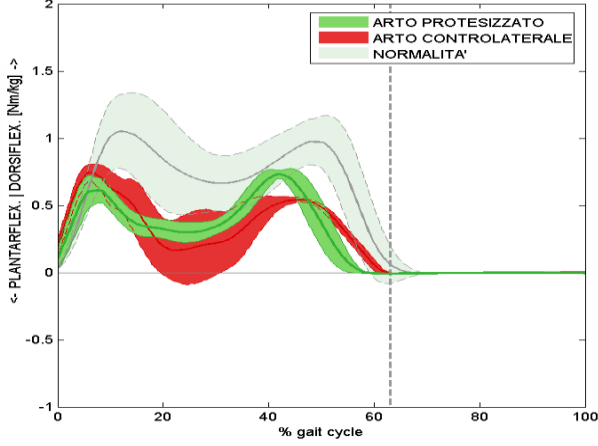
Di seguito sono riportati i grafici del paziente Deuce1, scelto come rappresentativo del gruppo, prima per la salita e quindi per la discesa.

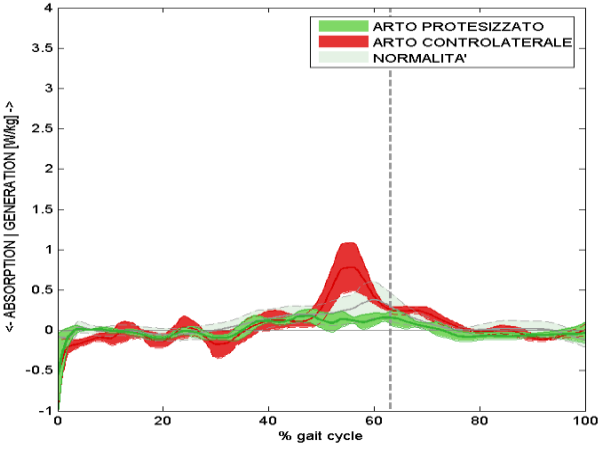
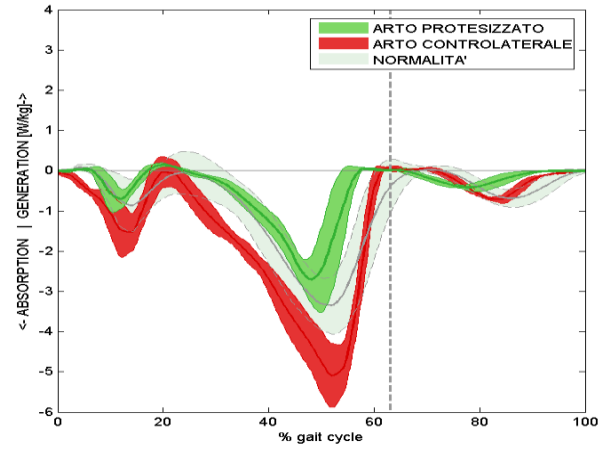
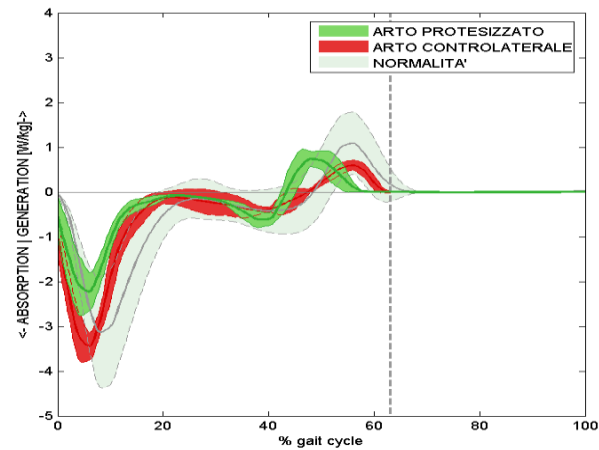
| Angoli articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Andamento simile alla normalità per entrambi gli arti, ma con accentuata flessione durante tutto il ciclo del passo.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Estensione più rapida del normale all'arto protesizzato in fase di appoggio. Entrambi gli arti non raggiungono il valore massimo di estensione. Per l'arto protesizzato si ha un arresto dell'estensione a circa il 40% del ciclo del passo Fase di <i>swing</i> con maggiore flessione all'arto sano e minore flessione all'arto protesizzato.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Picco di dorsiflessione nella fase terminale di <i>stance</i> per l'arto protesizzato. Maggior range di movimento per l'arto controlaterale: aumentata dorsiflessione durante la fase di <i>stance</i> e aumentata plantarflessione nella fase iniziale di <i>swing</i>.</p> |

| Momenti articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Notevole aumento del momento flessorio per entrambi gli arti durante l'intera fase <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Per l'arto protesizzato durante la prima fase di <i>stance</i> si ha un momento esterno flessorio quasi nullo e un'anticipazione del momento estensorio a partire dal 20% della fase di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Aumento in entrambi gli arti del momento dorsiflessorio iniziale, che rientra nella normalità nella fase terminale di <i>stance</i>.</p> |

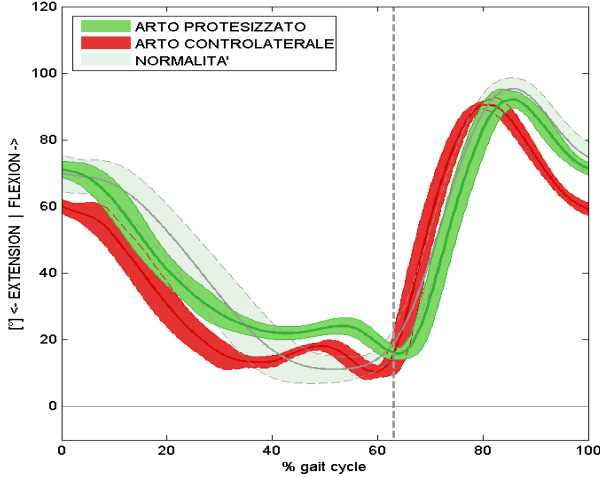
| Potenze articolari - salita | Note |
|--|---|
| <p>● <u>Anca</u></p>  | <p>Aumento della potenza generata durante tutto il ciclo del passo, in particolare durante la prima fase di doppio appoggio dove si registra il picco massimo.</p> |
| <p>● <u>Ginocchio</u></p>  | <p>La potenza generata è quasi nulla nell'arto protesizzato durante la fase di <i>stance</i> e risulta leggermente ridotta anche per l'arto controlaterale.</p> |
| <p>● <u>Caviglia</u></p>  | <p>Accentuato picco di assorbimento all'inizio della fase di <i>stance</i> nell'arto controlaterale. Anticipo della fase di assorbimento per l'arto protesizzato.</p> |

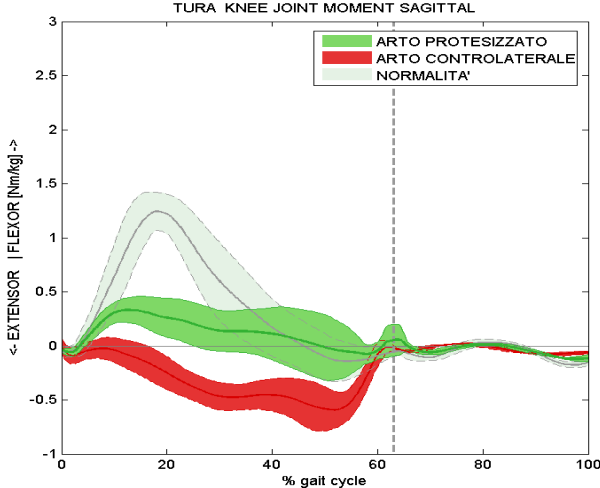
| Angoli articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 293 392 322">● <u>Anca</u>  | <p data-bbox="986 288 1337 376">Entrambi i lati con leggero aumento della flessione.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 857 459 887">● <u>Ginocchio</u>  | <p data-bbox="986 853 1422 1003">L'arto protesizzato risulta leggermente meno flessio durante la fase di <i>swing</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 1422 435 1451">● <u>Caviglia</u>  | <p data-bbox="986 1417 1406 1624">Accentuata dorsiflessione per l'arto controlaterale soprattutto nella seconda parte della fase di <i>stance</i>.</p> |

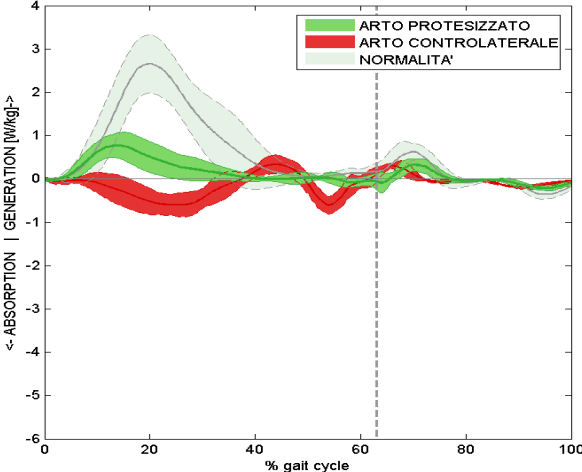
| Momenti articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 293 392 322">● <u>Anca</u>  | <p data-bbox="986 288 1445 427">Durante la fase di <i>stance</i> si nota un maggiore momento estensorio dell'arto controlaterale.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 860 459 889">● <u>Ginocchio</u>  | <p data-bbox="986 855 1441 1272">Aumento del momento flessorio nell'arto controlaterale, che si mantiene maggiore per tutta la durata della fase di <i>stance</i>. Ridotto momento flessorio nell'arto protesizzato che si mantiene costante per il 40% della fase di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 1426 435 1456">● <u>Caviglia</u>  | <p data-bbox="986 1422 1409 1561">Ridotto momento dorsiflessorio per entrambi gli arti rispetto alla normalità.</p> |

| Potenze articolari - discesa | Note |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> ● <u>Anca</u>  | <p>Minore generazione di potenza nella tarda fase di <i>stance</i> per l'arto protesizzato. Picco di potenza generata in terminal <i>stance</i> dall'arto contro laterale.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> ● <u>Ginocchio</u>  | <p>Minor assorbimento di potenza nell'arto protesizzato e notevole aumento di assorbimento per l'arto controlaterale.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> ● <u>Caviglia</u>  | <p>Minore assorbimento nella fase iniziale di <i>stance</i> e minore generazione nella fase d'appoggio terminale.</p> |

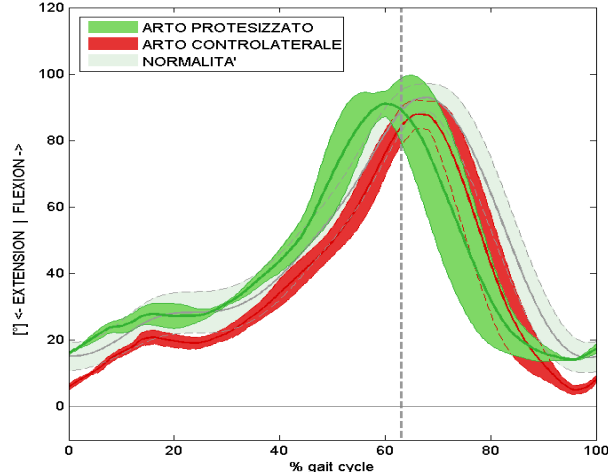
Per quanto riguarda il paziente Deuce2 si evidenziano differenze rispetto al caso precedente soprattutto al ginocchio dell'arto controlaterale:

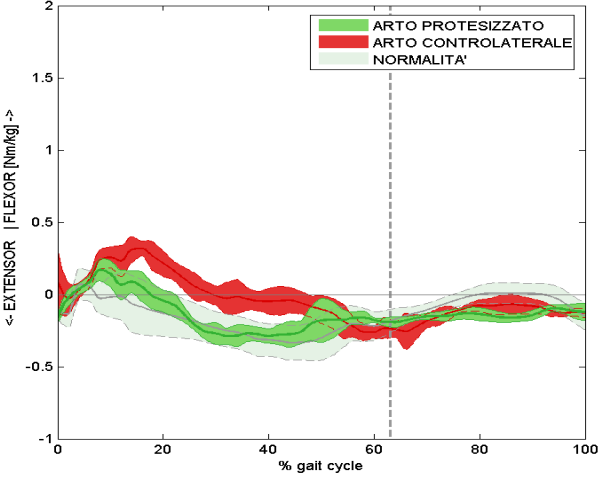
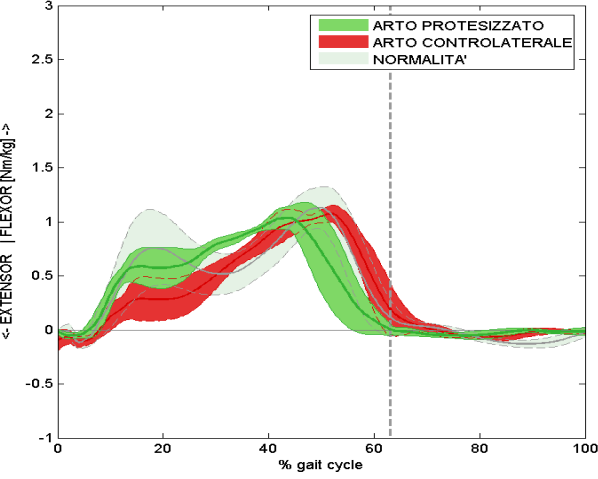
| Angoli articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|--|---|
| <p>● <u>Ginocchio</u></p>  | <p>Ginocchio più esteso del normale all'arto controlaterale, con arresto dell'estensione per entrambi gli arti a circa 40% del ciclo del passo.</p> |

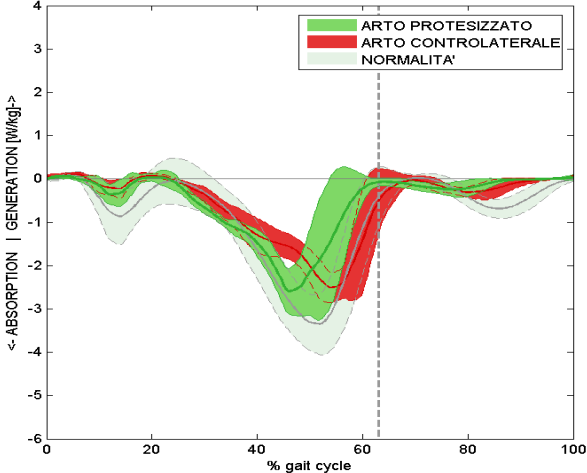
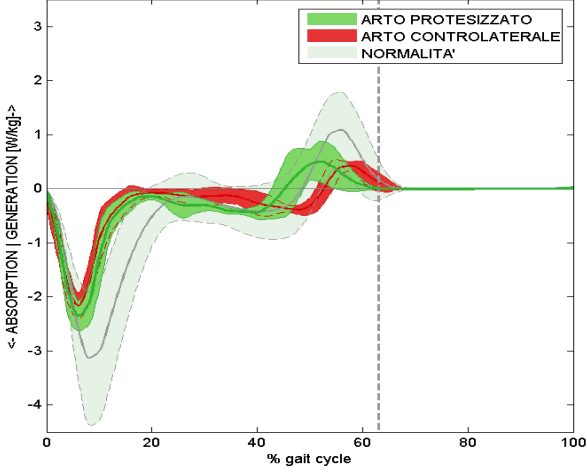
| Momenti articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|---|---|
| <p>● <u>Ginocchio</u></p>  | <p>Notevole riduzione del momento esterno flessorio all'arto protesizzato. Momento decisamente estensorio all'arto controlaterale durante tutta la fase di <i>stance</i>.</p> |

| Potenze articolari - salita | Note |
|---|--|
| <p data-bbox="274 291 459 322">● <u>Ginocchio</u></p>  | <p data-bbox="986 286 1433 488">Produzione ridotta all'arto protesizzato e assorbimento di potenza all'arto sano durante la maggior parte della fase di <i>stance</i>.</p> |

Per quanto riguarda la discesa le differenze maggiormente significative si notano sempre per l'arto controlaterale negli andamenti delle seguenti variabili:

| Angoli articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|--|
| <p data-bbox="274 1205 459 1236">● <u>Ginocchio</u></p>  | <p data-bbox="986 1200 1423 1290">Minore flessione all'arto controlaterale durante la fase di <i>stance</i>.</p> |

| Momenti articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Aumento del momento flessorio all'arto controlaterale durante la quasi totalità della fase di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Diminuzione del momento flessorio all'arto controlaterale durante la prima metà della fase di <i>stance</i>.</p> |

| Potenze articolari - discesa | Note |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 293 459 327">● <u>Ginocchio</u>  | <p data-bbox="981 293 1407 376">Minore assorbimento di potenza nella fase terminale di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="276 898 435 931">● <u>Caviglia</u>  | <p data-bbox="981 898 1407 1093">Diminuzione di assorbimento durante la prima fase di <i>stance</i> e di generazione nella fase terminale d'appoggio.</p> |

5.2.2. E.motion

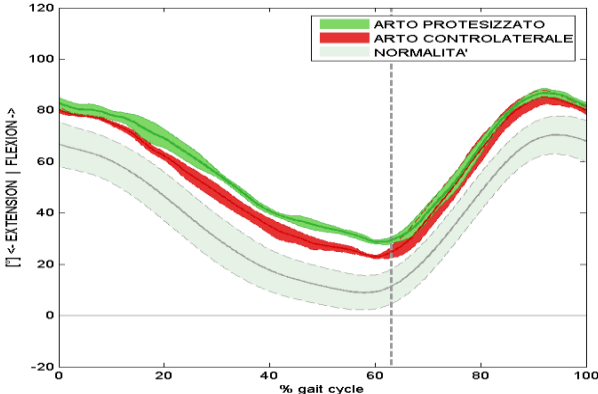
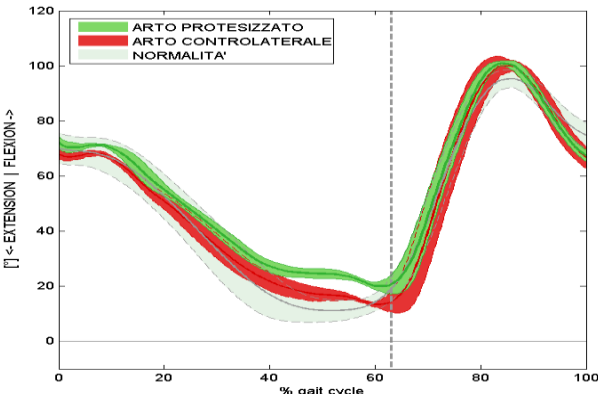
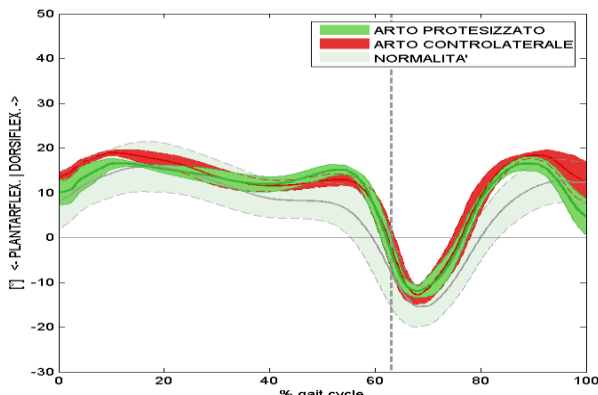
In Tabella 15 vengono mostrati i valori medi calcolati sulle prove effettuate dei parametri spazio-temporali, con rispettive deviazioni standard, dei tre pazienti con protesi E.motion.

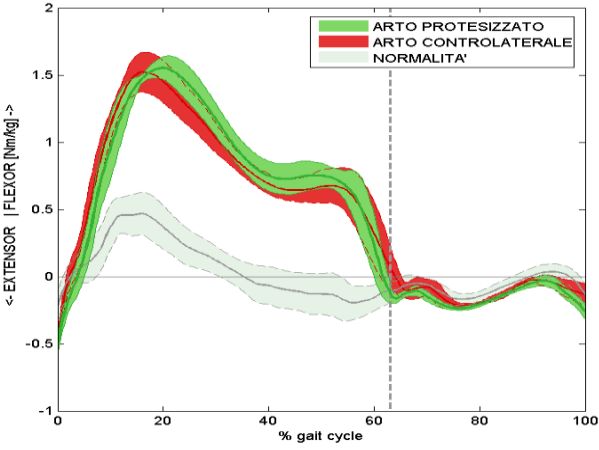
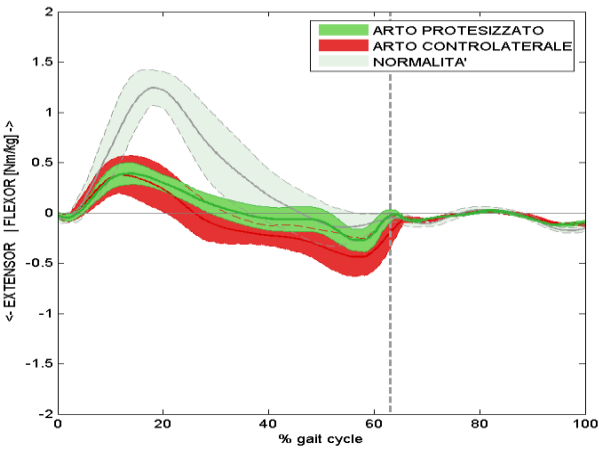
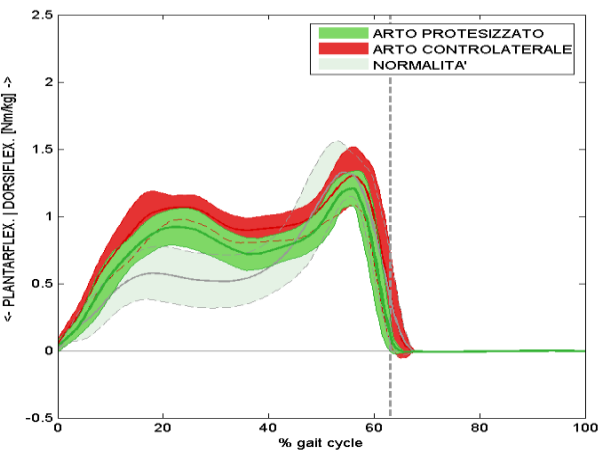
Tabella 15: parametri spazio-temporali dei tre pazienti con protesi E.motion.

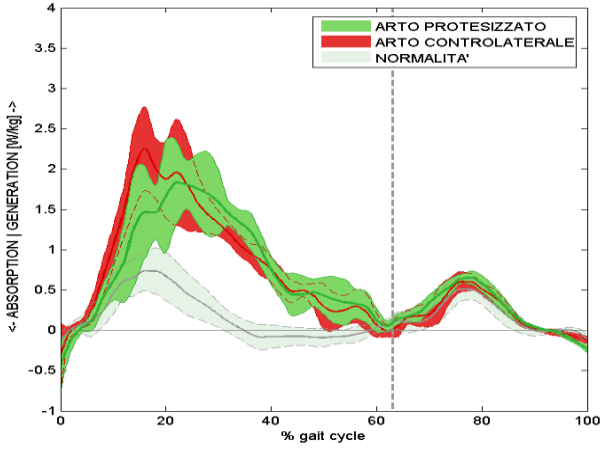
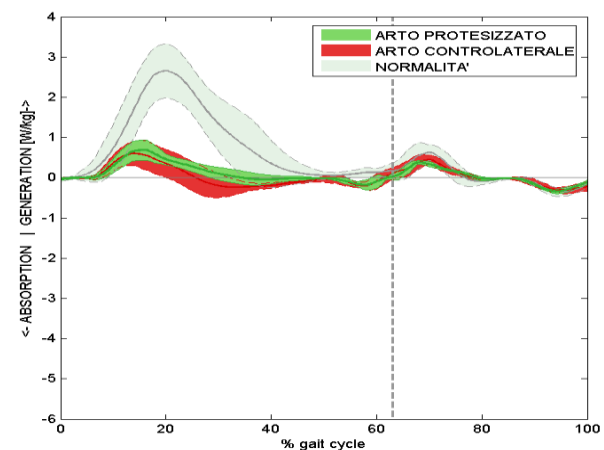
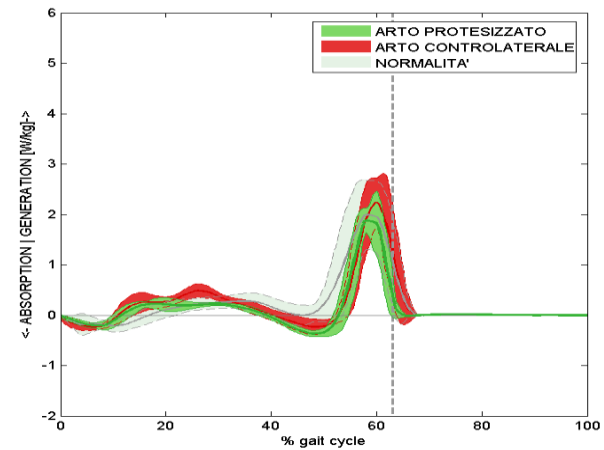
| Pazienti → Parametri spazio-temporali ↓ | E.motion1 | | E.motion2 | | E.motion3 | |
|--|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | Arto protesizz | Arto controlat | Arto protesizz | Arto controlat | Arto protesizz | Arto controlat |
| <i>Salita</i> | | | | | | |
| Velocità media [%H/s] | 22.10 ±4.28 | 21.82 ±4.03 | 22.90 ±1.82 | 22.26 ±1.60 | 20.63 ±0.75 | 20.75 ±0.57 |
| Durata ciclo del passo T [ms] | 1715 ±353.4 | 1720 ±350.6 | 1656 ±68.41 | 1632 ±71.55 | 1603 ±68.60 | 1607 ±30.11 |
| Durata fase d'appoggio [%] | 62.53 ±3.12 | 64.86 ±1.50 | 63.51 ±0.90 | 64.97 ±1.61 | 62.19 ±1.04 | 64.11 ±1.32 |
| Durata I doppio appoggio [%] | 11.21 ±1.53 | 12.29 ±1.51 | 15.18 ±2.01 | 13.71 ±0.59 | 12.48 ±1.08 | 13.09 ±2.02 |
| Lunghezza passo completo [%H] | 36.80 ±1.49 | 36.53 ±1.96 | 37.42 ±1.95 | 36.35 ±3.52 | 33.56 ±0.78 | 33.30 ±1.02 |
| Lunghezza passo semplice [%H] | 19.77 ±1.48 | 17.79 ±0.93 | 21.59 ±2.16 | 17.67 ±2.84 | 17.25 ±0.55 | 16.48 ±1.16 |
| <i>Discesa</i> | | | | | | |
| Velocità media [%H/s] | 22.83 ±2.73 | 22.66 ±2.12 | 21.88 ±1.79 | 22.35 ±3.23 | 22.05 ±1.03 | 19.72 ±1.61 |
| Durata ciclo del passo T [ms] | 1580 ±193.4 | 1564 ±153.9 | 1640 ±124.1 | 1580 ±182.2 | 1535 ±139.8 | 1780 ±170.9 |
| Durata fase d'appoggio [%] | 52.69 ±3.91 | 56.12 ±4.16 | 56.49 ±6.55 | 60.86 ±4.61 | 61.87 ±1.65 | 65.64 ±4.43 |
| Durata I doppio appoggio [%] | 4.83 ±0.54 | 5.87 ±1.46 | 10.35 ±3.47 | 11.72 ±3.54 | 11.05 ±1.07 | 11.50 ±3.85 |
| Lunghezza passo completo [%H] | 35.66 ±0.99 | 35.19 ±1.05 | 35.72 ±0.78 | 34.85 ±1.37 | 33.25 ±1.16 | 33.97 ±0.75 |
| Lunghezza passo semplice [%H] | 18.59 ±1.13 | 17.07 ±1.07 | 19.68 ±1.64 | 16.08 ±1.22 | 16.47 ±0.38 | 18.04 ±1.02 |

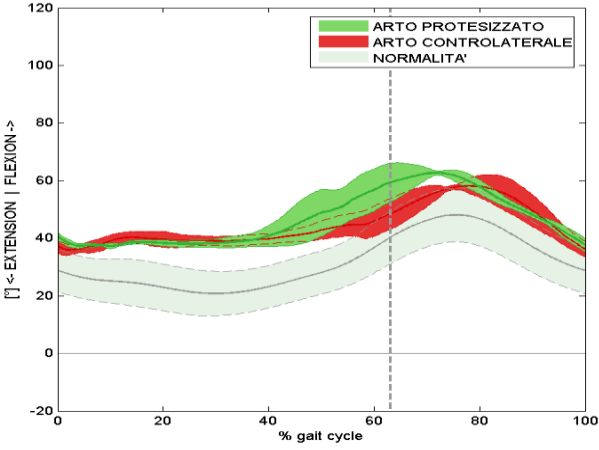
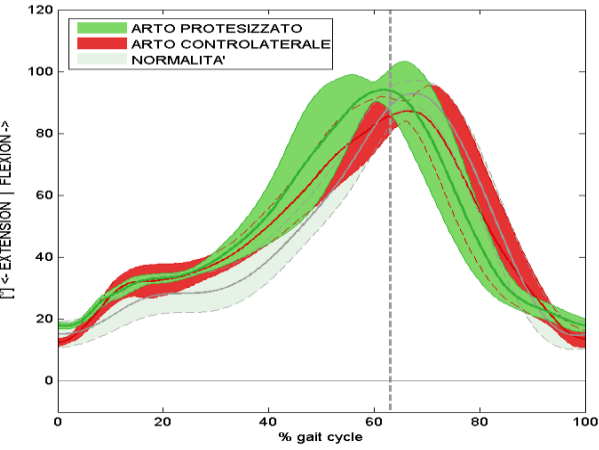
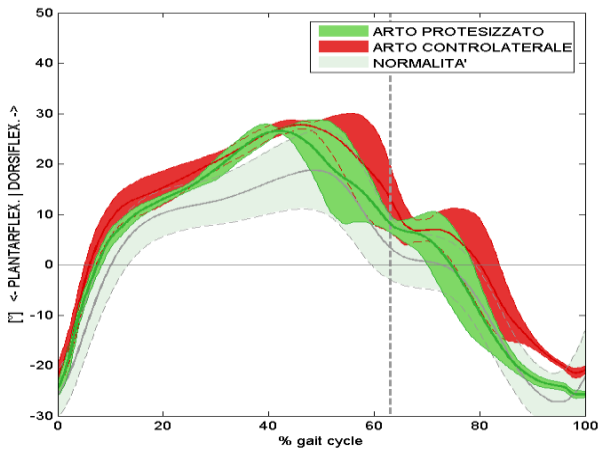
Nota: per quanto riguarda la velocità s'intende la componente orizzontale.

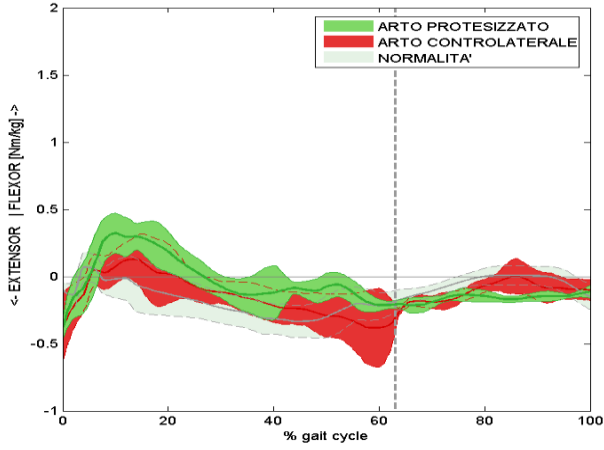
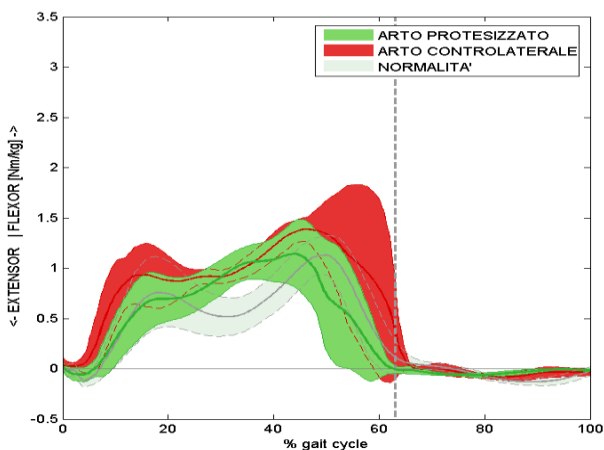
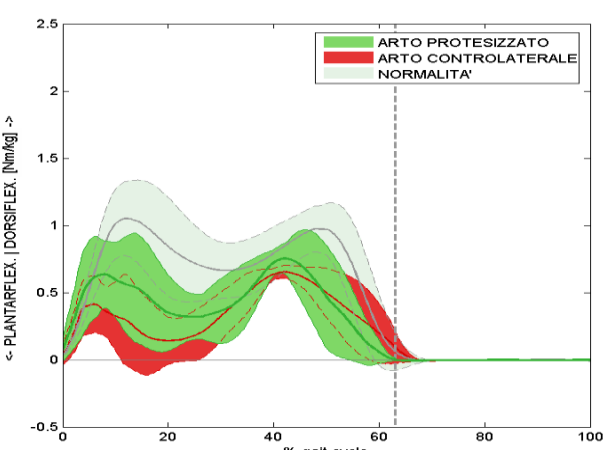
Di seguito sono riportati i grafici relativi al paziente E.motion2, scelto come rappresentativo del gruppo, prima per la salita e quindi per la discesa.

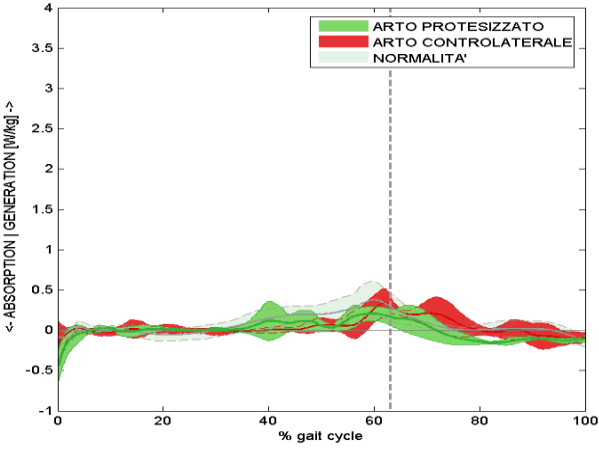
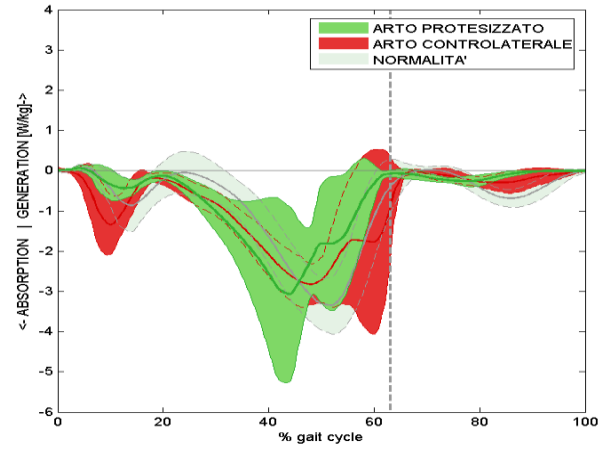
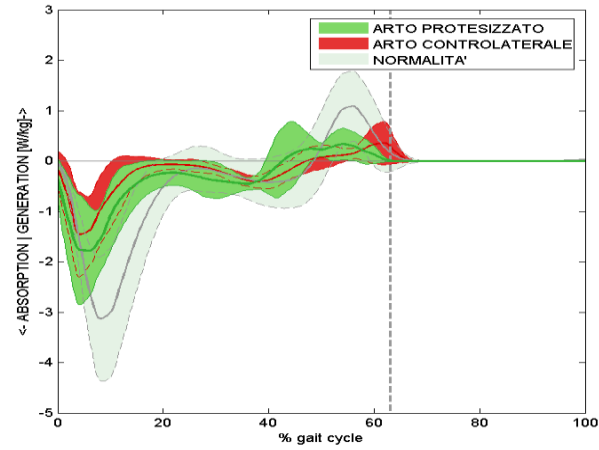
| Angoli articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|---|--|
| <p>• <u>Anca</u></p>  | <p>Andamento simile alla normalità per entrambi gli arti ma con accentuata flessione durante l'intero ciclo del passo.</p> |
| <p>• <u>Ginocchio</u></p>  | <p>L'arto protesizzato non raggiunge il valore massimo di estensione.</p> |
| <p>• <u>Caviglia</u></p>  | <p>Picco di dorsiflessione per entrambi gli arti nella fase terminale di <i>stance</i>.</p> |

| Momenti articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Notevole aumento del momento flessorio per entrambi gli arti durante l'intera fase di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Per entrambi gli arti durante la prima fase di <i>stance</i> si ha un momento esterno flessorio quasi nullo.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Aumento per entrambi gli arti del momento dorsiflessorio iniziale, che rientra nella normalità nella fase terminale di <i>stance</i>.</p> |

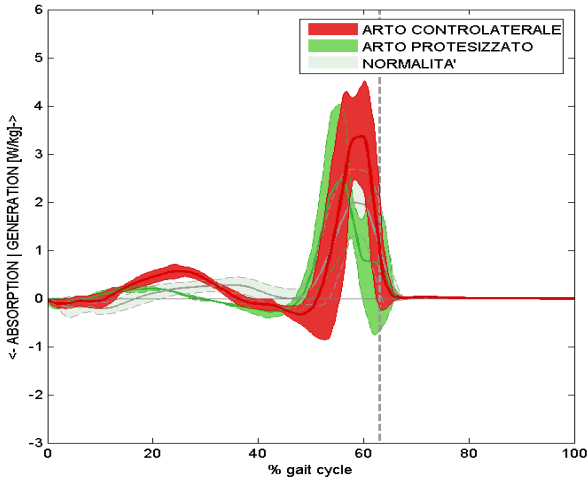
| Potenze articolari - salita | Note |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> ● <u>Anca</u>  | <p>Aumento della potenza generata durante tutto il ciclo del passo, in particolare durante la prima fase di doppio appoggio dove si registra il picco massimo.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> ● <u>Ginocchio</u>  | <p>La potenza generata è quasi nulla in entrambi gli arti.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> ● <u>Caviglia</u>  | <p>Minore generazione nella fase terminale di <i>stance</i> per l'arto protesizzato.</p> |

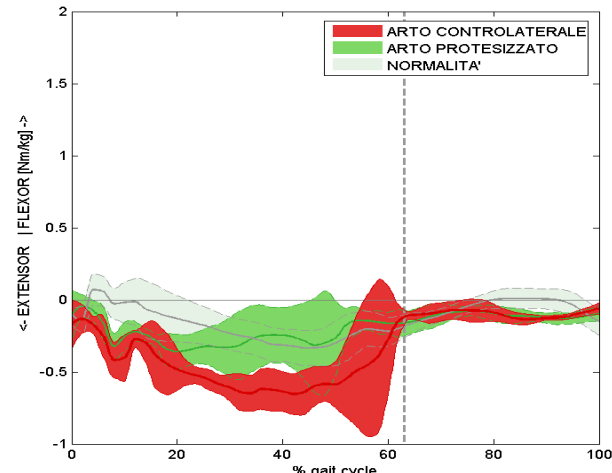
| Angoli articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Entrambi i lati con leggero aumento della flessione.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>L'arto protesizzato risulta leggermente più flesso durante tutta la fase di <i>stance</i> e meno flesso durante la fase di <i>swing</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Accentuata dorsiflessione per entrambi gli arti per tutto il ciclo del passo.</p> |

| Momenti articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Maggior aumento del momento flessorio nella prima fase di <i>stance</i> (0-20%) per l'arto protesizzato.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Aumento del momento flessorio per l'arto protesizzato durante la fase di discesa controllata e per l'arto controlaterale durante tutta la fase di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Ridotto momento dorsiflessorio per entrambi gli arti rispetto alla normalità.</p> |

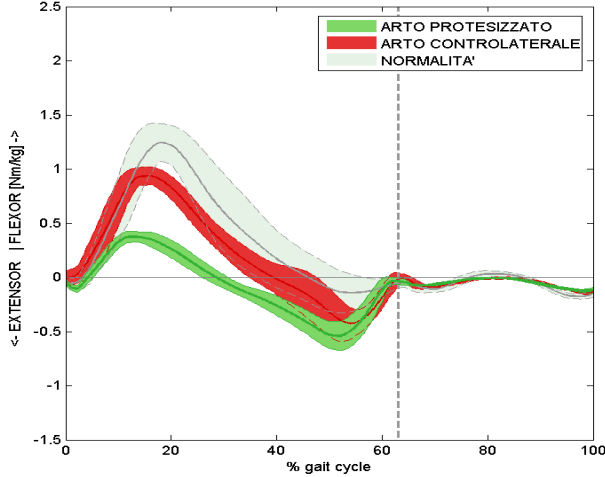
| Potenze articolari - discesa | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Minore generazione di potenza nella fase terminale di <i>stance</i> per l'arto protesizzato.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Minore assorbimento di potenza nell'arto protesizzato nella fase iniziale di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Minore assorbimento di potenza nella prima fase di doppio appoggio e minore generazione nella fase terminale di <i>stance</i> per entrambi gli arti.</p> |

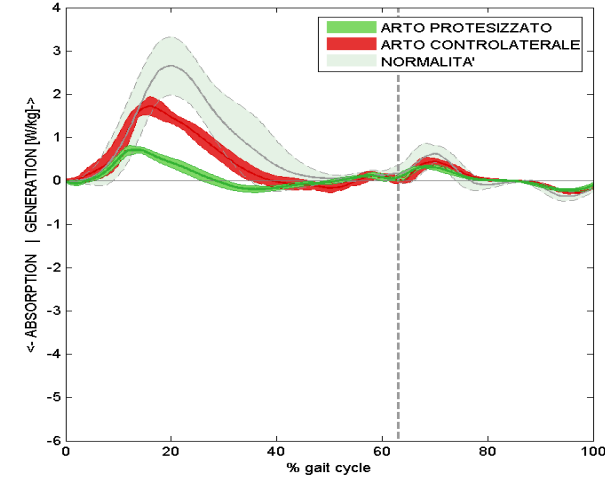
Per quanto riguarda il paziente E.motion1 si evidenziano le seguenti variazioni:

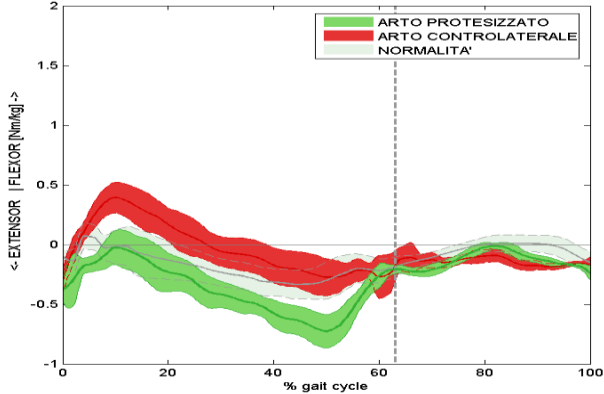
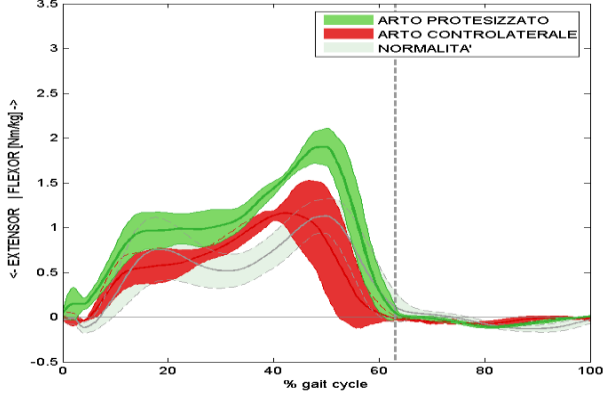
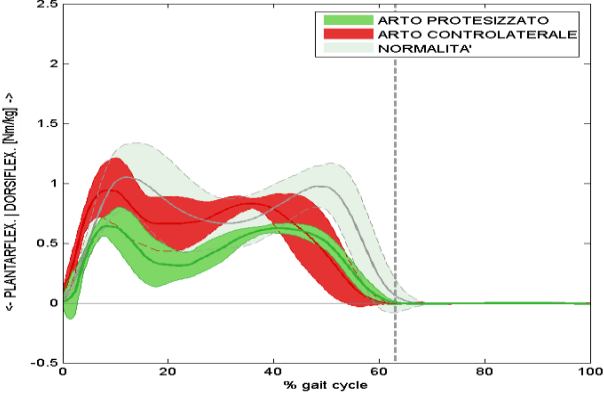
| Potenze articolari - salita | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"><li data-bbox="277 392 435 425">● <u>Caviglia</u>  | Accentuato picco di potenza generata nella fase terminale di <i>stance</i> per entrambi gli arti. |

| Momenti articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"><li data-bbox="277 1162 395 1196">● <u>Anca</u>  | Momento totalmente estensorio durante la fase di <i>stance</i> per entrambi gli arti. |

Per quanto riguarda il paziente E.motion3, per il quale si nota una maggiore asimmetria tra i due lati, si evidenziano le seguenti variazioni:

| Momenti articolari nel piano sagittale - salita | Note |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="277 450 459 483">● <u>Ginocchio</u>  | <p data-bbox="986 450 1433 533">Momento flessorio più simile alla normalità per l'arto controlaterale.</p> |

| Potenze articolari - salita | Note |
|--|--|
| <ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="277 1240 459 1274">● <u>Ginocchio</u>  | <p data-bbox="986 1240 1445 1379">Maggiore generazione di potenza, più simile alla normalità, per l'arto controlaterale.</p> |

| Momenti articolari nel piano sagittale - discesa | Note |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Anca</u>  | <p>Momento totalmente estensorio, ma con andamento simile alla normalità, per l'arto protesizzato durante la fase di <i>stance</i>.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Ginocchio</u>  | <p>Accentuato picco flessorio nella fase finale di <i>stance</i> per l'arto protesizzato.</p> |
| <ul style="list-style-type: none"> <u>Caviglia</u>  | <p>Maggiore dorsiflessione, più simile alla normalità per entrambi gli arti.</p> |

Nei grafici sopra riportati si notano una riduzione del ROM nell'articolazione protesizzata. Per entrambi i gruppi esso risulta compreso tra i 75° e gli 82°, quindi inferiore rispetto alla normalità, dove è circa 90°. Questa riduzione è limitata alla sola fase di salita, in quanto durante la discesa i pazienti mostrano un range fisiologico, ed è causata da una significativa diminuzione del grado di estensione dell'articolazione nella fase terminale di *stance*. Per le altre articolazioni i ROM risultano nella norma, tuttavia in alcuni casi si nota un aumentato del range di movimento alla caviglia dell'arto controlaterale.

6. Discussione

I test di valutazione condotti sulla scala hanno permesso di determinare l'accuratezza del sistema nella stima del COP e della GRF. Con questi test è stata anche valutata la linearità della misura. I risultati ottenuti hanno evidenziato un errore massimo nella stima del COP, per carichi superiori ai 550N, inferiore ai 3mm per il primo gradino e ai 4.5mm per il secondo. È da notare che questi valori possono in parte essere determinati dall'imprecisione della procedura di applicazione del carico. Infatti il punto di applicazione veniva stabilito con una misurazione manuale della distanza dai bordi del gradino e il carico veniva applicato attraverso un piolo appuntito, il quale non necessariamente riusciva ad essere posizionato sul punto stabilito, tenendo conto anche che il gradino era ricoperto dalla moquette. Quindi è possibile che l'accuratezza nella determinazione del COP da parte del sistema possa essere anche maggiore di quella da noi ottenuta. Questi errori sono comunque perfettamente in linea con quelli ottenuti dai vari gruppi di lavoro, che negli anni si sono occupati dell'analisi biomeccanica del cammino su scala, e per la cui consultazione si rimanda al Capitolo 1 relativo allo stato dell'arte. Per quanto riguarda la determinazione della GRF si è visto che l'errore massimo nella stima della componente verticale, per entrambi i gradini, si ha con l'applicazione di un carico intermedio di circa 200N. Questo errore risulta di circa 10N per il primo gradino e 7N per il secondo. L'accuratezza migliora notevolmente per carichi superiori ai 550N, dove l'errore non supera i 5.5N. Questi risultati rendono questo sistema particolarmente indicato per l'analisi biomeccanica del cammino su scala di soggetti adulti, dove in generale il peso minimo del soggetto supera i 550N, circa 55kg. Quindi i risultati ottenuti dai test di validazione evidenziano che la scala, nel range di carichi per i quali verrà utilizzata, mostra prestazioni molto soddisfacenti. Per quanto riguarda la linearità della misura, il sistema mostra anche qui delle buone caratteristiche, evidenziando un errore di linearità percentuale rispetto al carico massimo applicato pari all'1.54% per il primo gradino e all'1.06% per il secondo. Tenendo presente che questo errore è stato appunto calcolato in funzione del carico massimo applicato e non del fondo scala, sicuramente maggiore ma di difficile determinazione, questo errore viene ulteriormente ridotto e quindi le caratteristiche di linearità risultano migliori (per il calcolo dell'errore percentuale di linearità si rimanda al Paragrafo 3.2).

Per quanto riguarda l'analisi effettuata sui pazienti essa è stata condotta analizzando separatamente i due gruppi in cui questi erano stati suddivisi: pazienti con protesi Deuce e pazienti con protesi E.motion.

I parametri spazio-temporali mostrano, in tutti i pazienti, una maggior durata del ciclo del passo sia in salita sia in discesa. Quanto evidenziato è da imputare a una ridotta velocità di percorrenza della scala. Inoltre tutti i soggetti presentano, durante la salita, una durata percentuale della fase di appoggio e di doppio appoggio nel range di normalità. Per quanto concerne invece la discesa i pazienti con protesi E.motion tendenzialmente evidenziano una fase di *stance* inferiore rispetto alla normalità. Tutti i pazienti in discesa mostrano per l'arto protesizzato una durata della fase d'appoggio notevolmente minore rispetto al controlaterale. Questa tendenza può essere associata a un meccanismo di protezione dell'arto protesizzato oppure a una strategia motoria appresa durante la fase pre-operatoria, quando l'arto patologico presentava forte dolore.

Il ROM nell'articolazione protesizzata per entrambi i gruppi mostra una diminuzione del 9-16% rispetto alla normalità in salita mentre durante la discesa i pazienti mostrano un range fisiologico. Questa riduzione del ROM, in accordo con i dati presenti in letteratura, è causata da una significativa diminuzione del grado di estensione dell'articolazione nella fase terminale di *stance*. E' interessante notare che la massima estensione del ginocchio in salita avviene sotto carico e corrisponde alla fase di *push-off*, mentre in discesa avviene a ginocchio scarico, in preparazione del contatto di punta del piede sullo scalino sottostante. Queste differenze di situazione di carico possono giustificare i differenti valori di estensione raggiunta.

I grafici presentati nel capitolo 5, per quanto riguarda la salita, mettono in evidenza le caratteristiche illustrate di seguito, riscontrabili in tutti i pazienti. L'andamento dell'angolo articolare nel piano sagittale al ginocchio mostra una ridotta estensione che si mantiene tale a partire dal 30% del *gait cycle* fino allo stacco del piede dal gradino, si evidenzia anche una compensazione nell'arto controlaterale (maggiore flessione a metà della fase di *swing*) per compiere in modo corretto il movimento di passaggio sopra al bordo del gradino; lo stesso angolo alla caviglia mostra per l'arto protesizzato un picco di dorsiflessione nella fase terminale di *stance*. Gli andamenti dei momenti articolari, nel piano sagittale, mostrano al ginocchio per l'arto protesizzato durante la prima fase di *stance* un momento flessorio quasi nullo con addirittura un anticipo del momento estensorio. Ciò viene

ottenuto, evidentemente, spostando il baricentro della parte superiore del corpo in avanti, in modo che la linea della reazione d'appoggio sia molto vicina o addirittura anteriore rispetto al centro dell'articolazione del ginocchio. Questo atteggiamento compensatorio avviene a scapito di un aumento del momento flessorio all'anca, che perciò risulterà maggiormente sollecitata. E' da notare che un aumento del momento flessorio all'anca si evidenzia anche per l'arto controlaterale. Per quanto riguarda le potenze articolari, l'arto protesizzato mostra una minima generazione di potenza al ginocchio durante la fase d'appoggio, che è compensata da un aumento della generazione di potenza all'anca. La maggiore potenza all'anca si evidenzia anche per l'anca controlaterale, a indicare che entrambi gli arti concorrono, seppure in fasi diverse, a sopperire al deficit di spinta del ginocchio protesizzato. Inoltre tutti i pazienti mostrano all'anca un andamento angolare simile alla normalità ma con una maggiore flessione costante per tutto il ciclo del passo. Questo è in accordo con l'esigenza di ridurre il momento flessorio al ginocchio, come sopra delineato, e può anche derivare da un atteggiamento posturale del paziente appreso precedentemente all'operazione oppure nel periodo riabilitativo successivo, quando l'arto operato accusava ancora sofferenza. La minore capacità estensoria del ginocchio può essere dovuta a una mancanza di forza muscolare o ad un atteggiamento protettivo connesso anche al leggero sovrappeso dei pazienti. Sembrerebbe da escludere una limitazione funzionale nel ROM dovuto alla protesi, in quanto durante la discesa, in assenza di carico, l'estensione del ginocchio raggiungeva il valore della normalità. Per quanto riguarda i meccanismi di compensazione, oltre a una compensazione a livello dell'anca per entrambi gli arti, si nota in alcuni casi una compensazione nel ginocchio dell'arto controlaterale, ovvero un aumento del momento flessorio e un aumento della generazione di potenza durante la fase di *stance*. Questo tipo di compensazione è visibile soltanto in due soggetti appartenenti ai due differenti gruppi. Probabilmente i pazienti che non mostrano questo tipo di compensazione riportano patologie artrosiche a carico dell'arto controlaterale. Questa ipotesi è molto probabile data l'età dei soggetti analizzati e il cammino compromesso prima dell'operazione

Relativamente alla discesa invece si evidenziano le seguenti analogie tra i due gruppi: per quanto riguarda gli angoli articolari non si notano significative differenze nell'arto protesizzato, ma solo un aumento della dorsiflessione alla caviglia controlaterale; il momento articolare nel piano sagittale al ginocchio protesizzato non mostra il caratteristico

andamento con i due picchi flessori separati da un avvallamento, ma mostra o una fase di plateau tra i due picchi o un aumento abbastanza lineare a rampa; diminuzione del momento dorsiflessorio alla caviglia durante tutta la fase di *stance* per entrambi gli arti; minore assorbimento di potenza alla caviglia nella prima fase di doppio appoggio e di generazione nella fase terminale di *stance*. Inoltre come per la salita si nota anche per la discesa, per tutti i soggetti, un aumento della flessione all'anca per entrambi gli arti durante tutto il ciclo del passo. Una notazione da fare riguarda il momento articolare nel piano sagittale all'anca per il quale si possono individuare tre pattern caratteristici e non identificabili con i gruppi di appartenenza dei pazienti: il primo pattern evidenziato da due pazienti, Deuce1 ed E.motion1, vede per entrambi gli arti, maggiormente per il controlaterale, un momento totalmente estensorio per tutta la durata della fase di *stance* e un andamento totalmente differente dalla normalità; il secondo pattern evidenziato dai pazienti E.motion3 e Deuce2 mostra un andamento più simile alla normalità per entrambi gli arti e un momento maggiormente flessorio per l'arto controlaterale durante tutta la fase di *stance*; il terzo pattern evidenziato da un solo paziente mostra anch'esso, come il secondo, un andamento simile alla normalità per entrambi gli arti ma con un aumento del momento flessorio per tutta la durata della fase di *stance* per l'arto protesizzato.

Per concludere i due gruppi hanno mostrato molte anomalie comuni, rispetto alla normalità di riferimento, per quanto riguarda l'arto protesizzato. Più svariate e di maggiore difficoltà interpretativa risultano invece le strategie di compensazione adottate dai vari soggetti con l'arto controlaterale. Dalla nostra analisi risulta evidente che la salita è l'atto motorio in cui si evidenziano maggiori differenze sia rispetto alla normalità sia tra l'arto protesizzato e il controlaterale. Del resto in questo atto motorio la possibilità di controllo e di correzione delle traiettorie esiste per tutta la durata del ciclo di passo, mentre in discesa esistono delle fasi, dette 'di non ritorno', durante le quali il movimento è praticamente di tipo balistico, non può essere arrestato né modificato fino a quando il piede dell'arto di *swing* non ha raggiunto il gradino inferiore. Riguardo alle due tipologie di protesi non sono state evidenziate differenze particolarmente significative, che possano portare a identificare una delle due come preferibile e migliore, in quanto più rispettosa della normale fisiologia del movimento, rispetto all'altra. Questo naturalmente può essere dovuto alla ridotta numerosità della popolazione analizzata e anche a una disomogeneità all'interno dei due gruppi. Uno studio sistematico su popolazioni più ampie dovrà essere condotto in un

prossimo futuro con lo scopo specifico di evidenziare le diverse caratteristiche funzionali di questi tipi di protesi in relazione anche al problema della conservazione o meno del legamento crociato anteriore.

7. Conclusioni e sviluppi futuri

L'obiettivo del nostro lavoro era quello di validare un set-up sperimentale che permettesse l'analisi della funzionalità motoria in pazienti che hanno subito un intervento di *Knee Arthroplasty*. L'idea di effettuare un'analisi sulla capacità dei soggetti di salire e/o scendere le scale, piuttosto che una tradizionale *gait analysis*, si basa sulla consapevolezza che tale gesto motorio richiede, rispetto al cammino in piano, un maggiore lavoro a livello muscolare e una maggiore sollecitazione articolare e che, proprio per questo motivo, spesso rappresenta un ostacolo. Il primo passo per la validazione del nostro set-up si è focalizzato sulla valutazione delle prestazioni statiche della scala strumentata. In particolare sono state valutate l'accuratezza nella determinazione del COP e della GRF e la linearità del sistema nella rilevazione della misura. I risultati mostrati nel nostro lavoro evidenziano come tale sistema sia effettivamente valido presentando un errore nella determinazione del COP e della GRF relativamente accettabile e che, in generale, diminuisce all'aumentare del carico. In particolare si è visto come l'errore massimo nella determinazione del COP per carichi superiori a 550N è pari a 3mm per il primo scalino e 4.5mm per il secondo. Questo mostra come per soggetti adulti, il cui peso sarà presumibilmente maggiore di 55Kg (550N) il sistema risulta sufficientemente accurato. Nella rilevazione della GRF, invece, l'errore massimo è di circa 10N. Anche l'errore percentuale di linearità è basso. Quindi i risultati ottenuti dai test di validazione effettuati sulla scala hanno mostrato che il sistema risulta sufficientemente accurato per un'applicazione su soggetti adulti. Appurato ciò si è deciso di effettuare un piccolo studio direttamente su pazienti per evidenziare la validità clinica dei risultati ottenibili con questo set-up. Sono stati presi in considerazione i parametri spazio-temporali caratterizzanti l'atto motorio, gli andamenti nel tempo degli angoli e dei momenti articolari nel piano sagittale e le potenze relative alle tre articolazioni degli arti inferiori. Sebbene nello studio da noi condotto abbiamo preso in considerazione solamente gli andamenti delle variabili nel piano sagittale, con il tipo di protocollo applicato è possibile effettuare anche una valutazione del movimento negli altri due piani, frontale e trasversale. Un'analisi di questo tipo riesce a mettere in luce non solo le caratteristiche relative alla singola articolazione protesizzata, ma anche i complessi e importanti meccanismi di compensazione messi in atto dal paziente. Tuttavia per un'analisi più completa si potrebbe pensare di utilizzare il

protocollo S.A.F.Lo. in modalità *total body* per valutare i meccanismi di compensazione a livello del tronco e degli arti superiori.

Per dare valore e significatività statistica al nostro studio, per quanto riguarda la parte sui pazienti e l'applicazione clinica, si sarebbero dovuti analizzare un numero molto maggiore di soggetti. Questo non è stato possibile in quanto i soggetti contattati, per lo più anziani, non sempre hanno accettato di recarsi in un laboratorio universitario e prendere parte a una ricerca scientifica, senza avere nessun riscontro clinico nell'immediato. Probabilmente l'allestimento di questo set-up in un ambiente clinico, con la collaborazione delle diverse figure professionali in gioco, tra cui medici e ingegneri, valorizzerebbe questo tipo di strumentazione ed analisi e permetterebbe di trarne risultati molto interessanti e di effettivo interesse clinico. Riteniamo infatti che tale set-up sperimentale possa essere un utile strumento per valutare la funzionalità motoria pre e post-intervento e, nel post-operatorio, per identificare la terapia riabilitativa più adatta a ciascuno paziente. Questo tipo di analisi potrebbe inoltre fornire importanti risultati per la valutazione di differenti modelli di endoprotesi utilizzati per una medesima applicazione e quindi indirizzare il mercato verso prodotti sempre più rispettosi della fisiologia del movimento. Oltre a valutazioni su arti protesici e/o protesizzati, l'analisi del movimento nella salita e discesa di scale potrebbe essere molto interessante per l'analisi delle capacità motorie in soggetti con patologie a carico del sistema muscolo-scheletrico e nervoso.

Bibliografia

Adami S. and Viapiana O. *Pathophysiology of osteoarthritis: perspectives*. Reumatismo 2001; 53(1): 18-25.

Ahlberg A. and Lunden A. *Secondary operations after knee joint replacement*. Clinical Orthopaedics and Related Research 1981; 156:170-174.

Bozic K.J., Kurtz S.M., Lau E., Ong K., Chiu V., Vail T.P., Rubash H.E. and Berry D.J. *The epidemiology of revision total knee arthroplasty in the United States*. Clin. Orthop. Relat. Res. 2010; 468: 45-51.

Catani F., Benedetti M.G., De Felice R., Buzzi R., Giannini S. and Aglietti P. *Mobile and fixed bearing total knee prosthesis functional comparison during stair climbing*. Clinical Biomechanics 2003; 18: 410–418.

Cerbo M., Fella D., Jefferson T., Migliore A., Paone S., Perrini M.R. and Velardi L. *Le protesi per la sostituzione primaria totale del ginocchio in Italia*. HTA Report Agenas 2009.

Chapdelaine S., McFady B.J., Nadeau S., St-Vincent G. and Langelier E. *Instrumented staircase for kinetic analyses of upper- and lower-limb function during stair gait*. Med. Biol. Eng. Comput. 2005; 43: 552-556.

D'Addea N., Perotti G. *Manuale di manutenzione industriale*. Tecniche Nuove. Milano 2005.

Della Croce U. and Bonato P. *A novel design for an instrumented stairway*. Short communication. Journal of Biomechanics 2007; 40: 702–704.

De Nicola U. and Pace N. *La protesi di ginocchio di primo impianto*. Springer ed. Milano 2005.

Frigo C.A. *Dispense del corso di Bioingegneria del Sistema Motorio*, A.A. 2009-2010. Politecnico di Milano.

Frigo C.A. *Dispense del corso di Sistemi per la Riabilitazione Motoria e Posturale*, A.A. 2008-2009. Politecnico di Milano.

Galli M., Cimolin V., Crivellini M., Alberini G. *Dispense del corso Laboratorio di Valutazione Funzionale*, A.A. 2009-2010. Politecnico di Milano.

Giannetto F. and Rinaldi G. *L'acido ialuronico per via intra-articolare nel trattamento della gonartrosi: contributo casistica*. Eur. Med. Phys. 2008; 44(3, Suppl. 1).

Gioe T.J., Killeen K.K., Grimm K., Mehle S. and Scheltema K. *Why are total knee replacements revised? Analysis of early revision in a community knee implant registry*. Clinical Orthopaedics and Related Research 2004; 428: 100-106.

Guido G., Giannotti S., Negretti G. and D'Arcangelo M. *Knee prosthesis: PCL sacrificing vs preserving. Our experience*. G.I.O.T. 2005;31:217-223.

Hirsch H. S., Lotke P. A. and Morrison L. D. *The Posterior Cruciate Ligament in Total Knee Surgery: Save, Sacrifice, or Substitute?* Clinical Orthopaedics & Related Research 1994;309:272-278.

Holden J. P., Selbie W. S. and Stanhope S. J. *A proposed test to support the clinical movement analysis laboratory accreditation process*. Gait and Posture 2003; 17: 205-213.

Jain N.B., Higgins L.D., Ozumba D., Guller U., Cronin M., R. Pietrobon and Katz J.N. *Trends in Epidemiology of Knee Arthroplasty in the United States, 1990–2000*. Arthritis & Rheumatism 2005; 52(12): 3928–3933.

Kaufner H. and Matthews L.S. *Spherocentric arthroplasty of the knee. Clinical experience with an average four-year follow-up.* The Journal of Bone and Joint Surgery 1981; 63A: 545-559.

Kowalk D.L., Duncan J.A. and Vaughan C.L. *Abduction-adduction moments at the knee during stair ascent and descent.* Journal of Biomechanics 1996; 29(3): 383-388.

Kurtz S., Ong K., Lau E., Mowat F. and Halpern M. *Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030.* The Journal of Bone and Joint Surgery (American) 2007; 89: 780-785.

Manili M. *Protesi di ginocchio - Dispensa del corso di Ortopedia e Traumatologia.* Ospedale S. Carlo.

Middleton J., Sinclair P., Patton R.. *Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform.* Clinical Biomechanics 1999; 14:357-360.

Morrison J.B. *Mechanics of the knee joint in relation to normal walking.* Journal of Biomechanics 1970; 3:51-61.

Netter F.H. *Atlante di Anatomia, Fisiopatologia e Clinica (Vol.8).* Masson ed. Milano 2005.

Riener R., Rabuffetti M., Frigo C., Quintern J. and Schmidt G. *Instrumented staircase for ground reaction measurement.* Technical note. Med. Biol. Eng. Comput. 1999; 37: 526-529.

Riener R., Rabuffetti M. and Frigo C. *Stair ascent and descent at different inclinations.* Gait and Posture 2002;15: 32-44.

Rodano R. *Dispense del corso di Metodi e Strumenti per la Valutazione Funzionale, A.A. 2008-2009.* Politecnico di Milano.

Sculco T.P., Martucci E.A. *L'artroprotesi di ginocchio*. Timeo Editore. Bologna 1999.

Stacoff A., Diezi C., Luder G., Stüssi E. and Kramers-de Quervain I.A. *Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age*. *Gait and Posture* 2005; 21: 24–38.

Stacoff A., Kramers-de Quervain I.A., Luder G., List R. and Stüssi E. *Ground reaction forces on stairs. Part II: knee implant patients versus normals*. *Gait and Posture* 2007; 26: 48–58.

Tranfaglia R. *Appunti del corso di Bioingegneria, A.A. 2009-2010*. Università degli Studi di Napoli Federico II.

Yu B., Growney E.S., Schultz F.M. and An K. *Calibration of measured center of pressure of a new stairway design for kinetic analysis of stair climbing*. Technical note. *Journal of Biomechanics* 1996; 29(12): 1625-1628.

Zatsiorsky V. and Seluyanov V. *The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body*. *Journal of Biomechanics* 1983;VII-B:1152-1159.

Ringraziamenti

Vorremmo ringraziare il Prof. Carlo Albino Frigo per averci dato l'opportunità di svolgere questo lavoro di tesi, per la sua disponibilità ed attenzione.

Ringraziamo sentitamente l'Ing. Esteban Pavan per essere sempre stato comprensivo nei nostri confronti, per averci sostenuto ed offerto il suo supporto tecnico e morale.

Grazie al Dott. Confalonieri e ai collaboratori del CTO di Milano per averci proposto questo campione di soggetti.

Grazie ad Azu per averci rallegrato le tristi giornate invernali con il suo perenne buonumore e per averci "deliziato" con i suoi dolcetti giapponesi.

Il più speciale dei ringraziamenti va però alle nostre famiglie per averci sempre sostenute, per esserci sempre state vicino ed aver creduto in noi in ogni momento: oggi questa laurea è anche vostra!

Ai nostri morosi per ricordare loro quanto siano importanti nelle nostre vite: grazie!

Un grazie particolare va anche a tutti i nostri Amici.

Eleonora e Martina