



UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
FIRENZE

DOCTORAL PROGRAMME IN INDUSTRIAL  
ENGINEERING  
DOTTORATO DI RICERCA IN INGEGNERIA  
INDUSTRIALE

XXXI

**Biomechanical Analysis on Total Knee  
Replacement patients during Activities of Daily  
Living: Medial Pivot or Posterior Stabilized  
design?**

ING-IND/34

**Doctoral Candidate      Dean of Doctoral Programme**

Ing. Francesco Esposito

Prof. Maurizio De Lucia

**Supervisor**

**External Referees**

Prof. Andrea Corvi

Prof. Alberto Audenino

Prof. Arturo Natali

*Years 2015/2018*

© Università degli Studi di Firenze – School of Engineering  
Via di Santa Marta, 3, 50139 Firenze, Italy

Tutti i diritti riservati. Nessuna parte del testo può essere riprodotta o trasmessa in qualsiasi forma o con qualsiasi mezzo, elettronico o meccanico, incluso le fotocopie, la trasmissione fac simile, la registrazione, il riadattamento o l'uso di qualsiasi sistema di immagazzinamento e recupero di informazioni, senza il permesso scritto dell'editore.

All rights reserved. No part of the publication may be reproduced in any form by print, photoprint, microfilm, electronic or any other means without written permission from the publisher.



# INDICE GENERALE

---

|   |    |
|---|----|
| Abstract.....   | 1  |
| 1.1    Abstract (English) .....                                 | 3  |
| Introduzione.....   | 5  |
| Capitolo 1    Articolazione del ginocchio .....                 | 7  |
| 1.1    Cenni anatomici .....                                    | 7  |
| 1.2    Movimenti .....  | 8  |
| 1.3    Disturbi dell'articolazione .....                        | 9  |
| 1.4    Protesi Totale di Ginocchio .....                        | 10 |
| Capitolo 2    Analisi del movimento .....                       | 15 |
| 2.1    Storia .....   | 15 |
| 2.2    Sistemi optoelettronici a marker passivi.....            | 19 |
| 2.3    Piattaforme dinamometriche .....                         | 22 |
| 2.4    Elettromiografia .....                                   | 24 |
| 2.5    Analisi del cammino.....                                 | 29 |
| Capitolo 3    Studio sperimentale.....                          | 31 |
| 3.1    Sinossi dello studio .....                               | 31 |
| 3.2    Selezione dei parametri .....                            | 32 |
| 3.3    Stato dell'arte .....                                    | 36 |
| 3.4    Metodologia .....  | 40 |
| 3.4.1    Soggetti .....   | 40 |
| 3.4.2    Criteri di inclusione/esclusione .....                 | 41 |
| 3.4.3    Intervento chirurgico e protocollo riabilitativo ..... | 41 |
| 3.4.4    Questionari clinici .....                              | 42 |
| 3.4.5    Strumentazione .....                                   | 42 |
| 3.4.6    Protocollo di indagine .....                           | 46 |
| Capitolo 4    Analisi dei dati .....                            | 53 |

|            |   |     |
|------------|---|-----|
| 4.1        | Cinematica, dinamica e spaziotemporali.....   | 53  |
| 4.2        | Elettromiografia.....                         | 57  |
| 4.3        | Analisi statistica.....                       | 63  |
| Capitolo 5 | Risultati.....                                | 65  |
| 5.1        | Cammino.....                                  | 65  |
| 5.1.1      | Parametri spazio-temporali.....               | 65  |
| 5.1.2      | Indici di simmetria spazio-temporali.....     | 67  |
| 5.1.3      | Cinematica arto sano.....                     | 67  |
| 5.1.4      | Cinematica arto operato.....                  | 71  |
| 5.1.5      | Indici di simmetria cinematica.....           | 74  |
| 5.1.6      | Dinamica arto sano.....                       | 74  |
| 5.1.7      | Dinamica arto operato.....                    | 76  |
| 5.1.8      | Attivazioni muscolari.....                    | 78  |
| 5.2        | Alzata sedia.....                             | 80  |
| 5.2.1      | Cinematica arto sano.....                     | 80  |
| 5.2.2      | Cinematica arto operato.....                  | 81  |
| 5.2.3      | Dinamica arto sano.....                       | 82  |
| 5.2.4      | Dinamica arto operato.....                    | 84  |
| 5.3        | Seduta sedia.....                             | 86  |
| 5.3.1      | Cinematica arto sano.....                     | 86  |
| 5.3.2      | Cinematica arto operato.....                  | 87  |
| 5.3.3      | Dinamica arto sano.....                       | 88  |
| 5.3.4      | Dinamica arto operato.....                    | 90  |
| 5.4        | Parametri temporali ed EMG alzata/seduta..... | 92  |
| 5.5        | Salita scale.....                             | 94  |
| 5.5.1      | Parametri temporali.....                      | 94  |
| 5.5.2      | Indici di simmetria spazio-temporali.....     | 96  |
| 5.5.3      | Cinematica arto sano.....                     | 96  |
| 5.5.4      | Cinematica arto operato.....                  | 100 |
| 5.5.5      | Indici di simmetria cinematica.....           | 103 |
| 5.5.6      | Attivazioni muscolari.....                    | 103 |
| 5.6        | Discesa scale.....                            | 105 |
| 5.6.1      | Parametri temporali.....                      | 105 |
| 5.6.2      | Indici di simmetria spazio-temporali.....     | 107 |
| 5.6.3      | Cinematica arto sano.....                     | 107 |
| 5.6.4      | Cinematica arto operato.....                  | 111 |
| 5.6.5      | Indici di simmetria cinematica.....           | 114 |
| 5.6.6      | Attivazioni muscolari.....                    | 114 |

|                   |   |     |
|-------------------|---|-----|
| Capitolo 6        | Discussione e Conclusioni .....                       | 117 |
| Bibliografia..... |   | 130 |
| Appendice.....    |   | 140 |
| A.1               | Oxford Knee Score (OKS) .....                         | 140 |
| A.2               | Dati antropometrici e parametri spazio-temporali..... | 142 |
| A.3               | Cinematica arto destro.....                           | 143 |
| A.4               | Cinematica arto sinistro.....                         | 144 |
| A.5               | Dinamica arto destro .....                            | 146 |
| A.6               | Dinamica arto sinistro .....                          | 149 |
| A.7               | Caricamento dati su Excel.....                        | 152 |
| A.8               | Sezione modificata protocollo DAVIS .....             | 157 |
| A.9               | Elaborazione segnali elettromiografici.....           | 158 |

## INDICE DELLE FIGURE

---

|  |    |
|--|----|
| Figura 1.1 – Anatomia del ginocchio .....  | 7  |
| Figura 1.2 – Flessione del ginocchio .....   | 8  |
| Figura 1.3 – Immagini radiografiche di un ginocchio normale e con osteoartrosi ..... | 9  |
| Figura 1.4 – Distribuzione mondiale osteoartrosi del ginocchio .....                 | 10 |
| Figura 1.5 – Protesi Totale di Ginocchio .....                                       | 11 |
| Figura 1.6 – Profilo radiografico PTG.....   | 12 |
| Figura 1.7 – Protesi Postero-Stabilizzata.....                                       | 13 |
| Figura 1.8 – Protesi a Pivot Mediale .....   | 13 |
| Figura 2.1 – De Motu Animalium (1680).....   | 15 |
| Figura 2.2 – L'Encyclopédie (1751).....  | 16 |
| Figura 2.3 – Revolver fotografico di Janssen (1873).....                             | 17 |
| Figura 2.4 – Sequenze fotografiche di Muybridge (1878).....                          | 17 |
| Figura 2.5 – Fucile fotografico di Marey .....                                       | 18 |
| Figura 2.6 – Cronofotografia della deambulazione .....                               | 18 |
| Figura 2.7 – Stick Diagram .....   | 20 |
| Figura 2.8 – Marker passivi a riconoscimento di soglia .....                         | 21 |
| Figura 2.9 – Laboratorio di analisi del movimento .....                              | 21 |
| Figura 2.10 – Forze e momenti di una piattaforma dinamometrica.....                  | 22 |
| Figura 2.11 - Forze di reazione al suolo durante il cammino .....                    | 23 |
| Figura 2.12 – Elettrodi ad ago .....   | 24 |
| Figura 2.13 – a) Elettrodo bipolare concentrico b) Elettrodo monopolare isolato..... | 24 |
| Figura 2.14 – Motor Unit Action Potential.....                                       | 25 |
| Figura 2.15 – Pattern di interferenza .....  | 25 |
| Figura 2.16 – EMG e caratteristiche del tessuto.....                                 | 26 |
| Figura 2.17 – Elettrodo a contatto diretto.....                                      | 27 |
| Figura 2.18 – Elettrodo floating .....   | 28 |
| Figura 2.19 – Posizionamento degli elettrodi.....                                    | 29 |
| Figura 2.20 – Fasi del ciclo di passo .....  | 29 |
| Figura 3.1 – Laboratorio Congiunto di Analisi del Movimento .....                    | 43 |
| Figura 3.2 – Telecamera a infrarossi .....   | 43 |
| Figura 3.3 – Set di marker passivi .....   | 43 |
| Figura 3.4 – FREEEMG 100 RT (sonde e ricevitore) .....                               | 44 |
| Figura 3.5 – Elettrodi Ag/AgCl con aggancio a clip .....                             | 44 |
| Figura 3.6 – Struttura a quattro gradini .....                                       | 45 |

|   |     |
|---|-----|
| Figura 3.7 – Sgabello con altezza regolabile .....                    | 45  |
| Figura 3.8 – Progetto scale .....                                     | 46  |
| Figura 3.9 – Misura larghezza bacino .....                            | 47  |
| Figura 3.10 – Misura lunghezza totale della gamba .....               | 47  |
| Figura 3.11 – Misura diametro ginocchio .....                         | 48  |
| Figura 3.12 – Misura diametro caviglia .....                          | 48  |
| Figura 3.13 – Posizione sonda EMG su retto femorale .....             | 49  |
| Figura 3.14 – Posizione sonda EMG su vasto mediale .....              | 49  |
| Figura 3.15 – Posizione sonda EMG su bicipite femorale .....          | 49  |
| Figura 3.16 – Acquisizione statica .....                              | 50  |
| Figura 3.17 – Acquisizione cammino .....                              | 50  |
| Figura 3.18 – Acquisizione alzata/seduta da sgabello .....            | 51  |
| Figura 3.19 – Acquisizione salita scale .....                         | 52  |
| Figura 3.20 – Acquisizione discesa scale .....                        | 52  |
| Figura 4.1 – Ricostruzione spaziale dei marker .....                  | 53  |
| Figura 4.2 – Stick diagram modello DAVIS .....                        | 54  |
| Figura 4.3 – Stick diagram con centri di rotazione .....              | 54  |
| Figura 4.4 – Ciclo di passo .....                                     | 55  |
| Figura 4.5 – Suddivisione ripetizioni alzata/seduta .....             | 56  |
| Figura 4.6 – Segnale EMG grezzo .....                                 | 58  |
| Figura 4.7 – Segnale EMG grezzo con eventi temporali .....            | 58  |
| Figura 4.8 – Segnale EMG dopo filtraggio passa-banda .....            | 59  |
| Figura 4.9 – Segnale EMG dopo TKEO .....                              | 59  |
| Figura 4.10 – Segnale EMG rettificato .....                           | 60  |
| Figura 4.11 – Segnale EMG dopo involuppo .....                        | 61  |
| Figura 4.12 – Segnale EMG con soglia e timing di attivazione .....    | 61  |
| Figura 4.13 – Risultati EMG del cammino .....                         | 62  |
| Figura 5.1 – Cammino/Attivazioni muscolari arto sano .....            | 78  |
| Figura 5.2 – Cammino/Attivazioni muscolari arto operato .....         | 79  |
| Figura 5.3 – Attivazioni muscolari arto sano alzata/seduta .....      | 93  |
| Figura 5.4 – Attivazioni muscolari arto operato alzata/seduta .....   | 94  |
| Figura 5.5 – Salita scale/Attivazioni muscolari arto sano .....       | 104 |
| Figura 5.6 – Salita scale/Attivazioni muscolari arto operato .....    | 105 |
| Figura 5.7 – Discesa scale/Attivazioni muscolari arto sano .....      | 115 |
| Figura 5.8 – Discesa scale/Attivazioni muscolari arto operato .....   | 116 |
| Figura 6.1 – Descrizione del campione .....                           | 119 |
| Figura 6.2 – Parametri spazio-temporali .....                         | 120 |
| Figura 6.3 – Parametri temporali .....                                | 122 |
| Figura 6.4 – Flessione del ginocchio .....                            | 123 |
| Figura 6.5 – Ampiezza picco-picco del momento flesso-estensorio ..... | 124 |
| Figura 6.6 – Movimento varo-valgo ginocchio .....                     | 126 |
| Figura 6.7 – Momenti ab-adduzione ginocchio .....                     | 127 |



## INDICE DELLE TABELLE

---

|  |    |
|--|----|
| Tabella 3.1 – Caratteristiche soggetti .....                                     | 40 |
| Tabella 5.1 – Cammino/Spazio-temporali arto sano .....                           | 66 |
| Tabella 5.2 – Cammino/Spazio-temporali arto operato .....                        | 66 |
| Tabella 5.3 – Parametri spazio-temporali cammino .....                           | 67 |
| Tabella 5.4 – Cammino/Indici di simmetria spazio-temporali .....                 | 67 |
| Tabella 5.5 – Cammino/Cinematica piano sagittale ginocchio arto sano .....       | 68 |
| Tabella 5.6 – Cammino/Cinematica piano frontale ginocchio arto sano .....        | 69 |
| Tabella 5.7 – Cammino/Cinematica piano trasversale ginocchio arto sano .....     | 70 |
| Tabella 5.8 – Cammino/Cinematica anca e caviglia arto sano .....                 | 70 |
| Tabella 5.9 – Cammino/Cinematica piano sagittale ginocchio arto operato .....    | 71 |
| Tabella 5.10 – Cammino/Cinematica piano frontale ginocchio arto operato .....    | 72 |
| Tabella 5.11 – Cammino/Cinematica piano trasversale ginocchio arto operato ..... | 73 |
| Tabella 5.12 – Cammino/Cinematica anca e caviglia arto operato .....             | 73 |
| Tabella 5.13 – Cammino/Indici di simmetria cinematica .....                      | 74 |
| Tabella 5.14 – Cammino/GRF arto sano .....                                       | 75 |
| Tabella 5.15 – Cammino/Momenti ginocchio arto sano .....                         | 75 |
| Tabella 5.16 – Cammino/Momenti anca e caviglia arto sano .....                   | 76 |
| Tabella 5.17 – Cammino/GRF arto operato .....                                    | 76 |
| Tabella 5.18 – Cammino/Momenti ginocchio arto operato .....                      | 77 |
| Tabella 5.19 – Cammino/Momenti anca e caviglia arto operato .....                | 77 |
| Tabella 5.20 – Alzata sedia/Cinematica ginocchio arto sano .....                 | 80 |
| Tabella 5.21 – Alzata sedia/Cinematica anca e caviglia arto sano .....           | 81 |
| Tabella 5.22 – Alzata sedia/Cinematica ginocchio arto operato .....              | 81 |
| Tabella 5.23 – Alzata sedia/Cinematica anca e caviglia arto operato .....        | 82 |
| Tabella 5.24 – Alzata sedia/GRF arto sano .....                                  | 83 |
| Tabella 5.25 – Alzata sedia/Momenti ginocchio arto sano .....                    | 83 |
| Tabella 5.26 – Alzata sedia/Momenti anca e caviglia arto sano .....              | 84 |
| Tabella 5.27 – Alzata sedia/GRF arto operato .....                               | 84 |
| Tabella 5.28 – Alzata sedia/Momenti ginocchio arto operato .....                 | 85 |
| Tabella 5.29 – Alzata sedia/Momenti anca e caviglia arto operato .....           | 85 |
| Tabella 5.30 – Seduta sedia/Cinematica ginocchio arto sano .....                 | 86 |
| Tabella 5.31 – Seduta sedia/Cinematica anca e caviglia arto sano .....           | 87 |
| Tabella 5.32 – Seduta sedia/Cinematica anca e caviglia arto operato .....        | 87 |
| Tabella 5.33 – Seduta sedia/Cinematica ginocchio arto operato .....              | 88 |

|  |     |
|--|-----|
| Tabella 5.34 – Seduta sedia/GRF arto sano .....  | 89  |
| Tabella 5.35 – Seduta sedia/Momenti ginocchio arto sano.....                           | 89  |
| Tabella 5.36 – Seduta sedia/Momenti anca e caviglia arto sano.....                     | 90  |
| Tabella 5.37 – Seduta sedia/GRF arto operato .....                                     | 90  |
| Tabella 5.38 – Seduta sedia/Momenti ginocchio arto operato .....                       | 91  |
| Tabella 5.39 – Seduta sedia/Momenti anca e caviglia arto operato .....                 | 91  |
| Tabella 5.40 – Parametri temporali alzata/seduta sedia .....                           | 92  |
| Tabella 5.41 – Salita scale/Spazio-temporali arto sano .....                           | 95  |
| Tabella 5.42 – Salita scale/Spazio-temporali arto operato.....                         | 95  |
| Tabella 5.43 – Parametri spazio-temporali salita scale .....                           | 95  |
| Tabella 5.44 – Salita scale/Indici di simmetria spazio-temporali .....                 | 96  |
| Tabella 5.45 – Salita scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto sano .....       | 97  |
| Tabella 5.46 – Salita scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto sano .....        | 98  |
| Tabella 5.47 – Salita scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto sano .....     | 99  |
| Tabella 5.48 – Salita scale/Cinematica anca e caviglia arto sano .....                 | 99  |
| Tabella 5.49 – Salita scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto operato .....    | 100 |
| Tabella 5.50 – Salita scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto operato .....     | 101 |
| Tabella 5.51 – Salita scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto operato.....   | 102 |
| Tabella 5.52 – Salita scale/Cinematica anca e caviglia arto operato .....              | 102 |
| Tabella 5.53 – Salita scale/Indici di simmetria cinematica .....                       | 103 |
| Tabella 5.54 – Discesa scale/Spazio-temporali arto sano .....                          | 106 |
| Tabella 5.55 – Discesa scale/Spazio-temporali arto operato .....                       | 106 |
| Tabella 5.56 - Parametri spazio-temporali discesa scale .....                          | 106 |
| Tabella 5.57 – Discesa scale/Indici di simmetria spazio-temporali .....                | 107 |
| Tabella 5.58 – Discesa scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto sano.....       | 108 |
| Tabella 5.59 – Discesa scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto sano.....        | 109 |
| Tabella 5.60 – Discesa scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto sano .....    | 110 |
| Tabella 5.61 – Discesa scale/Cinematica anca e caviglia arto sano .....                | 110 |
| Tabella 5.62 – Discesa scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto operato .....   | 111 |
| Tabella 5.63 – Discesa scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto operato .....    | 112 |
| Tabella 5.64 – Discesa scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto operato ..... | 113 |
| Tabella 5.65 – Discesa scale/Cinematica caviglia arto operato .....                    | 113 |
| Tabella 5.66 – Discesa scale/Indici di simmetria cinematica.....                       | 114 |

## LISTA DEGLI ACRONIMI

---

|            |   |
|------------|---|
| AA         | Ab-adduzione                                      |
| Ag         | Argento   |
| AgCl       | Cloruro d'Argento                                 |
| BMI        | Body Mass Index                                   |
| Bw         | Body Weight                                       |
| C.E.S.A.T. | Centro Eccellenza Sostituzione Articolare Toscana |
| CMRR       | Common-Mode Rejection Ratio                       |
| DFT        | Discrete Fourier Transform                        |
| DisMod-MR  | Disease Modeling – Metaregression                 |
| DP         | Dorsi-plantar                                     |
| EI         | Extra-intra rotazione                             |
| EMG        | Elettromiografia                                  |
| ER         | Extra-rotazione                                   |
| FE         | Flesso-estensione                                 |
| FFT        | Fast Fourier Transforms                           |
| GC         | Gait Cycle  |
| GRF        | Ground Reaction Force                             |
| IE         | Intra-extra rotazione                             |
| IR         | Intra-rotazione                                   |
| ISO        | International Standard Organization               |
| LCP        | Legamento Crociato Posteriore                     |
| MP         | Medial Pivot                                      |
| MUAP       | Motor Unit Action Potential                       |
| MUAPT      | Motor Unit Action Potential Train                 |
| MVC        | Maximum Voluntary Contraction                     |
| OA         | Osteoartrosi                                      |
| OKS        | Oxford Knee Score                                 |
| PD         | Plantar-dorsi                                     |
| PP         | Picco-picco                                       |
| PS         | Postero Stabilizzata                              |
| PTA        | Protesi Totale di Anca                            |
| PTG        | Protesi Totale di Ginocchio                       |
| RMS        | Root Mean Square                                  |
| SCT        | Stairs Climbing Task                              |
| sEMG       | Elettromiografia di Superficie                    |

|      |                               |
|------|-------------------------------|
| SI   | Symmetry Index                |
| STS  | Sit-To-Stand                  |
| STSC | Sit-To-Stand Cycle            |
| TKEO | Teager Kaiser Energy Operator |
| VAS  | Visual Analogue Scale         |
| VV   | Varo-valgo                    |
| WHO  | World Health Organization     |

## ABSTRACT

---

I pazienti con osteoartrosi allo stadio terminale richiedono l'artroplastica totale del ginocchio per migliorare la qualità della vita, ripristinando la funzione articolare e promuovendo la riduzione del dolore. I pazienti sottoposti a intervento di Protesi Totale del Ginocchio (PTG) almeno un anno dopo l'intervento chirurgico non sono soddisfatti dell'esito dell'impianto, con percentuali che variano dall'11% al 19%, e un importante fattore di insoddisfazione dei pazienti è l'assenza di confidenza con l'impianto protesico. Il meccanismo di movimento fisiologico del ginocchio, denominato in letteratura *four-bar linkage*, è basato sull'azione dei legamenti crociati e consiste in un rotolamento posteriore del femore rispetto al piatto tibiale durante la flessione. Il design delle protesi è stato influenzato negli anni da questo concetto e diversi tipi sono stati sviluppati considerando questioni controverse, come il mantenimento o il sacrificio dei legamenti crociati, il rivestimento protesico della rotula e la mobilità degli inserti in polietilene. Le scelte sulla programmazione dell'intervento sono eseguite dai chirurghi ortopedici basandosi sull'esperienza clinica.

Due componenti della PTG rivestono le superfici articolari di tibia e femore. Un inserto realizzato in polietilene viene poi interposto tra questi componenti metallici per ridurre l'usura e guidare il movimento relativo dell'articolazione protesica. La geometria di questi componenti deve riprodurre al meglio le condizioni fisiologiche, prevedendo una stabilità intrinseca in condizioni statiche e dinamiche nonostante l'assenza di almeno uno dei due legamenti crociati che concorrono a mantenere in posizione l'articolazione durante il movimento. Il design Postero-stabilizzato (PS) rappresenta la protesi più comune utilizzata negli interventi primari di PTG. Il meccanismo *post-cam* è stato introdotto alla fine degli anni '70 per compensare l'insufficienza o la resezione dei legamenti crociati ed è stato realizzato articolando la camma femorale con una spina tibiale presente sulla tibia. L'innescò dell'inserto in polietilene con il componente femorale preserva il ginocchio dalla sublussazione posteriore del femore rispetto alla tibia. In normali condizioni, questo design induce un movimento relativo tra le superfici protesiche, definito in letteratura "paradosso". La traslazione anteriore del femore rispetto alla tibia produce un senso di instabilità nei pazienti e inoltre favorisce l'aumento dell'usura del piatto in polietilene. Un design di PTG sviluppato a partire dagli anni '90, prevede invece un meccanismo diverso per garantire la stabilità del ginocchio rimuovendo la spina dell'inserto tibiale. Il principio alla base delle protesi a pivot mediale prende il nome di *ball-in-socket* ed è realizzato per mezzo di un'elevata congruenza delle superfici sul compartimento mediale. I raggi di curvatura del componente femorale non sono simmetrici, come nelle protesi PS, con l'area del compartimento mediale che risulta più ampia rispetto al compartimento laterale. Il piatto tibiale è disegnato per formare un alloggiamento del

componente femorale mediale. L'elevata congruenza dei raggi di curvatura fornisce i corretti vincoli meccanici per contenere i movimenti e spostare l'asse di rotazione medialmente così da favorire i normali movimenti del ginocchio. Sul compartimento laterale la conformità delle superfici è ridotta per facilitare le traslazioni antero-posteriori del condilo laterale durante la flessione. Queste condizioni meccaniche riproducono meglio l'anatomia del ginocchio fisiologico promuovendo l'aumento di confidenza del paziente con la protesi. La più ampia superficie del compartimento mediale comporta inoltre una riduzione delle pressioni di contatto e una derivante attenuazione del processo di usura del polietilene.

I design protesici appena descritti sono stati comparati in letteratura con tecniche di analisi in vitro per definire il movimento risultante dalle configurazioni strutturali e per stimare l'usura a cui possono essere sottoposti i materiali di cui le protesi sono composte. Ulteriori studi sono stati condotti con setup sperimentali di valutazioni in vivo, al fine di stimare la soddisfazione dei pazienti e l'outcome clinico, come la flessione del ginocchio ed esiti radiologici inerenti alla stabilità e all'allineamento. I pazienti ricorrono all'impianto per protesico per riabilitare le abilità funzionali e ripristinare l'autonomia nelle attività di vita quotidiana. L'intervento di PTG introduce delle alterazioni sul giunto articolare dipendenti dalla geometria della protesi. Il fine di questo lavoro mira a identificare le differenze tra i design protesici appena descritti in termini di cinematica, dinamica e valutazioni sui pattern muscolari. Grazie alla strumentazione e alle tecniche di analisi del movimento sono stati analizzati pazienti con protesi a pivot mediale e postero-stabilizzata durante le attività di cammino, salita/discesa delle scale e alzata/seduta sulla sedia. I dati sono stati in seguito confrontati con un gruppo di controllo per verificare quale modello di PTG assicura i range articolari e la distribuzione dei carichi articolari simili alle condizioni fisiologiche.

I risultati di questo studio hanno mostrato una riduzione della flessione e del momento flessorio sul ginocchio operato nei pazienti con protesi a pivot mediale, sia durante il cammino che durante la salita delle scale. L'atteggiamento di ginocchio rigido è adottato dai pazienti nel periodo che precede l'intervento per limitare la durata della contrazione muscolare e ridurre le pressioni di contatto che causano il dolore sul giunto. Ancora oggi non è ben chiaro il motivo per cui i pazienti continuano a preservare questo atteggiamento dopo l'intervento, tuttavia i pazienti con protesi a pivot mediale esibiscono dei pattern motori caratteristici di questo meccanismo di protezione. Ulteriori risultati ottenuti durante le prove di salita/discesa delle scale e alzata/seduta della sedia riportano un incremento dei movimenti e dei momenti articolari di varismo/valgismo nei pazienti con protesi a pivot mediale. Questi esiti possono essere attribuiti all'assenza di vincoli nelle protesi MP, diversamente dal design PS. I componenti protesici sono sottoposti ciclicamente a carichi articolari e un loro aumento promuove l'incremento dei processi di usura. In ultima analisi, i pazienti con protesi a pivot mediale estendono il periodo di attivazione dei gruppi muscolari addetti al controllo del ginocchio, in particolare durante il cammino e la salita delle scale. Questi dati si possono tradurre in termini di fatica muscolare e dispendio energetico.

L'intervento di PTG induce degli adattamenti dei pattern motori in parte prodotti dalla geometria dell'impianto protesico. Altri fattori che influiscono sul pieno recupero delle abilità funzionali sono dovuti all'esito dell'operazione, alla riabilitazione e all'attività che esegue il paziente. Con questo lavoro è stata quantificata la differenza tra due concetti differenti di Protesi Totale di Ginocchio. Il design postero-stabilizzato ha permesso ai pazienti di ripristinare una mobilità articolare e una distribuzione dei carichi simili alle condizioni

fisiologiche, seppur sempre ridotti rispetto al gruppo di controllo. La stabilità intrinseca delle protesi a pivot mediale, che prevede una maggiore libertà vincolare, probabilmente induce nei pazienti una sensazione di instabilità e mancanza di confidenza durante la fase di appoggio dell'arto operato. Per nostra conoscenza, le tecniche di analisi sono state ampiamente utilizzate in letteratura nella valutazione di pazienti con PTG ma non è emerso nessun confronto tra questi due concetti differenti di stabilità intrinseca. Questo lavoro presenta un'ampia collezione di dati inerenti alle prestazioni in vivo dei modelli a pivot mediale e postero-stabilizzato.

### 1.1 ABSTRACT (ENGLISH)

End-stage osteoarthritis patients require Total Knee Arthroplasty (TKA) to improve quality of life by restoring joint function and promoting pain reduction. Patients following primary TKA at least one year after surgery are not satisfied overall from 11% to 19% and an important factor of patient dissatisfaction is the non-physiological prosthesis kinematics. The knee physiological movement mechanism, called in literature four-bar linkage, is based on the action of cruciate ligaments and it consists in a posterior rollback of the femur with respect to the tibial plate during flexion. During years, the prosthesis design has been influenced by this theory and different kinds of prosthesis have been developed considering controversial questions, as the retention or resection of cruciate ligaments, resurfacing or not the patella and the mobility of polyethylene inserts. The decisions about the scheduling of an operation are taken by orthopaedic surgeons basing on clinical experience.

Two components of TKR cover the articular surfaces of femur and tibia. An insert made of polyethylene is placed between these two metallic components with the aim to reduce wear and to guide the relative movement of the prosthetic articulation. The geometry of these components must reproduce, as best it can, the physiological conditions by predicting an intrinsic stability in static and dynamic conditions, even though the absence of at least one of the two cruciate ligaments contributing to keep the position of the articulation during movement. The Posterior-Stabilized (PS) design represents the most common prosthesis used during primary operation of TKR. The post-cam mechanism has been introduced at the end of 70 years to compensate the insufficiency or the resection of the cruciate ligaments and it has been realized by articulating the femoral cam with the tibial spine. The polyethylene insert protects the knee against the posterior subluxation of the femur with respect to the tibia. In normal conditions, this design induces a relative movement between the prosthetic surfaces, called in literature "paradoxical motion". The anterior translation of the femur with respect to the tibia produces an instability sense in patients and in addition it increases wear of the polyethylene plate. Instead, a TKR design developed starting from '90 years, considers a different mechanism to guarantee the knee stability removing the spine from the tibial insert. The basic principle of the medial pivot prosthesis is called ball-in-socket and it is realized with a high congruence of the surfaces on medial compartment. The curvature radii of femoral component are not symmetric as in the PS prosthesis, with area of medial compartment resulting largest than the lateral compartment. The tibial plate is designed to model a compartment of medial femoral component. The high congruence of the curvature radii provides the correct mechanical constraints to limit movements and to move the rotational axis in medial direction to facilitate the normal movements of the knee. On lateral compartment the conformity of the surfaces is reduced to simplify the anterior-posterior translations of the lateral condyle during flexion. These mechanical conditions reproduce better the anatomy of

the physiological knee promoting the confidence increment of patient with the prosthesis. In addition, a larger surface of the medial compartment produces a reduction of the contact pressures and a consequently attenuation of the wear process of polyethylene.

The prosthesis designs just described have been compared in literature using techniques of in vitro analysis to define the resulting movement of structural configurations and to evaluate the wear of materials which the prostheses are made of. Further studies have been carried out using experimental studies of in vivo evaluation, with the aim to estimate the satisfaction of patients and the clinical outcome, as the knee flexion and radiological results regarding the stability and the alignment. The patients resort to prosthetic implant to rehabilitate the functionalities and to restore the autonomy in Activities of Daily Living (ADLs). The TKR operation introduces some alterations on articular joint depending on the prosthesis geometry. The aim of this work is the identification of differences between prosthesis designs just described in terms of kinematics, dynamics and evaluations of muscular patterns.

Thanks to instrumentation and to techniques of movement analysis have been analysed patients with medial pivot and posterior-stabilized prostheses during activities of walk, stairs climbing and sit-to-stand. The data have been compared with a control group to verify which TKR model guarantees articular ranges and an articular loads distribution like physiological conditions.

The results of this study have shown a reduction of flexion and flexor moment on a surgical knee in patients with medial pivot prosthesis, whether during walk or stairs climbing. Patients adopt the rigid knee attitude during the period before the operation to limit the duration of muscular contraction and to reduce the contact pressures causing pain on joint. Even now it is not very clear the reason why patients maintain this attitude after the operation. Although, patients with medial pivot prosthesis perform motor patterns typical of this protection mechanism. Further results obtained during stairs climbing and sit-to-stand record an increment of movements and articular moments of varus/valgus knee in patients with medial pivot prosthesis. These results can be attributed to the absence of constraints in MP prosthesis, conversely to PS design. The prosthesis components are submitted cyclically to articular loads: an increment suggests a wear increase. Ultimately, patients with medial pivot prosthesis extend the activation period in muscular groups responsible to the knee control, during walk and stairs climbing. These data can be converted in terms of muscular fatigue and energetic waste.

The TKR operation induces adjustment of motor patterns produced partially by the geometry of the prosthetic implant. Other factors influencing the full recovery of functional abilities are due to the result of the operation, the rehabilitation and the activities performed by the patient. With this work it has been quantify the difference between two different theories of TKR. The posterior-stabilised design has allowed to patients to restore an articular mobility and a distribution of loads like physiological conditions, even though reduced than the control group. The intrinsic stability of medial pivot prosthesis, considering a greater freedom of constraints, probably induces in patients a sense of instability and insecurity during the stance phase of operated limb. For our knowledge, the movement analysis techniques are largely used in literature to evaluate patients with TKR, but it has not appeared any comparison between these two different theories of intrinsic stability. This work shows a large collection of data regarding to in vivo performances of medial pivot and posterior-stabilised models.



# INTRODUZIONE

---

La Protesi Totale di Ginocchio (PTG) è un intervento che mira alla ricostruzione delle superfici articolari del ginocchio, in pazienti con osteoartrosi avanzata. Gli obiettivi dell'impianto sono ridurre il dolore e restituire ai pazienti le funzionalità articolari necessarie a svolgere le attività di vita quotidiana. La PTG prevede tre componenti: femorale, tibiale e inserto in polietilene. Il design di questi componenti influenza le prestazioni dell'articolazione ricostruita e attualmente esistono sul mercato diversi modelli che mirano a riprodurre le condizioni di un ginocchio fisiologico. Tra le protesi più utilizzate, la postero-stabilizzata è realizzata per conferire stabilità con un innescio meccanico tra componente femorale e piatto in polietilene. Studi più recenti hanno portato alla realizzazione di una protesi a stabilità mediale. Il compartimento mediale di questa protesi prevede, infatti, un'elevata congruenza tra componente femorale e piatto tibiale, diversamente al compartimento laterale dove la conformità dei raggi di curvatura dei componenti è ridotta. Questo design permette la medializzazione dell'asse di intra-extra rotazione, con conseguente riduzione dei movimenti relativi sul compartimento mediale e un aumento dei movimenti relativi in antero-posteriore sul compartimento laterale. Il ginocchio fisiologico prevede appunto questo tipo di movimento durante la flessione.

Lo scopo di questo studio è quello di confrontare le prestazioni in-vivo delle protesi durante le attività di vita quotidiana, in modo da verificare quale delle due approssima meglio le condizioni di un ginocchio fisiologico. Il confronto verrà eseguito con tecniche di analisi del movimento, largamente utilizzate in letteratura per valutare la cinematica, la dinamica e l'attività muscolare di soggetti sottoposti a intervento di PTG.

Nel primo capitolo verrà fatta una breve introduzione sull'anatomia e la fisiologia del ginocchio per comprendere quali siano i meccanismi e i range di movimento di normalità. Verranno in seguito descritti i disturbi delle articolazioni che portano all'intervento di PTG e introdotte le caratteristiche dei due modelli che saranno confrontati.

Il secondo capitolo prevede l'esposizione dello studio sperimentale, partendo dai motivi che hanno spinto a condurre questa ricerca. Grazie alla revisione della letteratura è stato possibile selezionare i parametri utili al confronto e le condizioni metodologiche che consentano di confrontare i risultati con quelli della letteratura. Sono stati infine descritti il background dei soggetti inclusi nello studio, la strumentazione utilizzata e il protocollo di indagine.

L'analisi dei dati è stata trattata nel terzo capitolo, suddividendo le procedure in funzione dei software utilizzati per l'elaborazione. Cinematica, dinamica e parametri spatio-temporali sono stati estratti con i software dell'azienda che ha prodotto le strumentazioni del laboratorio. I risultati dell'attività muscolare sono stati calcolati con un codice custom-made realizzato in ambiente MatLab e l'analisi statistica eseguita con un software prodotto da IBM, SPSS. Le licenze dei prodotti sono state fornite dall'Università di Firenze.

Nel quarto capitolo sono stati riportati i risultati dello studio, suddivisi in base alle attività eseguite. Verranno illustrate le medie dei parametri raccolti, riportando le differenze statisticamente significative tra i tre gruppi in esame.

Il quinto capitolo prevede infine la discussione e le conclusioni tratte dallo studio.

I risultati di questo studio potrebbero delineare delle differenze nelle prestazioni biomeccaniche tra i due modelli di PTG, verificando quale approssima meglio le condizioni fisiologiche del ginocchio in termini di cinematica, dinamica ed elettromiografia. Studi precedenti che hanno confrontati diversi modelli di PTG non hanno rilevato differenze macroscopiche tra le protesi. Dal confronto con il gruppo di controllo, invece, la letteratura ha evidenziato una riduzione delle prestazioni articolari nei soggetti con PTG, ad esempio una ridotta flessione del ginocchio durante il cammino, e un pattern di cammino meno sicuro e stabile. Queste due protesi sono già state confrontate in letteratura ma in termini di outcome clinico ed esiti radiologici. È stato trovato solo uno studio che confronta i modelli presi in esame in questo studio con tecniche di analisi del movimento. I risultati che verranno esposti potrebbero servire ad arricchire le conoscenze riguardo questi design di PTG.

# Capitolo 1     ARTICOLAZIONE DEL GINOCCHIO

---

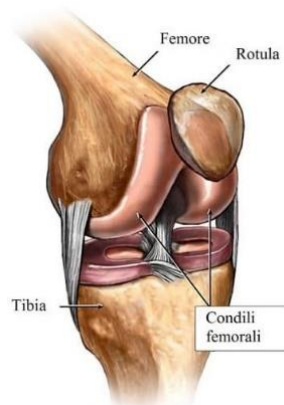
## 1.1    CENNI ANATOMICI

Il ginocchio è un giunto sinoviale che costituisce l'articolazione intermedia dell'arto inferiore. Le ossa che concorrono alla formazione dell'articolazione sono il femore, la tibia e la rotula.

Il femore è un osso lungo che forma lo scheletro della coscia. È articolato prossimalmente con l'acetabolo, contribuendo alla formazione dell'articolazione dell'anca, e distalmente con tibia e patella.

Anche la tibia è un osso lungo che costituisce lo scheletro della gamba insieme alla fibula (o perone). I rapporti anatomici prossimali con il femore formano l'articolazione del ginocchio mentre distalmente si articola con il malleolo mediale [1].

I condili femorali poggiano su alloggi corrispondenti del piatto tibiale e sono connessi tramite i legamenti crociati (anteriore e posteriore) e i legamenti collaterali (mediale e laterale) formando l'articolazione femoro-tibiale. Tra tibia e femore si interpone, inoltre, il menisco che garantisce la congruenza tra le superfici di contatto e ammortizza le sollecitazioni a cui l'articolazione è sottoposta ciclicamente (Figura 1.1).



**Figura 1.1 – Anatomia del ginocchio**

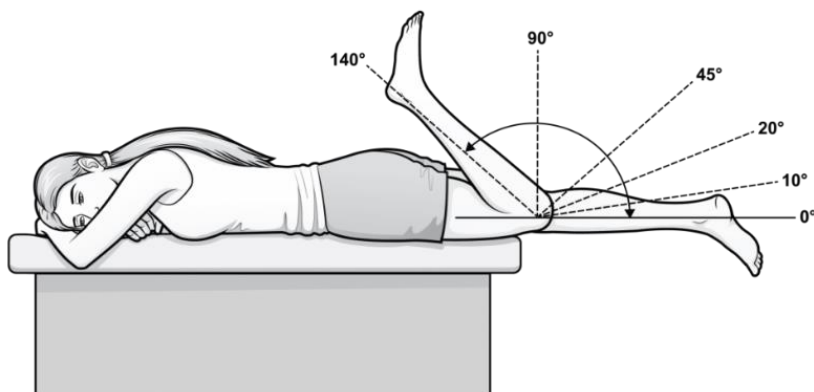
La patella, o rotula, è un osso sesamoide accolto nello spessore del tendine del quadricipite femorale. La rotula si adatta alla superficie patellare del femore, formando l'articolazione femoro-rotulea, e ha un ruolo fondamentale nella flessione-estensione del ginocchio poiché ottimizza il braccio di leva del quadricipite femorale che esprime la forza necessaria al movimento.

A ginocchio esteso, l'asse del femore forma un angolo con l'asse della tibia sul piano frontale di  $170\text{-}175^\circ$ , detto valgismo fisiologico. Una variazione di quest'angolo oltre il range indicato può favorire l'insorgenza di patologie a carico dell'articolazione come l'osteoartrosi [2]. Il ginocchio ha principalmente un solo grado di libertà, la flessione-estensione, che permette di avvicinare o allontanare la tibia rispetto al femore. Un secondo grado di libertà, la rotazione intorno all'asse longitudinale, si verifica solo quando il ginocchio è flesso.

Il ginocchio lavora essenzialmente in compressione, sotto l'azione della gravità, ed è dotato di caratteristiche meccaniche che garantiscono stabilità durante l'appoggio del piede ed elevata mobilità durante la fase di volo per l'avanzamento dell'arto [3].

## 1.2 MOVIMENTI

La flessione-estensione si svolge intorno l'asse trasversale che passa dai centri dei condili femorali. La massima flessione ottenibile con la sola azione muscolare varia sui  $120\text{-}140^\circ$  (Figura 1.2), in funzione della posizione dell'anca, e può arrivare fino a  $170^\circ$  tramite l'applicazione di forze esterne. Il movimento relativo tra i condili femorali e il piatto tibiale durante la flessione è il prodotto dei moti di rotolamento e scivolamento limitati dalle strutture legamentose.



**Figura 1.2 – Flessione del ginocchio**

Le rotazioni del ginocchio, interna ed esterna, avvengono attorno all'asse longitudinale della tibia. A ginocchio esteso la rotazione interna è limitata dall'azione dei legamenti crociati, mentre l'extra-rotazione è limitata dai legamenti collaterali e dal menisco. Con il ginocchio flesso a  $90^\circ$  è possibile avere una rotazione interna massima di  $30\text{-}35^\circ$  e una rotazione esterna massima di  $40\text{-}45^\circ$  [4].

La normale escursione del ginocchio durante la deambulazione varia da 0 fino a 60-70° gradi di flessione, mentre sono ridotti i movimenti di ab-adduzione e intra-extra rotazione [5]. Durante la salita e la discesa delle scale si può arrivare fino a 80-90° di flessione [6].

### 1.3 DISTURBI DELL'ARTICOLAZIONE

Le condizioni muscolo-scheletriche rientrano tra le maggiori cause di disabilità e dolore cronico che condizionano la qualità della vita. In questo paragrafo verranno brevemente esposte le principali patologie a carico delle articolazioni, tra le quali: osteoartrosi, artrite reumatoide e osteoporosi.

L'osteoartrosi è un processo degenerativo e irreversibile caratterizzato dalla perdita di cartilagine all'interno del giunto sinoviale. Clinicamente si manifesta con dolore, limitazioni funzionali e vari gradi di infiammazione locale. È possibile diagnosticare questa patologia con esami radiografici, come mostrato in Figura 1.3, valutando la riduzione dello spazio intra-articolare dovuto al deterioramento della cartilagine.

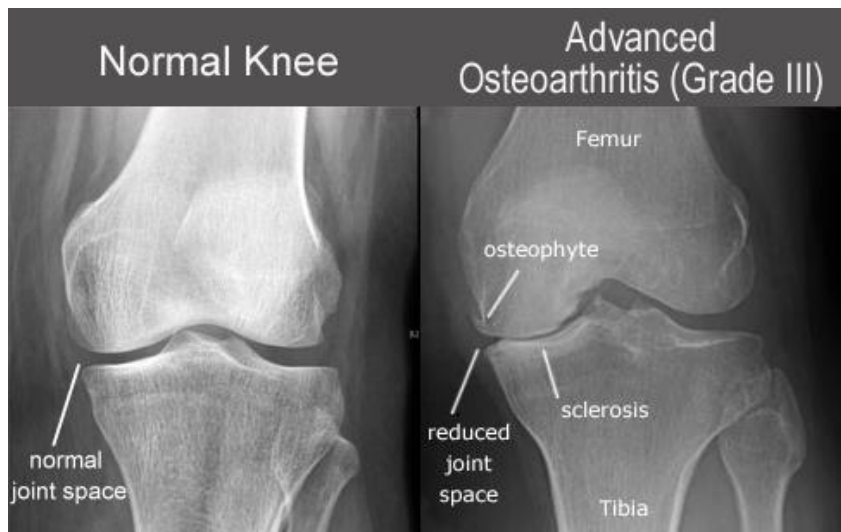
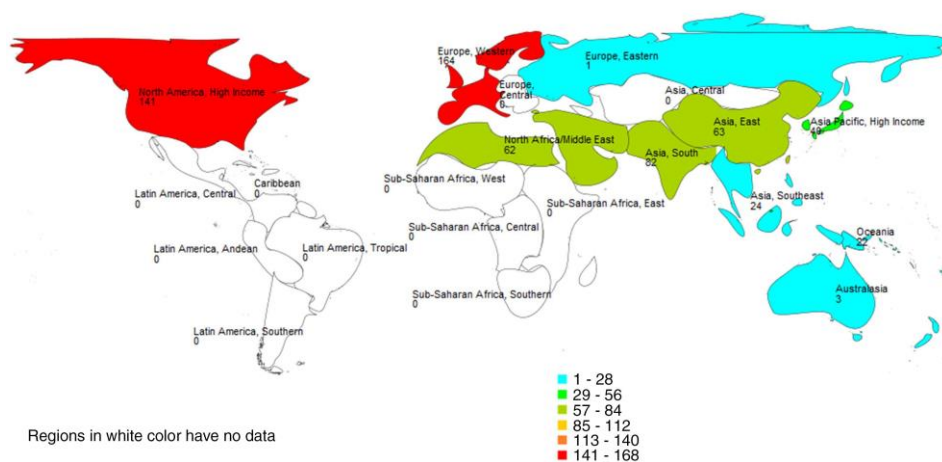


Figura 1.3 – Immagini radiografiche di un ginocchio normale e con osteoartrosi

Studi radiografici condotti sulla popolazione europea e degli Stati Uniti, con età maggiore di 45 anni, hanno stimato che l'incidenza dell'osteoartrosi del ginocchio corrisponde al 14.1% per gli uomini e al 22.8% per le donne [7]. È stato condotto inoltre uno studio per stimare la distribuzione mondiale dell'osteoartrosi del ginocchio (Figura 1.4), tramite l'utilizzo del *DisMod-MR* (Disease Modeling – Metaregression), un modello regressivo che considera età, sesso, paese ed anno [8]. Tra i fattori di rischio che contribuiscono all'avanzamento dell'osteoartrosi, i più importanti sono età, obesità, traumi e attività che implicano carichi elevati sull'articolazione.



**Figura 1.4 – Distribuzione mondiale osteoartrosi del ginocchio**

L'artrite reumatoide è una patologia sistemica che implica condizioni infiammatorie poli-articolari. L'eziologia della malattia è ancora sconosciuta e la remissione della stessa si aggira tra il 10 e il 30% dei casi diagnosticati. Generalmente, l'artrite reumatoide progredisce con l'avanzare dell'età fino a circa 70 anni, quando inizia il suo declino. L'incidenza di questa patologia nella popolazione del nord Europa è circa 20-300 su 100000 all'anno e 20-50 su 100000 per l'artrite reumatoide giovanile. Tra lo 0.3% e l'1% della popolazione nei paesi industrializzati è affetto da questa malattia [7]. Componenti genetiche ed ereditarie, fumo e obesità rientrano tra i principali fattori di rischio. Attualmente non esistono cure definitive ma terapie farmacologiche, fisioterapia e adattamenti dell'ambiente casalingo, possono ridurre la disabilità causata dalla malattia.

L'osteoporosi è caratterizzata da una perdita della massa ossea e dal deterioramento della microarchitettura del tessuto osseo, con conseguente fragilità che potrebbe favorire la frattura. Secondo la *World Health Organization* (WHO), la prevalenza dell'osteoporosi varia dal 5%, nelle donne con età pari a 50 anni, fino al 50% nelle donne di 85 anni. La stessa statistica viene riportata per gli uomini ma con percentuali inferiori che variano dal 2.4 al 20% [7]. Tuttavia, le fratture dovute a osteoporosi sono prevalentemente a carico dell'articolazione dell'anca, in particolare sul collo del femore.

Sono state espone le principali patologie a carico delle articolazioni ma in questo studio sono stati inclusi pazienti con osteoartrosi primaria del ginocchio, per i quali l'impianto della PTG risulta essere il principale trattamento per migliorare la qualità della vita.

## 1.4 PROTESI TOTALE DI GINOCCHIO

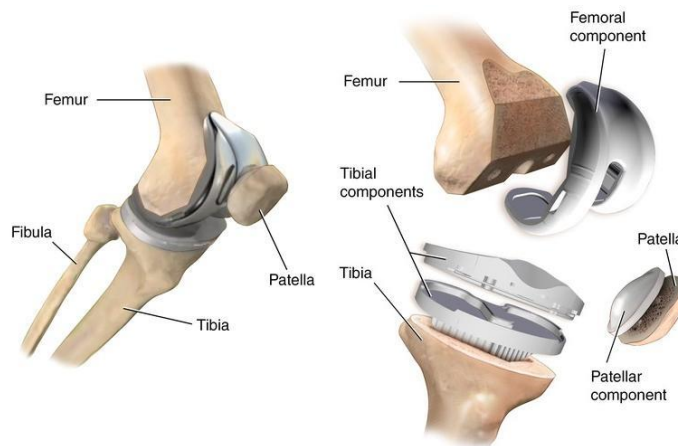
Le principali esigenze di progetto per una protesi di ginocchio sono:

- facilità di impianto per il chirurgo;
- ripristino della funzionalità articolare;
- stabilità meccanica primaria (a breve termine);
- stabilità meccanica secondaria (a medio-lungo termine);

- minimizzazione del rischio di rigetto per cause biologiche;
- facilità di espianto in caso di fallimento per permettere la sostituzione dell'impianto con una protesi da revisione.

Le Protesi Totali di Ginocchio (PTG) sono costituite da tre componenti (Figura 1.5):

- Femorale, ricopre le superfici condilari del femore
- Tibiale, inserito nella porzione prossimale della tibia
- Insetto tibiale in polietilene, sostituisce la funzione dei menischi



**Figura 1.5 – Protesi Totale di Ginocchio**

Gli aspetti da considerare per una PTG sono:

- il disegno delle tre componenti
- la conservazione del legamento crociato posteriore (LCP)
- l'impiego di inserti in polietilene mobili
- la protesizzazione della superficie patellare

L'utilizzo della componente patellare resta una questione controversa [9] viste le opinioni discordanti che si riscontrano in letteratura e nella pratica clinica. Protesizzare la patella ridurrebbe il dolore post-operatorio ma d'altro canto potrebbe comportare la frattura della patella, il disfacimento del meccanismo estensore, l'osteonecrosi, la mobilizzazione asettica, l'instabilità e la dislocazione della patella e l'aumento dell'usura del polietilene [10]. La scelta del suo impiego è demandata all'esperienza del chirurgo.

La geometria delle componenti tibiale e femorale deve garantire la rotazione relativa intorno l'asse trasversale, per permettere la flessione-estensione, e una limitata rotazione intorno l'asse longitudinale per consentire l'intra-extra rotazione della tibia. Una protesi di ginocchio in cui debba essere prevista l'assenza di almeno uno dei legamenti crociati non può affidare la sua stabilità solo alle strutture capsulari e legamentose residue, pertanto il disegno delle componenti femorale e tibiale deve assicurare una stabilità intrinseca.

L'inserto tibiale è interposto tra le due componenti per guidare i movimenti relativi e ridurre l'usura delle componenti metalliche (generalmente leghe di Titanio, leghe di Cobalto-Cromo o Cobalto-Cromo-Molibdeno, visibili in Figura 1.6). Gli inserti sono realizzati in polietilene, materiale che garantisce una buona resistenza all'usura. Nonostante ciò la degradazione del piatto tibiale resta comunque uno dei motivi principali del fallimento delle protesi con conseguente revisione dell'impianto [11].



**Figura 1.6 – Profilo radiografico PTG**

L'inserto in polietilene può essere solidale alla componente tibiale oppure mobile (movimenti rotazionali relativi tra componente tibiale e inserto). Teoricamente il piatto mobile offrirebbe diversi vantaggi, tra i quali: riduzione dell'usura, incremento del range articolare, compensazione della mal rotazione della componente tibiale, riduzione della pressione patello-femorale [12]. Esistono però diversi studi in letteratura che dimostrano non ci siano differenze sostanziali tra piatto fisso e piatto mobile, pertanto la scelta è demandata all'esperienza del chirurgo.

Un'altra questione controversa è il mantenimento o la resezione del legamento crociato posteriore. Mantenere questo legamento determinerebbe un miglioramento della stabilità, del movimento fisiologico del ginocchio, del range articolare, della propriocezione e ridurrebbe le forze di taglio che altrimenti risulterebbero a carico dell'impianto. D'altro canto, il legamento crociato posteriore espleta la sua completa funzione avvolgendosi con il crociato anteriore che viene in ogni caso rimosso. Altri chirurghi preferiscono quindi rimuovere il crociato posteriore per migliorare la correzione della deformità del ginocchio e la fissazione delle componenti ai reperi ossei. La resezione consentirebbe inoltre di utilizzare delle protesi con elevata congruenza articolare che garantiscono una riduzione dell'usura del polietilene [13]. Tutt'ora questa scelta è a carico del chirurgo.

Le protesi possono essere fissate ai reperi ossei con del cemento biologico. Questa soluzione viene adottata generalmente per le persone più anziane poiché consente il carico poco tempo dopo l'intervento chirurgico. Le protesi per cui non sia previsto l'utilizzo di cemento chirurgico, ossia le componenti che vanno a diretto contatto con l'osso, sono sottoposte a trattamenti superficiali quali rivestimento con idrossiapatite (minerale dalla composizione analoga alla componente minerale dell'osso) o deposizione di materiale inerte per variare la struttura superficiale al fine di facilitare l'osteointegrazione quindi l'ancoraggio meccanico dell'impianto.



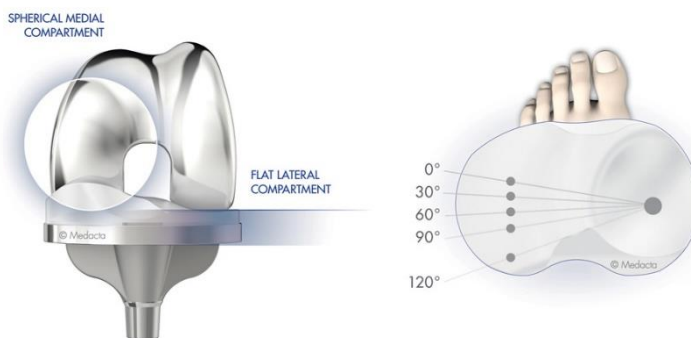
Attualmente tre le più utilizzate nella pratica clinica, le protesi di ginocchio a meccanismo postero-stabilizzato sono state sviluppate a partire dal 1970 [14]. La struttura della componente femorale prevede una simmetria condilare, non presente in un ginocchio fisiologico, e la presenza di una camma che conferisce stabilità antero-posteriore e medio-laterale (Figura 1.7).



**Figura 1.7 – Protesi Postero-Stabilizzata**

L'innesco della camma femorale con la spina tibiale in polietilene produce un movimento, definito in letteratura “*paradosso*”, che consiste nella traslazione relativa antero-posteriore tra tibia e femore [15], [16]. Questo movimento si traduce in una sensazione di instabilità del paziente durante l'appoggio oltre a determinare un aumento dell'usura del piatto tibiale in polietilene.

Lo sviluppo dei nuovi modelli, a partire dal 2000, ha condotto alla ricerca delle condizioni progettuali per riprodurre la cinematica fisiologica del ginocchio. Le modifiche essenziali riguardano i disegni dell'insero tibiale e della componente femorale che assicurano la stabilità articolare mediante l'elevata congruenza del compartimento mediale (Figura 1.8). Questo meccanismo, definito come “*ball-in-socket*”, consente la rotazione attorno al compartimento mediale e le traslazioni antero-posteriori senza introdurre il movimento paradosso.



**Figura 1.8 – Protesi a Pivot Mediale**

Contrariamente alla protesi postero-stabilizzata, questo design mira a riprodurre la struttura di un ginocchio fisiologico, affidando la stabilità all'asimmetria condilare. È stato condotto uno studio su questo modello di PTG con tecniche fluoroscopiche. I risultati hanno dimostrato che la stabilità e il pattern cinematico sono simili a quelli fisiologici, seppur con ampiezze articolari ridotte [17].

Salvo complicazioni, la durata di una PTG si aggira intorno ai 15 anni. Tra le cause di fallimento, con conseguente revisione dell'impianto, ritroviamo in ordine di prevalenza [11]:

- Usura del polietilene
- Mobilizzazione
- Instabilità
- Infezione
- Artrofibrosi
- Mal posizionamento o mal allineamento
- Deficienza del meccanismo estensore
- Necrosi avascolare della patella
- Frattura peri-prostetica
- Protesizzazione isolata della patella

È stato inoltre stimato che la domanda delle revisioni per le PTG e le PTA, solo negli Stati Uniti, salirà di circa il 601% entro il 2030 [18].

## Capitolo 2 ANALISI DEL MOVIMENTO

### 2.1 STORIA

Nonostante diverse menti del passato come Aristotele (384-322 a.C.), Galeno (131-201), Leonardo da Vinci (1452-1519), Galileo Galilei (1564-1642), Giovanni Keplero (1571-1630), René Cartesio (1596-1650) e Isacco Newton (1642-1727) si fossero interessate al movimento dell'uomo e degli animali, la biomeccanica, intesa come l'applicazione dei principi della meccanica agli organismi viventi, nasce con Giovanni Alfonso Borelli (1608-1680). Il fisiologo, fisico e matematico italiano fu il primo ad analizzare il comportamento delle strutture fisiologiche sottoposte a sollecitazioni statiche o dinamiche. Poco dopo la sua morte fu pubblicato il primo trattato di biomeccanica della storia: il “*De Motu Animalium*” (Figura 2.1).

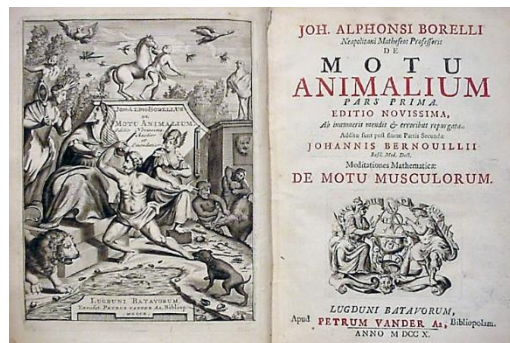
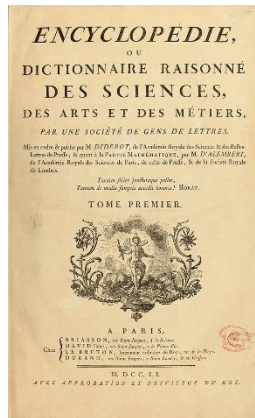


Figura 2.1 – *De Motu Animalium* (1680)

Nel 1751 due illuministi francesi, Denis Diderot (1713-1784) e Jean Baptiste Le Rond d'Alembert (1717-1783), pubblicarono “*L'Encyclopédie*” (Figura 2.2). Il movimento venne definito all'interno di quest'opera come “l'azione degli esseri viventi necessaria alla conservazione della salute; la mancanza di movimento, così come il suo eccesso, sono estremamente dannosi al corpo” [19].



**Figura 2.2 – L’Encyclopédie (1751)**

Nel 1836 i fratelli Wilhelm (1804-1891) e Eduard (1795-1881) Weber pubblicarono una dettagliata trattazione sulla locomozione umana. Basandosi su una grande quantità di dati sperimentali raccolti con le semplici apparecchiature a disposizione, intuirono e descrissero diversi principi che regolano l’attività del cammino e della corsa:

- Durante il cammino la gamba sorregge il corpo non solo grazie alla rigidità dei segmenti ossei ma anche grazie alla forza muscolare
- Descrissero le fasi di appoggio e pendolamento e identificarono il doppio appoggio del cammino e il doppio pendolamento della corsa
- La velocità del cammino può essere aumentata allungando o rendendo più frequente il passo
- Le forze di reazione antero-posteriori scambiate tra piede e terreno sono responsabili di una rotazione del tronco, qualora il centro dell’appoggio non fosse sulla proiezione verticale del baricentro; la rotazione dovuta alla forza di inerzia generata dall’oscillazione degli arti inferiori, viene controbilanciata dall’oscillazione delle braccia

Etienne Jules Marey (1830-1904), fisiologo e inventore francese, nel 1878 scrisse: “Quando si verifica un evento che non possiamo percepire, per la sua dimensione o per la sua velocità, oppure quando questo è talmente lento, che supera i limiti della nostra pazienza, quando in ogni caso, per sua natura, l’evento sfugge alla nostra attenzione, allora si rende necessario, se possibile, l’impiego di un apparecchio registratore... Quando l’occhio non è più in grado di vedere, l’orecchio e il tatto di sentire, o quando i nostri sensi ci danno informazioni erranee, allora questi dispositivi rappresentano nuovi sensi e presentano precisioni sbalorditive”. Sulla base del concetto espresso da Marey, durante la seconda metà del XIX secolo si registrarono notevoli sviluppi per l’analisi del movimento grazie all’avvento del metodo fotografico.

Nel 1873 un astronomo franco-norvegese, Pierre Jules César Janssen (1824-1907), usa un “*revolver fotografico*” (Figura 2.3) di sua invenzione per documentare le fasi del transito di Venere davanti al sole.

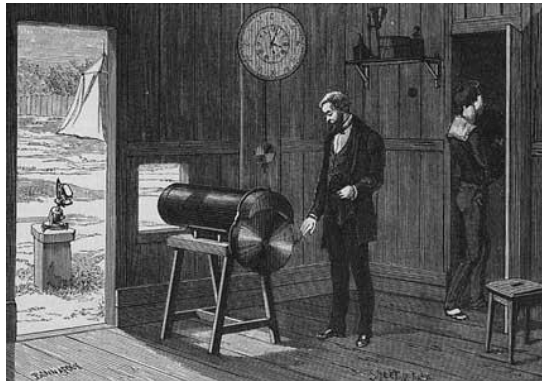


Figura 2.3 – Revolver fotografico di Janssen (1873)

Cinque anni più tardi, il Governatore della California Leland Stanford, ingaggiò il fotografo inglese Eadweard Muybridge (1830-1904) per dimostrare l'esistenza di un istante in cui tutti e quattro gli zoccoli del cavallo sono sollevati da terra (Figura 2.4).

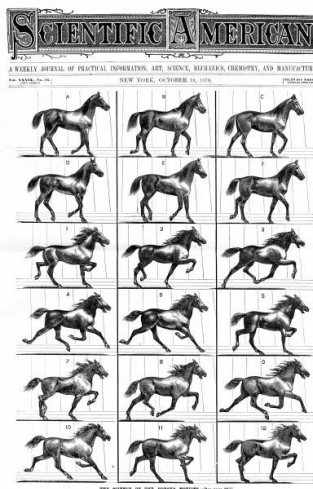
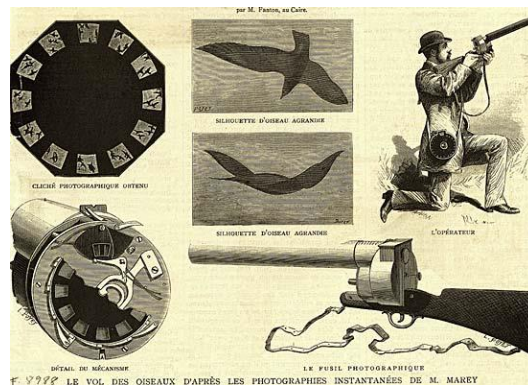


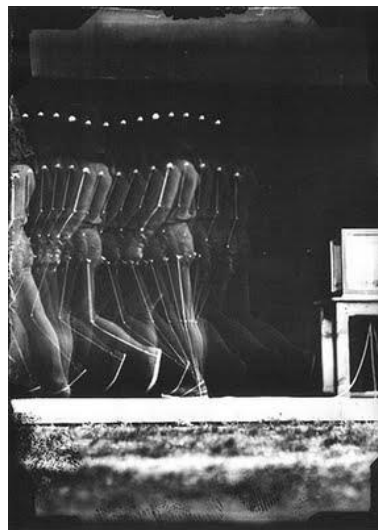
Figura 2.4 – Sequenze fotografiche di Muybridge (1878)

Muybridge fu quindi un pioniere sull'analisi del movimento, documentando il moto delle persone e degli animali tramite la fotografia. Il suo lavoro fu apprezzato sia in ambito scientifico che artistico.

Dopo aver visto le sequenze fotografiche di Muybridge, Marey comprese l'importanza della fotografia per la ricerca scientifica e inventò la cronofotografia su singola lastra. Uno degli strumenti da lui ideato fu il "fucile fotografico" (Figura 2.5), grazie al quale era possibile imprimere delle immagini su un disco rotante. I suoi soggetti preferiti erano gli uccelli durante le fasi di volo ma utilizzò questo strumento anche per documentare animali e uomini durante atti locomotori (Figura 2.6).



**Figura 2.5 – Fucile fotografico di Marey**



**Figura 2.6 – Cronofotografia della deambulazione**

Jean Martin Charcot (1825-1893), neurologo francese, teneva lezioni sulle patologie del sistema nervoso con l'ausilio di materiale fotografico che rappresentava il movimento di pazienti neurologici, prodotto da Albert Londe (1858-1917), fotografo inglese. Fu il primo caso in cui delle immagini furono utilizzate a scopo clinico e didattico.

Frederick Taylor (1856-1915) utilizzò del materiale fotografico, fondamentale per le sue teorie, prodotto da Frank (1868-1924) e Lillian (1878-1972) Gilbreth. I coniugi statunitensi raccolsero un'ingente quantità di immagini e di informazioni sull'economizzazione di atti motori scomponendoli in sotto-movimenti.

Il riconoscimento della paternità del moderno approccio matematico allo studio del movimento umano va ai tedeschi Christian Wilhelm Braune (1831-1892) e Otto Fischer (1861-1917). L'accurata analisi matematica condotta da Braune, integrata dai dati sperimentali di Fischer ottenuti "vestendo" un soggetto con sottili tubi illuminati da una bobina di Rhumkorff (un

rocchetto a induzione, è un tipo di trasformatore utilizzato per produrre impulsi ad alta tensione partendo da una sorgente di corrente continua a bassa tensione), permise il calcolo delle coordinate tridimensionali dei segmenti corporei durante il cammino. Dati antropometrici, ricavati da cadaveri congelati, furono utilizzati per la determinazione delle coordinate del baricentro dei segmenti e dei relativi momenti di inerzia. A questo punto gli studiosi furono in grado di descrivere il cammino in termini di moto del baricentro, di forze effettive inerziali che si sommano al peso corporeo e, conseguentemente, di calcolare la reazione al terreno.

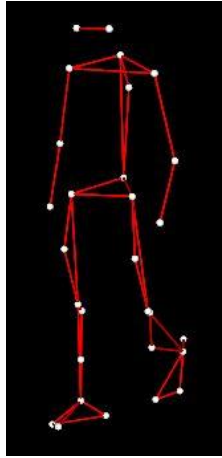
La tecnica di Fischer fu migliorata da Nikolaj Bernstein (1869-1966). Il neurofisiologo russo ricostruì il movimento in tre dimensioni grazie all'utilizzo di luci stroboscopiche e uno specchio come camera virtuale, risolvendo i problemi relativi alla sincronizzazione.

Dopo la Seconda Guerra Mondiale nacque l'esigenza di allestimento di protesi per i numerosi veterani invalidi. Herbert D. Eberhart (1906-1993), professore di Ingegneria Civile, condusse degli studi presso il College of Engineering dell'Università della California (Berkeley), coordinando un gruppo di ricerca composto da 42 persone dal 1945 al 1947. Il rapporto "*Fundamental studies of human locomotion and other information related to design of artificial limbs*" non fu mai pubblicato integralmente [20]. Questo gruppo di ricerca ha dato un grande contributo alla biomeccanica del cammino. Uno degli obiettivi principali dello studio era una stima precisa della rotazione degli arti inferiori. Considerando che all'epoca le protesi erano strutture passive non in grado di fornire all'amputato un controllo del movimento, furono studiati inoltre anche i pattern di attivazione muscolare in relazione alle fasi del passo, grazie all'applicazione di elettrodi di superficie e amplificatori a tubi termoionici. Lo scopo di quest'ultimo studio era quello di sviluppare sistemi di controllo che consentissero all'amputato di sfruttare la muscolatura residua del moncone.

## 2.2 SISTEMI OPTOELETTRONICI A MARKER PASSIVI

Le tecniche e i dispositivi disponibili in passato comportavano un ingente carico di lavoro quindi per poter estrapolare dei parametri significativi da una singola acquisizione era richiesta una quantità di tempo elevata. Il progresso tecnologico e il conseguente avvento dei calcolatori hanno segnato una svolta anche nel campo dell'analisi del movimento, infatti l'onere computazionale richiesto per elaborare la grande quantità di dati è ora totalmente a carico delle macchine che impiegano pochi minuti a confronto delle centinaia di ore di lavoro che eseguivano i ricercatori in passato.

Gli attuali sistemi di acquisizione fanno uso di marcatori (o marker) che vengono posizionati in corrispondenza di punti di repere facilmente identificabili e che consentono una stabilità del marker stesso rispetto alle strutture muscolo-scheletriche delle quali si vuole rilevare il movimento. I segmenti corporei, dopo l'acquisizione e l'elaborazione, saranno rappresentati da una spezzata che congiunge due marker. Il risultato prende il nome di "*Stick Diagram*" (Figura 2.7).



**Figura 2.7 – Stick Diagram**

L'approssimazione di questa schematizzazione consiste nel considerare le articolazioni come cerniere e i segmenti corporei come corpi rigidi.

Le traiettorie dei marker vengono ricostruite grazie alle telecamere, che acquisiscono le immagini del soggetto in movimento, e al computer che calcola inoltre le altre grandezze d'interesse (angoli, velocità, accelerazioni).

Tra i diversi sistemi di acquisizione attualmente a disposizione, quelli che utilizzano i marker si suddividono in due categorie: marker attivi e passivi. Per questo studio sono stati utilizzati i marker passivi che, a loro volta, si suddividono in altre due categorie: riconoscimento di soglia e riconoscimento di forma.

Sono stati sviluppati dei sistemi per l'elaborazione di immagini televisive che rilevano la presenza di un oggetto appena supera una certa soglia di intensità luminosa. Quando questa soglia viene superata, vengono fatti corrispondere dei pixel sul marker che consentono il calcolo delle coordinate spaziali. Per permettere il superamento della soglia, il marker viene ricoperto di materiale catarifrangente per sfruttare al meglio il sistema di illuminazione coassiale con la telecamera.

Tra i vantaggi ritroviamo l'assoluta libertà di movimento del soggetto mentre tra i problemi principali c'è la difficoltà di riconoscimento del marker in caso di presenza di oggetti sulla scena con luminosità comparabile. Una soluzione è quella di utilizzare marker di dimensioni notevoli che però comportano una riduzione dell'accuratezza di misura. Tali errori di misura si riflettono sul software che ricostruisce le traiettorie, soprattutto quando il numero dei marker aumenta e si sovrappongono spazialmente durante il naturale movimento del soggetto in esame. Per la raccolta dati del presente lavoro, sono stati utilizzati marker passivi a riconoscimento di soglia (Figura 2.8).





**Figura 2.8 – Marker passivi a riconoscimento di soglia**

Sistemi più recenti, basati sul riconoscimento di pattern conformazionali, sono in grado di:

- Calcolare le coordinate del centro dei marker, con specifiche forma e dimensione, in tempo reale
- Classificare i marker per permettere la ricostruzione delle traiettorie (ottenute tramite tecniche di “*best-fitting*”)
- Elaborare e restituire ulteriori parametri del movimento in esame (velocità, accelerazioni, angoli)

La tecnica del riconoscimento di forma consente di eliminare eventuali artefatti dovuti alla presenza di riflessi o elementi di disturbo sulla scena. L’elaborazione in tempo reale permette di memorizzare una quantità di dati ridotta oltre a consentire di valutare l’affidabilità del riconoscimento con immediatezza.

Un sistema per rilevare e quantificare il movimento con i marker passivi è così composto:

1. Un set di almeno due videocamere
2. Flash per l’illuminazione della scena
3. Un set di marker sferici, ricoperti di materiale riflettente, fissati al soggetto
4. Un calcolatore che riceve le immagini dalle telecamere e ricostruisce le traiettorie spaziali dei marker



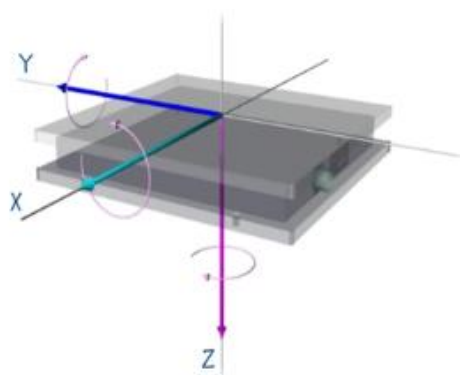
**Figura 2.9 – Laboratorio di analisi del movimento**

Per poter ricostruire la traiettoria tridimensionale dei marker è necessario che la posizione e l'orientamento delle telecamere siano noti al sistema. Le operazioni di calibrazione statica e dinamica consentono infatti di stabilire il sistema di riferimento globale e il volume di lavoro definito dal campo visivo delle telecamere. In seguito alla ricostruzione spaziale delle traiettorie, durante la fase di tracking vengono assegnate delle etichette per dare un significato anatomico ai marker e applicare il modello biomeccanico che consente il calcolo della cinematica articolare.

Questi sistemi vengono adottati anche in ambito cinematografico e videoludico, oltre alle applicazioni cliniche e alle attività di ricerca.

### 2.3 PIATTAFORME DINAMOMETRICHE

Per una completa analisi del movimento, è necessario valutare anche lo scambio di forze che avviene tra suolo e piede durante la fase di appoggio per poter risalire alla dinamica articolare. Grazie all'ausilio delle piattaforme dinamometriche è possibile rilevare le componenti di forza, i momenti risultanti e il centro di pressione (Figura 2.10).



**Figura 2.10 – Forze e momenti di una piattaforma dinamometrica**

Durante l'appoggio è impossibile esercitare delle forze di trazione quindi i momenti intorno agli assi che giacciono sul piano di cammino (x e y) sono nulli. L'unica componente torsionale che si sviluppa durante il passo è quella attorno all'asse verticale (z).

Il centro di pressione è il punto di applicazione della forza risultante dal contatto tra piede e suolo. La sua posizione varia continuamente durante le fasi di appoggio perché cambia la superficie di contatto e conseguentemente la distribuzione delle pressioni su di essa.

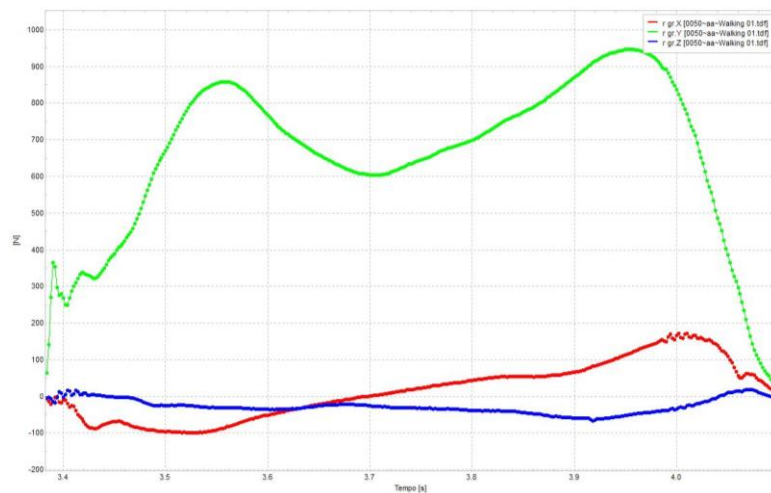
Storicamente sono stati adottati diversi principi per la realizzazione di piattaforme di forza (molle precaricate e trasduttori pneumatici, estensimetri elettrici) ma risulta decisiva l'introduzione di trasduttori piezoelettrici che garantiscono una maggiore affidabilità di misura. Gli elementi sensibili alle variazioni di forza vengono posizionati in corrispondenza dei quattro vertici della piattaforma.

Una piattaforma di forza deve garantire delle specifiche, tra le quali:

- sensibilità alle forze e a i momenti applicati appropriata ai soggetti e all'attività oggetto dell'indagine
- linearità al carico statico e buona accuratezza alla risposta dinamica: il rapporto tra il peso della piastra e la rigidità degli elementi di supporto deve essere basso per impedire che la minima frequenza di risonanza si avvicini troppo al campo di frequenza del movimento considerato
- bassa isteresi del sistema (struttura di supporto sufficientemente rigida)
- trasduttori con sensibilità unidirezionale
- superficie di cammino rigida per evitare amplificazioni dinamiche
- base di supporto rigidamente collegata al terreno
- accorgimenti per evitare che le vibrazioni del pavimento si trasmettano alla pedana

Un tipico esempio delle forze di reazione registrate durante il cammino è riportato in Figura 2.11:

- forza verticale (linea verde)
- forza antero-posteriore (linea rossa)
- forza medio-laterale (linea blu)



**Figura 2.11 - Forze di reazione al suolo durante il cammino**

Di particolare interesse e ampiamente utilizzati in letteratura per descrivere il ciclo di passo, i due picchi della forza verticale rappresentano le fasi di accettazione del carico e propulsione. Quantificare l'entità dell'impatto e della fase di spinta può fornire informazioni sulla stabilità dell'appoggio e la conservazione della progressione.

Attualmente sono stati sviluppati diversi sistemi per rilevare lo scambio di forze con il terreno, come le solette multi-sensore o le piattaforme a matrice, ma si rimanda alla letteratura per ulteriori approfondimenti non essendo un argomento centrale di questo lavoro.

## 2.4 ELETTROMIOGRAFIA

Il movimento è prodotto dalla funzione muscolare quindi un'esaustiva analisi del movimento non può prescindere da questo tipo di parametri.

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica sperimentale che studia lo sviluppo, la registrazione e l'analisi dei segnali mioelettrici generati dalla variazione fisiologica di stato delle membrane delle fibre muscolari [21].

La misura di un segnale elettromiografico, al pari di ogni segnale biomedico, richiede l'uso di strumenti e tecniche adeguate al prelievo e all'elaborazione. Le modalità di prelievo di un segnale EMG sono: invasiva, tramite elettrodi ad ago (o cruenti) e non invasiva, tramite elettrodi di superficie

Gli elettrodi ad ago (Figura 2.12) sono realizzati in acciaio inossidabile, date le proprietà di robustezza meccanica e inattaccabilità chimica da parte dei liquidi organici, e consentono una migliore selettività di prelievo rispetto agli elettrodi superficiali.



Figura 2.12 – Elettrodi ad ago

Gli elettrodi ad ago possono essere bipolari concentrici (Figura 2.13a) o monopolari isolati (Figura 2.13b). Mentre quest'ultimi sono costituiti da un solo ago rivestito quasi interamente da un isolante (esclusa la punta), gli elettrodi bipolari concentrici presentano un ago ipodermico di circa 1 mm di diametro (elettrodo di riferimento) al cui interno è posto un altro ago (elettrodo captante) isolato dal precedente da una resina biocompatibile.

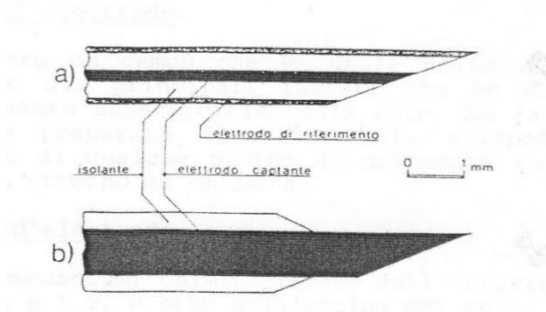
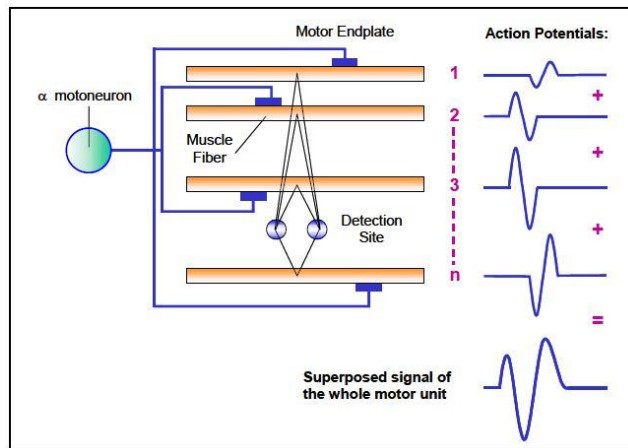


Figura 2.13 – a) Elettrodo bipolare concentrico b) Elettrodo monopolare isolato

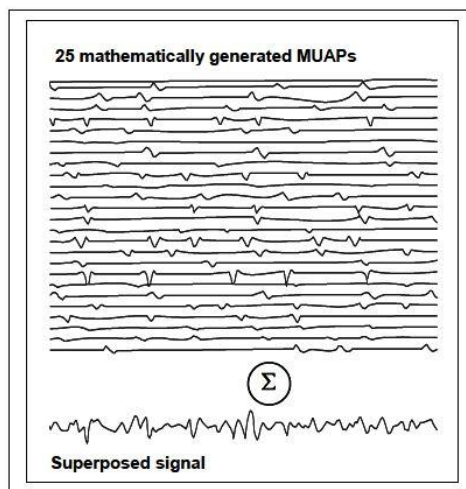
In questo lavoro sono state utilizzate tecniche di elettromiografia superficiale che prevedono l'applicazione di elettrodi cutanei, al fine di rilevare il segnale generato dal muscolo.

La scarica di un impulso, proveniente da un motoneurone, produce un potenziale d'azione che si propaga lungo le fibre innervate. La somma spazio-temporale dei singoli potenziali d'azione prodotti dalle fibre innervate di un'unità motoria prende il nome di MUAP (*Motor Unit Action Potential*, Figura 2.14).



**Figura 2.14 – Motor Unit Action Potential**

La sequenza ripetitiva di un singolo MUAP è chiamata MUAPT (*Motor Unit Action Potential Train*). Durante una contrazione vengono reclutati diversi motoneuroni quindi la natura del segnale EMG è dovuta alla somma dei contributi di diversi MUAPs. La sovrapposizione dei MUAPs genera un segnale bifasico con distribuzione simmetrica delle ampiezze positive e negative (media nulla) chiamato pattern di interferenza (Figura 2.15).



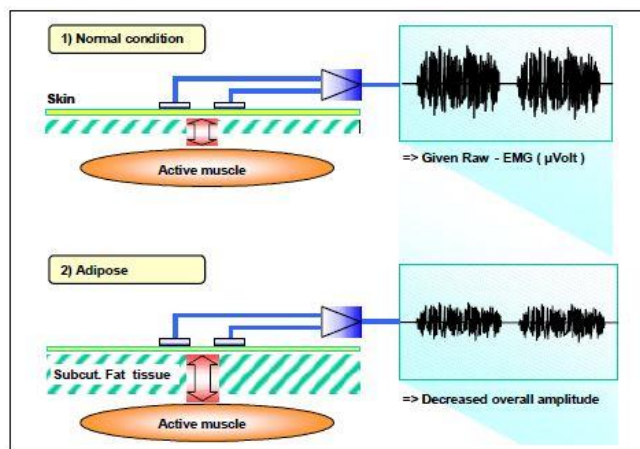
**Figura 2.15 – Pattern di interferenza**

I due fattori principali che influenzano la forza generata dal muscolo, quindi la forma d'onda del segnale, sono il numero di unità motorie reclutate e la loro frequenza di scarica.

La rilevazione del segnale EMG dipende da:

- caratteristiche del tessuto su cui viene applicato l'elettrodo;
- cross talk fisiologico;
- variazioni della geometria tra la sezione centrale del muscolo e il sito di applicazione dell'elettrodo;
- rumore ambientale esterno;
- qualità degli elettrodi e degli amplificatori.

Il corpo umano è un buon conduttore di elettricità ma le proprietà elettriche sono influenzate da diversi fattori, tra i quali: tipo di tessuto, variazioni fisiologiche dello spessore tissutale, temperatura. Queste condizioni variano da persona a persona, di conseguenza le registrazioni EMG non consentono di eseguire un confronto inter-soggetto sui parametri di ampiezza, a meno che non venga eseguita una normalizzazione con i segnali prodotti da una massima contrazione volontaria (*Maximum Voluntary Contraction, MVC*).



**Figura 2.16 – EMG e caratteristiche del tessuto**

Gli elettrodi cutanei non permettono una buona selettività di prelievo del segnale come gli elettrodi ad ago. Il fenomeno di cross talk si verifica per effetto della contrazione dei muscoli che si trovano in prossimità del sito di applicazione dell'elettrodo; ogni muscolo fornisce un contributo dipendente dalla distanza tra elettrodo e muscolo stesso. Le registrazioni EMG, specialmente per i muscoli del tronco, sono spesso contaminate dal segnale generato dalla contrazione del cuore.

Il corretto protocollo di prelievo di un segnale EMG prevede il posizionamento dell'elettrodo in corrispondenza del ventre muscolare. Negli studi che richiedono dei movimenti, l'elettrodo fissato sul tessuto cutaneo cambia continuamente posizione rispetto a quella iniziale, per effetto dei movimenti relativi della pelle. Ciò costituisce un limite per l'elettromiografia superficiale perché, come detto precedentemente, il prelievo del segnale EMG è dipendente

dalla distanza tra elettrodo e muscolo. Un altro fattore che può influenzare la registrazione dei segnali EMG è la presenza di dispositivi elettrici per i quali la messa a terra non è stata realizzata correttamente.

La selezione dell'elettrodo appropriato è dipendente dal tipo muscolo in esame, infatti un elettrodo con ampia superficie di contatto comporta una riduzione della selettività di prelievo del segnale EMG. Inoltre, è importante tenere in considerazione la distanza, detta inter-elettrodo, tra l'elettrodo captante e quello di riferimento, dalla quale dipende la bontà del segnale.

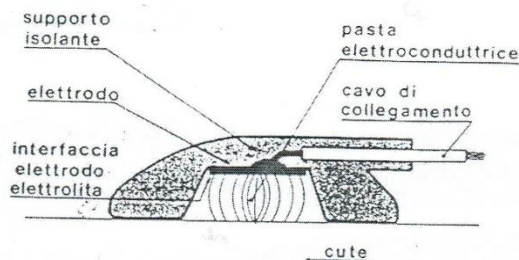
Una differenza sostanziale tra gli elettrodi per la sEMG è la modalità di applicazione sulla superficie cutanea: alcuni vengono fissati alla pelle mediante l'utilizzo di adesivi, mentre altri vengono utilizzati interponendo della pasta elettroconduttrice tra l'elettrodo e pelle (elettrodi *floating*) [22].

Gli elettrodi a contatto diretto (Figura 2.17) sono stati i primi ad essere utilizzati per registrazioni elettromiografiche superficiali e venivano realizzati in oro e argento. L'elettrodo veniva fissato alla pelle grazie a del nastro adesivo, interponendo una piccola quantità di pasta salina tra l'elettrodo e la zona di applicazione. Attualmente questi elettrodi sono costituiti da un disco di plastica impregnato di argento e coperto da un sottile strato di cloruro d'argento per stabilizzare i potenziali elettrici della pelle. L'applicazione sulla cute viene realizzata grazie ad un disco adesivo di dimensioni maggiori rispetto all'elettrodo stesso.



**Figura 2.17 – Elettrodo a contatto diretto**

Gli elettrodi *floating* (Figura 2.18) sono contenuti in una coppa sopraelevata rispetto alla pelle di circa 1 mm, insieme ad un mezzo elettrolitico. Il gel elettrolitico interposto tra la cute e l'elettrodo costituisce l'interfaccia necessaria per potenziare il segnale biologico e attenuare i movimenti relativi. Gli elettrodi *floating* hanno un costo superiore e richiedono tempi di preparazione più lunghi rispetto a quelli a contatto diretto.



**Figura 2.18 – Elettrodo floating**

Nel caso di pazienti sensibili o allergici al gel elettrolitico, si può ricorrere agli elettrodi a idrogel. Quest'ultimi, originariamente sviluppati come elettrodi stimolatori, sono costituiti da un disco di cloruro d'argento rivestito di uno strato di gel. L'idrogel ha un contenuto di acqua e una percentuale di acidità simile alla pelle, di conseguenza non provoca reazioni allergiche o ipersensibilità. Questo tipo di elettrodi ha un'impedenza più elevata rispetto a quelli descritti in precedenza, pertanto il segnale risultante è affetto da rumore in misura maggiore. Un altro limite degli elettrodi a idrogel è la stabilità di contatto con la pelle, da cui consegue un possibile distacco durante acquisizioni dinamiche. Per ovviare questo problema vengono realizzate ampie superfici di contatto, tuttavia il principale campo di applicazione di questi elettrodi è la registrazione elettromiografica in condizioni statiche.

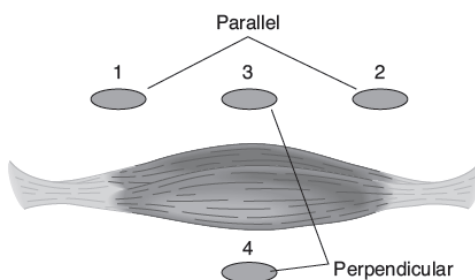
Indipendentemente dal tipo di elettrodo scelto, è necessario preparare opportunamente il sito di applicazione sfregandolo con soluzione fisiologica ed eliminando eventuali fonti di disturbo come gli annessi piliferi.

Dopo aver prelevato il segnale EMG con gli elettrodi, occorrono dei cavi che lo conducano al sistema di amplificazione. Le caratteristiche principali di cui devono disporre tali strumenti sono l'isolamento e la ridotta lunghezza. Il limite sulla lunghezza è essenziale per evitare che i cavi conducano il disturbo di rete (50 Hz) e per ridurre le oscillazioni che costituirebbero una fonte di disturbo. I movimenti dei cavi sono comunque limitati fissandoli con un nastro alla pelle del paziente. I problemi legati ai cavi sono stati risolti grazie agli elettrodi attivi, dotati di supporti in plastica che costituiscono la sede degli amplificatori. Attualmente sono stati sviluppati elettrodi con tecnologia wireless per trasmettere il segnale EMG direttamente all'elaboratore, rendendo obsoleto l'utilizzo dei cavi conduttori.

La qualità del segnale EMG non dipende solo dalla strumentazione ma anche dal sito di prelievo. Esistono delle linee guida che migliorano l'affidabilità delle registrazioni elettromiografiche [23]:

1. Selezionare il sito di applicazione che garantisca la minima quantità di tessuto cutaneo interposto tra gli elettrodi e le fibre muscolari
2. Selezionare la posizione appropriata degli elettrodi rispetto alle fibre muscolari (Figura 2.19). Quando possibile, gli elettrodi devono essere posizionati parallelamente alle fibre per massimizzare la sensibilità e la selettività. Posizionamenti perpendicolari tendono a portare una maggiore reiezione di modo comune e una minore selettività





**Figura 2.19 – Posizionamento degli elettrodi**

3. Evitare di posizionare l'elettrodo in prossimità delle placche motrici per eliminare gli errori dovuti all'amplificazione differenziale
4. Scegliere siti di applicazione facilmente individuabili (reperi anatomici) per facilitare il posizionamento durante registrazioni successive
5. Scegliere siti di applicazione che garantiscano una buona stabilità di contatto e che non ostruiscano la vista o impediscano movimenti
6. Minimizzare l'influenza di muscoli prossimali selezionando la migliore combinazione di dimensione dell'elettrodo e distanza inter-elettrodo.

Sono disponibili, al fine di standardizzare il più possibile le rilevazioni elettromiografiche, atlanti che specificano in quali punti posizionare gli elettrodi per ogni muscolo [24].

## 2.5 ANALISI DEL CAMMINO

Il cammino è una sequenza ripetitiva di movimento degli arti inferiori al fine di far avanzare il corpo mantenendo la stabilità dell'appoggio. Questa attività risulta essere tra le più indagate nel campo dell'analisi del movimento.

Un ciclo di passo è definito come due appoggi consecutivi dello stesso tallone e in Figura 2.20 sono indicate le fasi di cui è costituito [25].

|                       |                     |                                |                         |
|-----------------------|---------------------|--------------------------------|-------------------------|
| <b>Ciclo di passo</b> | <b>Appoggio</b>     | <b>Accettazione del carico</b> | Contatto iniziale       |
|                       |                     |                                | Risposta al carico      |
|                       |                     | <b>Appoggio singolo</b>        | Appoggio intermedio     |
|                       |                     |                                | Appoggio terminale      |
|                       | <b>Oscillazione</b> | <b>Avanzamento dell'arto</b>   | Pre-oscillazione        |
|                       |                     |                                | Oscillazione iniziale   |
|                       |                     |                                | Oscillazione intermedia |
|                       |                     |                                | Oscillazione terminale  |

**Figura 2.20 – Fasi del ciclo di passo**

Una prima distinzione tra le fasi del passo può essere fatta in funzione del contatto tra il piede e il suolo. L'appoggio costituisce circa il 60% dell'intero ciclo mentre il restante 40% è la fase di oscillazione, durante la quale si effettua l'avanzamento dell'arto.

Per il periodo di appoggio, si possono individuare le fasi di accettazione del carico e del singolo appoggio. L'accettazione del carico è costituita dal contatto iniziale, durante il quale inizia il rotolamento del calcagno, e dalla risposta al carico. Gli obiettivi della risposta al carico sono: assorbimento dell'impatto, stabilità sotto carico e conservazione della progressione. Il singolo appoggio ha inizio appena l'arto controlaterale si distacca dal suolo ed è composto dalle fasi di appoggio intermedio e appoggio terminale. Queste due fasi garantiscono la stabilità, considerando che il peso del corpo grava su un solo arto, e la progressione del piede in appoggio.

L'avanzamento dell'arto invece, è composto da quattro fasi: pre-oscillazione, oscillazione iniziale, intermedia e finale. Durante la pre-oscillazione si registra una riduzione del carico che viene trasferito all'arto controlaterale. Gli ultimi tre periodi riguardano il sollevamento del piede dal suolo, l'avanzamento e la preparazione dell'arto per l'appoggio che determina la fine del ciclo di passo.

Il semi-passo, infine, è definito come due appoggi consecutivi di entrambi gli arti. Il semi-passo destro è dunque la distanza che intercorre tra appoggio sinistro e appoggio destro, contrariamente al semi-passo sinistro che inizia dall'appoggio destro per terminare all'istante dell'appoggio sinistro.

## Capitolo 3 STUDIO SPERIMENTALE

---

### 3.1 SINOSSI DELLO STUDIO

L'osteoartrosi (OA) è un processo degenerativo a carico delle articolazioni che determina l'usura della cartilagine. Infiammazione, rimodellamento osseo, dolore e limitazioni funzionali sono gli effetti prodotti da questa patologia con conseguente peggioramento della qualità di vita. In particolare, è stato stimato che l'OA di anca e ginocchio rappresentano l'undicesima causa di disabilità mondiale [8].

Per poter ripristinare le funzionalità articolari e favorire la riduzione del dolore, i pazienti con OA del ginocchio ricorrono all'intervento chirurgico di Protesi Totale del Ginocchio (PTG) [26]. Nonostante la soluzione chirurgica restituisca ai pazienti l'abilità ad eseguire le attività di vita quotidiana, tra l'11 e il 19% dei pazienti operati da almeno un anno non è soddisfatto dell'esito dell'intervento [27] e un importante fattore di insoddisfazione è la sensazione di avere un ginocchio non-fisiologico. La cinematica di un ginocchio fisiologico è basata sull'azione dei legamenti crociati che favoriscono il rotolamento dei condili femorali sul piatto tibiale. Questo meccanismo è stato descritto in letteratura e denominato "*four-bar linkage mechanism*" [28], [29]. Lo sviluppo delle protesi è stato influenzato da questo concetto, nel tentativo di riprodurre lo stesso pattern cinematico.

Tra le prime protesi totali di ginocchio, la Postero Stabilizzata (PS) è stata ideata agli inizi del 1970 [14] e risulta ancora oggi tra le più utilizzate negli impianti primari di PTG [30]. Il meccanismo "*post-cam*" è stato realizzato per sostituire la funzione del legamento crociato posteriore ed evitare la sublussazione posteriore della tibia [31], conferendo stabilità alla protesi durante la flessione del ginocchio. La geometria della protesi PS introduce però un movimento definito in letteratura "movimento paradossale" che consiste in uno scivolamento anteriore del femore rispetto alla tibia [32]. Oltre ad incrementare l'usura del piatto in polietilene [15], il movimento paradossale è percepito dai pazienti durante i primi gradi di flessione del ginocchio, producendo sensazioni di instabilità nell'appoggio dell'arto.

Diversi studi hanno dimostrato che la cinematica naturale del ginocchio durante la flessione prevede una medializzazione dell'asse di intra-extra rotazione con conseguente riduzione dei movimenti relativi antero-posteriori del compartimento mediale. A partire dal 1990 sono state sviluppate le protesi a Pivot Mediale (MP) secondo questo principio, definito in letteratura "*ball-in-socket*", che prevede un'elevata congruenza sferica del compartimento mediale al

contrario delle superfici del compartimento laterale. Oltre a riprodurre una cinematica più fedele a quella fisiologica [33]–[38], i vantaggi delle protesi MP includono l'aumento del range articolare in flessione-estensione [39] e la riduzione dell'usura del polietilene [40]. In particolare, un lavoro di Steinbrück e co-autori ha confrontato protesi a pivot mediale e protesi postero-stabilizzata, condotto su ginocchia cadaveriche per valutare le pressioni di contatto a diversi gradi di flessione. I risultati hanno dimostrato una riduzione delle pressioni nel compartimento mediale dell'impianto MP rispetto alla protesi PS [37]. Diversi studi riportano dati radiografici e questionari clinici raccolti durante i follow-up dei pazienti, dimostrando un buon outcome a breve, medio e lungo termine [41]–[45].

Altri fattori che influenzano la cinematica delle protesi sono oggetto di discussione, come la resezione o il mantenimento del legamento crociato posteriore [13], [46], l'utilizzo dell'inserito in polietilene fisso o mobile [47], [48], la protesizzazione o meno della patella [10], [49]–[51]. Le decisioni chirurgiche riguardo questi argomenti controversi sono generalmente demandate all'esperienza del chirurgo.

L'obiettivo del presente lavoro è quello di quantificare le differenze tra le protesi MP e PS con tecniche di analisi del movimento. Ipotizziamo che il design MP replichi meglio la cinematica naturale del ginocchio e, di conseguenza, che i parametri selezionati per l'analisi siano più vicini al gruppo di controllo rispetto al design PS.

## 3.2 SELEZIONE DEI PARAMETRI

L'analisi del movimento è stata largamente utilizzata per valutare le prestazioni funzionali dei pazienti in seguito all'impianto di PTG [52]–[54] e le tre attività di vita quotidiana più indagate sono la camminata su superficie piana, la salita e la discesa dalle scale, l'alzata e la seduta dalla sedia [55]. L'analisi di questo studio sarà centrata quindi su queste tre attività.

I parametri spazio-temporali del cammino sono misure caratterizzanti per il pattern motorio e spesso sono utilizzati per valutare la qualità della vita, lo stato di salute e le funzioni fisiche [56]. Diversi studi hanno evidenziato come cinematica e dinamica siano influenzate dalla velocità di cammino [57]–[62]. Per poter confrontare le prestazioni biomeccaniche dei pazienti con protesi differenti è necessario quindi ottenere i parametri spazio-temporali del cammino:

- Lunghezza del ciclo [m]
- Lunghezza del passo [m]
- Larghezza del passo [m]
- Tempo del ciclo [s]
- Tempo di appoggio [s]
- Tempo di volo [s]
- Tempo di doppio appoggio [s]
- Tempo di singolo appoggio [s]
- Velocità [m/s]
- Cadenza [passi/minuto]

I tempi sono stati inoltre normalizzati rispetto alla percentuale del ciclo di passo [%GC]. Escludendo larghezza del passo, velocità e cadenza, tutti i parametri sono stati selezionati per

entrambi gli arti, suddividendoli tra sano e operato per i pazienti e tra destro e sinistro per il gruppo di controllo.

Cinematica e dinamica forniscono rispettivamente informazioni sui movimenti articolari e sui carichi che agiscono su di esse nei tre piani cardinali:

- piano sagittale, movimenti di flessione-estensione;
- piano frontale, movimenti di ab-adduzione;
- piano trasversale, movimenti di intra-extra rotazione.

Diversi studi in letteratura hanno analizzato le prestazioni biomeccaniche degli impianti protesici durante il cammino, estraendo valori puntuali dagli andamenti cinematici e dinamici normalizzati sul ciclo di passo, come massimi e minimi. In questo modo è possibile risalire ai range di movimento articolare e stimare i carichi massimi che gli impianti devono supportare ciclicamente [52]–[54].

Per questi motivi, sono state selezionate le informazioni di cinematica e dinamica del ginocchio nei tre piani:

- Piano sagittale
  - Massima flessione ginocchio [gradi]
  - Massima estensione ginocchio [gradi]
  - Range di flessione-estensione [gradi]
  - Massima flessione durante accettazione del carico [gradi]
  - Massima estensione durante l'appoggio [gradi]
  - Range di flessione-estensione durante l'appoggio [gradi]
  - Massima flessione durante fase di volo [gradi]
  - Massima estensione durante fase di volo [gradi]
  - Range di flessione-estensione durante fase di volo [gradi]
  - Flessione-estensione al contatto iniziale [gradi]
  - Flessione-estensione al distacco del piede [gradi]
  - Flessione-estensione al massimo momento estensorio [gradi]
  - Flessione-estensione al massimo momento flessorio [gradi]
- Piano frontale
  - Massimo varismo [gradi]
  - Massimo valgismo [gradi]
  - Range di varo-valgo [gradi]
  - Massimo varismo durante l'appoggio [gradi]
  - Massimo valgismo durante l'appoggio [gradi]
  - Range di varo-valgo durante l'appoggio [gradi]
  - Massimo varismo durante fase di volo [gradi]
  - Massimo valgismo durante fase di volo [gradi]
  - Range di varo-valgo durante fase di volo [gradi]
  - Angolo di varo-valgo al massimo momento abduzionale [gradi]
- Piano trasversale
  - Massima intra-rotazione [gradi]
  - Massima extra-rotazione [gradi]
  - Range di intra-extra rotazione [gradi]

- Massima intra-rotazione durante l'appoggio [gradi]
- Massima extra-rotazione durante l'appoggio [gradi]
- Range di intra-extra rotazione durante l'appoggio [gradi]
- Massima intra-rotazione durante fase di volo [gradi]
- Massima extra-rotazione durante fase di volo [gradi]
- Range di intra-extra rotazione durante fase di volo [gradi]

Sono stati inoltre selezionati i dati delle articolazioni di anca e caviglia per evidenziare eventuali meccanismi di compensazione dei pazienti in seguito all'impianto della protesi:

- Anca
  - Massima flessione [gradi]
  - Massima estensione [gradi]
  - Range di flesso-estensione [gradi]
  - Massima adduzione [gradi]
  - Massima abduzione [gradi]
  - Range di ab-adduzione [gradi]
- Caviglia
  - Massima dorsi-flessione [gradi]
  - Massima plantar-flessione [gradi]
  - Range di dorsi-plantar flessione [gradi]
  - Massima inversione [gradi]
  - Massima eversione [gradi]
  - Range di inversione-eversione [gradi]

Come per i dati spazio-temporali, anche i parametri cinematici saranno suddivisi tra arto operato e arto sano, per i pazienti, e tra destro e sinistro per il gruppo di controllo.

L'usura del piatto in polietilene è tra le principali cause di fallimento delle PTG, con conseguente revisione dell'impianto. Secondo la ISO 14243-3, i parametri dinamici, come forze e momenti, sono alla base del processo che porta all'usura del piatto tibiale [63], [64]. Per questo motivo, allo stesso modo della cinematica, saranno valutati i picchi dei momenti che agiscono sul ginocchio. Saranno presi in considerazione inoltre le forze di reazione al suolo grezze, per valutare l'appoggio dei piedi durante le fasi di accettazione del carico e propulsione, e i momenti che agiscono su anca e caviglia per comprendere eventuali meccanismi di compensazione dei pazienti:

- Forze di reazione al suolo grezze
  - Picco di accettazione del carico [N/Bw]
  - Picco di propulsione [N/Bw]
  - Picco anteriore [N/Bw]
  - Picco posteriore [N/Bw]
  - Picco mediale [N/Bw]
  - Picco laterale [N/Bw]
- Piano sagittale ginocchio
  - Massimo momento estensorio [Nm/kg]
  - Massimo momento flessorio [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento flesso-estensorio [Nm/kg]

- Piano frontale ginocchio
  - Massimo momento abduttore [Nm/kg]
  - Massimo momento adduttore [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento ab-adduttore [Nm/kg]
- Piano trasversale ginocchio
  - Massimo momento extra-rotatorio [Nm/kg]
  - Massimo momento intra-rotatorio [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento intra-extra rotatorio [Nm/kg]
- Anca
  - Massimo momento estensore [Nm/kg]
  - Massimo momento flessore [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento flesso-estensore [Nm/kg]
  - Massimo momento abduttore [Nm/kg]
  - Massimo momento adduttore [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento ab-adduttore [Nm/kg]
- Caviglia
  - Massimo momento di plantar-flessione [Nm/kg]
  - Massimo momento di dorsi-flessione [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento di plantar-dorsi flessione [Nm/kg]
  - Massimo momento di eversione [Nm/kg]
  - Massimo momento di inversione [Nm/kg]
  - Ampiezza picco-picco del momento di eversione-inversione [Nm/kg]

Considerando che forze e momenti dipendono anche dal peso corporeo, per poter confrontare i risultati di questi parametri tra diversi soggetti, quindi tra i tre gruppi inclusi nello studio, è stata applicata una normalizzazione rispetto al peso corporeo.

L'impianto di una protesi determina delle modifiche nelle strutture muscolo-scheletriche dell'arto operato. L'integrazione, l'efficienza e la durata dell'impianto dipendono pertanto anche dal controllo muscolare. Tra i parametri derivabili dai segnali elettromiografici, quantificare la durata dell'attivazione muscolare rientra tra le analisi maggiormente utilizzate perché consente di valutare le strategie del controllo motorio ed eventuali co-attivazioni che si possono tradurre in termini di dispendio energetico e fatica muscolare. Il timing di attivazione è stato utilizzato per valutare pazienti con PTG [12], [65]–[68], durante diverse attività di vita quotidiana (cammino, salita e discesa scale, alzata e seduta sedia), e pazienti con PTA (protesi totale di anca) [69]. Per questi motivi sono stati selezionati i muscoli coinvolti nel controllo del ginocchio, quali retto femorale e vasto mediale, tra i muscoli estensori, e bicipite femorale come muscolo flessore. Saranno presi in considerazione i muscoli dell'arto sano e dell'arto operato. Di questi muscoli sarà calcolata la durata dell'attivazione, in percentuale rispetto al ciclo del passo, a cavallo dell'appoggio del piede per valutare la domanda muscolare necessaria alla stabilizzazione del ginocchio.

L'intenzione iniziale era quella di analizzare in ampiezza i segnali elettromiografici oltre a calcolare il timing muscolare. Per questo tipo di valutazione era però necessario normalizzare i segnali EMG in ampiezza con l'attività media dei segnali ottenuti da una massima contrazione volontaria. Non è stato possibile compiere questo tipo di analisi perché non tutti i pazienti sono stati in grado di eseguire e mantenere per il tempo necessario la contrazione massimale.

I parametri spazio-temporali, cinematici, dinamici ed elettromiografici appena descritti sono stati selezionati per tutte le attività analizzate in questo studio. Per la salita e la discesa delle scale non è stato possibile risalire alla dinamica articolare poiché, non essendo strumentate, la mancanza dei dati relativi alle forze di reazione al suolo ha impedito l'applicazione della dinamica inversa per la stima di forze e momenti articolari. È stata comunque progettata una soluzione low-cost per rilevare le componenti di forza nei tre piani, basata su un sistema di estensimetri che andrà a poggiare su una struttura fissata al telaio delle scale. Saranno acquistate inoltre tutte le componenti elettroniche per integrare e sincronizzare la registrazione di questi segnali con il resto della strumentazione.

La normalizzazione del ciclo di passo durante questa attività sarà realizzata sempre con i due appoggi consecutivi dello stesso tallone, come per il cammino. La struttura è stata progettata e costruita con quattro gradini, pertanto il primo ciclo di passo verrà eseguito dal primo al terzo gradino mentre il secondo ciclo di passo dal secondo al quarto gradino.

L'alzata e la seduta dalla sedia è un'attività ben diversa dal cammino e dalle scale. In questo caso la normalizzazione temporale verrà eseguita considerando gli stati "paziente alzato" e "paziente seduto". Un ciclo sarà quindi composto da due eventi di alzata e uno di seduta.

### 3.3 STATO DELL'ARTE

Il design a pivot mediale è già stato analizzato in letteratura con diverse metodologie che comprendono tecniche in vivo e in vitro. Lo scopo di questi lavori si concentra principalmente sulla caratterizzazione del moto dei componenti durante il movimento, sulle analisi dei processi di usura e su valutazioni dell'outcome clinico sia in termini di abilità funzionali che di soddisfazione dei pazienti.

In un lavoro di Shimmin e co-autori sono stati analizzati 14 soggetti con protesi a pivot mediale, con un follow-up minimo a 24 mesi. Ai pazienti è stato chiesto di eseguire diverse attività che includono un'ampia flessione del ginocchio come salire/scendere le scale e inginocchiarsi. I dati della ricerca sono stati acquisiti e processati con tecniche di video fluoroscopia. I pazienti hanno mostrato una flessione media durante l'attività di inginocchiamento di  $127^\circ$ , è stata osservata una traslazione posteriore del condilo laterale durante la flessione e il movimento paradossale non è stato riconosciuto durante tutte le attività proposte. Gli autori concludono dicendo che le protesi a pivot mediale replicano il pattern naturale di un ginocchio fisiologico seppur ridotto in ampiezza [17].

Anche un gruppo di ricercatori americani ha utilizzato tecniche fluoroscopiche per esaminare due modelli differenti di protesi postero-stabilizzata e una protesi a pivot mediale. Le valutazioni di Schmidt e co-autori sono state centrate sulla cinematica del ginocchio durante il cammino, con particolare attenzione alla fase di appoggio. Il limite principale di questo studio è costituito dal numero di pazienti, 5 per ogni gruppo, tuttavia il movimento paradossale e una maggiore escursione di entrambi i condili sono stati evidenziati su entrambi i modelli di protesi PS rispetto alla protesi MP [70].

Fitch e co-autori hanno condotto uno studio di revisione della letteratura sulle protesi a pivot mediale. L'obiettivo era quello di valutare l'outcome clinico a medio e lungo termine analizzando la sopravvivenza degli impianti e il motivo di eventuali revisioni. Sono stati inoltre



trattati i risultati di un questionario clinico, il Knee Society Score (KSS). I dati di sopravvivenza degli impianti sono stati confrontati con i registri nazionali di Inghilterra, Galles e Irlanda del Nord. In questo lavoro sono stati inclusi otto studi con un totale di 1146 pazienti operati in sei paesi diversi. È stata stimata una sopravvivenza degli impianti pari al 99.2%, dopo cinque anni, e del 97.6% al termine degli otto anni dopo l'intervento. I dati di sopravvivenza e del KSS sono risultati simili o migliori rispetto ad altri studi condotti negli Stati Uniti, Europa e Asia [71].

Karachalios e co-autori hanno valutato l'outcome clinico dei soggetti con protesi a pivot mediale. In due lavori separati, il primo nel 2009 e il secondo nel 2016, gli autori hanno rispettivamente esaminato gli esiti a medio termine (follow-up medio di 6.7 anni) e lungo termine (in un periodo compreso tra gli 11 i 15 anni dopo l'intervento, follow-up medio di 13.4 anni). Sono stati inclusi nello studio 225 e l'analisi dei dati includeva il fallimento degli impianti, il tasso di complicazioni post-operatorie, misure cliniche oggettive e soggettive, esiti radiologici. La sopravvivenza degli impianti dopo 5 anni è del 99.1%, leggermente inferiore dopo 15 anni, pari al 97.3%. Tutti i pazienti hanno mostrato un incremento significativo tra il pre e post-operatorio nei questionari KSS, Western Ontario and Mc Master University Osteoarthritis Index (WOMAC), Short-Form-12 (SF-12) e Oxford Knee Score (OKS). Il 92% dei soggetti riesce a compiere una flessione media del ginocchio di circa 117° al follow-up finale [44], [45].

Una metodologia simile è stata adottata da Macheras e co-autori su 325 pazienti con protesi a pivot mediale seguiti mediamente per circa 15.2 anni. I risultati dei questionari KSS, WOMAC, SF-12 e OKS sono migliorati per tutti i pazienti tra la visita preoperatoria e l'ultimo follow-up. I pazienti eseguono una flessione media di circa 120° al follow-up finale e il tasso di sopravvivenza dell'impianto è pari al 98.8% dopo 17 anni [43].

Un ulteriore studio che valida l'ottimo outcome clinico delle protesi a pivot mediale è stato condotto da un gruppo di ricercatori francesi. Dehl e co-autori hanno sottoposto 71 soggetti, con un follow-up medio di 9.5 anni, a valutazioni cliniche come il questionario KSS e hanno inoltre utilizzato lo stimatore di Kaplan-Meier per calcolare la sopravvivenza degli impianti. Il range articolare a 10 anni dall'intervento è risultato pari a 110°, comparabile con altri design protesici, diversamente da quanto ipotizzato dagli autori. Il punteggio medio del questionario KSS è di 195 e la sopravvivenza dell'impianto è stata stimata attorno al 96.3% dopo 10 anni dall'intervento [42].

Un gruppo italiano condotto dal prof. Sabatini del CTO di Torino ha pubblicato i dati di 10 pazienti con protesi a pivot mediale inerenti ai questionari OKS e KKS a 3, 6 e 12 mesi dopo l'intervento. Gli esiti radiografici sono stati inoltre collezionati per valutazioni riguardo la degenerazione dei componenti e la radiolucenza delle linee, utili a rilevare eventuali fenomeni di mobilizzazione. Il questionario OKS è migliorato da 19.5 a 41.2 durante il follow-up e il KSS è aumentato da una media di 64.7, nel periodo preoperatorio, a 167.5 al follow-up finale. La flessione media delle ginocchia operate è di 124° e nessuno dei pazienti è stato sottoposto a revisione o manipolazioni sotto anestesia. Il rischio di mobilizzazione settica o asettica non si è verificato per nessun paziente [30].

Scott e co-autori hanno svolto un lavoro sulle protesi a pivot mediale con tecniche di fluoroscopia pulsata. In questo studio sono stati inclusi 15 pazienti che hanno eseguito diverse

attività incentrate su movimenti ampi del ginocchio. La rotazione della tibia durante la massima flessione è risultata di circa  $8^\circ$ . Durante la salita delle scale è stata osservata una traslazione antero-posteriore ridotta del condilo mediale, tra 0 e 2 mm, mentre le traslazioni del condilo laterale sono linearmente relazionate alle rotazioni tibiali. Anche questi autori sono arrivati alla conclusione che le protesi a pivot mediale sono stabili, permettono le rotazioni attorno al compartimento mediale e hanno un pattern cinematico simile a un ginocchio fisiologico, nonostante le ampiezze dei range articolari ridotti [38].

Un confronto tra protesi postero-stabilizzata (288 pazienti) e pivot mediale (261 pazienti) è stato condotto da Shakespeare e co-autori. La flessione del ginocchio è stata valutata nel periodo preoperatorio e al follow-up di 12 mesi. È stata eseguita un'analisi di regressione per relazionare la perdita di flessione con l'aumento della flessione preoperatoria. I risultati hanno dimostrato una differenza minima ma significativa, infatti i pazienti con protesi a pivot mediale hanno mostrato una maggiore perdita della flessione rispetto al gruppo con la protesi postero-stabilizzata, circa  $2.9^\circ$ . I ricercatori hanno attribuito questi risultati a fattori quali il dolore e l'adattamento riabilitativo. Tuttavia le protesi a pivot mediale hanno un vantaggio in termini di area e pressioni di contatto rispetto al design postero-stabilizzato [72].

Samy e co-autori hanno comparato i risultati radiologici di 76 pazienti con protesi a pivot mediale e 88 con protesi postero-stabilizzata. Sono state condotte indagini inerenti al Forgotten Joint Score-12 (FJS-12) e alla flessione del ginocchio a sei settimane, sei mesi e un anno di follow-up. È stata trovata una differenza significativa nel range articolare preoperatorio,  $120.3^\circ$  nel gruppo MP e  $112.8^\circ$  nel gruppo con protesi PS. La variazione del range articolare non è risultata differente tra i due gruppi nei successivi follow-up. La media del questionario FJS-12 è risultata migliore nel gruppo di pazienti con protesi a pivot mediale (59.72) rispetto ai pazienti con design postero-stabilizzato (44.77). Gli autori attribuiscono il miglior outcome clinico dei pazienti con design MP alla stabilità conseguita con l'elevata congruenza mediale [41].

Un lavoro eseguito con tecniche di analisi in vitro è stato condotto da Steinbrück. Gli autori hanno utilizzato 12 ginocchia cadaveriche, sulle quali hanno impiantato le protesi postero-stabilizzata e pivot mediale, posizionandole su un dispositivo che ne simula la flessione (Oxford Rig). Per misurare le pressioni di contatto sono state interposte delle pellicole sensibili alla pressione tra il componente femorale e l'inserito in polietilene. La posizione dei reperi ossei è stata fatta variare in modo da ottenere una flessione variabile tra  $20^\circ$  e  $120^\circ$ . I risultati hanno mostrato una riduzione delle traslazioni femoro-tibiali sul compartimento mediale nel design MP (3.5 mm) rispetto al gruppo PS (15.7 mm). Sul compartimento laterale sono state evidenziate invece delle traslazioni più ampie nel gruppo PS (19 mm) rispetto al gruppo MP (14.7 mm). Le pressioni di contatto ottenute con il design a pivot mediale sono risultate inferiori sul compartimento mediale rispetto al design postero-stabilizzato. La situazione inversa è stata osservata sul compartimento laterale, infatti il gruppo MP ha mostrato dei carichi maggiori rispetto al gruppo PS. Anche questi autori concludono a favore della protesi a pivot mediale, grazie alla migliore riproduzione della cinematica articolare fisiologica [37].

Minoda e co-autori hanno condotto uno studio sulla valutazione delle particelle prodotte dall'usura del polietilene all'interno del liquido sinoviale. In questo studio sono stati analizzati 17 pazienti a un anno dall'intervento, includendo anche quelli con protesi bilaterale, per un totale di 11 ginocchia con protesi a pivot mediale e 11 con protesi postero-stabilizzata. È stato

utilizzato il microscopio elettronico a scansione per valutare forma, dimensioni e numero delle particelle in polietilene. La dimensione del diametro è risultata pari a  $0.78 \pm 0.08 \mu\text{m}$  nelle protesi con design postero-stabilizzato e  $0.67 \pm 0.06 \mu\text{m}$  nelle protesi a stabilità mediale. L'analisi sulla forma, calcolata come rapporto tra lunghezza e larghezza, ha rivelato una maggiore dimensione delle particelle nelle protesi PS ( $2.30 \pm 0.22$ ) rispetto alle protesi MP ( $1.90 \pm 0.16$ ). Anche il numero delle particelle è risultato superiore nelle protesi postero-stabilizzate ( $1.16 \pm 0.57 \cdot 10^8$ ) in confronto alle protesi a pivot mediale ( $9.01 \pm 2.95 \cdot 10^6$ ). La geometria delle protesi a stabilità mediale favorisce quindi l'aumento della vita dell'impianto protesico, poiché le particelle prodotte dal processo di usura del piatto in polietilene risultano numericamente inferiori e di minore dimensione [40].

Miyazaki e co-autori hanno analizzato con tecniche radioscopiche tre differenti modelli di protesi a pivot mediale impiantate su un totale di 34 pazienti. Per questo studio sono state prese in considerazione la posizione antero-posteriore dell'area di contatto condilare e la rotazione tibiale. È stato inoltre sottoposto ai pazienti il questionario Japanese Orthopaedic Association (JOA) per valutarne le condizioni e tutti i soggetti hanno mostrato un significativo incremento del punteggio tra i periodi pre e post-operatorio. Non sono risultate differenze sostanziali tra i tre modelli ed è stata evidenziata la rotazione interna del femore rispetto alla tibia, come nel ginocchio fisiologico, prodotta da una maggiore escursione del condilo laterale e dalla riduzione dei movimenti antero-posteriori del condilo mediale [73].

I sistemi optoelettronici e le tecniche di analisi del movimento sono stati ampiamente utilizzati in letteratura per valutare le prestazioni funzionali dei pazienti in seguito all'intervento di PTG. Tuttavia, dall'analisi dello stato dell'arte è emerso un solo studio che confronta i design postero-stabilizzato e pivot mediale con questa metodologia. Un gruppo di ricercatori greci ha eseguito questa comparazione durante il cammino, dimostrando che non c'è alcuna differenza sul piano trasversale tra le protesi MP e le protesi PS con inserto mobile [74]. In questo studio sono stati inclusi 22 pazienti con protesi postero-stabilizzata e 24 con protesi a pivot mediale. A differenza del lavoro di Papagiannis e co-autori, i modelli analizzati nel nostro lavoro sono stati impiantati utilizzando la stessa tecnica chirurgica, con l'inserto in polietilene fissato alla componente tibiale, la rimozione del crociato posteriore e la patella non protesizzata. Il lavoro di Papagiannis e co-autori non fornisce i dati riguardo l'attività dei muscoli addetti al controllo del ginocchio e l'analisi è limitata al cammino su superficie piana.

I principi costitutivi delle PTG a stabilità mediale e posteriore sono già stata analizzati e comparati in letteratura. Le diverse tecniche di indagine non comprendono però l'analisi delle attività di vita quotidiana oltre al cammino su superficie piana. Per nostra conoscenza, il presente lavoro introduce un avanzamento significativo dello stato dell'arte, poiché verrà fornita la raccolta più ampia di dati cinematici, dinamici ed elettromiografici di tre attività della vita quotidiana. Le protesi PS e MP non sono mai state confrontate durante la salita/descesa delle scale e l'alzata/seduta della sedia e inoltre non sono disponibili dati riguardanti l'attività elettrica dei muscoli addetti al controllo del ginocchio. In questo studio verrà inoltre aggiunto un gruppo di controllo per verificare quale dei due modelli approssima meglio i parametri fisiologici di cinematica, dinamica ed elettromiografia.

### 3.4 METODOLOGIA

In questo paragrafo verrà esposto dettagliatamente l'iter metodologico, partendo dalla selezione dei pazienti fino al protocollo di acquisizione.

#### 3.4.1 SOGGETTI

Inizialmente è stato selezionato un totale di 123 pazienti con protesi MP e PS, consultando i registri operatori del C.E.S.A.T. (Centro Eccellenza Sostituzione Articolare Toscana) di Fucecchio (FI). In seguito, tutti i pazienti sono stati contattati telefonicamente per chiedere la disponibilità a partecipare allo studio. La verifica dei criteri di inclusione/esclusione ha portato quindi a una selezione finale di 40 pazienti sottoposti a intervento per la sostituzione totale del ginocchio, suddivisi in due gruppi in funzione del modello di protesi impiantato: 20 pazienti con protesi a pivot mediale (MP) e 20 pazienti con protesi postero-stabilizzata (PS). Tutti i pazienti sono stati operati al C.E.S.A.T., dallo stesso chirurgo, tra gennaio del 2014 e ottobre del 2016. Le caratteristiche dei pazienti sono riportate nella Tabella 3.1 che evidenzia l'omogeneità del campione selezionato.

È stato inoltre selezionato un gruppo di controllo (CG) composto da 20 soggetti più giovani dei pazienti, come già visto in studi precedenti [75], [76], per ottenere i parametri di normalità utili al confronto. In questo modo sarà possibile valutare quale dei due modelli si avvicina di più alle condizioni fisiologiche.

**Tabella 3.1 – Caratteristiche soggetti**

| <b>DATI</b>                               | <b>MP<br/>(M=9,<br/>F=11)</b> | <b>PS<br/>(M=12,<br/>F=8)</b> | <b>CG<br/>(M=11,<br/>F=9)</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|---|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Età [anni]</b>                         | 73.3±3.5                      | 70.5±4.7                      | 32.1±6.7                      | ns                      | 0.000                   | 0.000                   |
| <b>Peso [kg]</b>                          | 85.4±14.4                     | 85.5±9.3                      | 73.7±12.4                     | ns                      | 0.026                   | 0.021                   |
| <b>Altezza [m]</b>                        | 1.65±0.12                     | 1.67±0.07                     | 1.74±0.07                     | ns                      | 0.031                   | 0.01                    |
| <b>BMI [kg/m<sup>2</sup>]</b>             | 31.9±4.2                      | 30.9±3.6                      | 24.1±2.8                      | ns                      | 0.000                   | 0.000                   |
| <b>Oxford Knee Score</b>                  | 43.6±3.4                      | 45.4±2.5                      | n.d.                          | ns                      | n.d.                    | n.d.                    |
| <b>VAS arto operato</b>                   | 0.9±1.3                       | 0.6±0.8                       | n.d.                          | ns                      | n.d.                    | n.d.                    |
| <b>VAS arto sano</b>                      | 0.8±1.4                       | 0.8±1.2                       | n.d.                          | ns                      | n.d.                    | n.d.                    |
| <b>Tempo acquisizione post-PTG [anni]</b> | 1.6±0.5                       | 2.0±0.9                       | n.d.                          | ns                      | n.d.                    | n.d.                    |
| <b>Lato operato</b>                       | 10 dx, 10 sn                  | 11 dx, 9 sn                   | n.d.                          | n.d.                    | n.d.                    | n.d.                    |

Tutti i soggetti hanno letto e firmato un consenso informato per il trattamento dei dati. Lo studio è stato approvato dal Comitato Etico del C.E.S.A.T., in rispetto alla Dichiarazione di Helsinki [77].

### 3.4.2 CRITERI DI INCLUSIONE/ESCLUSIONE

Per poter limitare i fattori che influenzano le prestazioni biomeccaniche delle attività incluse nel protocollo di indagine, è necessario stabilire dei criteri di inclusione ed esclusione dallo studio.

Criteri di inclusione:

- Osteoartrosi primaria
- Range di età: 60-80 anni
- Pazienti operati dallo stesso chirurgo
- Pazienti sottoposti alla stessa tecnica operatoria
- Capacità ad eseguire, senza problemi o limitazioni:
  - cammino su superficie piana
  - salire e scendere le scale
  - alzarsi e sedersi da una sedia
- Intervento eseguito almeno un anno prima dell'acquisizione

Criteri di esclusione:

- Osteoartrosi secondaria
- Patologie neurologiche
- Patologie cardiovascolari
- Patologie muscolari agli arti inferiori
- Dolore agli arti inferiori
- Diabete mellito
- Osteoporosi
- BMI > 38 kg/m<sup>2</sup>
- Altri impianti protesici

### 3.4.3 INTERVENTO CHIRURGICO E PROTOCOLLO RIABILITATIVO

Dopo l'anestesia spinale, il paziente viene posto in posizione supina sul letto operatorio con il ginocchio leggermente flesso. L'accesso operatorio è stato realizzato con un'incisione cutanea mediale standard e una capsulotomia para-patellare mediale. I tagli ossei sono stati eseguiti utilizzando una guida intra-midollare per il femore ed extra-midollare per la tibia. I componenti protesici sono stati fissati ai reperi ossei con del cemento acrilico a polimerizzazione rapida (polimetilmetacrilato, PMMA). In seguito, il chirurgo prova diversi spessori dell'inserito in polietilene, imponendo dei movimenti al ginocchio per valutarne la stabilità e ripristinare la corretta simmetria tra gli arti. I legamenti crociati sono stati rimossi e la patella non è stata protesizzata in tutti i casi inclusi nello studio. L'intervento ha una durata di circa 90 minuti. Tutti i pazienti sono stati operati dallo stesso chirurgo ortopedico.

I pazienti hanno seguito lo stesso protocollo riabilitativo standard, composto da esercizi di rinforzo muscolare, stretching e mobilitazione passiva. I pazienti sono stati istruiti all'esecuzione di alcune attività di vita quotidiana, come sedersi e alzarsi, salire e scendere le scale. L'utilizzo di due stampelle è stato raccomandato nei primi giorni dopo l'intervento. È stato insegnato ai pazienti, in seguito, ad utilizzare una sola stampella sul lato controlaterale per migliorare l'equilibrio e la stabilità dell'andatura [78], [79]. L'impiego corretto della stampella prevede che l'appoggio della stessa corrisponda all'appoggio dell'arto operato. L'altezza della stampella è regolata con il manico allo stesso livello del polso con il braccio completamente esteso lungo il corpo. È stato dimostrato che in questo modo è possibile ridurre i carichi sulla spalla del lato stampella, al fine di ridurre il dolore, e aumentare i carichi sull'arto operato in modo da promuovere il rinforzo muscolare e l'osteointegrazione dell'impianto [80]–[83].

#### 3.4.4 QUESTIONARI CLINICI

Una versione italiana dell'Oxford Knee Score (OKS) è stata sottoposta ai pazienti per valutare le capacità funzionali del ginocchio in seguito all'impianto della protesi [84], [85]. Il questionario è composto da dodici domande riguardanti attività di vita quotidiana e sull'influenza che la protesi di ginocchio ha portato su esse (appendice A.1). Ad ogni domanda sono associate cinque possibili risposte con valenza variabile da 0 (esito negativo) a 4 (esito positivo). Di conseguenza, il punteggio complessivo del questionario varia tra 0 (peggior outcome) e 48 (miglior outcome). I pazienti che hanno ottenuto un punteggio inferiore a 40 sono stati esclusi dallo studio.

La Visual Analogue Scale (VAS) è stata inoltre utilizzata per registrare l'intensità del dolore residuo di entrambi gli arti inferiori (operato e sano) [86]. I valori della VAS variano tra 0 (nessun dolore) e 10 (massimo dolore immaginabile). Sono stati esclusi dallo studio i pazienti che indicavano un dolore superiore a 3 su almeno un arto.

Come evidenziato nella Tabella 3.1, non ci sono differenze statisticamente significative tra i due gruppi di pazienti per la VAS e l'OKS, a conferma dell'omogeneità del campione di riferimento.

#### 3.4.5 STRUMENTAZIONE

Le acquisizioni sono state eseguite nel Laboratorio Congiunto di Analisi del Movimento della Fondazione ONLUS "In Cammino ..." in collaborazione con il C.E.S.A.T. di Fucecchio e l'Università degli Studi di Firenze (Figura 3.1).

Il laboratorio è provvisto di un sistema optoelettronico composto da otto telecamere a infrarossi (SMART-DX 700, BTS Bioengineering), utilizzato per la ricostruzione delle traiettorie dei marker e della cinematica. Le telecamere acquisiscono alla frequenza di campionamento di 250 Hz (Figura 3.2). Per l'identificazione dei punti di repere, è stato utilizzato un set di marker passivi ricoperti di materiale catarifrangente (Figura 3.3).



**Figura 3.1 – Laboratorio Congiunto di Analisi del Movimento**



**Figura 3.2 – Telecamera a infrarossi**



**Figura 3.3 – Set di marker passivi**

Le forze di reazione al suolo sono state registrate con due piattaforme di forza (P6000D, BTS Bioengineering) ad una frequenza di campionamento di 500 Hz. Le piattaforme sono integrate nella pedana disposta al centro del laboratorio (Figura 3.1).

Per valutare la funzionalità muscolare sono state utilizzate sei sonde elettromiografiche (FREEEMG 100 RT, BTS Bioengineering) che acquisiscono alla frequenza di campionamento di 1000 Hz (Figura 3.4). Alle sonde sono stati applicati degli elettrodi (Ag/AgCl, 42x36 mm) tramite l'aggancio di una clip (Figura 3.5). Dopo aver posizionato gli elettrodi sui gruppi muscolari di interesse, le sonde inviano il segnale elettromiografico via wireless al ricevitore USB collegato alla Data Station.



**Figura 3.4 – FREEEMG 100 RT (sonde e ricevitore)**



**Figura 3.5 – Elettrodi Ag/AgCl con aggancio a clip**

Un sistema di acquisizione video, composto da due videocamere Vixta, è stato utilizzato per verificare la validità delle prove.



Il protocollo di indagine è composto da tre prove inerenti alle attività di vita quotidiana. Oltre al semplice cammino su superficie piana, sono state valutate la salita/discesa delle scale e l'alzata/seduta dalla sedia. Per poter eseguire queste attività, è stata realizzata una struttura di quattro gradini (Figura 3.6), con l'alzata di 15 cm e la pedata 35 cm, ed è stato acquistato uno sgabello con altezza regolabile.



**Figura 3.6 – Struttura a quattro gradini**



**Figura 3.7 – Sgabello con altezza regolabile**

La progettazione delle scale è basata sulla formula di Blondel:

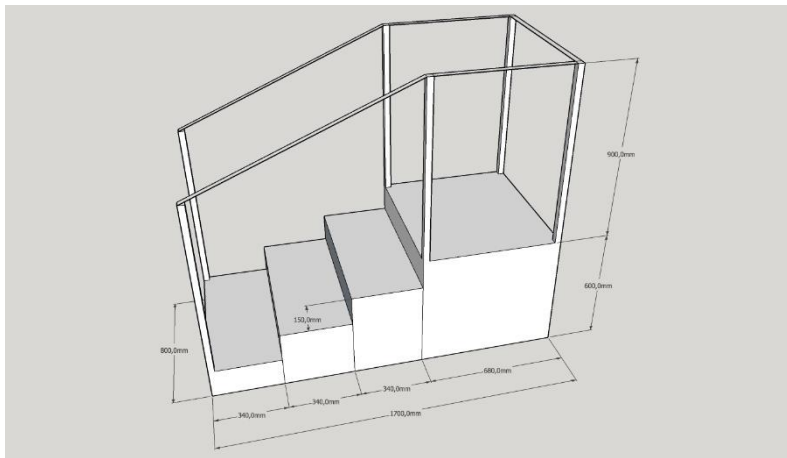
$$2a + p = 62 \div 64 \text{ cm}$$

**Equazione 3.1 – Dimensionamento gradini**

Dove:

a = alzata

p = pedata



**Figura 3.8 – Progetto scale**

Considerando che l'alzata varia generalmente tra i 15 e i 20 cm, è stato scelto il limite inferiore di questo intervallo in modo da non fuori uscire dal volume di lavoro acquisito in fase di calibrazione. Seguendo l'equazione sopra riportata, la pedata poteva variare da 32 a 34 cm. È stata scelta una pedata di 34 cm per garantire una superficie di appoggio ampia e confortevole per i pazienti. Il ballatoio, corrispondente al quarto gradino è stato creato più ampio (il doppio rispetto agli altri gradini) per permettere ai pazienti di girarsi in sicurezza. Il corrimano, di altezza pari a 90 cm, è stato realizzato solo nei casi di necessità e perdita di equilibrio, poiché il protocollo di indagine non prevede il suo utilizzo durante le acquisizioni. Infine, la larghezza della scala di 80 cm è stata scelta arbitrariamente.

Le acquisizioni e le ricostruzioni della cinematica e cinetica articolare sono state eseguite con il pacchetto software BTS SMART-Suite (BTS SMART-Capture, BTS SMART-Tracker, BTS SMART-Matlab Toolbox, BTS SMART-Analyzer, BTS SMART-Clinic). Sono stati utilizzati inoltre i software MatLab, Excel e SPSS (con licenze in dotazione all'Università degli Studi di Firenze) rispettivamente per elaborare i dati acquisiti, classificare i risultati ed elaborare l'analisi statistica. Il software gratuito G\*Power è servito a calcolare il numero di soggetti per gruppo necessario allo studio.

### 3.4.6 PROTOCOLLO DI INDAGINE

I pazienti sono stati selezionati dai verbali operatori del C.E.S.A.T. per controllare principalmente il tipo di protesi impiantata: pivot mediale o postero-stabilizzata.

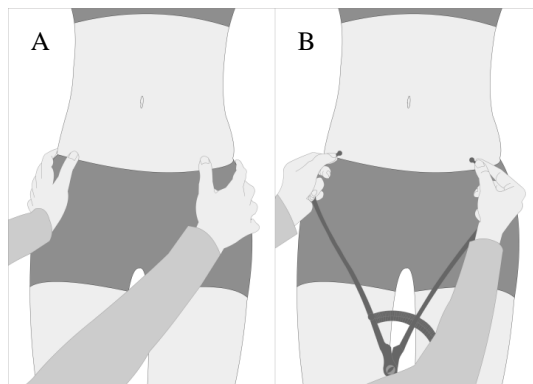
In seguito, tutti i soggetti sono stati contattati telefonicamente per verificare preventivamente i criteri di inclusione/esclusione riportati nel paragrafo 0 e chiedere la disponibilità di partecipazione allo studio.

Prima di ogni acquisizione è stata eseguita una calibrazione del sistema per assicurarsi che l'eventuale spostamento delle telecamere poste sui tripodi, ad insaputa degli operatori, influenzasse negativamente la collezione dei dati. All'arrivo in laboratorio, i soggetti hanno ricevuto informazioni sul protocollo di indagine, sulla strumentazione e sul trattamento dei

dati personali. Dopo aver letto e firmato il consenso informato, è stato chiesto ai pazienti di compilare la versione italiana dell'OKS e di indicare i valori di VAS per entrambi gli arti.

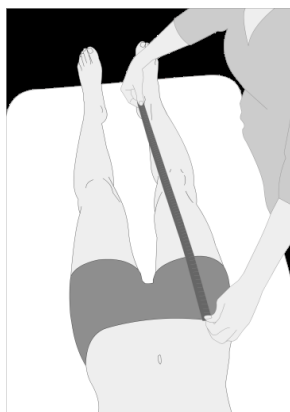
Le procedure di preparazione dei soggetti iniziano con la raccolta delle misure antropometriche necessarie al calcolo dei centri di rotazione delle articolazioni:

1. Peso
2. Altezza
3. Larghezza bacino: identificare tramite palpazione la posizione delle spine iliache antero-superiori (Figura 3.9A) e misurarne la distanza utilizzando un pelvimetro (Figura 3.9B).



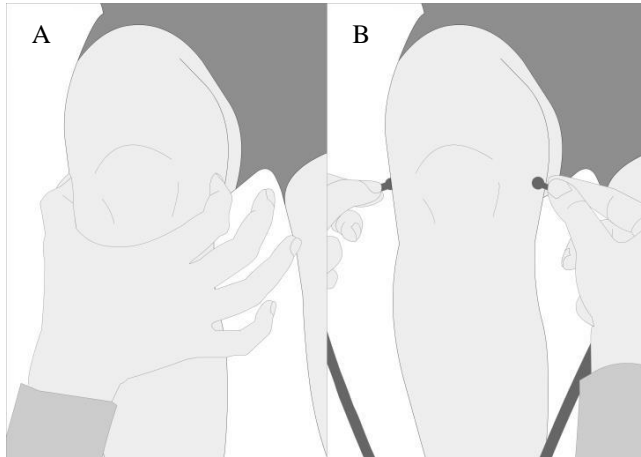
**Figura 3.9 – Misura larghezza bacino**

4. Altezza bacino: con il paziente in posizione supina, individuare il gran trocantere, considerare un piano parallelo al lettino passante per il gran trocantere e misurare la distanza perpendicolare tra la spina iliaca antero-superiore e il piano passante per il grande trocantere utilizzando un righello.
5. Lunghezza totale della gamba: le ginocchia del soggetto devono essere mantenute in massima estensione. Si misuri quindi con un metro la distanza tra la spina iliaca antero-superiore e il malleolo mediale (Figura 3.10).



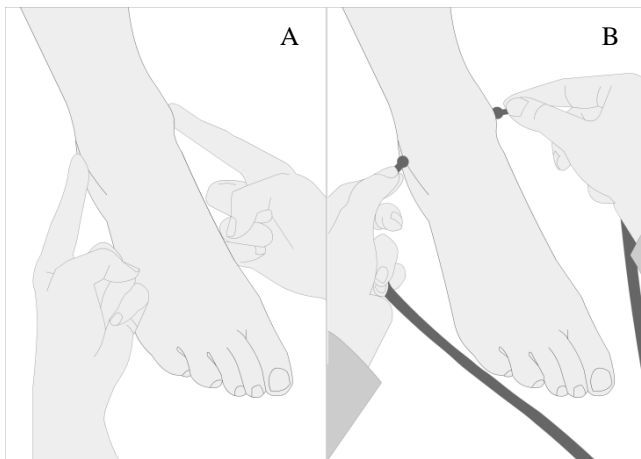
**Figura 3.10 – Misura lunghezza totale della gamba**

6. Diametro ginocchio: portare il ginocchio in flessione e identificare il condilo femorale laterale e mediale (Figura 3.11A) e misurare la distanza relativa utilizzando un pelvimetro (Figura 3.11B).



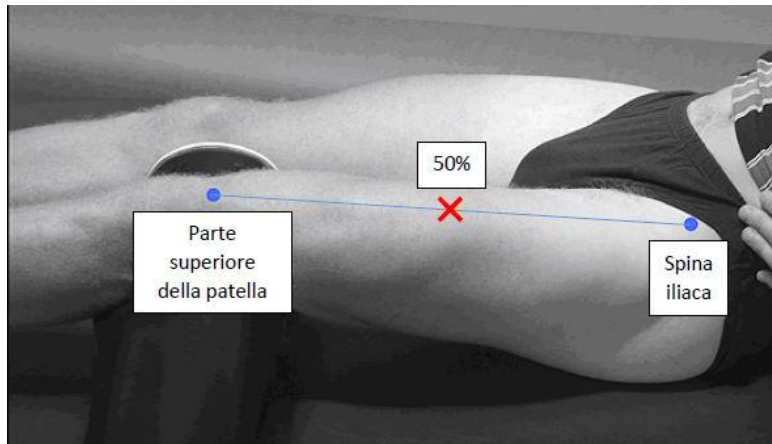
**Figura 3.11 – Misura diametro ginocchio**

7. Diametro caviglia: identificare il malleolo laterale e mediale (Figura 3.12A) e misurarne la distanza relativa utilizzando un pelvimetro (Figura 3.12B).

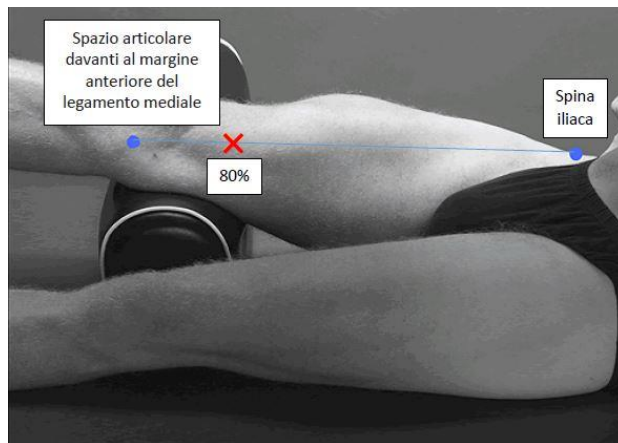


**Figura 3.12 – Misura diametro caviglia**

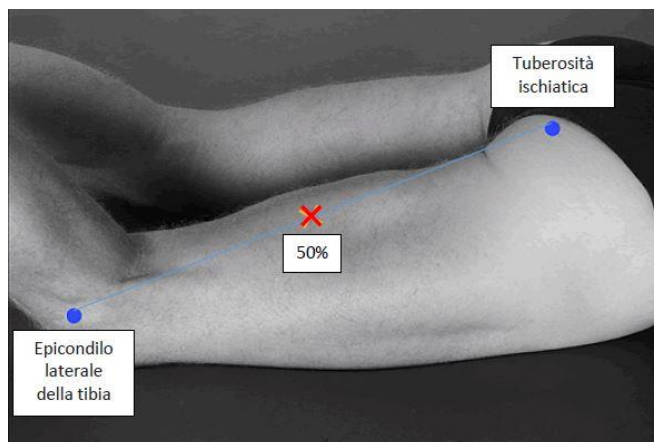
Successivamente, è stata preparata la pelle dei soggetti, mediante rasatura e sfregamento con alcol, per il posizionamento delle sonde EMG sui muscoli retto femorale (Figura 3.13), vasto mediale (Figura 3.14) e bicipite femorale (Figura 3.15). I siti di applicazione delle sonde sono stati identificati seguendo le raccomandazioni SENIAM [87].



**Figura 3.13 – Posizione sonda EMG su retto femorale**



**Figura 3.14 – Posizione sonda EMG su vasto mediale**



**Figura 3.15 – Posizione sonda EMG su bicipite femorale**

Il paziente è quindi pronto per la disposizione dei ventidue marker passivi sui punti di reperi stabiliti dal protocollo DAVIS [88], necessari al calcolo della cinematica articolare:

- a. Piedi (tre dx, tre sn): quinto metatarso, malleolo laterale, tallone
- b. Gamba (due dx, due sn): testa della fibula, barra sulla tibia
- c. Coscia (tre dx, tre sn): epicondilo femorale laterale, grande trocantere, barra sul femore
- d. Tronco e Pelvi (sei): spine iliache antero-superiori, sacro, acromion, C7

Al termine della preparazione del soggetto si procede con l'acquisizione della prova statica (Figura 3.16), della durata di sette secondi, e delle prove dinamiche.



**Figura 3.16 – Acquisizione statica**



**Figura 3.17 – Acquisizione cammino**

Il primo task dinamico consiste nel cammino su superficie piana (Figura 3.17): si chiede ai soggetti di camminare scalzi, a velocità auto-selezionata, lungo la pedana disposta al centro

del laboratorio, senza conoscere la posizione delle piattaforme di forza. Sono considerate valide le prove durante le quali il soggetto calpesta distintamente le due piattaforme con entrambi i piedi. Almeno cinque prove valide sono state acquisite per tutti i soggetti.

Durante la seconda prova, i soggetti eseguono cicli di alzata/seduta da uno sgabello regolato all'altezza del ginocchio, in modo da ottenere una flessione delle ginocchia di circa 90° da seduti. Lo sgabello viene posizionato in prossimità delle piattaforme di forza per consentire ai soggetti di poggiare i piedi distintamente su di esse. I soggetti partono in piedi con le mani al petto (Figura 3.18) e, dopo il via dell'operatore, eseguono sette ripetizioni alla massima velocità possibile, garantendo comunque l'equilibrio necessario a mantenere la stabilità [65]. Standardizzare la posizione delle braccia è un'operazione necessaria per agevolare il riconoscimento dei marker durante l'esecuzione del movimento. È stato dimostrato inoltre che ci sono delle differenze cinematiche e dinamiche, soprattutto a livello dell'anca, eseguendo questa attività in condizioni imposte e auto-selezionate dal paziente [89].



**Figura 3.18 – Acquisizione alzata/seduta da sgabello**

L'ultima prova consiste nella salita e discesa dei gradini. La struttura viene posizionata sulla pedana al centro del laboratorio e viene chiesto ai soggetti di partire a circa un metro dal primo gradino per poter eseguire un passo prima di iniziare la salita delle scale (Figura 3.19). È stato chiesto quindi di eseguire un passo sul ballatoio della struttura anche prima di iniziare la discesa delle scale (Figura 3.20). Almeno sei prove di salita e sei di discesa, senza l'utilizzo del corrimano, sono state acquisite per ogni soggetto.



**Figura 3.19 – Acquisizione salita scale**



**Figura 3.20 – Acquisizione discesa scale**

L'intero protocollo ha richiesto almeno un'ora e mezza di tempo per ogni soggetto. Prima di ogni task è stata eseguita una sessione di training per consentire ai soggetti di familiarizzare con le modalità di esecuzione della prova. Tutti i soggetti hanno completato le attività secondo le modalità appena descritte.



## Capitolo 4 ANALISI DEI DATI

In questo capitolo saranno descritti i protocolli di estrazione ed elaborazione dei dati. In prima analisi sono stati utilizzati i software compresi nel pacchetto SMART-Suite della BTS Bioengineering. Microsoft Excel, MatLab e SPSS, con licenze in dotazione all'Università degli Studi di Firenze, sono stati utilizzati per completare l'analisi. Il software gratuito G\*Power è stato utilizzato nelle fasi preliminari dello studio per calcolare il numero dei campioni necessari ad ogni gruppo di indagine.

Al termine di ogni acquisizione, i seguenti dati sono integrati e sincronizzati dal sistema in un unico file con estensione \*.tdf:

- lo spostamento spaziale di 22 marker catturati con il sistema optoelettronico;
- le forze di reazione al suolo registrate con le due piattaforme di forza;
- l'attività di sei muscoli (tre per gamba) rilevata con le sonde elettromiografiche.

### 4.1 CINEMATICA, DINAMICA E SPAZIOTEMPORALI

L'acquisizione viene aperta con il software BTS SMART-Tracker. A video vengono visualizzati i marker e i vettori di forza di reazione al suolo (Figura 4.1).

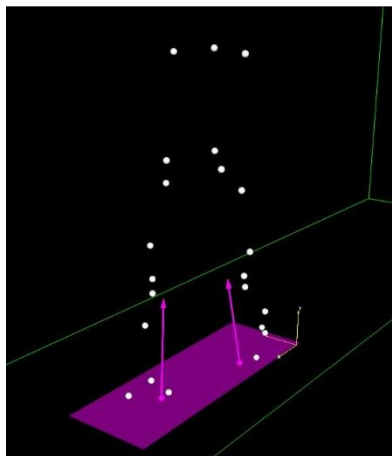
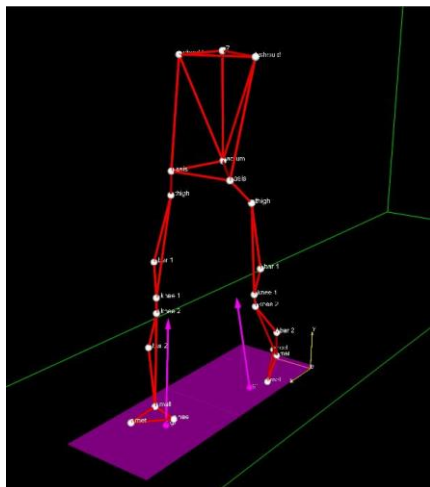


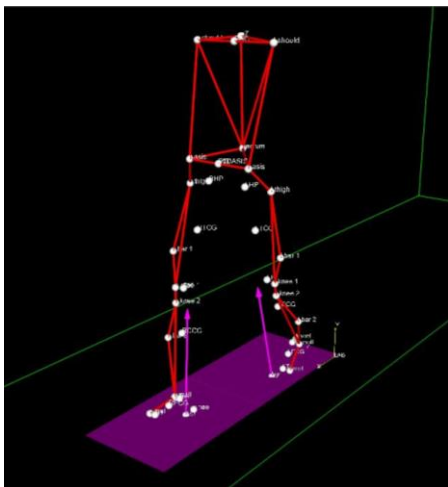
Figura 4.1 – Ricostruzione spaziale dei marker

Per poter applicare il modello DAVIS e risalire alla cinematica, il software richiede l'etichettatura dei marker e l'eventuale correzione di traiettorie mal ricostruite. In questa fase è necessario inoltre specificare con quale piede sono state calpestate le piattaforme di forza (Figura 4.2).



**Figura 4.2 – Stick diagram modello DAVIS**

Il software è pronto a calcolare i centri di rotazione delle articolazioni grazie alle misure antropometriche raccolte durante la preparazione del soggetto (Figura 4.3).



**Figura 4.3 – Stick diagram con centri di rotazione**

Dopo aver ricostruito la posizione spaziale dei centri delle articolazioni, è possibile stimare la cinematica e, tramite l'approccio della dinamica inversa, la cinetica articolare.

Il confronto tra soggetti diversi non può prescindere dalla normalizzazione temporale dei dati. Un ciclo di passo è definito come due appoggi consecutivi dello stesso tallone (Figura 4.4). Il ciclo si suddivide in due sotto fasi: *stance* (o appoggio) e *swing* (o volo). I dati di cinematica, dinamica ed elettromiografia vengono normalizzati secondo questi eventi che devono essere quindi specificati al software per l'elaborazione. Gli istanti di contatto iniziale del tallone e di distacco del piede dal suolo vengono identificati da un algoritmo basato sulle tracce cinematiche [90]. È necessario comunque ispezionarli visivamente e correggere eventuali errori di riconoscimento.

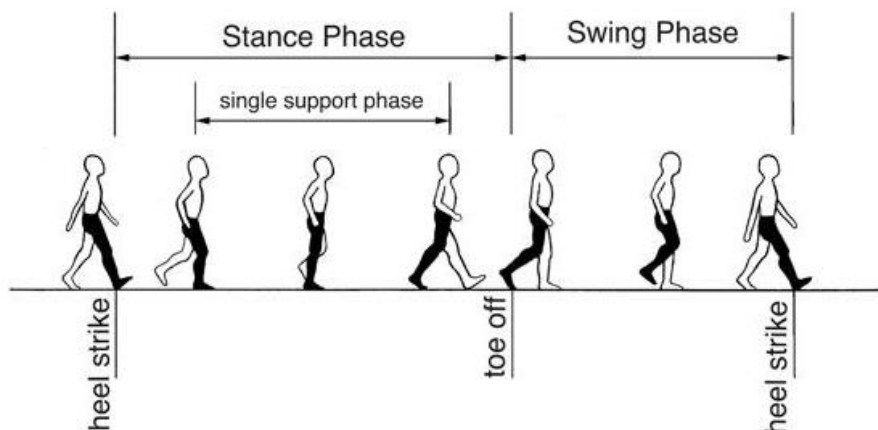


Figura 4.4 – Ciclo di passo

Al termine dell'inserimento, gli eventi vengono salvati all'interno di un archivio, con estensione \*.mdx, insieme a tutte le informazioni computate con il modello DAVIS.

L'estrazione dei dati è stata realizzata creando un protocollo ad hoc sul software SMART-Analyzer (appendici A.2, A.3, A.4, A.5, A.6). La routine, con estensione \*.epx, riceve in input gli archivi che contengono i dati del paziente, i dati della sessione, l'acquisizione statica e diverse acquisizioni delle prove dinamiche. Durante l'esecuzione è necessario controllare visivamente, ed eventualmente correggere, gli eventi richiesti dal protocollo. In output si otterranno cinque file con estensione \*.emt contenenti:

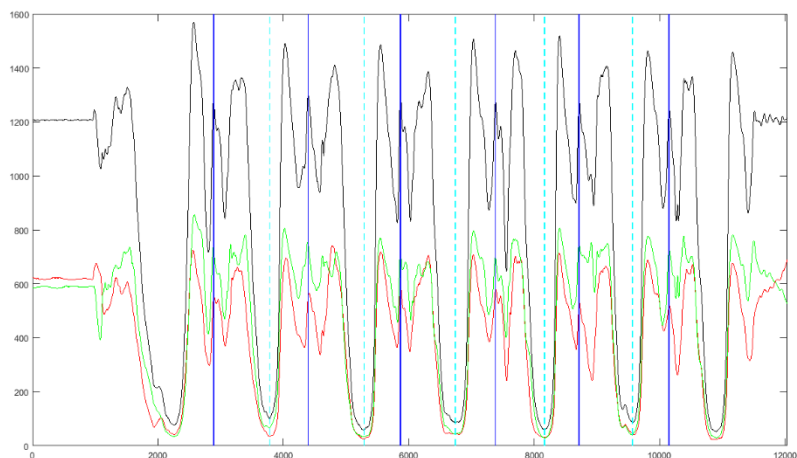
1. angoli articolari
2. momenti articolari
3. parametri spaziali
4. parametri temporali
5. parametri estratti dalle forze di reazione al suolo grezze

I file saranno forniti in input ad uno script sviluppato in MatLab (appendice A.7), per scrivere i risultati su Excel e valutare preventivamente le medie e le deviazioni standard dei tre gruppi in esame. Le tabelle Excel saranno infine importate in ambiente SPSS per l'analisi statistica dei risultati.

In questo paragrafo è stata esposta l'analisi dei dati del cammino. Per la salita/discesa delle scale e l'alzata/seduta dalla sedia sono stati selezionati gli stessi parametri. I protocolli della

prova con le scale differiscono dal cammino solo per l'esclusione della dinamica, non avendo la possibilità di registrare le forze di reazione sui gradini, e sul numero dei cicli di passo, poiché disponendo di 4 gradini, per ogni acquisizione si otterrà un solo ciclo di passo destro e un solo ciclo sinistro.

Gli script per l'estrazione e la classificazione dei dati sono stati adattati per la prova con la sedia, in funzione degli eventi per la normalizzazione temporale. Infatti, è stato modificato il protocollo DAVIS (appendice A.8), integrato con i software dell'azienda produttrice, in modo da selezionare gli eventi basandosi sulla sommatoria delle forze di reazione verticali di entrambi gli arti, come visto in uno studio di riferimento [65].



**Figura 4.5 – Suddivisione ripetizioni alzata/seduta**

In Figura 4.5 sono riportati i segnali di:

- Forza di reazione verticale dell'arto operato (linea rossa)
- Forza di reazione verticale dell'arto non operato (linea verde)
- Sommatoria delle forze di reazione al suolo (linea nera)
- Eventi di alzata (linee blu)
- Eventi di seduta (linee azzurre tratteggiate)

Gli eventi sono stati posizionati in corrispondenza dei minimi locali (eventi di seduta) e dei picchi centrali (eventi di alzata). Il protocollo prevedeva sette ripetizioni così da poter eliminare il primo e l'ultimo ciclo per ottenere, infine, cinque ripetizioni valide.

I parametri temporali differiscono chiaramente dalle prove di cammino e scale. Per la prova di alzata/seduta sono stati selezionati i seguenti:

- Tempo di alzata [s]
- Tempo di seduta [s]
- Tempo del ciclo di alzata/seduta [s]
- Tempo totale della prova [s]

- Tempo di alzata in percentuale rispetto al ciclo di alzata/seduta [%]
- Tempo di seduta in percentuale rispetto al ciclo di alzata/seduta [%]

Sono stati aggiunti inoltre alcune informazioni derivanti dai dati grezzi forniti dalle piattaforme di forza, per avere indicazioni sulla stabilità di appoggio e sulla forza totale impiegata per eseguire l'esercizio:

- Movimento antero-posteriore del centro di pressione [mm]
- Movimento medio-laterale del centro di pressione [mm]
- Integrale dell'area sottesa alla forza di reazione al suolo verticale

Questi parametri sono stati estratti per tutti i soggetti da entrambi gli arti. Per i parametri spazio-temporali e i range di movimento articolare è stato calcolato un indice di simmetria per valutare la stabilità e l'efficienza dei pattern motori dei soggetti. L'indice è stato descritto da un lavoro di Galea e co-autori [91], ed è definito dalla seguente equazione:

$$SI = \frac{X_a - X_u}{0.5(X_a + X_u)} * 100$$

**Equazione 4.1 – Indice di simmetria**

Dove:

SI = indice di simmetria

$X_a$  = variabile dell'arto operato

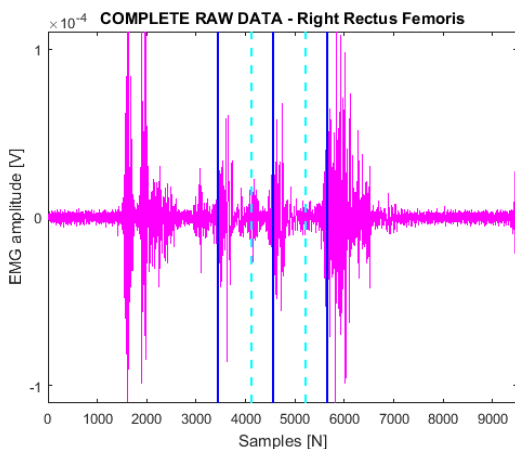
$X_u$  = variabile dell'arto sano

Più questo indice si avvicina allo zero, migliore risulta la simmetria. Nel caso in cui l'indice risulti positivo, la variabile dell'arto operato sarà maggiore dell'arto sano, contrariamente al caso di un indice negativo. Per i soggetti di controllo è stata applicata la stessa formula con l'arto destro al posto dell'arto sano e il lato sinistro al posto del lato operato.

## 4.2 Elettromiografia

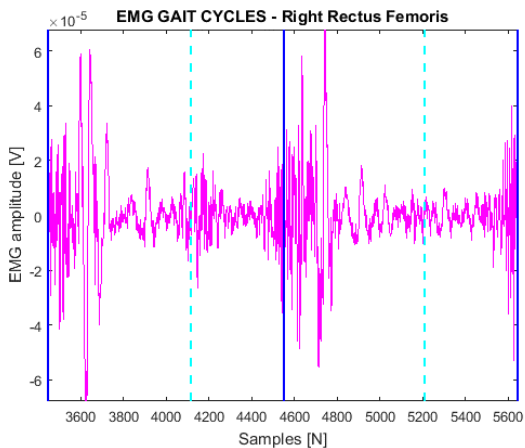
Il trattamento dei segnali elettromiografici è stato sviluppato interamente in ambiente MatLab (appendice A.9). Grazie al toolbox fornito dalla BTS Bioengineering, è possibile importare i dati grezzi della posizione spaziale dei marker, delle forze di reazione al suolo, dei segnali EMG e degli eventi utilizzati per la normalizzazione temporale.

Prima di determinare il timing di attivazione muscolare sono necessarie alcune operazioni sul segnale EMG grezzo. Con le funzioni *tdfReadDataEmg* e *tdfReadEvents* saranno importati rispettivamente i segnali elettromiografici e gli eventi di normalizzazione temporale. La prima funzione fornirà in output una matrice di sei righe, una per ogni muscolo, e un numero di colonne pari ai campioni acquisiti. Per il riconoscimento dei segnali, un vettore di sei elementi conterrà le etichette dei muscoli in esame. Allo stesso modo, la seconda funzione fornirà i valori degli eventi, in secondi, e un vettore di etichette per l'associazione degli istanti di contatto iniziale del tallone e di distacco del piede dal suolo, per entrambi i piedi.



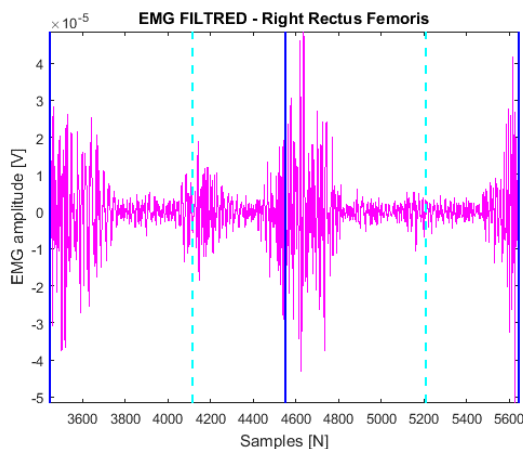
**Figura 4.6 – Segnale EMG grezzo**

In Figura 4.6 è riportato il segnale del retto femorale destro del soggetto *CG9*. L'analisi di timing muscolare sarà limitata ai due cicli di passo, definiti dalle linee verticali blu (contatto iniziale del tallone) e dalle linee tratteggiate azzurre (distacco piede dal suolo), come riportato nella figura sottostante.



**Figura 4.7 – Segnale EMG grezzo con eventi temporali**

La prima operazione da eseguire consiste in un filtraggio passa-banda per delimitare lo spettro delle frequenze nel range in cui l'energia del segnale elettromiografico è concentrato. In questo lavoro è stato utilizzato un filtro passa-banda Butterworth del sesto ordine con frequenze di taglio 10 e 500 Hz (Figura 4.8).



**Figura 4.8 – Segnale EMG dopo filtraggio passa-banda**

In seguito, è stato utilizzato il *Teager-Kaiser Energy Operator* (TKEO) definito dall'equazione sottostante:

$$TKEO[x(n)] = x^2(n) - x(n + 1)x(n - 1)$$

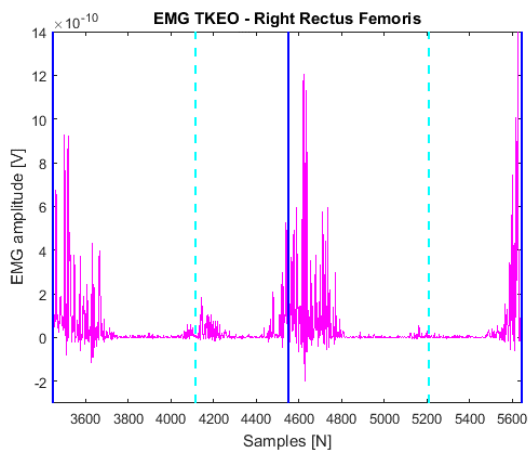
**Equazione 4.2 – Teager-Kaiser Energy Operator (TKEO)**

Dove:

x = segnale EMG

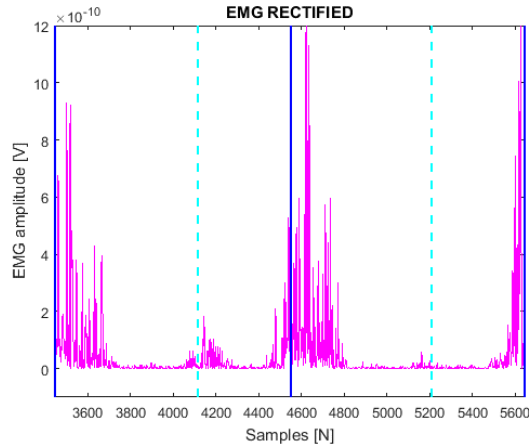
n = campione n-esimo

Questo operatore è utilizzato per migliorare il rapporto segnale rumore e il riconoscimento degli istanti di attivazione e disattivazione muscolare [92], [93]. Il risultato è visibile nella Figura 4.9.



**Figura 4.9 – Segnale EMG dopo TKEO**

Gli ultimi due passaggi consistono nella rettifica e nell'involuppo. La rettifica viene eseguita per ottenere l'intero segnale composto da valori positivi (Figura 4.10).



**Figura 4.10 – Segnale EMG rettificato**

Per stimare il timing di attivazione muscolare è necessario valutare le variazioni del segnale rispetto alla baseline. In sostanza, il calcolo della soglia di attivazione è basato su una finestra di riposo muscolare, della quale verrà calcolata la media e la deviazione standard. Nell'equazione sottostante è riportata l'equazione della soglia di attivazione:

$$th = \mu(b) + mf * \sigma(b)$$

**Equazione 4.3 – Soglia di attivazione muscolare**

Dove:

th = soglia di attivazione muscolare

$\mu$  = media

$\sigma$  = deviazione standard

b = baseline

mf = fattore moltiplicativo

I parametri che influenzano il riconoscimento degli istanti di attivazione sono:

- Frequenza di taglio del filtro per l'involuppo (ft)
- Ampiezza finestra muscolare di riposo (w)
- Fattore moltiplicativo della deviazione standard

Uno studio condotto da Hodges e co-autori, riporta un'analisi dei segnali elettromiografici variando le combinazioni di questi parametri, in particolare:

- ft = 10, 50, 500 Hz
- w = 10, 25, 50 ms
- mf = 1, 2, 3



La maggiore accuratezza dei risultati è stata rilevata con le combinazioni: 25ms/3SD/50Hz, 50ms/1SD/50Hz, 10ms/1SD/500Hz. Gli autori consigliano comunque di adattare questi parametri in base alle caratteristiche del segnale grezzo [94]. Nel lavoro di Hodges però non è stato applicato l'operatore TKEO che riduce le ampiezze e le oscillazioni del segnale. Di conseguenza, la scelta di questi parametri è stata fatta in base a lavori che hanno applicato questo operatore.

Per l'involuppo è stato scelto un filtro passa-basso Butterworth del sesto ordine con frequenza di taglio a 50 Hz. Il risultato dell'elaborazione è riportato in Figura 4.11.

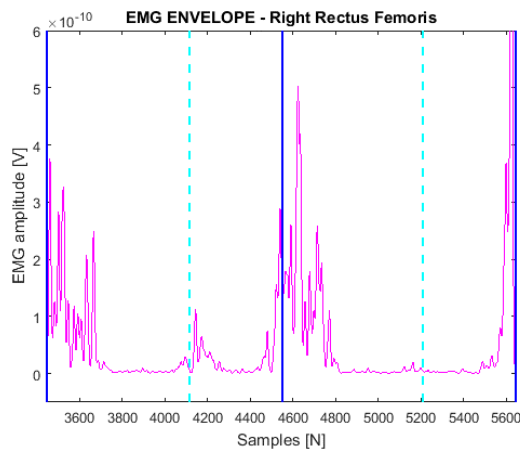


Figura 4.11 – Segnale EMG dopo involuppo

Infine, l'ampiezza della finestra di riposo muscolare pari a 100 ms e il fattore moltiplicativo pari a 15 sono stati selezionati per il calcolo della soglia di attivazione.

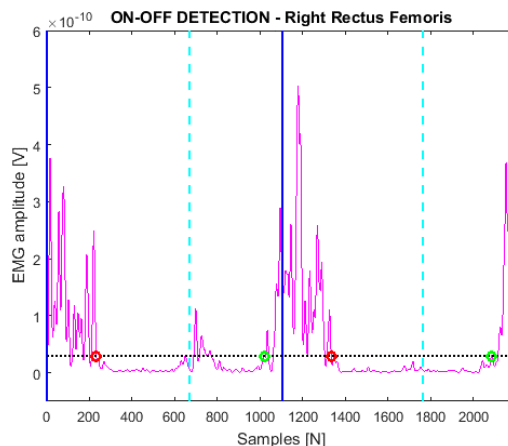


Figura 4.12 – Segnale EMG con soglia e timing di attivazione

In Figura 4.12 sono riportati gli istanti di attivazione (ON, cerchi verdi), gli istanti di disattivazione (OFF, cerchi rossi) e la soglia di attivazione (linea tratteggiata nera). L'algoritmo che determina il riconoscimento degli ON-OFF prevede che il segnale risulti attivo quando ha superato la soglia per un tempo pari all'ampiezza della baseline e che il muscolo risulti non attivo quando il segnale rimane sotto soglia sempre per la stessa durata.

I risultati grafici sono stati utilizzati per evidenziare eventuali errori di elaborazione. Nella fase successiva, sono state calcolate le percentuali di ON-OFF rispetto ai cicli di passo e riportate automaticamente su Excel (Figura 4.13) per il calcolo dei pattern di attivazioni medi.

| Acquisition #          | Step # | OFF  | ON   | OFF     | ON      |
|------------------------|--------|------|------|---------|---------|
| 0030~aa~Walking 01.tdf | dx1    | 21   | 92   |         |         |
|                        | dx2    | 20.9 | 89.5 |         |         |
| 0030~aa~Walking 02.tdf | dx1    | 22.8 | 90.5 |         |         |
|                        | dx2    | 23.9 | 90.1 |         |         |
| 0030~aa~Walking 03.tdf | dx1    | 21.4 | 95.1 |         |         |
|                        | dx2    | 24.5 | 82.9 |         |         |
| 0030~aa~Walking 04.tdf | dx1    | 22.9 | 94.2 |         |         |
|                        | dx2    | 18.1 | 91.7 |         |         |
| 0030~aa~Walking 05.tdf | dx1    | 19.1 | 94.4 |         |         |
|                        | dx2    | 19.1 | 88.9 |         |         |
| 0030~aa~Walking 06.tdf | dx1    | 17.7 | 94.7 |         |         |
|                        | dx2    | 18.7 | 97.6 |         |         |
| MEAN                   |        | 20.8 | 91.8 | #DIV/0! | #DIV/0! |
| STANDARD DEVIATION     |        | 2.3  | 3.8  | #DIV/0! | #DIV/0! |

**Figura 4.13 – Risultati EMG del cammino**

In questo caso, il soggetto ha eseguito sei prove con due cicli di passo per ogni acquisizione. L'algoritmo ha identificato un pattern di attivazione del retto femorale destro per ognuno dei dodici cicli di passo eseguiti dal soggetto, dimostrando una buona ripetibilità. È stata quindi calcolata la media e la deviazione standard per ogni soggetto e per ogni muscolo preso in considerazione in questo studio. I risultati riportati in figura sono stati suddivisi, infine, per calcolare le attivazioni medie dei gruppi. Considerando i 60 pazienti, una media di 18 acquisizioni per soggetto (includendo cammino, STS e SCT) e sei gruppi muscolari, sono stati ispezionati visivamente circa 6400 segnali elettromiografici.

L'ampiezza e la qualità dei segnali elettromiografici è dipendente da diversi fattori. Con un rigoroso iter metodologico è possibile standardizzare la distanza inter-elettrodo, la posizione e la dimensione degli elettrodi. La registrazione del segnale elettromiografico è però influenzata da alcuni parametri non controllabili, quali le condizioni della superficie di applicazione degli elettrodi (temperatura e umidità della pelle) e la distanza tra elettrodi e muscolo (determinata dai tessuti interposti come la cute e il tessuto adiposo). Per eseguire un confronto in ampiezza dei segnali elettromiografici tra diversi soggetti è necessaria quindi un'operazione di normalizzazione. Questa elaborazione viene generalmente eseguita registrando il segnale elettromiografico di una contrazione massimale, così da poter esprimere l'ampiezza dell'attivazione muscolare in percentuale rispetto all'attivazione massima. Esistono degli atlanti che indicano come eseguire gli esercizi di massima contrazione in funzione del gruppo muscolare in analisi. Inizialmente è stato chiesto ai pazienti di eseguire questi esercizi ma non

tutti sono stati in grado di mantenere la contrazione massimale senza lamentare dolori o crampi muscolari. Di conseguenza non è stato possibile valutare in ampiezza i segnali EMG, limitando l'analisi al timing di attivazione.

I dati di tutti i soggetti sono stati processati con gli stessi parametri. Nei casi in cui l'algoritmo abbia identificato un pattern non ripetibile, quest'ultimo è stato eliminato manualmente dalla tabella Excel del soggetto. Anche questi risultati, così come per il resto dei parametri, saranno importati in SPSS per l'analisi statistica.

Questa analisi è stata applicata per tutte le prove incluse nello studio. Chiaramente, come per i parametri spazio-temporali, cinematici e dinamici, la normalizzazione temporale della prova con la sedia è stata eseguita rispetto agli eventi di alzata e seduta.

### 4.3 ANALISI STATISTICA

È importante determinare innanzitutto quanti soggetti sono necessari per dimostrare le ipotesi dello studio. Per questo motivo, è stata eseguita un'analisi a priori per il calcolo del campione con il software gratuito G\*Power [95], [96]. La numerosità del campione dipende da:

- livello di significatività ( $\alpha$ )
- potenza ( $\beta$ )
- effect size ( $f$ )

Il livello di significatività è conosciuto come “valore p” e rappresenta la probabilità di ottenere un falso positivo. Questo valore è generalmente impostato a 0.05, ossia una probabilità pari al 5% [97]. La probabilità dei falsi negativi è invece determinata dalla potenza che viene comunemente fissata a 0.8 ( $1 - 0.8 = 0.2$ , 20%) [97]. Infine, l'effect size è una misura della forza di relazione tra le variabili: più è grande il suo valore, tanto minore sarà il campione richiesto per lo studio [97]. È possibile calcolare l'effect size considerando la media delle variabili di studi precedenti o studi pilota. Per questo lavoro, inizialmente è stato condotto uno studio pilota che comprendeva 5 soggetti per ogni gruppo. L'effect size è stato calcolato valutando il massimo momento flessorio del ginocchio operato, per i pazienti, e del ginocchio sinistro per i controlli. È stato scelto il momento flessorio perché è un parametro largamente utilizzato in letteratura per le analisi sulle PTG. Con questo parametro è possibile infatti quantificare un meccanismo di compensazione adottato dai pazienti nel periodo preoperatorio e mantenuto in seguito all'intervento. Questo meccanismo è stato denominato “ginocchio rigido”, adeguatamente esposto nel capitolo 6. Nello studio pilota è risultato un momento flessorio di 0.39 Nm/kg per il gruppo MP, 0.45 Nm/kg per il gruppo PS e 0.55 Nm/kg per il gruppo di controllo. L'effect size calcolato è risultato pari a 0.44 mentre la grandezza del campione totale pari a 54 soggetti (18 per ogni gruppo). Sono stati selezionati tuttavia 20 soggetti per ogni gruppo.

L'analisi statistica dei risultati è stata realizzata in ambiente SPSS, importando le tabelle Excel contenenti i risultati dello studio. Inizialmente è stata valutata la normalità delle distribuzioni con il test Saphiro-Wilk. Il test di Levene è stato utilizzato per verificare l'omogeneità delle varianze. È stata quindi eseguita l'ANOVA a una via per determinare la significatività delle differenze tra i gruppi selezionati. Considerando che il numero dei gruppi è pari a tre, sono state computate comparazioni multiple tra le variabili. È stato pertanto necessario adattare i

livelli di significatività con i test di correzione post-hoc di Bonferroni, per distribuzioni con varianze simili, e Games-Howell per varianze dissimili.

Considerando che i test di valutazione della VAS e dell'Oxford Knee Score sono stati sottoposti solo ai pazienti, il confronto statistico tra questi valori è stato eseguito solo tra i due gruppi di pazienti con PTG. Le distribuzioni sono risultate non normali, di conseguenza è stato selezionato il test di Mann-Whitney per valutare la significatività delle differenze.

## Capitolo 5      **RISULTATI**

---

Nel seguente capitolo verranno esposti i risultati ottenuti dallo studio. Le tabelle riportano media e deviazione standard dei parametri selezionati, e la significatività statistica dei confronti tra i tre gruppi. Il livello di significatività, fissato a 0.05, è stato riportato solo per le differenze statisticamente significative, con  $p < 0.05$ .

L'analisi elettromiografica verrà esposta con l'ausilio di grafici. Sono stati riportati i periodi di attivazione muscolare normalizzati rispetto al ciclo di passo, per il cammino e la salita/discesa delle scale, e rispetto al ciclo di alzata/seduta per la prova con la sedia. I grafici riportano le medie di inizio e fine attivazione con le relative barre della deviazione standard. Con il simbolo \* sono state indicate le differenze significative ( $p < 0.05$ ) tra i pazienti e il gruppo di controllo. Il simbolo \*\* è stato scelto invece per la significatività ( $p < 0.05$ ) delle differenze tra i gruppi MP e PS.

La suddivisione dell'analisi è stata eseguita considerando l'arto sano e l'arto operato, per i pazienti, e l'arto destro e l'arto sinistro per il gruppo di controllo. Considerando la simmetria del gruppo di controllo, è stato scelto l'arto destro per il confronto con l'arto sano e l'arto sinistro per il confronto con l'arto operato.

### 5.1      **CAMMINO**

#### 5.1.1      **PARAMETRI SPAZIO-TEMPORALI**

Dai parametri spazio-temporali del cammino, nessuna differenza statisticamente significativa è emersa dal confronto tra i due gruppi di pazienti con PTG. Il confronto con il gruppo di controllo evidenzia invece una ridotta lunghezza dei cicli e dei passi, rispettivamente di circa 20-25 cm e 10-13 cm, sia sull'arto sano che su quello operato (Tabella 5.1 e Tabella 5.2), e una velocità di cammino ridotta (circa 0.2 m/s) per entrambi i gruppi di pazienti (Tabella 5.3).

I parametri spazio-temporali influenzano i pattern cinematici, dinamici ed elettromiografici. I gruppi MP e PS hanno mostrato un pattern di cammino omogeneo tra loro. Il gruppo di controllo è stato scelto più giovane per avere un riferimento di normalità, quindi era ipotizzabile che si rilevassero delle differenze sui parametri spazio-temporali rispetto ai gruppi di pazienti con PTG.

Tabella 5.1 – Cammino/Spazio-temporali arto sano

| DATI ARTO SANO             | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Lunghezza ciclo [m]        | 1.08±0.17 | 1.14±0.12 | 1.34±0.14 | ns       | 0.000    | 0.000    |
| Lunghezza passo [m]        | 0.53±0.09 | 0.57±0.07 | 0.67±0.07 | ns       | 0.000    | 0.000    |
| Tempo ciclo [s]            | 1.2±0.1   | 1.1±0.1   | 1.1±0.1   | ns       | ns       | ns       |
| Tempo appoggio [s]         | 0.7±0.1   | 0.7±0.1   | 0.7±0.1   | ns       | ns       | ns       |
| Tempo volo [s]             | 0.4±0.03  | 0.4±0.05  | 0.4±0.02  | ns       | ns       | ns       |
| Tempo doppio appoggio [s]  | 0.1±0.03  | 0.1±0.02  | 0.1±0.02  | ns       | ns       | ns       |
| Tempo singolo appoggio [s] | 0.4±0.03  | 0.4±0.04  | 0.4±0.02  | ns       | ns       | ns       |

Tabella 5.2 – Cammino/Spazio-temporali arto operato

| DATI ARTO OPERATO          | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Lunghezza ciclo [m]        | 1.08±0.17 | 1.15±0.12 | 1.35±0.16 | ns       | 0.000    | 0.001    |
| Lunghezza passo [m]        | 0.54±0.08 | 0.57±0.06 | 0.67±0.08 | ns       | 0.000    | 0.001    |
| Tempo ciclo [s]            | 1.2±0.1   | 1.1±0.1   | 1.1±0.1   | ns       | ns       | ns       |
| Tempo appoggio [s]         | 0.7±0.1   | 0.7±0.1   | 0.7±0.1   | ns       | ns       | ns       |
| Tempo volo [s]             | 0.4±0.03  | 0.4±0.04  | 0.4±0.02  | ns       | ns       | ns       |
| Tempo doppio appoggio [s]  | 0.1±0.04  | 0.1±0.02  | 0.1±0.02  | ns       | ns       | ns       |
| Tempo singolo appoggio [s] | 0.4±0.03  | 0.4±0.05  | 0.4±0.02  | ns       | ns       | ns       |

Tabella 5.3 – Parametri spazio-temporali cammino

| <b>DATI CAMMINO</b>           | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Larghezza passo [m]</b>    | 0.1±0.03  | 0.1±0.04  | 0.1±0.03  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Velocità [m/s]</b>         | 0.94±0.19 | 1.02±0.12 | 1.21±0.18 | ns              | 0.000           | 0.004           |
| <b>Cadenza [passi/minuto]</b> | 104.2±8.4 | 107.2±9.8 | 107.6±6.3 | ns              | ns              | ns              |

### 5.1.2 INDICI DI SIMMETRIA SPAZIO-TEMPORALI

Gli indici di simmetria dei parametri spazio-temporali del cammino sono risultati non differenti tra i tre gruppi (Tabella 5.4). Questi risultati indicano un pattern di cammino simmetrico per tutti i gruppi in esame.

Tabella 5.4 – Cammino/Indici di simmetria spazio-temporali

| <b>INDICI DI SIMMETRIA [%]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|--------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Lunghezza ciclo</b>         | 0.1±1.4   | 0.4±1.1   | 0.8±2.2   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Lunghezza passo</b>         | 2.7±7.1   | 0.5±8.0   | -0.4±3.8  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo ciclo</b>             | -0.1±1.3  | 0.2±0.9   | 0.1±0.8   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo appoggio</b>          | -0.5±2.7  | 1.1±2.1   | 0.1±2.1   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo volo</b>              | 0.3±3.6   | -0.9±2.4  | 0.5±2.5   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo doppio appoggio</b>   | 3.0±16.5  | 2.0±14.6  | 0.4±10.1  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo singolo appoggio</b>  | -0.3±3.6  | 0.9±2.4   | -0.5±2.5  | ns              | ns              | ns              |

### 5.1.3 CINEMATICA ARTO SANO

L'analisi cinematica dell'arto sano non ha mostrato nessuna differenza statisticamente significativa tra i gruppi MP e PS. Analogamente, il confronto tra i gruppi PS e CG non ha prodotto nessun risultato significativo, dimostrando che i pazienti con protesi postero-stabilizzata hanno un pattern cinematico dell'arto sano simile alla normalità. Alcune differenze

sono emerse dal confronto tra il gruppo MP e il gruppo di controllo, in particolare sul piano sagittale del ginocchio. Il gruppo MP ha mostrato una riduzione della flessione, e di conseguenza del range articolare, rispetto ai controlli di circa 10 gradi durante l'intero ciclo di passo. I risultati della flessione durante le fasi di appoggio e volo, e al momento del distacco del piede dal suolo (Tabella 5.5), confermano la propensione dei pazienti con protesi a pivot mediale a mantenere il ginocchio più esteso rispetto ai controlli.

Sui piani frontale e trasversale del ginocchio non è risultata nessuna differenza tra i tre gruppi (Tabella 5.6 e Tabella 5.7). I range articolari di anca e caviglia differiscono solo sul range di dorsi-flessione della caviglia, con una riduzione di circa 5-6 dei pazienti rispetto ai controlli (Tabella 5.8).

**Tabella 5.5 – Cammino/Cinematica piano sagittale ginocchio arto sano**

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Sagittale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima<br/>flessione</b>                     | 50.0±8.7  | 54.4±8.0  | 59.9±5.5  | ns                      | 0.001                   | ns                      |
| <b>Massima<br/>estensione</b>                    | -0.3±5.3  | -1.2±6.4  | 1.8±4.4   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE</b>                                  | 50.3±6.4  | 55.6±7.8  | 58.1±4.8  | ns                      | 0.002                   | ns                      |
| <b>Max flessione<br/>accett. carico</b>          | 13.4±6.3  | 14.4±8.8  | 19.9±6.9  | ns                      | 0.035                   | ns                      |
| <b>Max estensione<br/>appoggio</b>               | 0.7±5.7   | -0.3±6.5  | 2.7±4.2   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE<br/>appoggio</b>                     | 12.7±3.1  | 14.7±6.0  | 17.2±6.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima<br/>flessione volo</b>                | 50.0±8.8  | 54.4±8.0  | 59.9±5.5  | ns                      | 0.001                   | ns                      |
| <b>Massima<br/>estensione volo</b>               | 2.6±5.7   | 2.2±7.1   | 3.8±4.8   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE volo</b>                             | 47.5±6.9  | 52.2±7.8  | 56.1±5.0  | ns                      | 0.001                   | ns                      |
| <b>FE contatto<br/>iniziale</b>                  | 4.6±5.5   | 4.2±7.5   | 6.8±5.0   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>FE distacco<br/>piede</b>                     | 26.9±5.7  | 29.1±7.1  | 31.9±5.0  | ns                      | 0.048                   | ns                      |



Tabella 5.6 – Cammino/Cinematica piano frontale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Frontale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massimo varismo</b>                          | 14.5±7.7  | 18.9±9.3  | 14.5±5.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo valgismo</b>                         | -1.0±6.5  | 2.1±5.1   | 1.3±3.4   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV</b>                                 | 15.6±7.9  | 16.8±7.5  | 13.2±4.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo appoggio</b>                     | 7.0±5.1   | 10.2±5.6  | 9.1±3.2   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo appoggio</b>                    | 0.4±6.5   | 3.5±4.8   | 2.5±2.8   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV appoggio</b>                        | 6.6±3.4   | 6.7±2.8   | 6.5±2.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo volo</b>                         | 14.2±8.1  | 18.7±9.6  | 14.5±5.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo volo</b>                        | -0.3±6.3  | 2.7±5.4   | 1.7±3.3   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV volo</b>                            | 14.4±7.9  | 15.9±7.3  | 12.8±4.8  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.7 – Cammino/Cinematica piano trasversale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano<br/>Trasversale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b>  | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|------------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima intra-<br/>rotazione</b>                    | 12.6±10.3 | 10.3±8.7   | 9.2±7.7   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-<br/>rotazione</b>                    | -9.7±13.6 | -15.4±13.3 | -12.1±8.0 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE</b>  | 22.3±7.7  | 25.7±8.3   | 21.3±5.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR<br/>appoggio</b>                             | 9.3±10.9  | 6.2±9.0    | 5.9±8.0   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER<br/>appoggio</b>                             | -5.7±12.3 | -11.6±13.4 | -8.5±7.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE<br/>appoggio</b>                           | 14.9±5.0  | 17.7±8.4   | 14.4±5.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR volo</b>                                     | 10.8±12.1 | 9.4±8.3    | 8.6±7.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER volo</b>                                     | -9.4±13.8 | -14.8±13.2 | -11.8±7.9 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE volo</b>                                   | 20.2±7.7  | 24.2±8.5   | 20.4±5.6  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.8 – Cammino/Cinematica anca e caviglia arto sano

| <b>ANCA<br/>[gradi]</b>       | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Range FE</b>               | 42.7±3.8  | 44.4±5.9  | 44.4±5.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range AA</b>               | 10.1±5.0  | 12.5±3.0  | 12.7±3.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b>   |           |           |           |                         |                         |                         |
| <b>Range DP<br/>flessione</b> | 27.6±5.5  | 28.5±4.8  | 33.1±5.4  | ns                      | 0.008                   | 0.031                   |
| <b>Range Inv./Eve.</b>        | 16.4±2.3  | 18.4±4.2  | 18.2±2.8  | ns                      | ns                      | ns                      |

### 5.1.4 CINEMATICA ARTO OPERATO

La cinematica dell'arto operato è risultata differente tra i gruppi MP e PS, in particolare sul piano sagittale del ginocchio. I pazienti con la protesi a pivot mediale hanno mostrato una ridotta flessione in confronto ai gruppi PS e CG, rispettivamente di circa 8 e 14 gradi (Tabella 5.9). Le differenze sul piano sagittale confermano che i pazienti con protesi a pivot mediale tendono a ridurre la flessione e il range articolare del ginocchio. Per bilanciare la simmetria del cammino e ottimizzare il pattern motorio, la riduzione della flessione del ginocchio si riflette anche sull'arto sano, come dimostrato nell'analisi cinematica del paragrafo precedente.

Seppur delle differenze di piccola entità sono emerse dal confronto tra i pazienti con protesi postero-stabilizzata e controlli, l'assenza di differenze significative dimostra un pattern cinematico simile tra i due gruppi.

**Tabella 5.9 – Cammino/Cinematica piano sagittale ginocchio arto operato**

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Sagittale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima<br/>flessione</b>                     | 47.3±7.0  | 55.6±8.3  | 61.1±6.4  | 0.005                   | 0.000                   | ns                      |
| <b>Massima<br/>estensione</b>                    | -2.0±4.5  | -0.5±6.0  | 1.3±5.1   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE</b>                                  | 49.3±5.5  | 56.1±6.5  | 59.7±4.0  | 0.002                   | 0.000                   | ns                      |
| <b>Max flessione<br/>accett. carico</b>          | 10.8±7.0  | 15.3±11.0 | 19.0±6.7  | ns                      | 0.017                   | ns                      |
| <b>Max estensione<br/>appoggio</b>               | -0.7±4.7  | 0.1±6.2   | 2.2±4.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE<br/>appoggio</b>                     | 11.5±3.9  | 15.2±8.1  | 16.8±5.6  | ns                      | 0.036                   | ns                      |
| <b>Massima<br/>flessione volo</b>                | 47.3±7.0  | 55.6±8.4  | 61.1±6.4  | 0.005                   | 0.000                   | ns                      |
| <b>Massima<br/>estensione volo</b>               | 0.2±5.2   | 3.0±5.9   | 3.4±5.9   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE volo</b>                             | 47.1±6.8  | 52.6±6.0  | 57.7±4.3  | 0.022                   | 0.000                   | ns                      |
| <b>FE contatto<br/>iniziale</b>                  | 2.2±5.1   | 5.0±6.9   | 6.0±5.2   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>FE distacco<br/>piede</b>                     | 24.2±5.7  | 29.1±9.1  | 32.4±5.3  | ns                      | 0.002                   | ns                      |

Sul piano frontale sono stati rilevati risultati significativi tra i gruppi MP e PS. Tuttavia, i valori sono vicini al riferimento dei controlli e le differenze tra i due gruppi sono di lieve entità, inferiori ai 5 gradi (Tabella 5.10).

La cinematica del ginocchio sul piano trasversale non è differente tra i tre gruppi (Tabella 5.11), confermando i risultati ottenuti nel lavoro di Papagiannis e co-autori.

**Tabella 5.10 – Cammino/Cinematica piano frontale ginocchio arto operato**

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Frontale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>Vs<br/>CG</b> |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massimo varismo</b>                          | 16.0±8.8  | 18.2±6.1  | 14.9±6.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo valgismo</b>                         | -1.2±5.2  | 3.4±4.1   | 0.6±4.3   | 0.018                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV</b>                                 | 17.2±8.8  | 14.8±5.4  | 14.2±5.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo appoggio</b>                     | 8.1±5.0   | 11.9±4.3  | 8.5±3.2   | 0.033                   | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo appoggio</b>                    | -0.2±4.9  | 4.1±4.0   | 2.8±2.7   | 0.008                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV appoggio</b>                        | 8.3±4.4   | 7.8±3.0   | 5.8±2.9   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo volo</b>                         | 16.0±8.9  | 18.1±6.1  | 14.8±6.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo volo</b>                        | -0.7±5.4  | 3.8±4.3   | 0.8±4.4   | 0.024                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV volo</b>                            | 16.7±8.6  | 14.4±5.3  | 13.9±6.9  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.11 – Cammino/Cinematica piano trasversale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano<br/>Trasversale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b>  | <b>PS</b>  | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|------------|------------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima intra-<br/>rotazione</b>                    | 10.0±11.6  | 11.5±10.5  | 8.1±5.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-<br/>rotazione</b>                    | -12.1±13.1 | -11.6±11.1 | -13.7±6.1 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE</b>  | 22.1±6.0   | 23.1±5.8   | 21.8±5.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR<br/>appoggio</b>                             | 7.1±11.8   | 6.4±11.6   | 4.6±6.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER<br/>appoggio</b>                             | -7.6±12.7  | -7.9±11.3  | -10.2±6.5 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE<br/>appoggio</b>                           | 14.6±5.1   | 14.3±6.6   | 14.8±4.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR volo</b>                                     | 8.6±11.3   | 10.8±10.0  | 7.3±5.4   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER volo</b>                                     | -12.0±13.1 | -11.0±11.5 | -13.2±6.1 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE volo</b>                                   | 20.7±6.3   | 21.8±5.7   | 20.5±5.7  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.12 – Cammino/Cinematica anca e caviglia arto operato

| <b>ANCA<br/>[gradi]</b>       | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-------------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Range FE</b>               | 41.1±5.2  | 44.9±7.2  | 44.9±4.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range AA</b>               | 10.8±3.8  | 12.1±2.7  | 13.4±3.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b>   |           |           |           |                         |                         |                         |
| <b>Range DP<br/>flessione</b> | 28.2±5.9  | 28.6±6.2  | 30.5±5.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range Inv./Eve.</b>        | 15.7±4.6  | 15.8±3.7  | 17.0±2.6  | ns                      | ns                      | ns                      |

Nessun meccanismo di compensazione è emerso dall'analisi cinematica di anca e caviglia che presentano, per entrambi i gruppi di pazienti, range articolari simili alla normalità.

### 5.1.5 INDICI DI SIMMETRIA CINEMATICA

Gli indici di simmetria sui range articolari non sono risultati differenti tra i tre gruppi, confermando, un pattern cinematico simile per entrambi gli arti.

**Tabella 5.13 – Cammino/Indici di simmetria cinematica**

| <b>INDICI DI SIMMETRIA [%]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b>  | <b>CG</b> | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|--------------------------------|-----------|------------|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Range FE ginocchio</b>      | -1.7±12.0 | 1.3±17.4   | 2.9±5.6   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range AA ginocchio</b>      | 5.4±47.9  | -12.1±42.2 | 3.9±28.4  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range IE ginocchio</b>      | 0.4±26.7  | -8.5±30.3  | 2.2±20.7  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range FE anca</b>           | -4.0±9.4  | 0.7±12.9   | 1.2±5.3   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range AA anca</b>           | 2.3±17.0  | -2.8±14.8  | 6.5±12.4  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range FE caviglia</b>       | 2.2±16.9  | -0.5±23.5  | -8.4±18.9 | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range Inv./Eve.</b>         | -7.4±21.6 | -14.9±25.5 | -7.2±12.4 | ns              | ns              | ns              |

### 5.1.6 DINAMICA ARTO SANO

Osservando l'analisi delle forze di reazione al suolo, l'appoggio del piede dell'arto sano risulta simile per i gruppi MP e PS. I picchi di accettazione del carico, propulsione, anteriore e posteriore sono ridotti nei pazienti se confrontati con i controlli (Tabella 5.14). La velocità di cammino del gruppo CG è superiore rispetto ai gruppi MP e PS quindi il conseguente aumento dell'inerzia si riflette sull'appoggio del piede con l'aumento delle forze di reazione al suolo. Non ci sono invece differenze sui picchi medio-laterali.

I momenti del ginocchio risultano differenti tra i gruppi, principalmente sul piano sagittale. L'ampiezza picco-picco del momento flesso-estensorio è ridotta nei gruppi MP e PS rispetto al gruppo di controllo, in accordo con la cinematica analizzata precedentemente, poiché la riduzione del momento è proporzionale alla riduzione della flessione del ginocchio. La differenza risulta più marcata tra i gruppi MP e CG (Tabella 5.15).

Tabella 5.14 – Cammino/GRF arto sano

| <b>GRF<br/>[N/Bw]</b>           | <b>MP</b>  | <b>PS</b>  | <b>CG</b>  | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|---------------------------------|------------|------------|------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Picco accett.<br/>carico</b> | 1.03±0.07  | 1.02±0.07  | 1.10±0.10  | ns                      | 0.031                   | 0.011                   |
| <b>Picco<br/>propulsione</b>    | 1.04±0.06  | 1.03±0.05  | 1.16±0.05  | ns                      | 0.000                   | 0.000                   |
| <b>Picco anteriore</b>          | 0.13±0.04  | 0.14±0.02  | 0.20±0.04  | ns                      | 0.000                   | 0.000                   |
| <b>Picco posteriore</b>         | -0.12±0.04 | -0.13±0.03 | -0.19±0.05 | ns                      | 0.000                   | 0.000                   |
| <b>Picco mediale</b>            | 0.05±0.01  | 0.06±0.02  | 0.05±0.01  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Picco laterale</b>           | -0.06±0.02 | -0.06±0.02 | -0.07±0.01 | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.15 – Cammino/Momenti ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>[Nm/kg]</b>            | <b>MP</b>  | <b>PS</b>  | <b>CG</b>  | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|---|------------|------------|------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Max momento<br/>estensorio</b>       | 0.26±0.14  | 0.20±0.14  | 0.48±0.31  | ns                      | 0.016                   | 0.001                   |
| <b>Max momento<br/>flessorio</b>        | -0.34±0.13 | -0.48±0.14 | -0.47±0.14 | 0.016                   | 0.024                   | ns                      |
| <b>PP momento<br/>flesso-estensorio</b> | 0.60±0.11  | 0.68±0.17  | 0.95±0.31  | ns                      | 0.000                   | 0.008                   |
| <b>Max momento<br/>abduattorio</b>      | 0.65±0.17  | 0.65±0.18  | 0.58±0.12  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max momento<br/>adduttorio</b>       | -0.04±0.04 | -0.07±0.06 | -0.05±0.03 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>PP momento ab-<br/>adduttorio</b>    | 0.69±0.16  | 0.72±0.20  | 0.63±0.11  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max momento<br/>extra-rotatorio</b>  | 0.02±0.01  | 0.02±0.01  | 0.02±0.01  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max momento<br/>intra-rotatorio</b>  | -0.19±0.05 | -0.22±0.06 | -0.24±0.04 | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>PP momento IE<br/>rotatorio</b>      | 0.21±0.05  | 0.24±0.06  | 0.26±0.04  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.16 – Cammino/Momenti anca e caviglia arto sano

| ANCA<br>[Nm/kg]                         | MP        | PS        | CG        | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---|-----------|-----------|-----------|----------------|----------------|----------------|
| <b>PP momento<br/>flesso-estensorio</b> | 1.53±0.31 | 1.64±0.32 | 1.75±0.30 | ns             | ns             | ns             |
| <b>PP momento ab-<br/>adduttore</b>     | 0.99±0.15 | 0.98±0.16 | 0.90±0.13 | ns             | ns             | ns             |
| <b>CAVIGLIA<br/>[Nm/kg]</b>             |           |           |           |                |                |                |
| <b>PP momento PD<br/>flessione</b>      | 1.39±0.21 | 1.44±0.16 | 1.74±0.18 | ns             | 0.000          | 0.000          |
| <b>PP momento<br/>Eve./Inv.</b>         | 0.22±0.08 | 0.27±0.07 | 0.29±0.04 | ns             | ns             | ns             |

Il momento flessorio della caviglia sull'arto sano risulta inferiore nei gruppi MP e PS rispetto al gruppo di controllo. Questa differenza è spiegata dal ridotto range flessorio della caviglia osservato nei paragrafi precedenti. Anche in questo caso, la differenza è più marcata tra i gruppi MP e CG (Tabella 5.16).

### 5.1.7 DINAMICA ARTO OPERATO

Tabella 5.17 – Cammino/GRF arto operato

| GRF<br>[N/Bw]                   | MP         | PS         | CG         | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---------------------------------|------------|------------|------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Picco accett.<br/>carico</b> | 1.01±0.05  | 1.02±0.07  | 1.08±0.10  | ns             | 0.019          | 0.046          |
| <b>Picco<br/>propulsione</b>    | 1.05±0.06  | 1.06±0.05  | 1.13±0.05  | ns             | 0.000          | 0.001          |
| <b>Picco anteriore</b>          | 0.14±0.03  | 0.15±0.04  | 0.19±0.04  | ns             | 0.001          | 0.003          |
| <b>Picco posteriore</b>         | -0.12±0.03 | -0.14±0.04 | -0.18±0.04 | ns             | 0.000          | 0.011          |
| <b>Picco mediale</b>            | 0.05±0.02  | 0.06±0.02  | 0.04±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco laterale</b>           | -0.06±0.02 | -0.06±0.03 | -0.06±0.02 | ns             | ns             | ns             |



Tabella 5.18 – Cammino/Momenti ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO</b><br>[Nm/kg]         | <b>MP</b>  | <b>PS</b>  | <b>CG</b>  | <b>MP</b><br>vs<br><b>PS</b> | <b>MP</b><br>vs<br><b>CG</b> | <b>PS</b><br>vs<br><b>CG</b> |
|-------------------------------------|------------|------------|------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| <b>Max momento estensorio</b>       | 0.21±0.12  | 0.27±0.28  | 0.46±0.38  | ns                           | 0.030                        | ns                           |
| <b>Max momento flessorio</b>        | -0.34±0.09 | -0.48±0.16 | -0.46±0.17 | 0.027                        | ns                           | ns                           |
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.55±0.14  | 0.75±0.29  | 0.92±0.32  | 0.048                        | 0.000                        | ns                           |
| <b>Max momento abduttore</b>        | 0.63±0.14  | 0.65±0.12  | 0.59±0.11  | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>Max momento adduttore</b>        | -0.04±0.02 | -0.06±0.06 | -0.05±0.03 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.67±0.14  | 0.72±0.10  | 0.64±0.11  | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>Max momento extra-rotatorio</b>  | 0.02±0.01  | 0.02±0.01  | 0.02±0.01  | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>Max momento intra-rotatorio</b>  | -0.19±0.05 | -0.21±0.05 | -0.26±0.05 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>PP momento IE rotatorio</b>      | 0.21±0.05  | 0.23±0.06  | 0.27±0.05  | ns                           | ns                           | ns                           |

Tabella 5.19 – Cammino/Momenti anca e caviglia arto operato

| <b>ANCA</b><br>[Nm/kg]              | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP</b><br>vs<br><b>PS</b> | <b>MP</b><br>vs<br><b>CG</b> | <b>PS</b><br>vs<br><b>CG</b> |
|-------------------------------------|-----------|-----------|-----------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 1.60±0.39 | 1.62±0.35 | 1.70±0.31 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 1.02±0.16 | 0.86±0.15 | 0.89±0.17 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>CAVIGLIA</b><br>[Nm/kg]          |           |           |           |                              |                              |                              |
| <b>PP momento PD flessione</b>      | 1.36±0.22 | 1.50±0.15 | 1.73±0.15 | ns                           | 0.000                        | 0.001                        |
| <b>PP momento Eve./Inv.</b>         | 0.24±0.08 | 0.24±0.08 | 0.27±0.06 | ns                           | ns                           | ns                           |

Come l'arto sano, nessuna differenza statisticamente significativa è risultata nell'appoggio del piede tra i gruppi MP e PS. Anche in questo caso, i picchi delle componenti verticale e antero-posteriore sono inferiori nei pazienti rispetto al gruppo di controllo (Tabella 5.17).

I momenti del ginocchio sono simili tra i tre gruppi sui piani frontale e trasversale. Sul piano sagittale è presente una differenza statisticamente significativa sull'ampiezza picco-picco del momento flessore-estensorio. Il gruppo MP mostra una riduzione del momento rispetto ai gruppi PS e CG, rispettivamente di 0.20 e 0.37 Nm/kg (Tabella 5.18). Nessuna differenza statistica è emersa tra i gruppi PS e CG.

I risultati sui momenti su anca e caviglia sono concordi alla dinamica dell'arto sano. L'ampiezza picco-picco del momento flessorio della caviglia è ridotta nei pazienti rispetto ai controlli, con la differenza più marcata tra i gruppi MP e CG.

### 5.1.8 ATTIVAZIONI MUSCOLARI

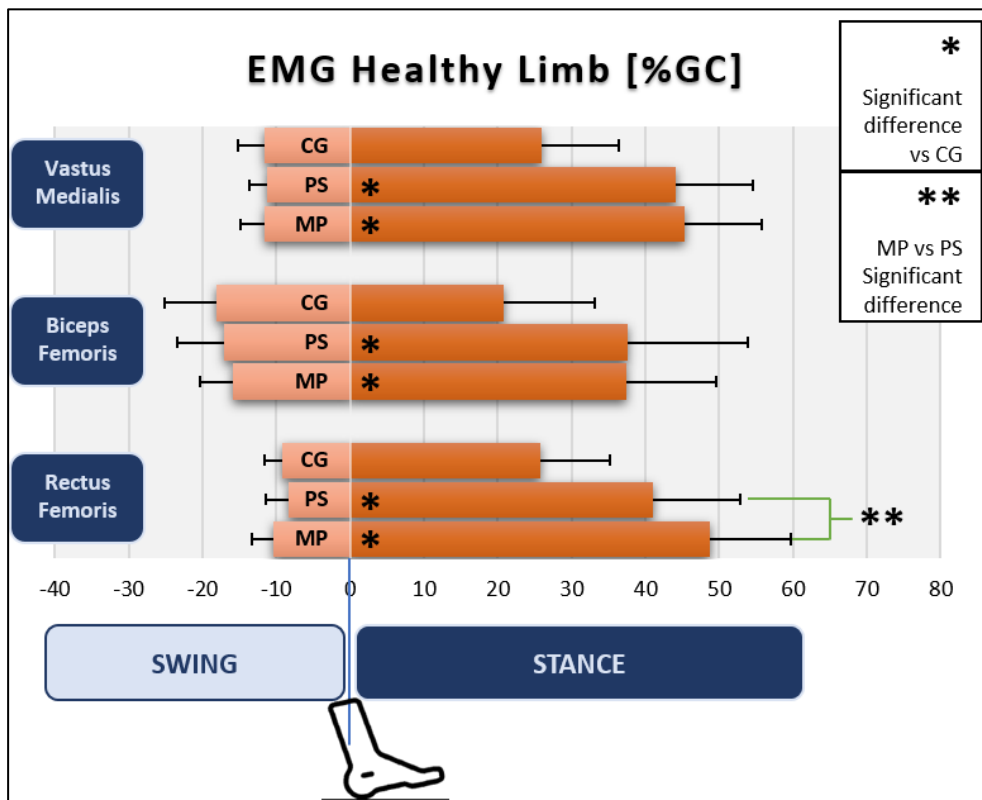


Figura 5.1 – Cammino/Attivazioni muscolari arto sano

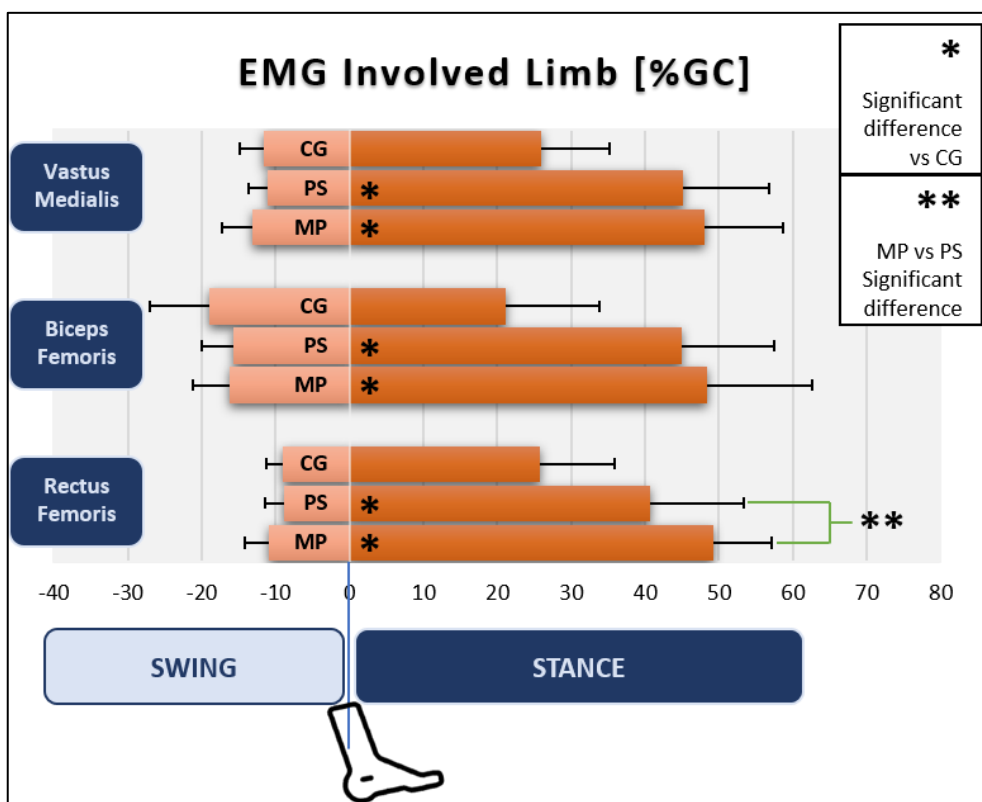


Figura 5.2 – Cammino/Attivazioni muscolari arto operato

L'analisi elettromiografica ha evidenziato un comportamento simile tra arto sano e operato. Sono state trovate delle differenze significative tra i pazienti e il gruppo di controllo su tutti i gruppi muscolari (Figura 5.1 e Figura 5.2). I gruppi MP e PS prolungano l'attività dei muscoli analizzati per quasi l'intera fase di appoggio. L'impianto protesico introduce delle modifiche sul giunto del ginocchio e di conseguenza i pazienti contraggono i muscoli per un tempo maggiore rispetto alla normalità, con il fine di ottimizzare la stabilità dell'appoggio. Questo comportamento si verifica inizialmente sull'arto operato. I pazienti modificano quindi anche il pattern muscolare dell'arto sano per compensare l'asimmetria e incrementare l'efficienza del cammino.

Tra i gruppi MP e PS è stato trovato un comportamento simile sui muscoli vasto mediale e bicipite femorale, sia sull'arto sano che su quello operato. È stata trovata invece una differenza significativa sul retto femorale. Il gruppo MP attiva questo muscolo per un tempo maggiore rispetto al gruppo PS, circa il 10% in più (Figura 5.1 e Figura 5.2). La ridotta flessione delle ginocchia nel gruppo MP, rilevata nell'analisi cinematica, potrebbe essere spiegata dal prolungamento dell'attività del retto femorale, essendo quest'ultimo un muscolo estensore.

## 5.2 ALZATA SEDIA

I risultati esposti di seguito si riferiscono alla fase di alzata dalla sedia. I soggetti partono da posizione seduta con il busto eretto e, senza ausilio degli arti superiori, eseguono l'alzata fino alla completa estensione delle ginocchia.

### 5.2.1 CINEMATICA ARTO SANO

L'altezza dello sgabello è stata impostata in corrispondenza del ginocchio in modo da standardizzare la posizione di seduta, con una flessione del ginocchio di circa 90 gradi. Tuttavia, è stato detto ai soggetti di scegliere la posizione confortevole, con la limitazione di poggiare i piedi nel perimetro delle piattaforme di forza. La massima flessione riportata nella Tabella 5.20 è di poco superiore agli 80° per i tre gruppi, mostrando omogeneità sulla situazione di partenza della prova.

Non sono state trovate differenze significative tra i tre gruppi sulla cinematica dell'arto sano durante l'alzata dalla sedia (Tabella 5.20 e Tabella 5.21).

Tabella 5.20 – Alzata sedia/Cinematica ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>[gradi]</b>        | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima<br/>flessione</b>        | 81.6±10.6 | 82.1±9.6  | 83.4±4.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima<br/>estensione</b>       | 3.1±5.3   | 0.9±9.0   | 5.3±6.5   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range flesso-<br/>estensione</b> | 78.4±11.3 | 81.2±10.2 | 78.1±7.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo<br/>varismo</b>          | 20.6±10.9 | 25.8±17.9 | 15.4±8.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo<br/>valgismo</b>         | 0.6±5.7   | 2.2±5.7   | 1.3±4.3   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range varo-<br/>valgo</b>        | 20.0±9.3  | 19.1±11.4 | 14.1±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima intra-<br/>rotazione</b> | 20.3±15.2 | 22.1±9.5  | 22.6±6.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-<br/>rotazione</b> | 0.2±14.4  | -4.2±9.3  | -2.5±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE<br/>rotazione</b>       | 20.1±10.5 | 26.3±12.4 | 25.1±6.9  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.21 – Alzata sedia/Cinematica anca e caviglia arto sano

| ANCA<br>[gradi]              | MP        | PS        | CG        | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|------------------------------|-----------|-----------|-----------|----------------|----------------|----------------|
| Range flessio-<br>estensione | 75.1±14.8 | 82.5±10.5 | 83.4±10.0 | ns             | ns             | ns             |
| Range ab-<br>adduzione       | 8.2±5.6   | 11.7±8.7  | 7.7±4.2   | ns             | ns             | ns             |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b>  |           |           |           |                |                |                |
| Range DP<br>flessione        | 17.4±5.5  | 18.1±6.7  | 18.3±6.0  | ns             | ns             | ns             |
| Range Inv./Eve.              | 14.9±4.6  | 14.7±4.0  | 15.4±4.3  | ns             | ns             | ns             |

### 5.2.2 CINEMATICA ARTO OPERATO

Tabella 5.22 – Alzata sedia/Cinematica ginocchio arto operato

| GINOCCHIO<br>[gradi]         | MP        | PS        | CG       | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|------------------------------|-----------|-----------|----------|----------------|----------------|----------------|
| Massima<br>flessione         | 75.5±16.3 | 83.1±8.0  | 83.5±5.4 | ns             | ns             | ns             |
| Massima<br>estensione        | 2.0±8.5   | 3.1±7.4   | 4.0±7.1  | ns             | ns             | ns             |
| Range flessio-<br>estensione | 73.5±16.6 | 80.0±10.1 | 79.5±7.6 | ns             | ns             | ns             |
| Massimo<br>varismo           | 29.7±15.1 | 23.0±12.5 | 13.0±7.4 | ns             | 0.008          | 0.030          |
| Massimo<br>valgismo          | -1.0±7.7  | 3.2±3.8   | 0.9±5.4  | ns             | ns             | ns             |
| Range varo-<br>valgo         | 30.6±12.1 | 17.6±8.3  | 11.3±4.1 | 0.014          | 0.000          | 0.046          |
| Massima intra-<br>rotazione  | 18.2±13.3 | 22.8±8.8  | 20.7±5.6 | ns             | ns             | ns             |
| Massima extra-<br>rotazione  | -3.2±10.4 | -1.4±9.6  | -4.2±6.3 | ns             | ns             | ns             |
| Range IE<br>rotazione        | 21.5±8.6  | 24.1±11.1 | 24.9±4.6 | ns             | ns             | ns             |

Tabella 5.23 – Alzata sedia/Cinematica anca e caviglia arto operato

| ANCA<br>[gradi]             | MP        | PS        | CG       | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|-----------------------------|-----------|-----------|----------|----------------|----------------|----------------|
| Range flesso-<br>estensione | 72.3±15.6 | 81.1±13.0 | 83.6±9.4 | ns             | ns             | ns             |
| Range ab-<br>adduzione      | 10.8±5.7  | 11.1±8.0  | 6.9±3.5  | ns             | ns             | ns             |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b> |           |           |          |                |                |                |
| Range DP<br>flessione       | 18.5±6.0  | 15.9±5.3  | 17.5±5.2 | ns             | ns             | ns             |
| Range Inv./Eve.             | 12.0±4.4  | 14.9±6.1  | 16.0±5.5 | ns             | ns             | ns             |

Solo la cinematica del ginocchio sul piano frontale è risultata differente tra i tre gruppi sull'arto operato, con l'aumento del range di varo-valgo nei pazienti rispetto al gruppo di controllo. L'ampiezza del movimento è però maggiore nel gruppo MP, circa 30 gradi rispetto ai 17 e 11 dei gruppi PS e CG (Tabella 5.22). Si può ipotizzare che questo comportamento sia frutto della geometria degli impianti. La protesi a pivot mediale risulta infatti meno vincolata rispetto alla protesi postero-stabilizzata, poiché su quest'ultima è presente la spina tibiale che limita i movimenti quando entra in contatto con la camma femorale.

### 5.2.3 DINAMICA ARTO SANO

L'analisi delle forze di reazione al suolo mostra una riduzione del picco di forza verticale sull'arto sano dei pazienti rispetto al gruppo di controllo. Pur raggiungendo un picco di forza minore, l'incremento dell'impulso di forza nell'arto sano dei pazienti è determinato dal tempo di esecuzione della prova. Il gruppo CG esegue infatti la fase di alzata più velocemente rispetto ai pazienti, come vedremo nei paragrafi successivi, e di conseguenza l'impulso di forza risulterà ridotto. La massima forza verticale e l'impulso di forza sono tuttavia comparabili tra i gruppi MP e PS (Tabella 5.24).

Nessuna differenza statisticamente significativa è stata trovata sui momenti di ginocchio, anca e caviglia dell'arto sano tra i gruppi MP e PS. Entrambi i gruppi mostrano però una riduzione del momento flesso-estensorio e un decremento di lieve entità del momento intra-extra rotatorio (Tabella 5.25). Anche i momenti flesso-estensori di anca e caviglia sono ridotti nei pazienti se confrontati con il gruppo di controllo (Tabella 5.26). Queste differenze possono essere spiegate con la velocità di esecuzione del test. Il gruppo CG impiega infatti un tempo minore per l'esecuzione della prova, come vedremo nei prossimi paragrafi, e le componenti inerziali giocano un ruolo importante nella produzione dei momenti flesso-estensori che permettono di eseguire l'alzata della sedia.

Tabella 5.24 – Alzata sedia/GRF arto sano

| GRF  | MP          | PS          | CG         | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|--|-------------|-------------|------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Massima forza verticale</b><br>[N/Bw]     | 0.62±0.04   | 0.61±0.06   | 0.72±0.07  | ns             | 0.000          | 0.000          |
| <b>Picco posteriore</b><br>[N/Bw]            | 0.05±0.01   | 0.05±0.01   | 0.07±0.02  | ns             | 0.006          | 0.002          |
| <b>Picco anteriore</b><br>[N/Bw]             | -0.01±0.01  | -0.02±0.01  | -0.02±0.01 | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco laterale</b><br>[N/Bw]              | 0.01±0.02   | 0.01±0.01   | 0.01±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco mediale</b><br>[N/Bw]               | -0.05±0.02  | -0.06±0.02  | -0.06±0.02 | ns             | ns             | ns             |
| <b>Impulso di forza verticale</b><br>[Ns/Bw] | 419.8±122.5 | 446.9±191.8 | 272.7±72.8 | ns             | 0.002          | 0.010          |

Tabella 5.25 – Alzata sedia/Momenti ginocchio arto sano

| GINOCCHIO<br>[Nm/kg]                | MP         | PS         | CG         | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|-------------------------------------|------------|------------|------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Max momento estensorio</b>       | 0.74±0.15  | 0.61±0.20  | 0.92±0.18  | ns             | 0.024          | 0.000          |
| <b>Max momento flessorio</b>        | -0.12±0.08 | -0.19±0.14 | -0.20±0.09 | ns             | ns             | ns             |
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.86±0.18  | 0.80±0.20  | 1.12±0.20  | ns             | 0.002          | 0.000          |
| <b>Max momento abduttore</b>        | 0.25±0.09  | 0.27±0.15  | 0.28±0.10  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Max momento adduttore</b>        | -0.02±0.09 | -0.02±0.05 | 0.00±0.02  | ns             | ns             | ns             |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.27±0.06  | 0.28±0.12  | 0.28±0.10  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Max momento extra-rotatorio</b>  | 0.00±0.01  | 0.01±0.01  | 0.00±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Max momento intra-rotatorio</b>  | -0.06±0.02 | -0.05±0.02 | -0.09±0.04 | ns             | 0.035          | 0.001          |
| <b>PP momento IE rotatorio</b>      | 0.06±0.02  | 0.06±0.02  | 0.09±0.03  | ns             | 0.015          | 0.002          |

Tabella 5.26 – Alzata sedia/Momenti anca e caviglia arto sano

| ANCA<br>[Nm/kg]                         | MP        | PS        | CG        | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---|-----------|-----------|-----------|----------------|----------------|----------------|
| <b>PP momento<br/>flesso-estensorio</b> | 0.80±0.24 | 0.86±0.18 | 1.39±0.27 | ns             | 0.000          | 0.000          |
| <b>PP momento ab-<br/>adduttorio</b>    | 0.31±0.09 | 0.28±0.10 | 0.24±0.07 | ns             | ns             | ns             |
| <b>CAVIGLIA<br/>[Nm/kg]</b>             |           |           |           |                |                |                |
| <b>PP momento PD<br/>flessione</b>      | 0.39±0.10 | 0.40±0.09 | 0.59±0.15 | ns             | 0.000          | 0.000          |
| <b>PP momento<br/>Eve./Inv.</b>         | 0.06±0.02 | 0.06±0.02 | 0.07±0.03 | ns             | ns             | ns             |

#### 5.2.4 DINAMICA ARTO OPERATO

L'analisi dinamica dell'arto operato è risultata simile all'arto sano. I pazienti raggiungono un picco di forza verticale inferiore e un impulso di forza maggiore (dovuto al differente tempo di esecuzione dell'alzata) rispetto ai controlli, come si osserva dai dati contenuti nella Tabella 5.27. Questi due parametri sono comunque comparabili tra i gruppi MP e PS.

Tabella 5.27 – Alzata sedia/GRF arto operato

| GRF   | MP         | PS          | CG         | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---|------------|-------------|------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Massima forza<br/>verticale [N/Bw]</b>         | 0.62±0.04  | 0.62±0.07   | 0.68±0.09  | ns             | 0.042          | 0.029          |
| <b>Picco posteriore<br/>[N/Bw]</b>                | 0.05±0.02  | 0.05±0.02   | 0.07±0.02  | ns             | ns             | 0.010          |
| <b>Picco anteriore<br/>[N/Bw]</b>                 | -0.01±0.01 | -0.01±0.01  | -0.02±0.01 | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco laterale<br/>[N/Bw]</b>                  | 0.01±0.02  | 0.00±0.01   | 0.00±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco mediale<br/>[N/Bw]</b>                   | -0.05±0.02 | -0.06±0.02  | -0.07±0.02 | ns             | ns             | ns             |
| <b>Impulso di forza<br/>verticale<br/>[Ns/Bw]</b> | 412.3±93.5 | 440.9±163.7 | 253.1±63.1 | ns             | 0.000          | 0.002          |



Tabella 5.28 – Alzata sedia/Momenti ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO</b><br>[Nm/kg]         | <b>MP</b>  | <b>PS</b>  | <b>CG</b>  | <b>MP</b><br><b>vs</b><br><b>PS</b> | <b>MP</b><br><b>vs</b><br><b>CG</b> | <b>PS</b><br><b>vs</b><br><b>CG</b> |
|-------------------------------------|------------|------------|------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| <b>Max momento estensorio</b>       | 0.60±0.26  | 0.63±0.22  | 0.87±0.23  | ns                                  | 0.011                               | 0.016                               |
| <b>Max momento flessorio</b>        | -0.12±0.11 | -0.14±0.13 | -0.20±0.11 | ns                                  | ns                                  | ns                                  |
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.73±0.25  | 0.77±0.22  | 1.07±0.23  | ns                                  | 0.001                               | 0.002                               |
| <b>Max momento abduttore</b>        | 0.30±0.11  | 0.26±0.11  | 0.17±0.06  | ns                                  | 0.001                               | 0.022                               |
| <b>Max momento adduttore</b>        | -0.01±0.05 | 0.00±0.05  | -0.03±0.05 | ns                                  | ns                                  | ns                                  |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.32±0.10  | 0.26±0.10  | 0.20±0.05  | ns                                  | 0.002                               | ns                                  |
| <b>Max momento extra-rotatorio</b>  | 0.00±0.01  | 0.01±0.01  | 0.00±0.01  | ns                                  | ns                                  | ns                                  |
| <b>Max momento intra-rotatorio</b>  | -0.06±0.02 | -0.06±0.02 | -0.07±0.03 | ns                                  | ns                                  | ns                                  |
| <b>PP momento IE rotatorio</b>      | 0.06±0.02  | 0.06±0.02  | 0.07±0.03  | ns                                  | ns                                  | ns                                  |

Tabella 5.29 – Alzata sedia/Momenti anca e caviglia arto operato

| <b>ANCA</b><br>[Nm/kg]              | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP</b><br><b>vs</b><br><b>PS</b> | <b>MP</b><br><b>vs</b><br><b>CG</b> | <b>PS</b><br><b>vs</b><br><b>CG</b> |
|-------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.77±0.19 | 0.91±0.21 | 1.33±0.28 | ns                                  | 0.000                               | 0.000                               |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.31±0.07 | 0.26±0.12 | 0.26±0.07 | ns                                  | ns                                  | ns                                  |
| <b>CAVIGLIA</b><br>[Nm/kg]          |           |           |           |                                     |                                     |                                     |
| <b>PP momento PD flessione</b>      | 0.38±0.10 | 0.38±0.08 | 0.57±0.14 | ns                                  | 0.000                               | 0.000                               |
| <b>PP momento Eve./Inv.</b>         | 0.06±0.02 | 0.05±0.02 | 0.07±0.03 | ns                                  | ns                                  | ns                                  |

I momenti flesso-estensori di ginocchio, anca e caviglia sono minori nei pazienti se confrontati con il gruppo CG (Tabella 5.28 e Tabella 5.29). La differenza con l'arto sano si manifesta sull'ampiezza del momento ab-adduttorio del ginocchio che è maggiore nei gruppi MP e PS rispetto ai controlli. La differenza è più marcata tra i gruppi MP e CG ed è coerente con la maggiore ampiezza di movimento in varo-valgo evidenziata nel paragrafo della cinematica dell'arto operato. Come vedremo nella discussione, il momento sul piano frontale del ginocchio è stato relazionato in letteratura ai carichi che favoriscono l'avanzamento dell'osteoartrosi. Nei casi di soggetti con protesi di ginocchio, un aumento di queste sollecitazioni si potrebbe tradurre in termini di usura del piatto in polietilene.

### 5.3 SEDUTA SEDIA

I dati riportati di seguito sono stati estratti durante la fase di seduta. I soggetti partono in posizione eretta con le ginocchia completamente estese e riportano il busto in posizione eretta successivamente al contatto con lo sgabello.

#### 5.3.1 CINEMATICA ARTO SANO

Tabella 5.30 – Seduta sedia/Cinematica ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>[gradi]</b>   | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--------------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima flessione</b>       | 81.5±11.5 | 81.8±9.6  | 84.4±4.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima estensione</b>      | 2.8±4.8   | 1.8±8.7   | 5.5±6.2   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range flesso-estensione</b> | 78.7±11.2 | 80.0±10.0 | 78.9±6.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo varismo</b>         | 20.9±10.8 | 26.5±18.0 | 16.3±8.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo valgismo</b>        | 0.5±6.1   | 2.6±5.5   | 1.2±3.9   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range varo-valgo</b>        | 20.5±9.4  | 19.6±11.8 | 15.1±6.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima intra-rotazione</b> | 19.9±15.2 | 21.8±10.2 | 22.7±6.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-rotazione</b> | 0.3±14.2  | -4.5±9.9  | -2.1±6.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE rotazione</b>      | 19.7±10.7 | 26.3±13.1 | 24.8±7.1  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.31 – Seduta sedia/Cinematica anca e caviglia arto sano

| ANCA [gradi]               | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Range flessione-estensione | 76.3±15.0 | 83.1±10.9 | 85.1±11.3 | ns       | ns       | ns       |
| Range abduzione-adduzione  | 8.5±5.2   | 11.4±8.6  | 8.2±4.1   | ns       | ns       | ns       |
| <b>CAVIGLIA [gradi]</b>    |           |           |           |          |          |          |
| Range DP flessione         | 16.2±5.9  | 16.3±7.6  | 15.2±5.3  | ns       | ns       | ns       |
| Range Inv./Eve.            | 14.5±4.7  | 14.4±3.7  | 15.3±4.2  | ns       | ns       | ns       |

Non è emersa nessuna differenza statisticamente significativa tra i tre gruppi sulla cinematica dell'arto sano durante la fase di seduta (Tabella 5.30 e Tabella 5.31).

### 5.3.2 CINEMATICA ARTO OPERATO

La cinematica dell'arto operato durante la seduta e l'alzata sono concordi, il picco di varismo del ginocchio è maggiore nei pazienti rispetto al gruppo di controllo. In particolare, il range di varo-valgo del gruppo MP è più ampio se confrontato con i gruppi PS e CG, rispettivamente di 13 e 19 gradi (Tabella 5.33).

Tabella 5.32 – Seduta sedia/Cinematica anca e caviglia arto operato

| ANCA [gradi]               | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Range flessione-estensione | 73.2±15.2 | 82.1±13.0 | 85.3±11.1 | ns       | ns       | ns       |
| Range abduzione-adduzione  | 11.2±5.2  | 11.4±8.0  | 7.3±2.7   | ns       | ns       | ns       |
| <b>CAVIGLIA [gradi]</b>    |           |           |           |          |          |          |
| Range DP flessione         | 17.4±6.2  | 14.4±5.5  | 15.3±5.3  | ns       | ns       | ns       |
| Range Inv./Eve.            | 13.4±4.9  | 15.1±6.8  | 16.7±5.3  | ns       | ns       | ns       |

Tabella 5.33 – Seduta sedia/Cinematica ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>[gradi]</b>   | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--------------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima flessione</b>       | 75.5±16.2 | 83.4±8.7  | 84.7±5.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima estensione</b>      | 2.1±7.6   | 3.7±7.2   | 4.1±7.0   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range flesso-estensione</b> | 73.5±15.7 | 79.6±10.3 | 80.5±6.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo varismo</b>         | 30.0±15.1 | 24.0±13.0 | 13.8±7.5  | ns                      | 0.002                   | 0.045                   |
| <b>Massimo valgismo</b>        | -1.0±7.2  | 3.3±3.9   | 1.2±4.4   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range varo-valgo</b>        | 31.0±12.1 | 18.4±8.5  | 12.0±4.7  | 0.018                   | 0.000                   | 0.048                   |
| <b>Massima intra-rotazione</b> | 17.9±13.9 | 23.5±9.4  | 21.7±5.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-rotazione</b> | -3.6±10.9 | -2.3±10.5 | -3.6±6.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE rotazione</b>      | 21.5±7.9  | 25.8±12.9 | 25.3±4.5  | ns                      | ns                      | ns                      |

### 5.3.3 DINAMICA ARTO SANO

La dinamica dell'arto sano non varia tra le fasi di alzata e seduta. I pazienti raggiungono un picco di forza inferiore rispetto ai controlli (Tabella 5.34). Come per la fase di alzata, i gruppi MP e PS impiegano più tempo anche nella fase di seduta, determinando anche in questo caso un incremento dell'impulso della forza verticale sull'arto sano. La ridotta velocità di esecuzione è responsabile inoltre del decremento dei momenti flesso-estensori di ginocchio anca e caviglia (Tabella 5.35 e Tabella 5.36).

La riduzione dei momenti intra-extra rotatori del ginocchio operato rispetto al gruppo di controllo è di lieve entità quindi trascurabile ai fini dell'analisi.

Tabella 5.34 – Seduta sedia/GRF arto sano

| GRF                                       | MP          | PS          | CG          | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---|-------------|-------------|-------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Massima forza verticale [N/Bw]</b>     | 0.61±0.04   | 0.59±0.06   | 0.68±0.05   | ns             | 0.002          | 0.000          |
| <b>Picco posteriore [N/Bw]</b>            | 0.04±0.01   | 0.04±0.01   | 0.06±0.02   | ns             | 0.008          | 0.004          |
| <b>Picco anteriore [N/Bw]</b>             | -0.01±0.01  | -0.01±0.01  | -0.01±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco laterale [N/Bw]</b>              | 0.00±0.01   | 0.00±0.01   | 0.00±0.01   | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco mediale [N/Bw]</b>               | -0.05±0.02  | -0.06±0.03  | -0.06±0.02  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Impulso di forza verticale [Ns/Bw]</b> | 578.4±187.7 | 544.9±168.9 | 372.3±136.4 | ns             | 0.002          | 0.009          |

Tabella 5.35 – Seduta sedia/Momenti ginocchio arto sano

| GINOCCHIO [Nm/kg]                   | MP         | PS         | CG         | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|-------------------------------------|------------|------------|------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Max momento estensorio</b>       | 0.65±0.15  | 0.51±0.17  | 0.79±0.18  | ns             | ns             | 0.000          |
| <b>Max momento flessorio</b>        | -0.13±0.09 | -0.19±0.14 | -0.17±0.09 | ns             | ns             | ns             |
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.78±0.17  | 0.70±0.17  | 0.96±0.19  | ns             | 0.032          | 0.000          |
| <b>Max momento abduttore</b>        | 0.27±0.10  | 0.26±0.12  | 0.33±0.12  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Max momento adduttore</b>        | -0.01±0.05 | -0.01±0.06 | 0.00±0.02  | ns             | ns             | ns             |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.28±0.08  | 0.27±0.09  | 0.32±0.12  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Max momento extra-rotatorio</b>  | 0.00±0.01  | 0.01±0.01  | 0.00±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Max momento intra-rotatorio</b>  | -0.06±0.02 | -0.05±0.03 | -0.08±0.03 | ns             | ns             | 0.013          |
| <b>PP momento IE rotatorio</b>      | 0.06±0.02  | 0.06±0.02  | 0.08±0.03  | ns             | 0.026          | 0.023          |

Tabella 5.36 – Seduta sedia/Momenti anca e caviglia arto sano

| ANCA<br>[Nm/kg]                         | MP        | PS        | CG        | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---|-----------|-----------|-----------|----------------|----------------|----------------|
| <b>PP momento<br/>flesso-estensorio</b> | 0.79±0.23 | 0.85±0.17 | 1.35±0.20 | ns             | 0.000          | 0.000          |
| <b>PP momento ab-<br/>adduttorio</b>    | 0.26±0.07 | 0.26±0.10 | 0.23±0.08 | ns             | ns             | ns             |
| <b>CAVIGLIA<br/>[Nm/kg]</b>             |           |           |           |                |                |                |
| <b>PP momento PD<br/>flessione</b>      | 0.48±0.12 | 0.48±0.12 | 0.61±0.15 | ns             | 0.026          | 0.018          |
| <b>PP momento<br/>Eve./Inv.</b>         | 0.05±0.02 | 0.07±0.03 | 0.07±0.02 | ns             | ns             | ns             |

### 5.3.4 DINAMICA ARTO OPERATO

L'impulso della forza verticale è maggiore sull'arto operato dei pazienti rispetto al gruppo di controllo (Tabella 5.37), come per l'arto sano. Non ci sono altre differenze sostanziali tra i tre gruppi per quanto riguarda i dati delle forze di reazione al suolo.

Tabella 5.37 – Seduta sedia/GRF arto operato

| GRF   | MP          | PS          | CG          | MP<br>vs<br>PS | MP<br>vs<br>CG | PS<br>vs<br>CG |
|---|-------------|-------------|-------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Massima forza<br/>verticale<br/>[N/Bw]</b>     | 0.61±0.05   | 0.62±0.06   | 0.64±0.07   | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco<br/>posteriore<br/>[N/Bw]</b>            | 0.05±0.02   | 0.05±0.01   | 0.06±0.01   | ns             | 0.006          | ns             |
| <b>Picco<br/>anteriore<br/>[N/Bw]</b>             | -0.01±0.01  | -0.01±0.01  | -0.01±0.01  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco laterale<br/>[N/Bw]</b>                  | 0.00±0.01   | 0.00±0.01   | 0.00±0.00   | ns             | ns             | ns             |
| <b>Picco mediale<br/>[N/Bw]</b>                   | -0.05±0.02  | -0.06±0.02  | -0.07±0.02  | ns             | ns             | ns             |
| <b>Impulso di<br/>forza verticale<br/>[Ns/Bw]</b> | 557.5±147.4 | 581.8±194.9 | 348.5±115.1 | ns             | 0.001          | 0.000          |

Tabella 5.38 – Seduta sedia/Momenti ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO</b><br>[Nm/kg]         | <b>MP</b>  | <b>PS</b>  | <b>CG</b>  | <b>MP</b><br>vs<br><b>PS</b> | <b>MP</b><br>vs<br><b>CG</b> | <b>PS</b><br>vs<br><b>CG</b> |
|-------------------------------------|------------|------------|------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| <b>Max momento estensorio</b>       | 0.57±0.29  | 0.60±0.21  | 0.77±0.24  | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>Max momento flessorio</b>        | -0.15±0.11 | -0.15±0.13 | -0.17±0.11 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.72±0.25  | 0.72±0.18  | 0.94±0.23  | ns                           | 0.026                        | 0.018                        |
| <b>Max momento abduttore</b>        | 0.30±0.13  | 0.30±0.13  | 0.19±0.07  | ns                           | 0.025                        | 0.015                        |
| <b>Max momento adduttore</b>        | 0.00±0.03  | 0.02±0.04  | -0.02±0.03 | ns                           | ns                           | 0.010                        |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.32±0.11  | 0.27±0.10  | 0.21±0.05  | ns                           | 0.030                        | ns                           |
| <b>Max momento extra-rotatorio</b>  | 0.00±0.01  | 0.00±0.01  | 0.00±0.00  | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>Max momento intra-rotatorio</b>  | -0.06±0.02 | -0.07±0.03 | -0.06±0.03 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>PP momento IE rotatorio</b>      | 0.06±0.02  | 0.07±0.03  | 0.07±0.03  | ns                           | ns                           | ns                           |

Tabella 5.39 – Seduta sedia/Momenti anca e caviglia arto operato

| <b>ANCA</b><br>[Nm/kg]              | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP</b><br>vs<br><b>PS</b> | <b>MP</b><br>vs<br><b>CG</b> | <b>PS</b><br>vs<br><b>CG</b> |
|-------------------------------------|-----------|-----------|-----------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| <b>PP momento flesso-estensorio</b> | 0.76±0.20 | 0.91±0.20 | 1.25±0.28 | ns                           | 0.000                        | 0.000                        |
| <b>PP momento ab-adduttore</b>      | 0.27±0.07 | 0.23±0.12 | 0.21±0.07 | ns                           | ns                           | ns                           |
| <b>CAVIGLIA</b><br>[Nm/kg]          |           |           |           |                              |                              |                              |
| <b>PP momento PD flessione</b>      | 0.46±0.13 | 0.44±0.10 | 0.58±0.16 | ns                           | 0.044                        | 0.012                        |
| <b>PP momento Eve./Inv.</b>         | 0.07±0.03 | 0.06±0.03 | 0.07±0.02 | ns                           | ns                           | ns                           |

I momenti flesso-estensori di ginocchio, anca e caviglia sono ridotti nei gruppi MP e PS se confrontati con la normalità (Tabella 5.38 e Tabella 5.39). Il piano frontale presenta una differenza significativa tra i gruppi MP e CG sull'ampiezza picco-picco del momento ab-adduttore del ginocchio (Tabella 5.38). L'incremento di questo parametro è stato osservato anche sulla dinamica dell'arto operato durante la fase di alzata.

#### 5.4 PARAMETRI TEMPORALI ED EMG ALZATA/SEDUTA

Non ci sono differenze statisticamente significative sui tempi della prova tra i tre gruppi. Tuttavia, il gruppo CG esegue la prova più velocemente rispetto ai pazienti, con una differenza di circa 2 secondi sull'intera durata della prova (Tabella 5.40).

**Tabella 5.40 – Parametri temporali alzata/seduta sedia**

| <b>PARAMETRI TEMPORALI [s]</b>   | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|----------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Tempo seduta</b>              | 1.7±0.4   | 1.7±0.4   | 1.5±0.4   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo alzata</b>              | 1.2±0.2   | 1.3±0.4   | 1.1±0.2   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo ciclo seduta/alzata</b> | 2.9±0.4   | 3.0±0.7   | 2.5±0.6   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo durata totale prova</b> | 14.3±2.2  | 14.9±3.5  | 12.6±2.9  | ns              | ns              | ns              |

La normalizzazione temporale dell'analisi elettromiografica è stata eseguita rispetto al ciclo di alzata/seduta. Il gruppo MP mostra una prolungata attività dei gruppi muscolari sull'arto sano rispetto ai controlli (Figura 5.3), con significatività statistica. Nessuna differenza è emersa invece tra i gruppi PS e CG.

I dati dell'arto operato non hanno mostrato significatività statistica sulle differenze tra i gruppi dei muscoli retto femorale e bicipite femorale. Il periodo di attivazione del vasto mediale risulta invece prolungato nei pazienti rispetto al gruppo CG.

Nessuna significatività statistica è emersa tra i gruppi MP e PS e nonostante siano presenti alcune differenze con il gruppo di controllo, i pattern di attivazione risultano simili tra i tre i gruppi durante il ciclo di alzata/seduta.



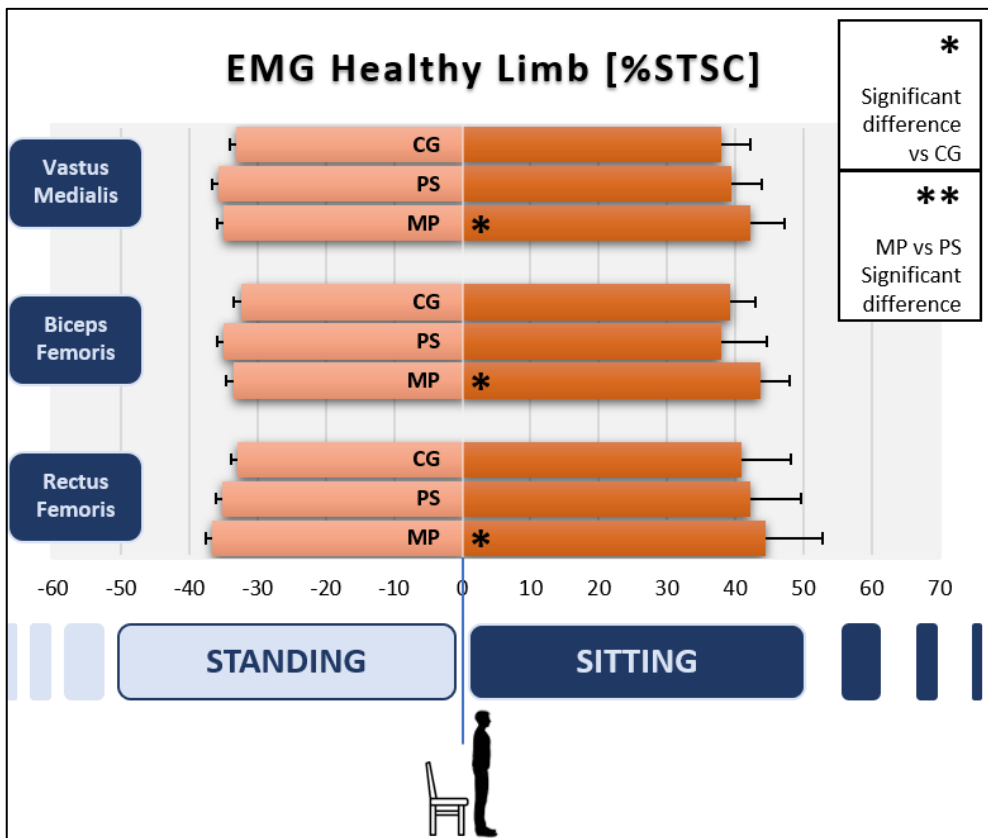


Figura 5.3 – Attivazioni muscolari arto sano alzata/seduta

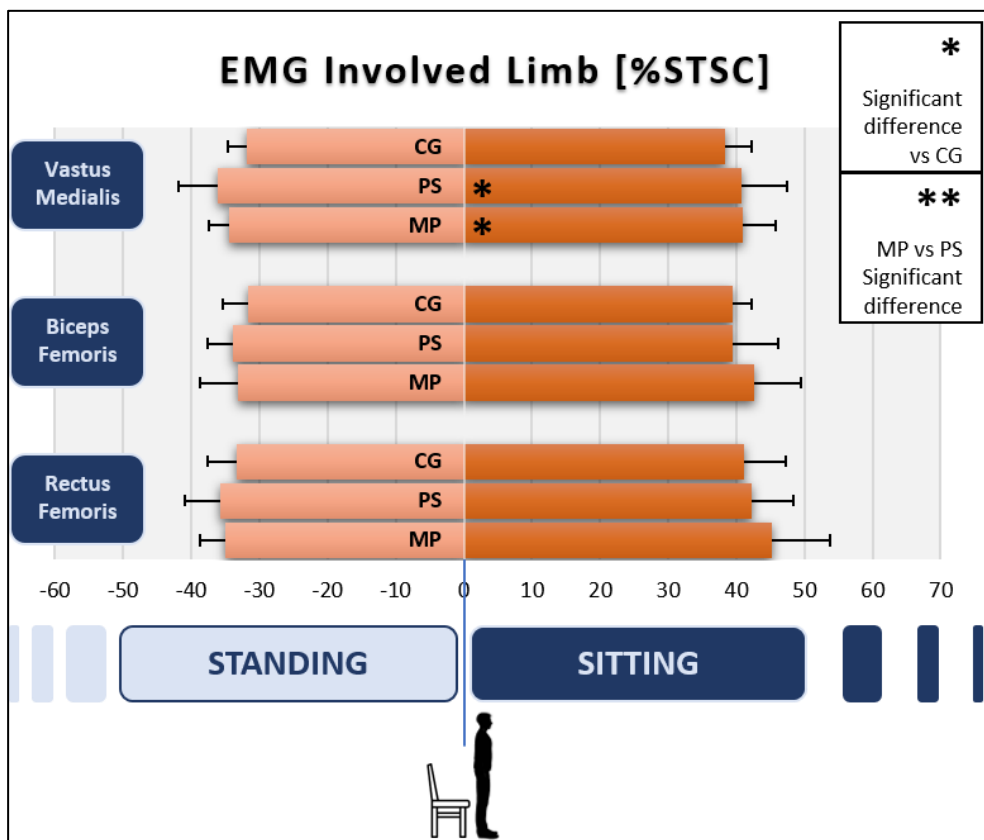


Figura 5.4 - Attivazioni muscolari arto operato alzata/seduta

## 5.5 SALITA SCALE

### 5.5.1 PARAMETRI TEMPORALI

I dati temporali hanno mostrato delle differenze significative tra i gruppi MP e CG. Il ciclo di passo dell'arto sano dura circa 0.3 secondi in più nel gruppo con la protesi a pivot mediale, prolungando di conseguenza anche i tempi di appoggio, volo, doppio e singolo appoggio. Questi dati sono concordi sia sull'arto sano che su quello operato (Tabella 5.41 e Tabella 5.42).

Anche i parametri del gruppo PS risultano incrementati rispetto al gruppo di controllo. Tuttavia, le differenze sono minime e inoltre non c'è significatività statistica tra i due gruppi, pertanto i pattern temporali durante la salita delle scale dei pazienti con protesi postero-stabilizzata risultano simili alla normalità.

La velocità di esecuzione della prova e la cadenza del passo sono maggiori nel gruppo di controllo, con una differenza più marcata e statisticamente significativa rispetto al gruppo MP (Tabella 5.43).

Tabella 5.41 – Salita scale/Spazio-temporali arto sano

| DATI ARTO SANO             | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Tempo ciclo [s]            | 1.61±0.27 | 1.46±0.15 | 1.35±0.17 | ns       | 0.001    | ns       |
| Tempo appoggio [s]         | 1.10±0.21 | 0.95±0.11 | 0.89±0.13 | 0.029    | 0.001    | ns       |
| Tempo volo [s]             | 0.51±0.08 | 0.50±0.06 | 0.46±0.05 | ns       | 0.041    | ns       |
| Tempo doppio appoggio [s]  | 0.26±0.06 | 0.23±0.04 | 0.21±0.05 | ns       | 0.01     | ns       |
| Tempo singolo appoggio [s] | 0.55±0.08 | 0.50±0.05 | 0.46±0.04 | ns       | 0.001    | ns       |

Tabella 5.42 – Salita scale/Spazio-temporali arto operato

| DATI ARTO OPERATO          | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Tempo ciclo [s]            | 1.61±0.23 | 1.46±0.16 | 1.34±0.16 | ns       | 0.001    | ns       |
| Tempo appoggio [s]         | 1.06±0.18 | 0.96±0.13 | 0.88±0.13 | ns       | 0.002    | ns       |
| Tempo volo [s]             | 0.55±0.08 | 0.50±0.05 | 0.46±0.04 | ns       | 0.001    | ns       |
| Tempo doppio appoggio [s]  | 0.28±0.07 | 0.22±0.04 | 0.21±0.04 | 0.012    | 0.003    | ns       |
| Tempo singolo appoggio [s] | 0.51±0.08 | 0.50±0.06 | 0.46±0.05 | ns       | 0.041    | ns       |

Tabella 5.43 – Parametri spazio-temporali salita scale

| DATI SALITA SCALE      | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Larghezza passo [m]    | 0.17±0.03 | 0.17±0.02 | 0.17±0.03 | ns       | ns       | ns       |
| Velocità [m/s]         | 0.45±0.07 | 0.49±0.06 | 0.54±0.08 | ns       | 0.001    | ns       |
| Cadenza [passi/minuto] | 76.4±11.9 | 83.4±8.6  | 90.6±10.8 | ns       | 0.001    | ns       |

### 5.5.2 INDICI DI SIMMETRIA SPAZIO-TEMPORALI

Gli indici di simmetria sono risultati vicini allo 0 per tutti i gruppi (Tabella 5.44), mostrando un pattern temporale simmetrico durante la salita delle scale. Nessuna differenza significativa è stata trovata tra i gruppi.

Tabella 5.44 – Salita scale/Indici di simmetria spazio-temporali

| INDICI DI SIMMETRIA [%] | MP       | PS        | CG       | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|-------------------------|----------|-----------|----------|----------|----------|----------|
| Tempo ciclo             | 0.1±3.6  | 0.3±1.8   | -0.2±1.7 | ns       | ns       | ns       |
| Tempo appoggio          | -3.1±4.2 | -0.1±4.7  | -1.0±2.5 | ns       | ns       | ns       |
| Tempo volo              | 6.2±9.4  | 0.5±7.2   | 1.4±7.2  | ns       | ns       | ns       |
| Tempo doppio appoggio   | 4.5±14.0 | -4.7±10.8 | 1.6±10.7 | ns       | ns       | ns       |
| Tempo singolo appoggio  | -6.2±9.4 | -0.5±7.2  | -1.4±7.2 | ns       | ns       | ns       |

### 5.5.3 CINEMATICA ARTO SANO

La cinematica dell'arto sano durante la salita delle scale è simile tra i gruppi. È stata trovata una differenza statisticamente significativa sul piano sagittale del ginocchio al momento del distacco del piede dal suolo. I pazienti riducono la flessione di circa 12-14 gradi rispetto al gruppo di controllo (Tabella 5.45), verosimilmente per ridurre il momento flesso-estensorio e il carico muscolare. Iniziando la fase di volo con il ginocchio più flesso, il gruppo di controllo esegue un range articolare ridotto durante la fase di volo rispetto ai pazienti.

Nessuna differenza statisticamente significativa è emersa dal confronto della cinematica del ginocchio sui piani frontale e trasversale (Tabella 5.46 e Tabella 5.47). Non sono stati evidenziati meccanismi di compensazione, i range articolari di anca e caviglia risultano infatti simili tra i tre gruppi (Tabella 5.48).

Tabella 5.45 – Salita scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Sagittale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima flessione</b>                         | 81.0±11.2 | 82.7±7.8  | 86.4±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima estensione</b>                        | 4.4±5.2   | 2.4±7.5   | 6.8±5.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE</b>                                  | 76.6±10.4 | 80.2±11.9 | 79.5±7.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max flessione accett. carico</b>              | 56.0±9.0  | 54.7±9.9  | 61.0±6.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max estensione appoggio</b>                   | 4.4±5.2   | 2.4±7.5   | 6.8±5.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE appoggio</b>                         | 51.6±6.7  | 52.3±8.3  | 54.2±6.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima flessione volo</b>                    | 81.1±11.3 | 82.7±7.8  | 86.4±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima estensione volo</b>                   | 18.1±8.4  | 16.2±9.2  | 30.3±8.4  | ns                      | 0.001                   | 0.000                   |
| <b>Range FE volo</b>                             | 63.0±7.9  | 66.5±10.5 | 56.1±7.3  | ns                      | ns                      | 0.002                   |
| <b>FE contatto iniziale</b>                      | 53.5±9.8  | 52.2±11.6 | 58.7±6.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>FE distacco piede</b>                         | 18.1±8.6  | 16.2±9.2  | 30.5±8.5  | ns                      | 0.001                   | 0.000                   |

Tabella 5.46 – Salita scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Frontale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massimo varismo</b>                          | 25.4±13.1 | 31.8±16.4 | 22.0±9.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo valgismo</b>                         | 0.0±7.2   | 4.5±5.3   | 3.3±2.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV</b>                                 | 25.5±12.6 | 27.4±15.6 | 18.7±8.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo appoggio</b>                     | 19.3±10.2 | 25.2±13.6 | 17.9±7.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo appoggio</b>                    | 0.2±7.2   | 4.7±5.2   | 3.5±2.3   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV appoggio</b>                        | 19.1±9.1  | 20.4±13.2 | 14.4±7.1  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo volo</b>                         | 25.0±13.8 | 31.8±16.5 | 21.7±9.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo volo</b>                        | 3.6±7.5   | 9.2±6.6   | 8.3±5.1   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV volo</b>                            | 21.4±11.3 | 22.5±13.1 | 13.4±7.1  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.47 – Salita scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano<br/>Trasversale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima intra-rotazione</b>                         | 17.4±13.0 | 17.7±9.2  | 17.4±8.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-rotazione</b>                         | -5.5±13.7 | -8.0±10.9 | -7.7±7.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE</b>  | 22.9±11.4 | 25.7±13.8 | 25.2±7.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR appoggio</b>                                 | 10.8±11.0 | 7.4±9.2   | 10.8±7.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER appoggio</b>                                 | -4.8±13.8 | -7.1±10.2 | -7.3±7.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE appoggio</b>                               | 15.5±6.0  | 14.6±6.8  | 18.1±5.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR volo</b>                                     | 15.6±14.5 | 17.7±9.2  | 17.3±9.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER volo</b>                                     | -2.5±12.5 | -5.3±11.7 | -3.6±7.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE volo</b>                                   | 18.1±10.2 | 23.0±13.5 | 20.9±6.4  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.48 – Salita scale/Cinematica anca e caviglia arto sano

| <b>ANCA<br/>[gradi]</b>     | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-----------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Range FE</b>             | 59.5±5.9  | 59.4±6.7  | 57.5±3.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range AA</b>             | 18.0±6.7  | 16.2±5.5  | 14.9±4.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b> |           |           |           |                         |                         |                         |
| <b>Range DP flessione</b>   | 41.6±6.5  | 41.4±7.2  | 42.6±7.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range Inv./Eve.</b>      | 22.3±5.4  | 18.6±4.7  | 20.7±4.7  | ns                      | ns                      | ns                      |

## 5.5.4 CINEMATICA ARTO OPERATO

Tabella 5.49 – Salita scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Sagittale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima flessione</b>                         | 74.9±11.9 | 84.5±6.1  | 86.5±7.4  | 0.012                   | 0.001                   | ns                      |
| <b>Massima estensione</b>                        | 2.9±7.2   | 3.1±8.8   | 6.8±4.9   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE</b>                                  | 72.1±9.4  | 81.4±8.8  | 79.6±5.6  | 0.007                   | 0.025                   | ns                      |
| <b>Max flessione accett. carico</b>              | 49.5±11.8 | 57.4±9.0  | 61.6±6.5  | ns                      | 0.001                   | ns                      |
| <b>Max estensione appoggio</b>                   | 2.8±7.2   | 3.1±8.8   | 6.8±4.9   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE appoggio</b>                         | 46.7±7.4  | 54.3±9.5  | 54.8±5.6  | 0.024                   | 0.010                   | ns                      |
| <b>Massima flessione volo</b>                    | 75.0±11.9 | 84.5±6.1  | 86.5±7.4  | 0.012                   | 0.001                   | ns                      |
| <b>Massima estensione volo</b>                   | 13.8±7.9  | 19.1±10.5 | 30.5±8.4  | ns                      | 0.000                   | 0.001                   |
| <b>Range FE volo</b>                             | 61.2±9.4  | 65.4±7.5  | 56.0±7.3  | ns                      | ns                      | 0.003                   |
| <b>FE contatto iniziale</b>                      | 46.8±12.5 | 55.1±9.3  | 59.3±6.8  | ns                      | 0.001                   | ns                      |
| <b>FE distacco piede</b>                         | 13.8±7.9  | 19.1±10.5 | 30.6±8.6  | ns                      | 0.000                   | 0.001                   |

La cinematica dell'arto operato durante la salita delle scale è differente tra i gruppi sui piani sagittale e frontale. La massima flessione del ginocchio è ridotta nel gruppo MP rispetto ai gruppi PS e CG, rispettivamente di circa 10 e 12 gradi (Tabella 5.49). Lo stesso comportamento viene mantenuto durante la fase di appoggio e gli istanti di contatto iniziale e distacco del piede dal suolo. Il meccanismo che porta a ridurre la flessione del ginocchio viene sviluppato durante gli stadi finali dell'osteoartrosi, prima che il paziente si sottoponga all'intervento. Questo comportamento viene adottato per entrambi gli arti durante il cammino, diversamente dalla salita delle scale dove la riduzione della flessione è stata verificata solo sull'arto operato.



Tabella 5.50 – Salita scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Frontale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massimo varismo</b>                          | 30.7±15.6 | 30.4±13.5 | 19.7±9.3  | ns                      | 0.050                   | 0.046                   |
| <b>Massimo valgismo</b>                         | -0.5±5.1  | 4.5±4.6   | 3.1±3.4   | 0.008                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV</b>                                 | 31.2±14.1 | 25.9±13.1 | 16.6±7.9  | ns                      | 0.002                   | ns                      |
| <b>Max varismo appoggio</b>                     | 22.0±11.5 | 24.4±10.9 | 16.6±8.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo appoggio</b>                    | 0.2±4.7   | 4.7±4.4   | 3.3±3.1   | 0.012                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV appoggio</b>                        | 21.8±10.4 | 19.7±10.9 | 13.3±7.3  | ns                      | 0.037                   | ns                      |
| <b>Max varismo volo</b>                         | 30.2±16.5 | 30.1±14.0 | 19.5±9.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo volo</b>                        | 3.7±6.7   | 9.4±5.4   | 7.5±5.5   | 0.030                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV volo</b>                            | 26.5±12.3 | 20.7±12.2 | 12.0±5.4  | ns                      | 0.002                   | 0.041                   |

Il piano frontale mostra invece dei range di varo-valgo maggiori nel gruppo MP rispetto ai gruppi PS e CG (Tabella 5.50). Le differenze tra i gruppi PS e CG sono ridotte e non significative. Lo stesso risultato è stato trovato nella prova di alzata/seduta, si può dunque ipotizzare che questo comportamento della protesi postero-stabilizzata si verifica durante le attività che richiedono un maggiore range di flessione-estensione. Durante la prova di alzata/seduta è stato osservato anche un incremento del momento ab-adduttore. Purtroppo, non è stato possibile confermare questo dato sulle scale data l'assenza delle piattaforme per la registrazione delle forze di reazione al gradino.

Nessuna differenza significativa tra i tre gruppi è risultata dall'analisi cinematica del ginocchio sul piano trasversale (Tabella 5.51) e sui range articolari di anca e caviglia (Tabella 5.52) durante la salita delle scale.

Tabella 5.51 – Salita scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano<br/>Trasversale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima intra-rotazione</b>                         | 18.1±12.1 | 18.4±5.4  | 15.2±7.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-rotazione</b>                         | -7.3±12.6 | -6.1±11.4 | -7.3±6.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE</b>  | 25.4±11.1 | 24.5±7.7  | 22.5±6.3  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR appoggio</b>                                 | 9.4±12.1  | 9.4±9.1   | 9.2±8.4   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER appoggio</b>                                 | -5.9±12.2 | -5.6±11.5 | -7.4±6.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE appoggio</b>                               | 15.3±6.2  | 15.0±5.2  | 16.5±5.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR volo</b>                                     | 17.1±12.7 | 18.2±5.2  | 15.1±7.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER volo</b>                                     | -6.0±12.4 | -3.6±11.6 | -4.0±6.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE volo</b>                                   | 23.1±11.2 | 21.8±8.2  | 19.1±5.4  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.52 – Salita scale/Cinematica anca e caviglia arto operato

| <b>ANCA<br/>[gradi]</b>     | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-----------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Range FE</b>             | 58.4±4.2  | 63.4±6.0  | 57.2±4.0  | 0.020                   | ns                      | 0.001                   |
| <b>Range AA</b>             | 17.2±6.8  | 17.6±5.7  | 13.9±4.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b> |           |           |           |                         |                         |                         |
| <b>Range DP flessione</b>   | 39.4±9.1  | 41.5±7.2  | 38.7±7.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range Inv./Eve.</b>      | 18.7±4.8  | 18.3±6.0  | 18.9±6.0  | ns                      | ns                      | ns                      |

### 5.5.5 INDICI DI SIMMETRIA CINEMATICA

Gli indici di simmetria dei range articolari durante la salita delle scale sono risultati non differenti tra i tre gruppi (Tabella 5.53).

**Tabella 5.53 – Salita scale/Indici di simmetria cinematica**

| <b>INDICI DI SIMMETRIA [%]</b> | <b>MP</b>  | <b>PS</b> | <b>CG</b>  | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|--------------------------------|------------|-----------|------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Range FE ginocchio</b>      | -6.0±8.0   | 1.8±14.0  | 0.3±6.0    | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range AA ginocchio</b>      | 17.5±48.9  | -0.5±50.0 | -10.6±37.8 | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range IE ginocchio</b>      | 14.5±41.3  | 2.8±51.1  | -9.7±27.8  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range FE anca</b>           | -1.7±5.6   | 6.6±10.2  | -0.5±5.1   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range AA anca</b>           | -2.7±23.7  | 8.5±19.9  | -1.9±18.2  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range FE caviglia</b>       | -6.8±30.4  | 0.1±21.6  | -9.6±12.7  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range Inv./Eve.</b>         | -17.8±22.3 | -3.8±25.7 | -1.5±16.9  | ns              | ns              | ns              |

### 5.5.6 ATTIVAZIONI MUSCOLARI

I periodi di attivazione muscolare durante la salita delle scale confermano i dati ottenuti durante cammino, sia per l'arto operato che per quello sano. I pazienti prolungano la contrazione di tutti i gruppi muscolari rispetto ai controlli per quasi l'intera fase di appoggio degli arti sul gradino. Le differenze sono più marcate tra i gruppi MP e CG (Figura 5.5 e Figura 5.6).

Le percentuali di attivazione sono comparabili tra i gruppi MP e PS. La differenza più importante si ritrova sul retto femorale di entrambi gli arti. Il gruppo MP anticipa il tempo di contrazione e ne ritarda la disattivazione, aumentando di conseguenza il contributo del retto femorale in termini temporali (Figura 5.5 e Figura 5.6). Questo comportamento muscolare è coerente con la riduzione della flessione osservata nell'analisi cinematica, poiché il lavoro concentrico del muscolo favorisce l'estensione del ginocchio.

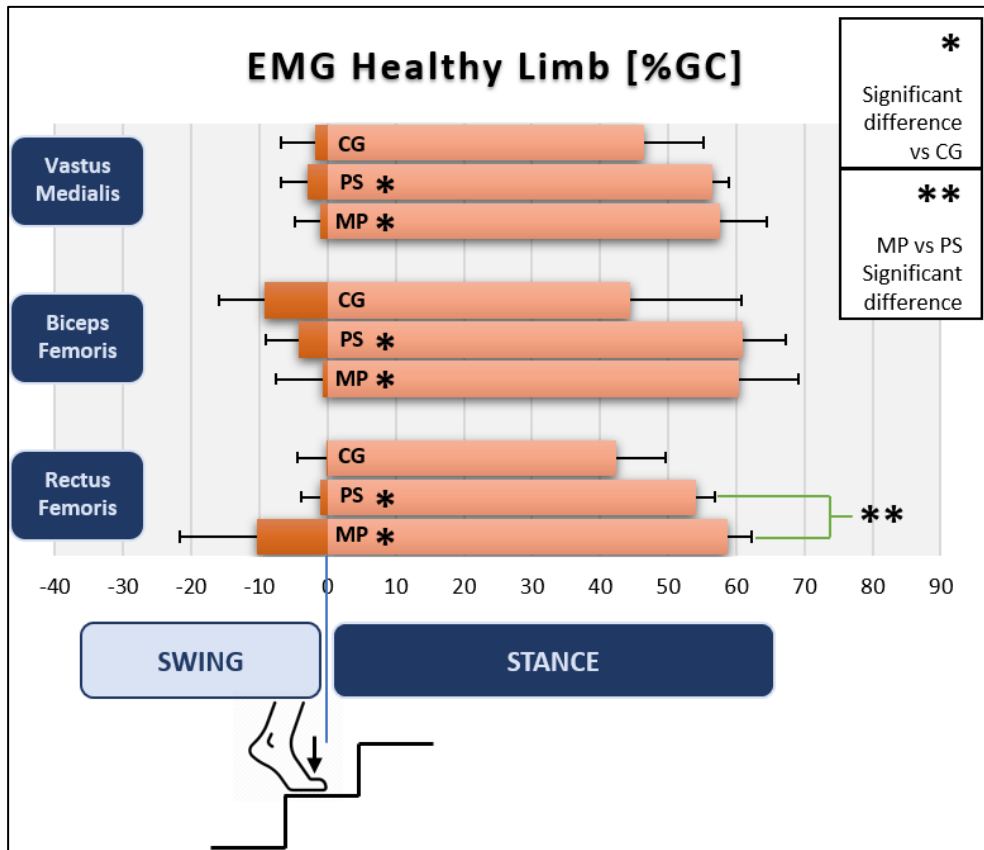


Figura 5.5 – Salita scale/Attivazioni muscolari arto sano

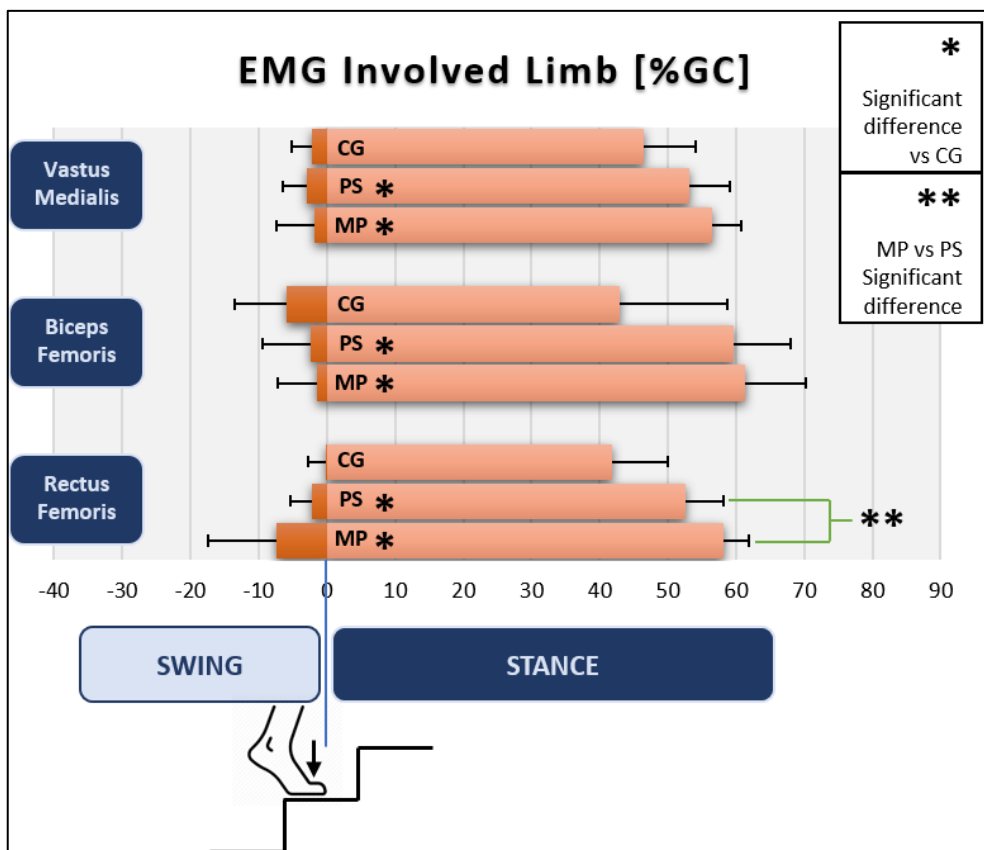


Figura 5.6 – Salita scale/Attivazioni muscolari arto operato

## 5.6 DISCESA SCALE

### 5.6.1 PARAMETRI TEMPORALI

I pattern temporali della discesa delle scale sono analoghi alla salita. I gruppi MP e PS allungano i tempi del ciclo di passo e conseguentemente anche le fasi di appoggio, volo, singolo e doppio appoggio di entrambi gli arti. Le differenze sono più marcate tra il gruppo di controllo e i pazienti con la protesi a pivot mediale, con il gruppo MP che presenta i tempi del ciclo di passo aumentati di circa 0.3 secondi (Tabella 5.54 e Tabella 5.55).

La velocità e la cadenza del passo sono di conseguenza aumentati nei controlli rispetto ai gruppi MP e PS, con una differenza più ampia tra i gruppi MP e CG (Tabella 5.56). Gli stessi risultati sono stati ottenuti durante la salita delle scale.

Tabella 5.54 – Discesa scale/Spazio-temporali arto sano

| DATI ARTO SANO             | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Tempo ciclo [s]            | 1.46±0.18 | 1.32±0.18 | 1.22±0.14 | ns       | 0.001    | ns       |
| Tempo appoggio [s]         | 0.96±0.14 | 0.83±0.12 | 0.80±0.10 | 0.022    | 0.002    | ns       |
| Tempo volo [s]             | 0.50±0.06 | 0.49±0.08 | 0.42±0.05 | ns       | 0.002    | 0.005    |
| Tempo doppio appoggio [s]  | 0.23±0.06 | 0.19±0.03 | 0.20±0.04 | ns       | ns       | ns       |
| Tempo singolo appoggio [s] | 0.53±0.11 | 0.49±0.09 | 0.42±0.05 | ns       | 0.001    | 0.031    |

Tabella 5.55 – Discesa scale/Spazio-temporali arto operato

| DATI ARTO OPERATO          | MP        | PS        | CG        | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|----------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|----------|----------|
| Tempo ciclo [s]            | 1.50±0.23 | 1.33±0.18 | 1.22±0.13 | 0.041    | 0.000    | ns       |
| Tempo appoggio [s]         | 0.97±0.15 | 0.84±0.11 | 0.80±0.09 | 0.012    | 0.001    | ns       |
| Tempo volo [s]             | 0.53±0.11 | 0.49±0.09 | 0.42±0.05 | ns       | 0.001    | 0.031    |
| Tempo doppio appoggio [s]  | 0.23±0.06 | 0.18±0.05 | 0.20±0.03 | 0.008    | ns       | ns       |
| Tempo singolo appoggio [s] | 0.50±0.06 | 0.49±0.08 | 0.42±0.05 | ns       | 0.002    | 0.005    |

Tabella 5.56 - Parametri spazio-temporali discesa scale

| DATI SALITA SCALE      | MP        | PS        | CG         | MP vs PS | MP vs CG | PS vs CG |
|------------------------|-----------|-----------|------------|----------|----------|----------|
| Larghezza passo [m]    | 0.11±0.02 | 0.11±0.02 | 0.12±0.02  | ns       | ns       | ns       |
| Velocità [m/s]         | 0.49±0.07 | 0.54±0.07 | 0.61±0.08  | ns       | 0.000    | 0.029    |
| Cadenza [passi/minuto] | 83.0±11.3 | 92.4±12.2 | 100.1±11.5 | ns       | 0.001    | ns       |

### 5.6.2 INDICI DI SIMMETRIA SPAZIO-TEMPORALI

Gli indici non sono risultati differenti tra i gruppi, mostrando un pattern temporale simmetrico tra arto sano e operato, per i pazienti, e tra arto destro e sinistro per il gruppo di controllo (Tabella 5.57).

**Tabella 5.57 – Discesa scale/Indici di simmetria spazio-temporali**

| <b>INDICI DI SIMMETRIA [%]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|--------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Tempo ciclo</b>             | 2.5±5.0   | 0.5±2.0   | -0.1±2.0  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo appoggio</b>          | 1.0±3.7   | 0.8±6.5   | -0.5±3.3  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo volo</b>              | 4.5±12.3  | 0.1±8.2   | 0.3±4.9   | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo doppio appoggio</b>   | 0.9±10.7  | -5.0±19.5 | 1.9±10.5  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Tempo singolo appoggio</b>  | -4.5±12.3 | -0.1±8.2  | -0.3±4.9  | ns              | ns              | ns              |

### 5.6.3 CINEMATICA ARTO SANO

L'analisi cinematica dell'arto sano durante la discesa delle scale ha evidenziato una riduzione del movimento sul piano sagittale dei pazienti rispetto al gruppo di controllo. Tuttavia, l'estensione è maggiore nei gruppi MP e PS quindi i range articolari risultano simili a quelli del gruppo di controllo (Tabella 5.58).

Come per la salita delle scale, anche durante la discesa i pazienti flettono di meno il ginocchio negli istanti di contatto iniziale e distacco del piede dal gradino rispetto al gruppo CG (Tabella 5.58).

I dati di cinematica sui piani frontale e trasversale del ginocchio (Tabella 5.59 e Tabella 5.60) e i range articolari di anca e caviglia (Tabella 5.61) non sono differenti tra i tre gruppi.

Tabella 5.58 – Discesa scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Sagittale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima flessione</b>                         | 75.7±5.4  | 78.1±8.4  | 83.6±6.3  | ns                      | 0.009                   | ns                      |
| <b>Massima estensione</b>                        | 2.8±6.7   | 2.4±6.6   | 7.6±5.0   | ns                      | ns                      | 0.033                   |
| <b>Range FE</b>                                  | 72.9±8.3  | 75.7±8.3  | 76.0±5.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max flessione accett. carico</b>              | 36.7±6.0  | 34.5±8.1  | 39.4±5.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max estensione appoggio</b>                   | 3.8±6.9   | 3.4±6.8   | 10.5±5.2  | ns                      | 0.013                   | 0.003                   |
| <b>Range FE appoggio</b>                         | 32.9±10.6 | 31.1±7.8  | 28.9±3.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima flessione volo</b>                    | 75.7±5.4  | 78.1±8.4  | 83.7±6.3  | ns                      | 0.009                   | ns                      |
| <b>Massima estensione volo</b>                   | 3.8±6.8   | 4.0±6.7   | 8.8±5.1   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range FE volo</b>                             | 72.0±8.2  | 74.1±7.8  | 74.8±5.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>FE contatto iniziale</b>                      | 4.1±6.9   | 4.7±6.9   | 10.2±5.2  | ns                      | 0.034                   | 0.035                   |
| <b>FE distacco piede</b>                         | 70.3±6.0  | 70.1±9.8  | 79.4±6.2  | ns                      | 0.006                   | 0.002                   |



Tabella 5.59 – Discesa scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Frontale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massimo varismo</b>                          | 23.8±10.8 | 27.0±13.5 | 19.9±7.1  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massimo valgismo</b>                         | 1.4±6.4   | 4.6±5.1   | 2.6±3.2   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV</b>                                 | 22.4±10.9 | 22.5±11.4 | 17.2±6.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo appoggio</b>                     | 20.2±9.5  | 23.2±12.3 | 18.4±6.1  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo appoggio</b>                    | 2.0±6.5   | 5.8±5.0   | 3.7±2.6   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV appoggio</b>                        | 18.3±8.9  | 17.5±10.7 | 14.6±5.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max varismo volo</b>                         | 23.7±11.1 | 26.6±14.1 | 19.1±7.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo volo</b>                        | 2.2±5.6   | 5.4±5.3   | 3.0±3.3   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV volo</b>                            | 21.4±10.2 | 21.2±11.8 | 16.1±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.60 – Discesa scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto sano

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano<br/>Trasversale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b>  | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|------------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima intra-rotazione</b>                         | 15.5±12.1 | 16.2±9.4   | 15.6±7.3  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-rotazione</b>                         | -8.7±13.5 | -11.2±12.1 | -7.9±7.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE</b>  | 24.1±10.8 | 27.4±11.7  | 23.6±5.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR appoggio</b>                                 | 13.2±11.4 | 11.8±8.2   | 13.4±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER appoggio</b>                                 | -5.7±11.0 | -8.9±10.3  | -6.1±7.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE appoggio</b>                               | 18.9±8.4  | 20.7±8.7   | 19.5±4.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR volo</b>                                     | 13.9±13.9 | 16.2±9.4   | 15.5±7.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER volo</b>                                     | -7.6±14.2 | -9.9±12.4  | -6.6±7.8  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE volo</b>                                   | 21.4±11.5 | 26.0±11.9  | 22.1±6.0  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.61 – Discesa scale/Cinematica anca e caviglia arto sano

| <b>ANCA<br/>[gradi]</b>     | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-----------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Range FE</b>             | 28.2±2.6  | 30.2±4.3  | 27.0±4.3  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range AA</b>             | 17.7±7.7  | 15.0±5.4  | 10.7±3.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b> |           |           |           |                         |                         |                         |
| <b>Range DP flessione</b>   | 64.2±8.5  | 62.0±12.0 | 59.9±8.1  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range Inv./Eve.</b>      | 20.2±3.9  | 19.7±5.4  | 22.0±4.7  | ns                      | ns                      | ns                      |

## 5.6.4 CINEMATICA ARTO OPERATO

Tabella 5.62 – Discesa scale/Cinematica piano sagittale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Sagittale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima flessione</b>                         | 72.6±9.7  | 81.3±6.8  | 84.4±5.4  | 0.007                   | 0.000                   | ns                      |
| <b>Massima estensione</b>                        | 0.5±7.8   | 4.6±8.0   | 8.6±5.4   | ns                      | 0.007                   | ns                      |
| <b>Range FE</b>                                  | 72.1±8.4  | 76.7±6.6  | 75.7±5.3  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max flessione accett. carico</b>              | 33.2±7.9  | 36.5±7.0  | 40.9±6.4  | ns                      | 0.012                   | ns                      |
| <b>Max estensione appoggio</b>                   | 2.5±8.3   | 6.0±8.4   | 11.5±5.7  | ns                      | 0.005                   | ns                      |
| <b>Range FE appoggio</b>                         | 30.7±6.5  | 30.5±5.6  | 29.4±5.1  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima flessione volo</b>                    | 72.6±9.7  | 81.3±6.8  | 84.4±5.4  | 0.007                   | 0.000                   | ns                      |
| <b>Massima estensione volo</b>                   | 1.1±7.7   | 5.9±8.0   | 9.7±5.7   | ns                      | 0.005                   | ns                      |
| <b>Range FE volo</b>                             | 71.5±8.3  | 75.4±6.7  | 74.7±5.7  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>FE contatto iniziale</b>                      | 2.1±8.1   | 6.7±8.2   | 11.2±5.7  | ns                      | 0.004                   | ns                      |
| <b>FE distacco piede</b>                         | 68.2±9.2  | 75.5±7.7  | 79.3±5.7  | 0.034                   | 0.000                   | ns                      |

Non è stata trovata nessuna significatività sulla cinematica dell'arto operato durante la discesa delle scale tra i gruppi PS e CG. Il gruppo MP presenta invece una riduzione della flessione (Tabella 5.62) e un aumento del range di varo-valgo (Tabella 5.63) durante le fasi del ciclo di passo rispetto ai controlli e ai pazienti con la protesi postero-stabilizzata. Lo stesso atteggiamento è stato evidenziato durante la salita delle scale.

Nessuna differenza significativa è emersa sul piano trasversale del ginocchio (Tabella 5.64) e sui range articolari di anca e caviglia (Tabella 5.65).

Tabella 5.63 – Discesa scale/Cinematica piano frontale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano Frontale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> |
|---|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massimo varismo</b>                          | 29.3±14.1 | 26.4±12.1 | 18.4±7.7  | ns                      | 0.028                   | ns                      |
| <b>Massimo valgismo</b>                         | 0.8±4.7   | 4.7±5.3   | 2.7±3.5   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV</b>                                 | 28.5±12.0 | 21.7±10.7 | 15.7±6.2  | ns                      | 0.010                   | ns                      |
| <b>Max varismo appoggio</b>                     | 26.1±13.6 | 23.0±10.2 | 16.9±7.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max valgismo appoggio</b>                    | 2.0±4.5   | 5.6±5.3   | 3.6±3.0   | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV appoggio</b>                        | 24.2±12.2 | 17.3±8.9  | 13.3±5.8  | ns                      | 0.029                   | ns                      |
| <b>Max varismo volo</b>                         | 29.2±14.1 | 26.1±12.5 | 17.7±8.1  | ns                      | 0.024                   | ns                      |
| <b>Max valgismo volo</b>                        | 1.4±4.6   | 5.4±4.5   | 2.9±3.5   | 0.043                   | ns                      | ns                      |
| <b>Range VV volo</b>                            | 27.8±11.8 | 20.7±11.1 | 14.8±6.5  | ns                      | 0.009                   | ns                      |

Tabella 5.64 – Discesa scale/Cinematica piano trasversale ginocchio arto operato

| <b>GINOCCHIO<br/>Piano<br/>Trasversale<br/>[gradi]</b> | <b>MP</b>  | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|--|------------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Massima intra-rotazione</b>                         | 14.6±8.3   | 19.4±7.1  | 14.7±6.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Massima extra-rotazione</b>                         | -10.2±10.7 | -8.9±12.0 | -8.8±5.4  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE</b>  | 24.8±8.1   | 28.2±10.4 | 23.5±4.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR appoggio</b>                                 | 12.7±7.7   | 16.3±7.5  | 11.8±6.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER appoggio</b>                                 | -7.0±9.4   | -7.1±10.9 | -7.0±5.9  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE appoggio</b>                               | 19.6±7.1   | 23.4±9.0  | 18.8±4.1  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max IR volo</b>                                     | 14.0±8.7   | 19.0±7.4  | 14.6±6.5  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Max ER volo</b>                                     | -9.7±11.5  | -7.3±12.2 | -7.2±5.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range IE volo</b>                                   | 23.7±8.7   | 26.4±11.2 | 21.8±5.3  | ns                      | ns                      | ns                      |

Tabella 5.65 – Discesa scale/Cinematica caviglia arto operato

| <b>ANCA<br/>[gradi]</b>     | <b>MP</b> | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP<br/>vs<br/>PS</b> | <b>MP<br/>vs<br/>CG</b> | <b>PS<br/>vs<br/>CG</b> |
|-----------------------------|-----------|-----------|-----------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>Range FE</b>             | 26.7±3.4  | 29.7±4.0  | 25.9±3.6  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range AA</b>             | 16.2±7.4  | 14.3±4.4  | 10.8±4.2  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>CAVIGLIA<br/>[gradi]</b> |           |           |           |                         |                         |                         |
| <b>Range DP flessione</b>   | 61.5±12.5 | 61.6±9.5  | 56.3±6.0  | ns                      | ns                      | ns                      |
| <b>Range Inv./Eve.</b>      | 18.0±3.8  | 18.0±4.5  | 20.5±4.6  | ns                      | ns                      | ns                      |

### 5.6.5 INDICI DI SIMMETRIA CINEMATICA

Le differenze sugli indici di simmetria sono risultate non significative tra i tre gruppi (Tabella 5.66).

**Tabella 5.66 – Discesa scale/Indici di simmetria cinematica**

| <b>INDICI DI SIMMETRIA [%]</b> | <b>MP</b>  | <b>PS</b> | <b>CG</b> | <b>MP vs PS</b> | <b>MP vs CG</b> | <b>PS vs CG</b> |
|--------------------------------|------------|-----------|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|
| <b>Range FE ginocchio</b>      | -1.1±8.1   | 1.5±11.5  | -0.3±5.6  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range AA ginocchio</b>      | 23.8±36.7  | -2.8±42.5 | -9.6±40.3 | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range IE ginocchio</b>      | 6.8±24.2   | 3.8±36.6  | 0.9±25.4  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range FE anca</b>           | -6.0±15.0  | -1.8±14.2 | -4.1±11.3 | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range AA anca</b>           | -9.3±13.0  | -3.3±21.0 | 0.3±16.2  | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range FE caviglia</b>       | -5.4±27.5  | -0.1±18.3 | -5.9±10.6 | ns              | ns              | ns              |
| <b>Range Inv./Eve.</b>         | -11.2±27.9 | -8.2±36.5 | -7.2±18.6 | ns              | ns              | ns              |

### 5.6.6 ATTIVAZIONI MUSCOLARI

Diversamente da quanto visto per la salita delle scale e per il cammino, i periodi di attivazione muscolare non sono differenti tra i gruppi durante la discesa delle scale, sia per l'arto sano che per l'arto operato (Figura 5.7 e Figura 5.8). Durante la discesa del gradino, la forza di gravità favorisce l'aumento delle componenti inerziali che vengono contrastate dalla contrazione muscolare al fine di stabilizzare l'appoggio sul gradino. In queste condizioni di carico, il comportamento muscolare dei pazienti è risultato simile alla normalità.

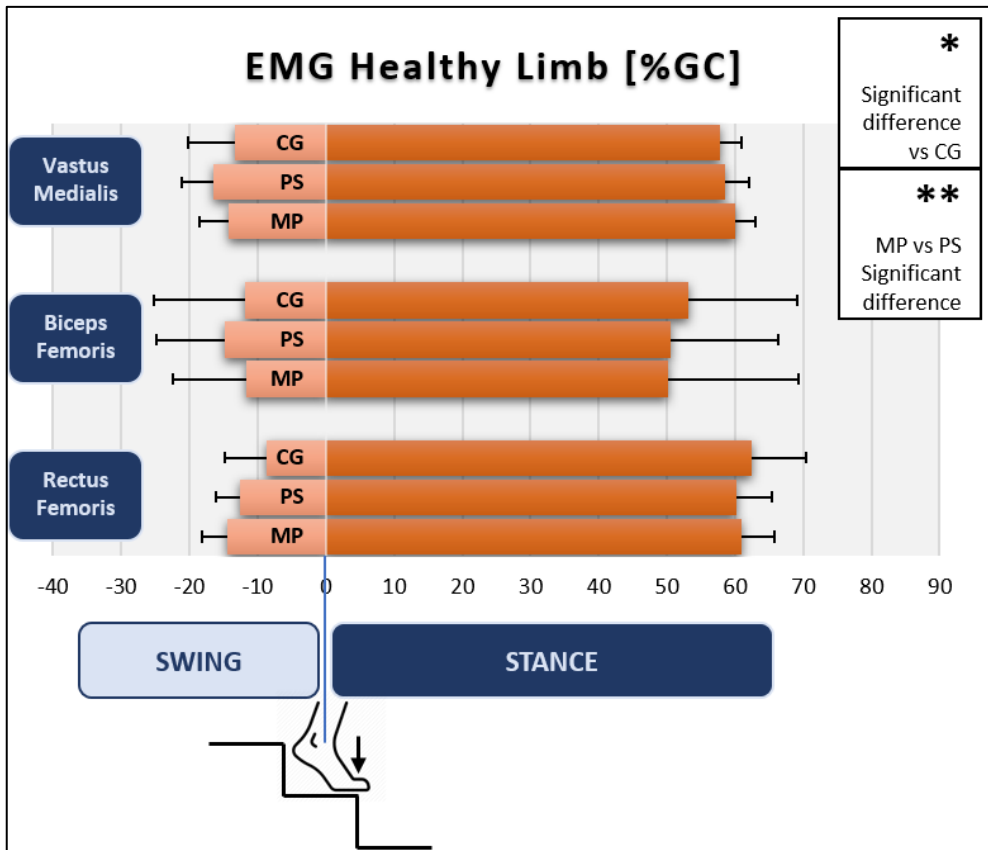


Figura 5.7 - Discesa scale/Attivazioni muscolari arto sano

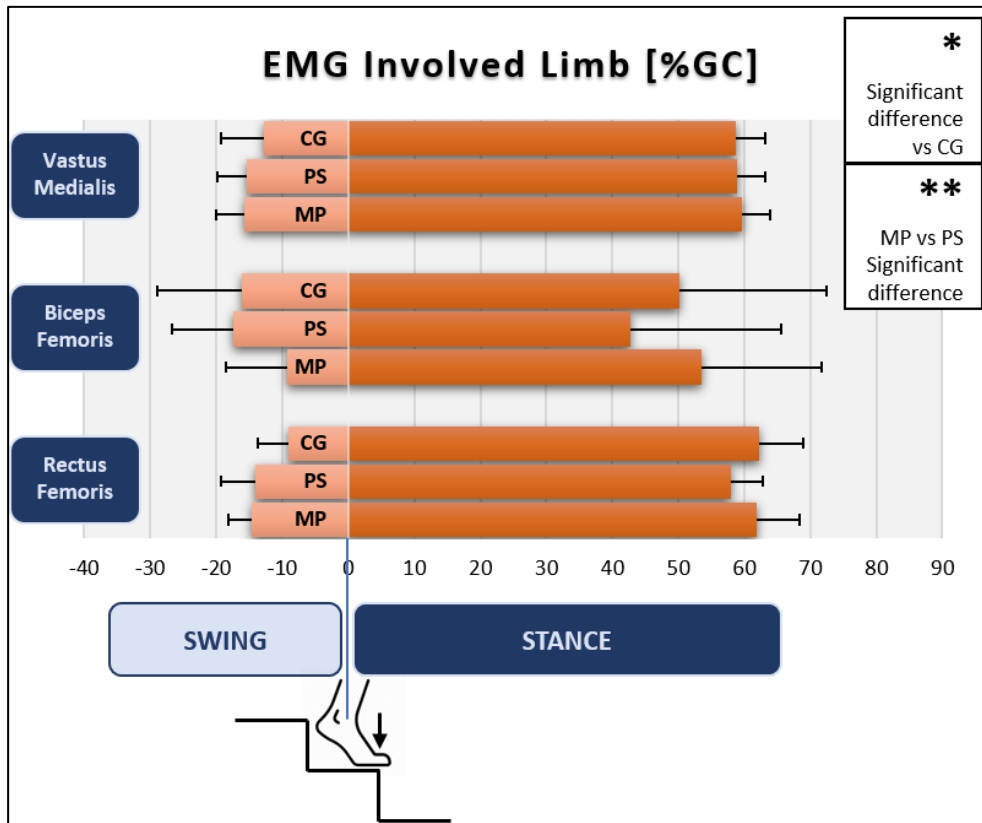


Figura 5.8 – Discesa scale/Attivazioni muscolari arto operato



## Capitolo 6      DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

---

I pazienti con osteoartrosi avanzata ricorrono all'intervento di Protesi Totale di Ginocchio per ridurre il dolore e ripristinare le abilità funzionali necessarie a eseguire le attività di vita quotidiana. Dall'analisi della letteratura è emerso però che non tutti i pazienti sono soddisfatti dell'esito dell'intervento, con una percentuale che varia dall'11 al 19% [27]. Il movimento di un ginocchio fisiologico è guidato dall'azione muscolare e dalle strutture legamentose, come descritto dai lavori di Zuppinger [28] e Kapandji [29], e consiste in un rotolamento posteriore del femore rispetto alla superficie del piatto tibiale. Nei pazienti sottoposti a intervento di artroprotesi di ginocchio, questo movimento non è garantito a causa dell'alterazione indotta del sistema legamentoso. Per impiantare una protesi è infatti necessaria la resezione del legamento crociato anteriore. Il mantenimento o meno del crociato posteriore è tutt'ora una questione controversa demandata all'esperienza dei chirurghi, poiché dalla letteratura non sono emerse differenze sulle prestazioni biomeccaniche tra i due procedimenti chirurgici [13], [46].

Il moto del ginocchio in seguito all'intervento di PTG risulta quindi differente da un ginocchio fisiologico. I pazienti avvertono questa sensazione che viene riconosciuta come una delle principali cause di insoddisfazione dell'impianto. L'obiettivo delle protesi di ginocchio consiste nel replicare le peculiarità di una normale articolazione, considerando l'assenza del supporto legamentoso determinata dall'intervento chirurgico. La progettazione delle componenti è stata pertanto influenzata dal *four-bar linkage mechanism* [28], [29], meccanismo che definisce i movimenti del ginocchio in funzione dell'azione dei legamenti crociati, ampiamente descritto in letteratura.

A partire dal 1970 sono state sviluppate le protesi con meccanismo postero-stabilizzato che prevede una spina tibiale sul piatto tibiale in polietilene. La spina si articola con la camma presente sulla componente femorale per conferire stabilità alla protesi durante la flessione ed evitare la sublussazione posteriore della tibia [14]. La geometria dell'impianto introduce però un movimento paradossale che consiste in una traslazione anteriore del femore rispetto alla tibia. Questo movimento produce una sensazione di instabilità nei pazienti e inoltre, per effetto dello sfregamento delle superfici articolari, può favorire il processo di usura del polietilene [15], [16]. Al fine di ottimizzare la cinematica del ginocchio, sono stati sviluppati altri design protesici, tra i quali la protesi a pivot mediale a partire dagli anni '90. Questo impianto mira a riprodurre la fisiologia articolare. I condili della componente femorale sono infatti asimmetrici, come in un ginocchio normale, e l'inserito in polietilene è progettato in modo che si realizzi una congruenza elevata sul compartimento mediale e una ridotta corrispondenza dei raggi di

curvatura sul compartimento laterale. Questa struttura consente di ottenere una maggiore stabilità sul compartimento mediale, considerando lo spostamento dell'asse di rotazione, e un incremento dei movimenti antero-posteriore sul compartimento laterale. Questo meccanismo è chiamato *ball-in-socket* [34], [37], [38] e favorisce i movimenti di intra-extra rotazione del ginocchio che subentrano durante situazioni di flessione profonda. La protesi a pivot mediale inoltre non ha vincoli meccanici sulla flessione-estensione, contrariamente agli impianti con meccanismo postero-stabilizzato. Entrambi i design garantiscono un buon outcome clinico, poiché i pazienti riescono a soddisfare le richieste funzionali per svolgere le attività di vita quotidiana. Risulta pertanto interessante investigare sul comportamento degli impianti durante diverse attività dinamiche e identificare eventuali differenze che descrivano questi due differenti concetti di Protesi Totale di Ginocchio.

La finalità di questo studio consisteva nell'identificare delle differenze nelle prestazioni biomeccaniche di due gruppi di pazienti, ad almeno un anno dall'intervento di PTG. La distinzione dei gruppi è stata eseguita in funzione dell'impianto protesico: pivot-mediale (MP) e postero-stabilizzata (PS). Il sistema optoelettronico e le piattaforme di forza risultano essere le apparecchiature più utilizzate nell'ambito di analisi del movimento. Nonostante alcune limitazioni, come gli artefatti da tessuti molli e mal posizionamento dei marcatori [98], questa tecnica è totalmente non invasiva e consente di stimare la cinematica e la dinamica del corpo durante diverse attività. La fluoroscopia consentirebbe di rilevare con precisione i movimenti delle ossa durante il movimento ma alcuni svantaggi, tra i quali l'esposizione dei pazienti ai raggi ionizzanti, il ridotto campo di misura e la più bassa frequenza di campionamento, rendono questo strumento meno adatto per l'analisi del movimento [55].

Per il confronto di queste protesi sono state selezionate le attività di cammino, salita e discesa delle scale e alzata/seduta dalla sedia al fine di stimare delle differenze in termini di cinematica, dinamica e pattern temporali dell'attività muscolare. Le due protesi sono state già state confrontate in letteratura con tecniche in-vitro [37]. Gli studi in-vivo sono limitati alla misurazione del range articolare durante flessione passiva [39]. Uno studio che compara questi impianti con tecniche di analisi del movimento dimostra che non ci sono differenze sul piano trasversale del ginocchio tra le protesi MP e PS. Nel lavoro di Papagiannis e co-autori è stata utilizzata però una protesi postero-stabilizzata con inserto mobile [74], diversamente dal presente studio che prevede il piatto in polietilene solidale alla componente tibiale per entrambi gli impianti. Questa ricerca arricchisce l'analisi con i dati elettromiografici, fornisce i dati riguardanti altre due attività oltre al cammino e include un gruppo di controllo per verificare quale dei gruppi di pazienti replica delle prestazioni biomeccaniche sul ginocchio operato comparabili alla normalità.

Le nostre ipotesi coprono diversi aspetti. In primo luogo, è prevedibile ottenere dei pattern motori differenti tra i pazienti e il gruppo di controllo, tenendo in considerazione l'età inferiore e l'integrità delle strutture muscolo-scheletriche che garantiscono prestazioni migliori. In seconda analisi, non ci aspettiamo di trovare differenze macroscopiche tra i gruppi MP e PS, tenendo presente che tutti i pazienti arruolati nello studio sono riusciti a eseguire le attività richieste dal protocollo. La struttura della protesi a pivot-mediale favorisce l'ipotesi che l'impianto possa garantire degli schemi motori riconducibili alla biomeccanica fisiologica. L'oggetto di questo capitolo saranno i risultati ottenuti e le possibili implicazioni dovute alle differenze tra i gruppi con le protesi a pivot-mediale e postero-stabilizzata.

I dati descrittivi del campione analizzato sono riportati nella Figura 6.1. Il gruppo di controllo ha un'età media inferiore di circa 30 anni rispetto ai pazienti. Le altre differenze significative rispetto gruppo CG sono su peso, altezza e indice di massa corporea. I criteri di selezione dei pazienti inclusi nello studio sono stati stabiliti per ottenere l'omogeneità tra i gruppi MP e PS, poiché il controllo motorio è influenzato da fattori come l'età e il carico che le strutture corporee devono sostenere. Il differente background dei controlli verrà utilizzato come riferimento per verificare le ipotesi dello studio.

I test di valutazione del dolore (VAS) e delle abilità funzionali (OKS) sono stati sottoposti solo ai pazienti. Al momento dell'acquisizione, nessun paziente ha manifestato dolori importanti sulle ginocchia come mostrato dai valori della scala del dolore, con le medie inferiori a 1 per entrambi i gruppi. L'Oxford Knee Score ha fornito invece informazioni riguardo la relazione tra ginocchio e attività di vita quotidiana. Entrambi i gruppi hanno totalizzato una media di punteggi superiori a 40, confermando un buon outcome in termini di abilità funzionali. L'analisi statistica non ha evidenziato alcuna differenza significativa sui parametri descrittivi dei gruppi MP e PS, confermandone quindi l'omogeneità.

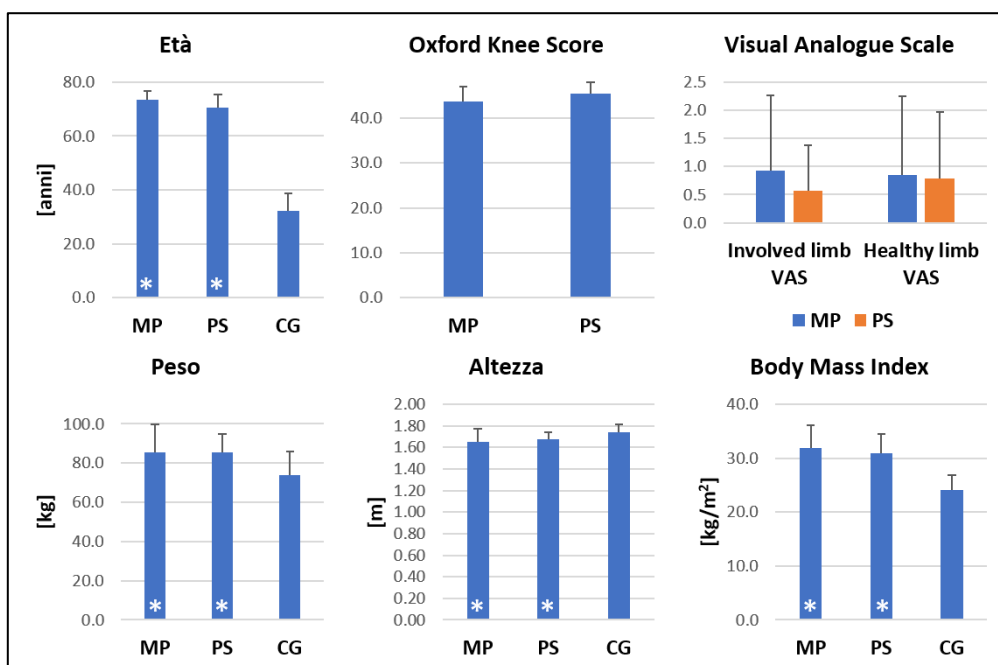


Figura 6.1 - Descrizione del campione

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG (p<0.05).

Grazie a un lavoro di Hollman e co-autori, sono stati riportati i parametri spazio-temporali normativi di soggetti adulti sani durante il cammino, suddivisi per fasce d'età [56]. La velocità di cammino risulta essere tra i parametri temporali più utilizzati ed è considerata un "segno vitale" delle performance fisiche nelle persone adulte [99], [100].

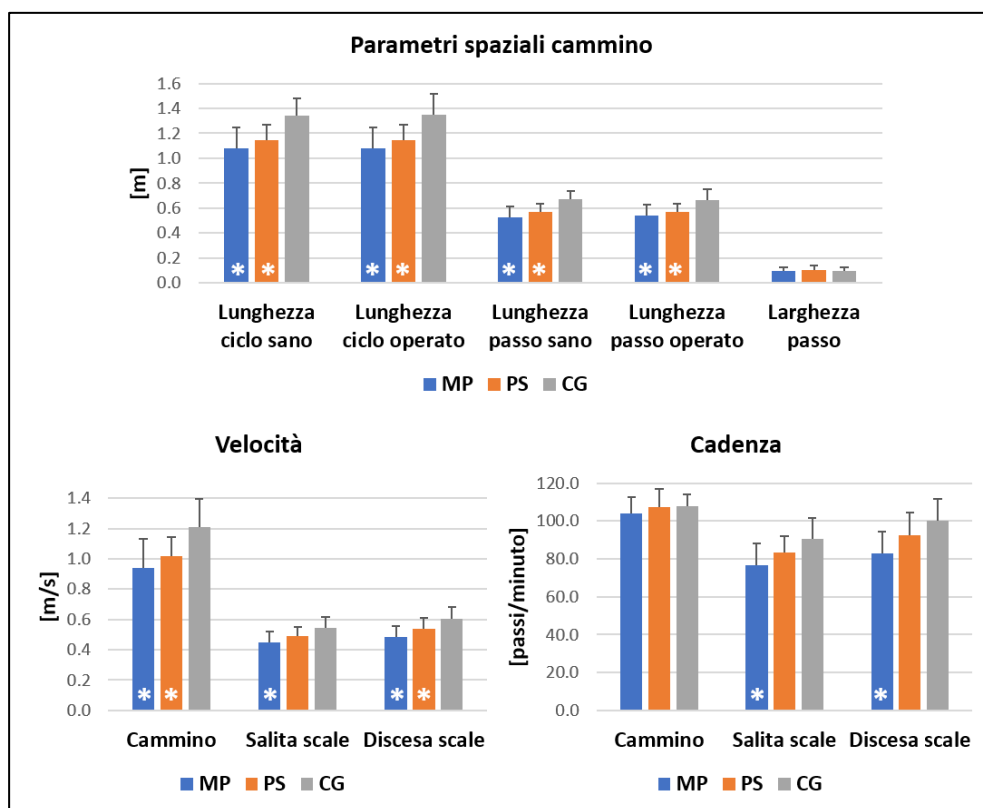


Figura 6.2 - Parametri spazio-temporali

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG ( $p < 0.05$ ).

In particolare, un decremento di 10 cm/s è stato associato all'aumento del rischio di caduta [101]. I dati di velocità riportati da Hollman per gli adulti tra i 70 e i 74 anni, range di riferimento per questo studio, sono di  $1.17 \pm 0.16$  m/s per gli uomini e  $1.16 \pm 0.20$  m/s per le donne. I pazienti di questo studio hanno eseguito la prova di cammino a una velocità di  $0.94 \pm 0.19$  m/s (gruppo MP) e  $1.02 \pm 0.12$  (gruppo PS). Da un lavoro di revisione della letteratura è emerso che i pazienti con PTG camminano a una velocità di circa 1 m/s [54], risultato coerente con i dati estratti da questo studio.

È difficile comparare con la letteratura i dati temporali durante la salita e la discesa delle scale perché le strutture realizzate per l'esecuzione dei test risultano differenti per la conformazione dei gradini. Tuttavia, considerando anche la ridotta velocità di esecuzione di salita e discesa delle scale osservate nel nostro lavoro, e di conseguenza la ridotta confidenza nell'esecuzione delle prove, l'aumento del rischio di caduta potrebbe rivelarsi una conseguenza plausibile nel gruppo MP nonostante le differenze rispetto al gruppo PS non siano significative.

La cadenza del passo durante il cammino è risultata simile tra i tre gruppi, diversamente dalla salita e discesa dalle scale. Durante questa attività il carico sulle ginocchia è più elevato e i pazienti con protesi a pivot mediale percorrono meno gradini al minuto rispetto al gruppo

di controllo. Il gruppo PS ha mostrato invece una cadenza inferiore rispetto al gruppo di controllo ma senza significatività statistica. Questo risultato supporta l'ipotesi che i pazienti del gruppo MP hanno una minore propriocezione sull'articolazione del ginocchio con la protesi e di conseguenza riducono velocità e cadenza del passo per raggiungere la stabilità necessaria all'esecuzione dell'attività fisica.

Per quanto riguarda i parametri spaziali del cammino, è emersa una differenza significativa tra i pazienti e il gruppo di controllo. La riduzione delle lunghezze del passo e della velocità è relazionata all'avanzamento dell'età [102] e i pazienti hanno mostrato una ridotta lunghezza rispetto al gruppo di controllo. Le lunghezze del ciclo di passo e del semi-passo non sono risultate statisticamente significative tra i gruppi MP e PS. Tuttavia, i dati del gruppo di pazienti con protesi postero-stabilizzata sono risultati più vicini alla normalità rispetto ai pazienti con protesi a pivot mediale (Figura 6.2). Hollman ha riportato i dati di lunghezza del ciclo di passo pari a  $1.39 \pm 0.14$  m per gli uomini e  $1.23 \pm 0.17$  m per le donne. La lunghezza del semi-passo è risultata invece pari a  $0.69 \pm 0.08$  m per gli uomini e  $0.61 \pm 0.09$  m per le donne. I pazienti del gruppo MP hanno mostrato una lunghezza del passo di circa 1.08 m e di 0.53 m per il semi-passo, sia per l'arto sano che per quello operato. Anche il gruppo PS riduce l'ampiezza dei passi, circa 1.14 m per il ciclo e 0.57 m per il semi-passo. La riduzione di questi parametri rispetto ai dati normativi di Hollman è indice di una ridotta mobilità articolare, giustificata dall'impianto protesico e da una diminuita confidenza nell'appoggio dell'arto. Questo atteggiamento si riflette anche sull'arto sano per ottimizzare la simmetria del pattern motorio e minimizzare quindi il dispendio energetico durante il cammino.

Durante il cammino i parametri temporali non sono risultati differenti tra i tre gruppi (Figura 6.3). Ci sono invece delle differenze statisticamente significative tra il gruppo MP e i gruppi PS e CG durante la salita e la discesa delle scale (Figura 6.3). I pazienti con protesi a pivot mediale mostrano un pattern temporale incrementato, sia sull'arto sano che su quello operato, rispetto ai pazienti con protesi postero-stabilizzata e al gruppo di controllo. Un aumento dei tempi di esecuzione del passo produce un pattern motorio meno efficiente e una richiesta energetica più ampia per portare a termine l'attività fisica. La salita e la discesa delle scale comportano carichi più elevati sulle articolazioni rispetto al cammino e i pazienti con protesi a pivot mediale impiegano più tempo per garantire la stabilità necessaria all'esecuzione dell'attività. Anche il gruppo PS incrementa i tempi di esecuzione del passo ma le differenze rispetto alla normalità sono ridotte e senza significatività statistica.

Chiaramente gli adulti sani eseguono le attività fisiche con maggiore confidenza rispetto ai pazienti con una Protesi Totale di Ginocchio. Inoltre, i dati spazio-temporali di questo studio sono stati estratti sulla base delle tracce dei marker posti sui piedi, diversamente dallo studio di Hollman che ha impiegato una piattaforma sensibile alle pressioni di contatto. Un'altra differenza con lo studio di Hollman riguarda la modalità di esecuzione del cammino, poiché nel nostro lavoro i pazienti hanno camminato senza l'utilizzo delle scarpe. Sarebbe interessante eseguire un lavoro simile a quello di Hollman e co-autori su pazienti con Protesi Totale di Ginocchio per ottenere dei valori normativi che evidenzino l'influenza dell'impianto sui parametri spazio-temporali del cammino e le possibili implicazioni cliniche.

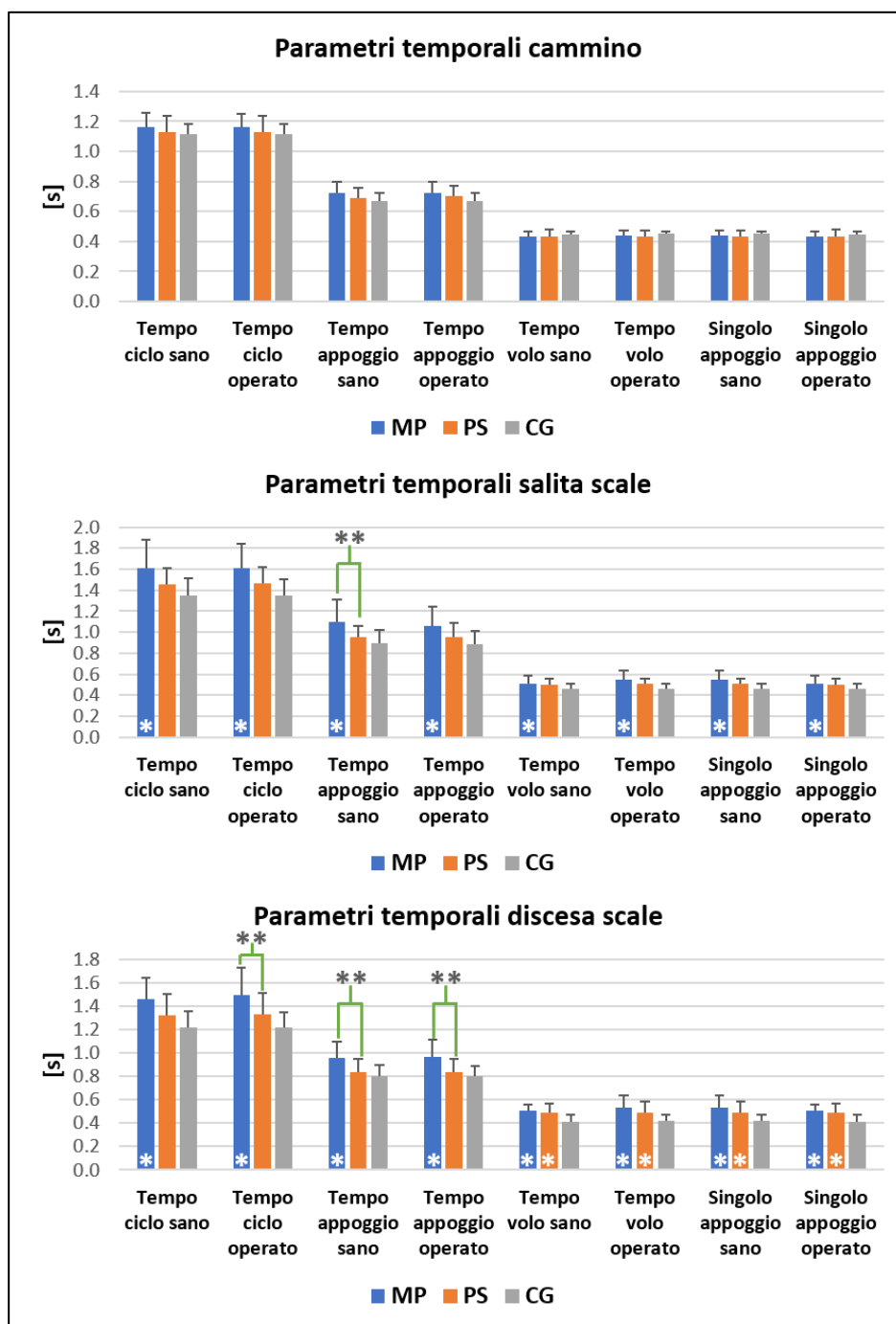


Figura 6.3 – Parametri temporali

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG ( $p < 0.05$ ).

\*\* indica una differenza statisticamente significativa tra i gruppi MP e PS ( $p < 0.05$ ).

Il confronto delle protesi sul piano sagittale ha mostrato una riduzione del movimento nel gruppo MP. La massima flessione dell'arto operato è ridotta durante il cammino e la salita/discesa delle scale rispetto ai gruppi PS e CG, con significatività statistica (Figura 6.4). Lo stesso atteggiamento è stato mostrato sull'arto sano, con differenze meno marcate e significatività solo rispetto al gruppo di controllo (Figura 6.4). La flessione delle ginocchia durante la prova di alzata/seduta non è risultata differente tra i tre gruppi perché l'altezza dello sgabello è stata impostata in modo che tutti i soggetti avessero una flessione di circa 90° in posizione seduta.

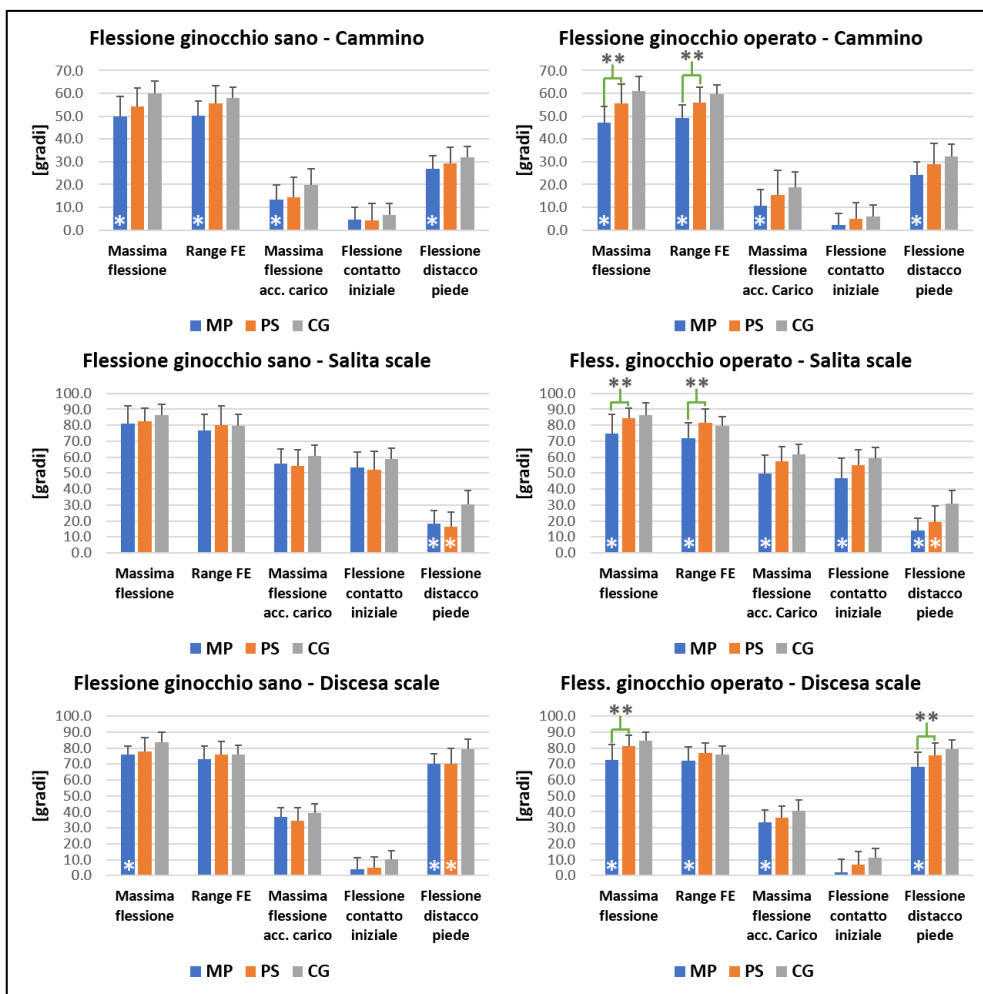


Figura 6.4 – Flessione del ginocchio

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG ( $p < 0.05$ ).

\*\* indica una differenza statisticamente significativa tra i gruppi MP e PS ( $p < 0.05$ ).

La ridotta flessione delle ginocchia implica un minore momento flesso-estensorio. Come per la cinematica, anche la dinamica sul piano sagittale è risultata differente tra i tre gruppi, con il

gruppo MP che ha mostrato una riduzione dell'ampiezza picco-picco del momento flessore-estensore (0.55±0.14 Nm/kg) rispetto ai gruppi PS (0.75±0.29 Nm/kg) e CG (0.92±0.32 Nm/kg). La significatività statistica tra i gruppi MP e PS è stata evidenziata solo sull'arto operato durante il cammino (Figura 6.5), mentre entrambi i gruppi di pazienti sono risultati significativamente inferiori rispetto al gruppo di controllo, durante il cammino e la prova di alzata/seduta (Figura 6.5). Non è stato possibile calcolare i momenti articolari per la prova di salita/discensione delle scale data l'assenza di un sistema di acquisizione delle forze di reazione al suolo sui gradini.

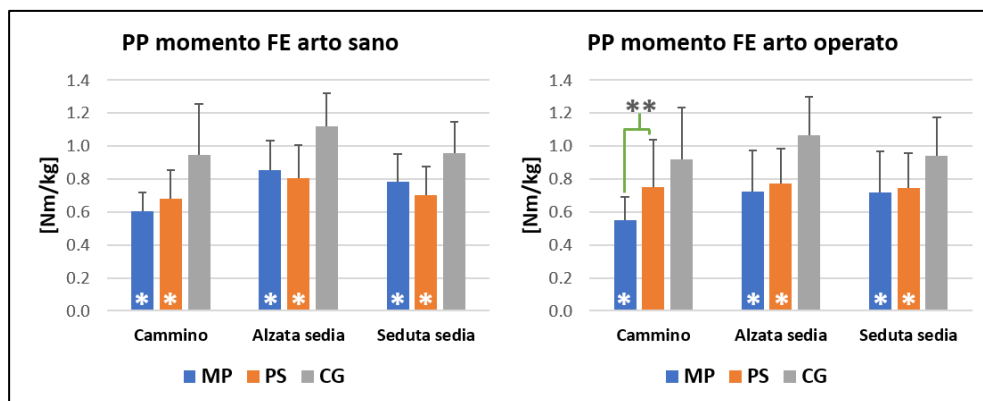


Figura 6.5 – Ampiezza picco-picco del momento flessore-estensore

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG ( $p < 0.05$ ).

\*\* indica una differenza statisticamente significativa tra i gruppi MP e PS ( $p < 0.05$ ).

Questi risultati sono concordi alla letteratura, poiché la riduzione di movimento e del momento articolare sul piano sagittale è stata osservata in diversi studi che hanno analizzato le prestazioni dei pazienti in seguito all'impianto della Protesi Totale di Ginocchio. Contenere la mobilità articolare è una strategia adottata dai pazienti con osteoartrosi avanzata nel periodo che precede il trattamento chirurgico. Limitando la flessione del ginocchio, diminuisce l'entità del momento flessore-estensore e di conseguenza l'intensità di attivazione del quadricipite femorale che deve supportare quindi un vettore forza ridotto. La leva del quadricipite femorale è determinata dall'azione patellare. Essendo sottoposta a un'azione muscolare minore, la patella risulta meno compressa sul giunto infiammato e la diretta conseguenza è una riduzione del dolore sull'articolazione. Questo meccanismo è stato definito in letteratura "quadriciceps avoidance" [54], [67], [103], [104]. I pazienti mantengono questo atteggiamento anche dopo l'intervento di PTG nonostante non abbiano più il dolore che impediva l'esecuzione del movimento fisiologico. Non è ancora chiaro il motivo della persistenza di questa strategia ma i pazienti sono comunque in grado di eseguire le attività fisiche di vita quotidiana e non sentono il bisogno di ripristinare i movimenti naturali del ginocchio.

Il meccanismo del "ginocchio rigido" è stato evidenziato per entrambi i gruppi di pazienti. Il gruppo MP ha mostrato tuttavia un atteggiamento più marcato rispetto al gruppo PS. Probabilmente il motivo risiede nei ridotti vincoli meccanici del disegno della protesi a pivot mediale che non prevede una spina tibiale sull'inserito in polietilene, come per la protesi



postero-stabilizzata. L'assenza di vincoli meccanici potrebbe spingere i pazienti a ridurre ulteriormente il movimento del ginocchio per stabilizzare l'arto durante l'appoggio.

Dall'analisi del piano frontale non è emersa nessuna differenza tra i gruppi sull'arto sano per quanto riguarda i movimenti di varo-valgo (Figura 6.6) e i momenti articolari di ab-adduzione (Figura 6.7) durante la salita/discesa delle scale e alzata/seduta della sedia. Sull'arto operato è risultata invece una differenza tra i pazienti e il gruppo di controllo. L'intervento chirurgico per l'impianto della protesi prevede la resezione del legamento crociato anteriore. La conservazione del legamento crociato posteriore è una questione controversa, infatti diversi studi di letteratura non hanno mostrato nessuna differenza tra la conservazione e la resezione. In questo caso, a tutti i pazienti inclusi in questo studio sono stati sezionati entrambi i legamenti crociati. L'assenza di queste strutture favorisce l'allontanamento delle superfici articolari della protesi, in particolare durante le attività che richiedono un'ampiezza del movimento maggiore, come salire le scale o sedersi su una sedia. Sull'arto operato dei pazienti è risultato infatti un maggiore movimento in varo-valgo del ginocchio, con una differenza più marcata tra i gruppi MP e CG e il gruppo PS più vicino alle condizioni fisiologiche (Figura 6.6). Allo stesso modo, il massimo momento abduzionale è risultato superiore nei pazienti con protesi a pivot mediale rispetto ai gruppi PS e CG (Figura 6.7). Non è stato possibile calcolare la dinamica del ginocchio durante la prova delle scale, mentre durante il cammino non è stata identificata nessuna differenza sulla dinamica del piano frontale, probabilmente per le ridotte escursioni articolari che l'attività richiede.

Il momento abduzionale è stato associato in letteratura con l'avanzamento dell'osteoartrosi sul compartimento mediale dell'articolazione [105]–[108]. L'aumento della mobilità e del momento articolare sul piano frontale dell'arto operato è già stato osservato in letteratura su pazienti con PTG, rispetto all'arto sano e al gruppo di controllo [109]. Questo meccanismo contribuisce alla stabilità del ginocchio e alla propulsione soprattutto durante la salita delle scale [110], [111]. La norma di riferimento per l'usura delle Protesi Totali di Ginocchio, la ISO 14243-3, definisce forze e momenti come parametri rilevanti per il deterioramento dell'impianto. Nonostante non ci siano differenze significative tra i gruppi MP e PS, sembra che il picco del momento abduzionale sia superiore nel gruppo di pazienti con protesi a pivot mediale, soprattutto durante l'alzata della sedia. Le sollecitazioni cicliche sul piano frontale si potrebbero tradurre in un aumento dell'usura del piatto in polietilene e una conseguente riduzione della vita dell'impianto. Sono necessari tuttavia ulteriori studi per confermare questa ipotesi.

L'analisi sul piano trasversale non ha mostrato nessuna differenza significativa tra i tre gruppi durante tutte le attività selezionate, come evidenziato dal lavoro di Papagiannis e co-autori [74] che hanno utilizzato strumentazione e modello biomeccanico uguali al presente lavoro. I risultati sono comparabili, infatti il range articolare in extra-rotazione durante il cammino è risultato differente tra i due studi di 0.5 gradi per il gruppo MP e 3.4 gradi per il gruppo PS. Anche il momento intra-rotatorio è risultato simile tra i due studi, circa 0.2 Nm/kg. Entrambi i design hanno un comportamento analogo sul piano trasversale e non è emersa inoltre nessuna differenza rispetto al gruppo di controllo.

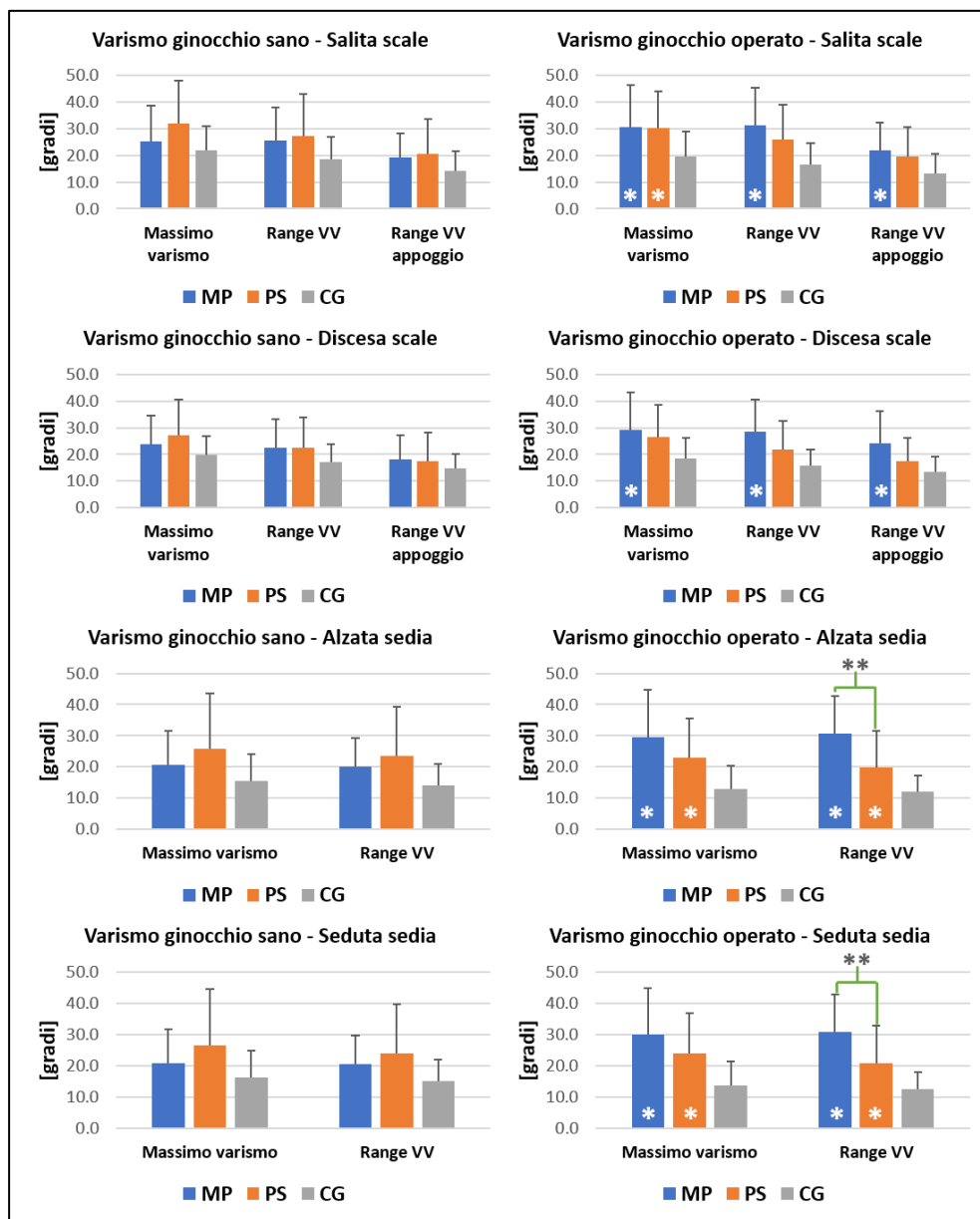


Figura 6.6 – Movimento varo-valgo ginocchio

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG ( $p < 0.05$ ).

\*\* indica una differenza statisticamente significativa tra i gruppi MP e PS ( $p < 0.05$ ).

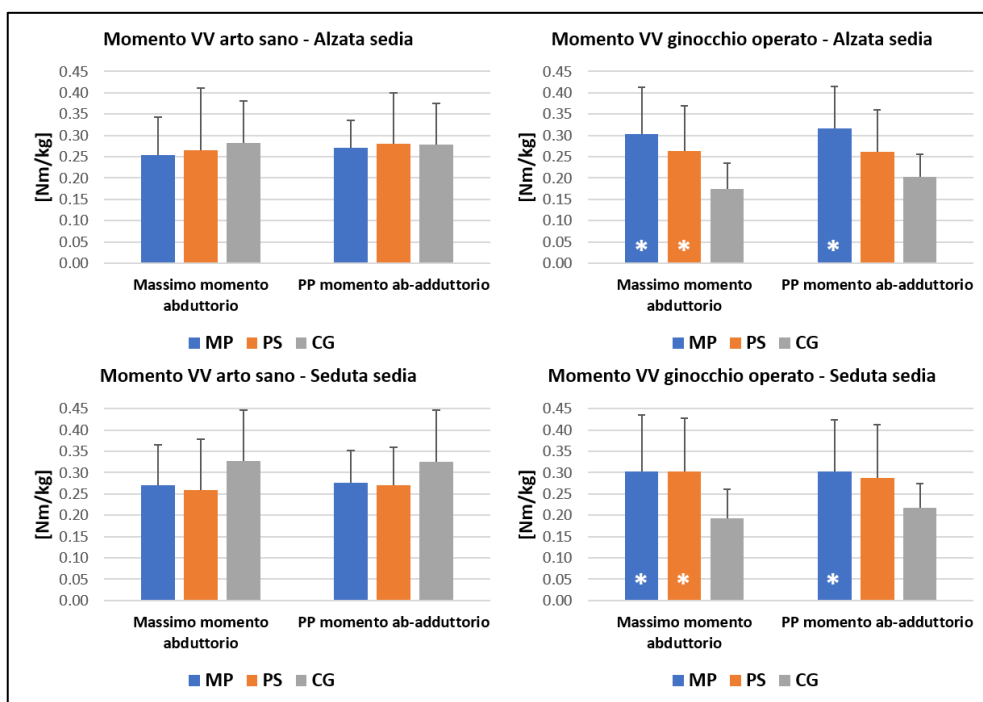


Figura 6.7 – Momenti ab-adduzione ginocchio

\* indica una differenza statisticamente significativa rispetto al gruppo CG ( $p < 0.05$ ).

\*\* indica una differenza statisticamente significativa tra i gruppi MP e PS ( $p < 0.05$ ).

Tra i gruppi MP e PS non è stato evidenziato nessun meccanismo di compensazione sulle articolazioni di anca e caviglia. I momenti articolari sul piano sagittale durante le attività di cammino e alzata/seduta della sedia sono risultati inferiori nei pazienti rispetto ai controlli, probabilmente per le ridotte velocità di esecuzione e componente inerziale.

Il timing muscolare di retto femorale, vasto mediale e bicipite femorale durante il cammino e la prova delle scale è risultato differente tra i pazienti e il gruppo di controllo. I gruppi MP e PS prolungano l'attivazione dei muscoli per quasi l'intera fase di appoggio dell'arto, presumibilmente per assicurare la stabilità del ginocchio [67]. Lo stesso meccanismo viene replicato sull'arto sano per compensare il pattern motorio e renderlo più simmetrico ed efficiente. L'unica differenza tra i gruppi di pazienti è stata evidenziata sul retto femorale. Il gruppo MP incrementa il contributo temporale di questo muscolo di circa 10-15% del ciclo di passo rispetto al gruppo PS. Il retto femorale è un muscolo estensore e la sua azione durante la fase di contrazione concentrica favorisce la riduzione della flessione del ginocchio, come evidenziato nell'analisi cinematica dei pazienti con protesi a pivot mediale. L'incremento dell'attività può aumentare il costo energetico e produrre fatica muscolare. La spina tibiale presente sul piatto in polietilene della protesi postero-stabilizzata costituisce un vincolo meccanico che impedisce la sublussazione del giunto protesico. L'assenza di vincoli sulla protesi a pivot mediale durante la flessione potrebbe produrre un senso di instabilità nei

pazienti, compensato con una contrazione prolungata del retto femorale che riduce la flessione e garantisce la stabilità durante l'appoggio.

Riassumendo, i pazienti hanno mostrato un pattern di cammino più lento e con una lunghezza del passo ridotta rispetto al gruppo di controllo [67]. La riduzione della flessione e del momento flessorio sul ginocchio è già stata osservata in pazienti con Protesi Totale di Ginocchio [54]. L'atteggiamento di ginocchio rigido, prodotto dal prolungamento dell'attività dei muscoli flessori-estensori durante la fase di appoggio dell'arto [67], è risultato più evidente nei pazienti con la protesi a pivot mediale. Le prove che richiedono delle ampiezze articolari più elevate, come la salita/discesa delle scale e alzata/seduta della sedia, hanno evidenziato una maggiore mobilità di varo-valgo e un incremento del momento ab-adduttore, come già visto in letteratura su pazienti con PTG [109]. Anche questo meccanismo è risultato più marcato nel gruppo MP.

In questo studio non sono state osservate differenze macroscopiche tra i due design di protesi. Tutti i pazienti sono stati in grado di eseguire le attività proposte senza alcuna difficoltà o dolore, rispettando i limiti imposti dal protocollo di indagine. Le abilità funzionali non sono quindi influenzate dal design dell'impianto protesico. Gli indici di simmetria inoltre non sono risultati differenti tra i gruppi, infatti i pazienti hanno adottato un pattern motorio simile anche sull'arto sano per ottimizzare le attività in termini di fatica e dispendio energetico. Tuttavia, i meccanismi descritti in letteratura su pazienti con PTG, evidenziati in questo lavoro, sono stati riscontrati principalmente nel gruppo MP, con i parametri del gruppo PS più vicini alle condizioni del gruppo di controllo. L'ipotesi iniziale dello studio non si è dunque rivelata corretta, poiché nonostante le differenze tra i due design siano risultate di lieve entità, i dati con significatività statistica favoriscono la protesi postero-stabilizzata. Il movimento paradossale tipico di questo design, ampiamente evidenziato in letteratura, non ha quindi impedito ai pazienti di ottenere dei pattern motori più simili a quelli fisiologici rispetto alle protesi a stabilità mediale.

I limiti di questo studio consistono principalmente nell'analisi elettromiografica, limitata al timing muscolare. L'ampiezza del segnale elettromiografico è determinata da diversi fattori tra i quali la distanza tra l'elettrodo e il gruppo muscolare da analizzare. La distanza è determinata dai tessuti interposti, come il tessuto adiposo, che assorbono energia e attenuano il segnale. Il confronto inter-soggetto dei segnali elettromiografici è dipendente quindi da tecniche di normalizzazione come la Massima Contrazione Volontaria. Il test per i muscoli retto femorale e vasto mediale prevede il paziente seduto, le mani lungo il tronco e le caviglie vincolate alla sedia per opporre una forza al moto della gamba. Il paziente deve eseguire un'estensione del ginocchio, partendo da una posizione di circa 90°, con la massima forza possibile per circa 10 secondi. Il test per il muscolo bicipite femorale viene eseguito con il paziente prono sul lettino e il ginocchio leggermente flesso, circa 20-30°. Viene eseguita quindi una flessione con la massima forza possibile per circa 10 secondi, con l'operatore che impone manualmente una forza in opposizione. Tutti i pazienti sono stati informati sulle modalità di esecuzione dei test e hanno provato a eseguire le attività appena descritte. Tuttavia, solo una minima parte è riuscita a eseguire le prove senza lamentare dolore o crampi muscolari, motivo per il quale non è stato possibile eseguire l'analisi in ampiezza dei segnali elettromiografici. L'atteggiamento del ginocchio rigido si sviluppa in pazienti con PTG grazie al meccanismo "*quadriceps avoidance*", descritto in letteratura. Per poter quantificare la riduzione dell'intensità di attivazione del quadricipite è necessaria un'analisi in ampiezza dei

segnali elettromiografici. In questo studio è stato dimostrato un prolungamento dell'attività del muscolo in termini temporali, probabilmente per compensare la ridotta intensità di attivazione. Sarebbe opportuno pertanto acquisire i dati di pazienti in grado di eseguire i test di Massima Contrazione Volontaria per supportare questa ipotesi.

L'impossibilità di analizzare la dinamica durante la salita/discesa delle scale ha rappresentato un ulteriore limite. Questa prova risulta tra le attività che richiedono maggior carico sul ginocchio [68], [103], [104], [109] ed è spesso utilizzata per valutare lo stato di salute fisica dei pazienti in seguito all'impianto della protesi.

Risulta pertanto chiaro il primo sviluppo di questo progetto di ricerca. È stato progettato infatti un sistema di estensimetri per acquisire le forze di reazione al suolo da integrare alla struttura della scala. Questa soluzione a basso costo prevede la sostituzione del secondo gradino con il sistema di acquisizione realizzato ad hoc per consentire il calcolo e la valutazione dinamica delle protesi durante la salita/discesa delle scale.

In questo studio sono state incluse le prove più indagate con tecniche di analisi del movimento ma sarebbe interessante valutare le prestazioni di questi design durante altre prove fisiche, come la camminata su superficie inclinata. Questa attività non è mai stata analizzata su pazienti con Protesi Totale di Ginocchio [55].

In ultima analisi, le protesi a pivot mediale e postero-stabilizzata potrebbero essere confrontate in relazione alle abilità funzionali, tramite la valutazione di attività a regime, come il six-minute walk test. Analisi centrate su fatica muscolare e prestazioni funzionali potrebbero arricchire ulteriormente le conoscenze riguardo questi design di Protesi Totale di Ginocchio.

Il setup sperimentale adottato nel presente lavoro comprende dei task che vengono comunemente eseguiti durante la vita di tutti i giorni. L'avanzamento dell'età e la naturale degenerazione a cui il corpo è sottoposto, induce l'impossibilità di eseguire queste semplici attività motorie. Ne consegue un progressivo peggioramento della qualità di vita e un crescente bisogno di ausili e assistenza. Analizzare e quantificare l'efficienza di esecuzione di questi movimenti può essere utile a programmare i percorsi riabilitativi e gli interventi necessari per limitare i deficit motori. Questi concetti non sono applicabili solo nell'ambito di valutazione delle protesi. L'impostazione sperimentale di questo studio consente infatti di valutare e ottenere indicazioni sul decorso motorio di pazienti affetti da diverse patologie, come quelle a carico del sistema nervoso o in generale del sistema muscolo-scheletrico.

## BIBLIOGRAFIA

---

- [1] Giuseppe Anastasi, *Anatomia umana. Trattato*. Edi. Ermes, 2010.
- [2] G. M. Brouwer *et al.*, «Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee», *Arthritis Rheum.*, vol. 56, n. 4, pagg. 1204–1211, apr. 2007.
- [3] I. A. Kapandji, *Fisiologia articolare*. Monduzzi, 1994.
- [4] B. Picasso, *Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica: Meccanica dei corpi rigidi articolati*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [5] J. Perry, *Analisi del movimento*. Elsevier srl, 2005.
- [6] A. Protopapadaki, W. I. Drechsler, M. C. Cramp, F. J. Coutts, e O. M. Scott, «Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 22, n. 2, pagg. 203–210, feb. 2007.
- [7] A. D. Woolf e B. Pfleger, «Burden of major musculoskeletal conditions», *Bull. World Health Organ.*, vol. 81, pagg. 646–656, set. 2003.
- [8] M. Cross *et al.*, «The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study», *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 73, n. 7, pagg. 1323–1330, lug. 2014.
- [9] M. P. Abdel, S. Parratte, e N. C. Budhiparama, «The patella in total knee arthroplasty: to resurface or not is the question», *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 7, n. 2, pagg. 117–124, apr. 2014.
- [10] M. P. Abdel, S. Parratte, e N. C. Budhiparama, «The patella in total knee arthroplasty: to resurface or not is the question», *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.*, vol. 7, n. 2, pagg. 117–124, apr. 2014.
- [11] P. F. Sharkey, W. J. Hozack, R. H. Rothman, S. Shastri, e S. M. Jacoby, «Why Are Total Knee Arthroplasties Failing Today?», *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 404, pag. 7, nov. 2002.

- 
- [12] C. O. Tibesku, K. Daniilidis, A. Skwara, T. Dierkes, D. Rosenbaum, e S. Fuchs-Winkelmann, «Gait analysis and electromyography in fixed- and mobile-bearing total knee replacement: a prospective, comparative study», *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. Off. J. ESSKA*, vol. 19, n. 12, pagg. 2052–2059, dic. 2011.
- [13] H. S. Hirsch, P. A. Lotke, e L. D. Morrison, «The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute?», *Clin. Orthop.*, n. 309, pagg. 64–68, dic. 1994.
- [14] J. N. Insall, P. F. Lachiewicz, e A. H. Burstein, «The posterior stabilized condylar prosthesis: a modification of the total condylar design. Two to four-year clinical experience.», *JBJS*, vol. 64, n. 9, pag. 1317, dic. 1982.
- [15] D. A. Dennis *et al.*, «In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis», *Clin. Orthop.*, n. 356, pagg. 47–57, nov. 1998.
- [16] D. A. Dennis, R. D. Komistek, M. R. Mahfouz, B. D. Haas, e J. B. Stiehl, «Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty», *Clin. Orthop.*, n. 416, pagg. 37–57, nov. 2003.
- [17] A. Shimmin, S. Martinez-Martos, J. Owens, A. D. Iorgulescu, e S. Banks, «Fluoroscopic motion study confirming the stability of a medial pivot design total knee arthroplasty», *The Knee*, vol. 22, n. 6, pagg. 522–526, dic. 2015.
- [18] S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, F. Mowat, e M. Halpern, «Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030.», *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 89, n. 4, pagg. 780–785, apr. 2007.
- [19] E. Biondi e C. Cobelli, *Storia della bioingegneria*. Pàtron, 2001.
- [20] H. D. Eberhart, «Fundamental studies of human locomotion and other information relating to the design of artificial limbs», *Rep. Natl. Res. Council.*, 1947.
- [21] J. V. Basmajian e C. J. De Luca, *Muscles alive*. Williams & Wilkins, 1985.
- [22] J. R. Cram, *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones & Bartlett Learning, 2011.
- [23] A. J. Fridlund e J. T. Cacioppo, «Guidelines for human electromyographic research», *Psychophysiology*, vol. 23, n. 5, pagg. 567–589, 1986.
- [24] B. Freriks e H. Hermens, *European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project*. Roessingh Research and Development, 2000.

- 
- [25] J. Perry e J. R. Davids, «Gait analysis: normal and pathological function», *J. Pediatr. Orthop.*, vol. 12, n. 6, pag. 815, 1992.
- [26] J. Hutt, M. Dodd, H. Bourke, e J. Bell, «Outcomes of total knee replacement after patellofemoral arthroplasty», *J. Knee Surg.*, vol. 26, n. 4, pagg. 219–223, ago. 2013.
- [27] R. B. Bourne, B. M. Chesworth, A. M. Davis, N. N. Mahomed, e K. D. J. Charron, «Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not?», *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 468, n. 1, pagg. 57–63, gen. 2010.
- [28] H. Zuppinger, «Die aktive Flexion im unbelasteten Kniegelenk», *Anat. Hefte*, vol. 25, n. 3, pagg. 701–764, ago. 1904.
- [29] I. A. Kapandji, «The mechanical role of the cruciate ligaments», *Physiol. Jt.*, vol. 2, pag. 120, 1970.
- [30] L. Sabatini *et al.*, «Medial Pivot in Total Knee Arthroplasty: Literature Review and Our First Experience», *Clin. Med. Insights Arthritis Musculoskelet. Disord.*, vol. 11, gen. 2018.
- [31] K. Nakayama, S. Matsuda, H. Miura, H. Higaki, K. Otsuka, e Y. Iwamoto, «Contact stress at the post-cam mechanism in posterior-stabilised total knee arthroplasty», *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 87-B, n. 4, pagg. 483–488, apr. 2005.
- [32] R. D. Komistek, D. A. Dennis, e M. Mahfouz, «In Vivo Fluoroscopic Analysis of the Normal Human Knee.», *Clin. Orthop. Relat. Res. 1976-2007*, vol. 410, pagg. 69–81, mag. 2003.
- [33] J. D. Blaha, C. A. Mancinelli, W. H. Simons, V. L. Kish, e G. Thyagarajan, «Kinematics of the human knee using an open chain cadaver model», *Clin. Orthop.*, n. 410, pagg. 25–34, mag. 2003.
- [34] J. D. Blaha, «The rationale for a total knee implant that confers anteroposterior stability throughout range of motion», *J. Arthroplasty*, vol. 19, n. 4 Suppl 1, pagg. 22–26, giu. 2004.
- [35] H. Iwaki, V. Pinskerova, e M. A. Freeman, «Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee», *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 82, n. 8, pagg. 1189–1195, nov. 2000.
- [36] M. a. R. Freeman e V. Pinskerova, «The movement of the normal tibio-femoral joint», *J. Biomech.*, vol. 38, n. 2, pagg. 197–208, feb. 2005.
- [37] A. Steinbrück *et al.*, «Femorotibial kinematics and load patterns after total knee arthroplasty: An in vitro comparison of posterior-stabilized versus medial-stabilized design», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 33, pagg. 42–48, mar. 2016.



- 
- [38] G. Scott *et al.*, «Can a total knee arthroplasty be both rotationally unconstrained and anteroposteriorly stabilised? A pulsed fluoroscopic investigation», *Bone Jt. Res.*, vol. 5, n. 3, pagg. 80–86, mar. 2016.
- [39] F. Hossain, S. Patel, S.-J. Rhee, e F. S. Haddad, «Knee arthroplasty with a medially conforming ball-and-socket tibiofemoral articulation provides better function», *Clin. Orthop.*, vol. 469, n. 1, pagg. 55–63, gen. 2011.
- [40] Y. Minoda *et al.*, «Polyethylene Wear Particles in Synovial Fluid After Total Knee Arthroplasty», *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 410, pag. 165, mag. 2003.
- [41] D. A. Samy, J. I. Wolfstadt, I. Vaidee, e D. J. Backstein, «A Retrospective Comparison of a Medial Pivot and Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty With Respect to Patient-Reported and Radiographic Outcomes», *J. Arthroplasty*, vol. 33, n. 5, pagg. 1379–1383, mag. 2018.
- [42] M. Dehl *et al.*, «Total knee arthroplasty with the Medial-Pivot knee system: Clinical and radiological outcomes at 9.5 years' mean follow-up», *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 104, n. 2, pagg. 185–191, apr. 2018.
- [43] G. A. Macheras, S. P. Galanakos, P. Lepetsos, P. P. Anastasopoulos, e S. A. Papadakis, «A long term clinical outcome of the Medial Pivot Knee Arthroplasty System», *The Knee*, vol. 24, n. 2, pagg. 447–453, mar. 2017.
- [44] T. Karachalios, N. Roidis, D. Giotikas, K. Bargiotas, S. Varitimidis, e K. N. Malizos, «A mid-term clinical outcome study of the Advance Medial Pivot knee arthroplasty», *The Knee*, vol. 16, n. 6, pagg. 484–488, dic. 2009.
- [45] T. Karachalios, S. Varitimidis, K. Bargiotas, M. Hantes, N. Roidis, e K. N. Malizos, «An 11- to 15-year clinical outcome study of the Advance Medial Pivot total knee arthroplasty», *Bone Jt. J.*, vol. 98-B, n. 8, pagg. 1050–1055, ago. 2016.
- [46] W. C. H. Jacobs, D. J. Clement, e A. B. Wymenga, «Retention versus removal of the posterior cruciate ligament in total knee replacement: a systematic literature review within the Cochrane framework», *Acta Orthop.*, vol. 76, n. 6, pagg. 757–768, dic. 2005.
- [47] S. G. Urwin, D. F. Kader, N. Caplan, A. St Clair Gibson, e S. Stewart, «Gait analysis of fixed bearing and mobile bearing total knee prostheses during walking: Do mobile bearings offer functional advantages?», *The Knee*, vol. 21, n. 2, pagg. 391–395, mar. 2014.

- 
- [48] H. Smith, M. Jan, N. N. Mahomed, J. R. Davey, e R. Gandhi, «Meta-Analysis and Systematic Review of Clinical Outcomes Comparing Mobile Bearing and Fixed Bearing Total Knee Arthroplasty», *J. Arthroplasty*, vol. 26, n. 8, pagg. 1205–1213, dic. 2011.
- [49] M. C. Forster, «Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review», *The Knee*, vol. 11, n. 6, pagg. 427–430, dic. 2004.
- [50] S. Li, Y. Chen, W. Su, J. Zhao, S. He, e X. Luo, «Systematic review of patellar resurfacing in total knee arthroplasty», *Int. Orthop.*, vol. 35, n. 3, pagg. 305–316, mar. 2011.
- [51] A. J. Smith, D. G. Lloyd, e D. J. Wood, «A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing», *Clin. Biomech.*, vol. 21, n. 4, pagg. 379–386, mag. 2006.
- [52] J. A. McClelland, K. E. Webster, e J. A. Feller, «Gait analysis of patients following total knee replacement: A systematic review», *The Knee*, vol. 14, n. 4, pagg. 253–263, ago. 2007.
- [53] L. Soslund *et al.*, «Longitudinal changes in knee kinematics and moments following knee arthroplasty: A systematic review», *The Knee*, vol. 21, n. 6, pagg. 994–1008, dic. 2014.
- [54] C. E. Milner, «Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature», *J. Orthop. Sci. Off. J. Jpn. Orthop. Assoc.*, vol. 14, n. 1, pagg. 114–120, gen. 2009.
- [55] I. Komnik, S. Weiss, C. H. Fantini Pagani, e W. Potthast, «Motion analysis of patients after knee arthroplasty during activities of daily living--a systematic review», *Gait Posture*, vol. 41, n. 2, pagg. 370–377, feb. 2015.
- [56] J. H. Hollman, E. M. McDade, e R. C. Petersen, «Normative spatiotemporal gait parameters in older adults», *Gait Posture*, vol. 34, n. 1, pagg. 111–118, mag. 2011.
- [57] T. P. Andriacchi, J. A. Ogle, e J. O. Galante, «Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements», *J. Biomech.*, vol. 10, n. 4, pagg. 261–268, gen. 1977.
- [58] C. Kirtley, M. W. Whittle, e R. J. Jefferson, «Influence of walking speed on gait parameters», *J. Biomed. Eng.*, vol. 7, n. 4, pagg. 282–288, ott. 1985.
- [59] Z. Bejek, R. Paróczai, Á. Illyés, e R. M. Kiss, «The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis», *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, vol. 14, n. 7, pagg. 612–622, lug. 2006.

- 
- [60] S. C. Landry, K. A. McKean, C. L. Hubley-Kozey, W. D. Stanish, e K. J. Deluzio, «Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed», *J. Biomech.*, vol. 40, n. 8, pagg. 1754–1761, gen. 2007.
- [61] J. A. McClelland, K. E. Webster, J. A. Feller, e H. B. Menz, «Knee kinetics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement», *Gait Posture*, vol. 32, n. 2, pagg. 205–210, giu. 2010.
- [62] J. A. McClelland, K. E. Webster, J. A. Feller, e H. B. Menz, «Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement», *The Knee*, vol. 18, n. 3, pagg. 151–155, giu. 2011.
- [63] ISO 14243-3: 2014, «Implants for surgery–wear of total knee-joint prostheses–part 3: loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test».
- [64] V. Ngai e M. A. Wimmer, «Kinematic evaluation of cruciate-retaining total knee replacement patients during level walking: A comparison with the displacement-controlled ISO standard», *J. Biomech.*, vol. 42, n. 14, pagg. 2363–2368, ott. 2009.
- [65] B. S. Davidson, D. L. Judd, A. C. Thomas, R. L. Mizner, D. G. Eckhoff, e J. E. Stevens-Lapsley, «Muscle activation and coactivation during five-time-sit-to-stand movement in patients undergoing total knee arthroplasty», *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.*, vol. 23, n. 6, pagg. 1485–1493, dic. 2013.
- [66] M. G. Benedetti *et al.*, «Myoelectric activation pattern during gait in total knee replacement: relationship with kinematics, kinetics, and clinical outcome», *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 7, n. 2, pagg. 140–149, giu. 1999.
- [67] M. . Benedetti, F. Catani, T. . Bilotta, M. Marcacci, E. Mariani, e S. Giannini, «Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement», *Clin. Biomech.*, vol. 18, n. 9, pagg. 871–876, nov. 2003.
- [68] F. Catani, M. G. Benedetti, R. De Felice, R. Buzzi, S. Giannini, e P. Aglietti, «Mobile and fixed bearing total knee prosthesis functional comparison during stair climbing», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 18, n. 5, pagg. 410–418, giu. 2003.
- [69] V. Agostini, D. Gaudio, K. Facchin, L. Cane, S. Moreira Carneiro, e M. Knaflitz, «Gait Parameters and Muscle Activation Patterns at 3, 6 and

- 12 Months After Total Hip Arthroplasty», *J. Arthroplasty*, vol. 29, n. 6, pagg. 1265–1272, giu. 2014.
- [70] R. Schmidt, R. D. Komistek, J. D. Blaha, B. L. Penenberg, e W. J. Maloney, «Fluoroscopic analyses of cruciate-retaining and medial pivot knee implants», *Clin. Orthop.*, n. 410, pagg. 139–147, mag. 2003.
- [71] D. A. Fitch, K. Sedacki, e Y. Yang, «Mid- to long-term outcomes of a medial-pivot system for primary total knee replacement: a systematic review and meta-analysis», *Bone Jt. Res.*, vol. 3, n. 10, pagg. 297–304, ott. 2014.
- [72] D. Shakespeare, M. Ledger, e V. Kinzel, «Flexion after total knee replacement. A comparison between the Medial Pivot knee and a posterior stabilised implant», *The Knee*, vol. 13, n. 5, pagg. 371–373, ott. 2006.
- [73] Y. Miyazaki, T. Nakamura, K. Kogame, M. Saito, K. Yamamoto, e T. Suguro, «Analysis of the Kinematics of Total Knee Prostheses With a Medial Pivot Design», *J. Arthroplasty*, vol. 26, n. 7, pagg. 1038–1044, ott. 2011.
- [74] G. I. Papagiannis, I. M. Roumpelakis, A. I. Triantafyllou, I. N. Makris, e G. C. Babis, «No Differences Identified in Transverse Plane Biomechanics Between Medial Pivot and Rotating Platform Total Knee Implant Designs», *J. Arthroplasty*, vol. 31, n. 8, pagg. 1814–1820, ago. 2016.
- [75] G. Möckel, C. Perka, J. Gäbler, e H. Zippel, «[Early postoperative functional differences between total knee arthroplasties supplied with mobile-bearing platform or fixed-bearing system--an analysis of gait pattern]», *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.*, vol. 142, n. 1, pagg. 40–45, 2004.
- [76] A. Renaud, A. Fuentes, N. Hagemeister, M. Lavigne, e P.-A. Vendittoli, «Clinical and Biomechanical Evaluations of Staged Bilateral Total Knee Arthroplasty Patients with Two Different Implant Designs», *Open Orthop. J.*, vol. 10, pagg. 155–165, mag. 2016.
- [77] General Assembly of the World Medical Association, «World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects», *J. Am. Coll. Dent.*, vol. 81, n. 3, pagg. 14–18, 2014.
- [78] G. N. Y. Chan, A. W. Smith, C. Kirtley, e W. W. N. Tsang, «Changes in knee moments with contralateral versus ipsilateral cane usage in females with knee osteoarthritis», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 20, n. 4, pagg. 396–404, mag. 2005.
- [79] M. A. Fang, C. Heiney, J. M. Yentes, N. D. Harada, S. Masih, e K. L. Perrell-Gerson, «Effects of contralateral versus ipsilateral cane use on

- gait in people with knee osteoarthritis», *PM R*, vol. 7, n. 4, pagg. 400–406, apr. 2015.
- [80] F. Esposito, M. Freddolini, M. Marcucci, L. Latella, e A. Corvi, «Unassisted quiet standing and walking after crutch usage in patients with total hip replacements: Does crutch length matter?», *Gait Posture*, vol. 64, pagg. 95–100, giu. 2018.
- [81] F. Esposito, M. Freddolini, L. Latella, P. Braccio, M. Marcucci, e A. Corvi, «The influence of the crutch setup on stability and weight-bearing parameters in post total hip replacement surgery patients during quiet standing», *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 13, n. 4, pagg. 373–378, mag. 2018.
- [82] M. Freddolini, F. Esposito, L. Latella, M. Marcucci, e A. Corvi, «Shoulder joint loadings in post total hip replacement surgery patients during assisted walking: The influence of the crutch setup», *J. Biomech.*, vol. 72, pagg. 46–52, apr. 2018.
- [83] M. Freddolini, F. Esposito, M. Marcucci, A. Corvi, P. Braccio, e L. Latella, «Does crutch length influence gait parameters after total hip replacement surgery?», *Gait Posture*, vol. 60, pagg. 262–267, 2018.
- [84] J. Dawson, R. Fitzpatrick, D. Murray, e A. Carr, «Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement», *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 80-B, n. 1, pagg. 63–69, gen. 1998.
- [85] R. Padua, G. Zanoli, E. Ceccarelli, E. Romanini, R. bondì, e A. Campi, «The Italian version of the Oxford 12-item Knee Questionnaire - cross-cultural adaptation and validation», *Int. Orthop.*, vol. 27, pagg. 214–6, feb. 2003.
- [86] N. Bellamy, «Osteoarthritis clinical trials: candidate variables and clinimetric properties», *J. Rheumatol.*, vol. 24, n. 4, pagg. 768–778, apr. 1997.
- [87] H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, e G. Rau, «Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures», *J. Electromyogr. Kinesiol. Off. J. Int. Soc. Electrophysiol. Kinesiol.*, vol. 10, n. 5, pagg. 361–374, ott. 2000.
- [88] R. B. Davis, S. Öunpuu, D. Tyburski, e J. R. Gage, «A gait analysis data collection and reduction technique», *Hum. Mov. Sci.*, vol. 10, n. 5, pagg. 575–587, ott. 1991.
- [89] S. J. Farquhar, K. R. Kaufman, e L. Snyder-Mackler, «Sit-to-stand 3 months after unilateral total knee arthroplasty: comparison of self-selected and constrained conditions», *Gait Posture*, vol. 30, n. 2, pagg. 187–191, ago. 2009.

- 
- [90] C. M. O'Connor, S. K. Thorpe, M. J. O'Malley, e C. L. Vaughan, «Automatic detection of gait events using kinematic data», *Gait Posture*, vol. 25, n. 3, pagg. 469–474, mar. 2007.
- [91] M. P. Galea *et al.*, «A Targeted Home- and Center-Based Exercise Program for People After Total Hip Replacement: A Randomized Clinical Trial», *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, n. 8, pagg. 1442–1447, ago. 2008.
- [92] S. Solnik, P. DeVita, P. Rider, B. Long, e T. Hortobágyi, «Teager-Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio», *Acta Bioeng. Biomech.*, vol. 10, n. 2, pagg. 65–68, 2008.
- [93] S. Solnik, P. Rider, K. Steinweg, P. DeVita, e T. Hortobágyi, «Teager-Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection», *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 110, n. 3, pagg. 489–498, ott. 2010.
- [94] P. W. Hodges e B. H. Bui, «A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography», *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 101, n. 6, pagg. 511–519, dic. 1996.
- [95] F. Faul, E. Erdfelder, A.-G. Lang, e A. Buchner, «G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences», *Behav. Res. Methods*, vol. 39, n. 2, pagg. 175–191, mag. 2007.
- [96] F. Faul, E. Erdfelder, A. Buchner, e A.-G. Lang, «Statistical power analyses using G<sup>\*</sup>Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses», *Behav. Res. Methods*, vol. 41, n. 4, pagg. 1149–1160, nov. 2009.
- [97] P. Kadam e S. Bhalerao, «Sample size calculation», *Int. J. Ayurveda Res.*, vol. 1, n. 1, pagg. 55–57, 2010.
- [98] A. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, e A. Cappozzo, «Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation», *Gait Posture*, vol. 21, n. 2, pagg. 212–225, feb. 2005.
- [99] L. Ferrucci *et al.*, «Disease severity and health-related quality of life across different chronic conditions», *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 48, n. 11, pagg. 1490–1495, nov. 2000.
- [100] S. Studenski *et al.*, «Physical performance measures in the clinical setting», *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 51, n. 3, pagg. 314–322, mar. 2003.

- 
- [101] J. Vergheze, R. Holtzer, R. B. Lipton, e C. Wang, «Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults», *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 64, n. 8, pagg. 896–901, ago. 2009.
- [102] J. E. Himann, D. A. Cunningham, P. A. Rechnitzer, e D. H. Paterson, «Age-related changes in speed of walking», *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 20, n. 2, pagg. 161–166, apr. 1988.
- [103] S. Fantozzi *et al.*, «Fluoroscopic and gait analysis of the functional performance in stair ascent of two total knee replacement designs», *Gait Posture*, vol. 17, n. 3, pagg. 225–234, giu. 2003.
- [104] D. Mandeville, L. R. Osternig, e L.-S. Chou, «The effect of total knee replacement on dynamic support of the body during walking and stair ascent», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 22, n. 7, pagg. 787–794, ago. 2007.
- [105] B. D. Jackson, A. E. Wluka, A. J. Teichtahl, M. E. Morris, e F. M. Cicuttini, «Reviewing knee osteoarthritis--a biomechanical perspective», *J. Sci. Med. Sport*, vol. 7, n. 3, pagg. 347–357, set. 2004.
- [106] M. R. Maly, «Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis», *Curr. Opin. Rheumatol.*, vol. 20, n. 5, pagg. 547–552, set. 2008.
- [107] A. Chang *et al.*, «Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis», *Arthritis Rheum.*, vol. 50, n. 12, pagg. 3897–3903, dic. 2004.
- [108] K. Manal e T. S. Buchanan, «An electromyogram-driven musculoskeletal model of the knee to predict in vivo joint contact forces during normal and novel gait patterns», *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, n. 2, pag. 021014, feb. 2013.
- [109] T. W. Standifird, A. M. Saxton, D. P. Coe, H. E. Cates, J. A. Reinbolt, e S. Zhang, «Influence of Total Knee Arthroplasty on Gait Mechanics of the Replaced and Non-Replaced Limb During Stair Negotiation», *J. Arthroplasty*, vol. 31, n. 1, pagg. 278–283, gen. 2016.
- [110] S. Nadeau, B. J. McFadyen, e F. Malouin, «Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking?», *Clin. Biomech. Bristol Avon*, vol. 18, n. 10, pagg. 950–959, dic. 2003.
- [111] T. P. Andriacchi, G. B. Andersson, R. W. Fermier, D. Stern, e J. O. Galante, «A study of lower-limb mechanics during stair-climbing», *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 62, n. 5, pagg. 749–757, lug. 1980.

# APPENDICE

---

## A.1 OXFORD KNEE SCORE (OKS)

Descriva i problemi al suo ginocchio nelle ultime quattro settimane, scegliendo un'affermazione per ogni domanda.

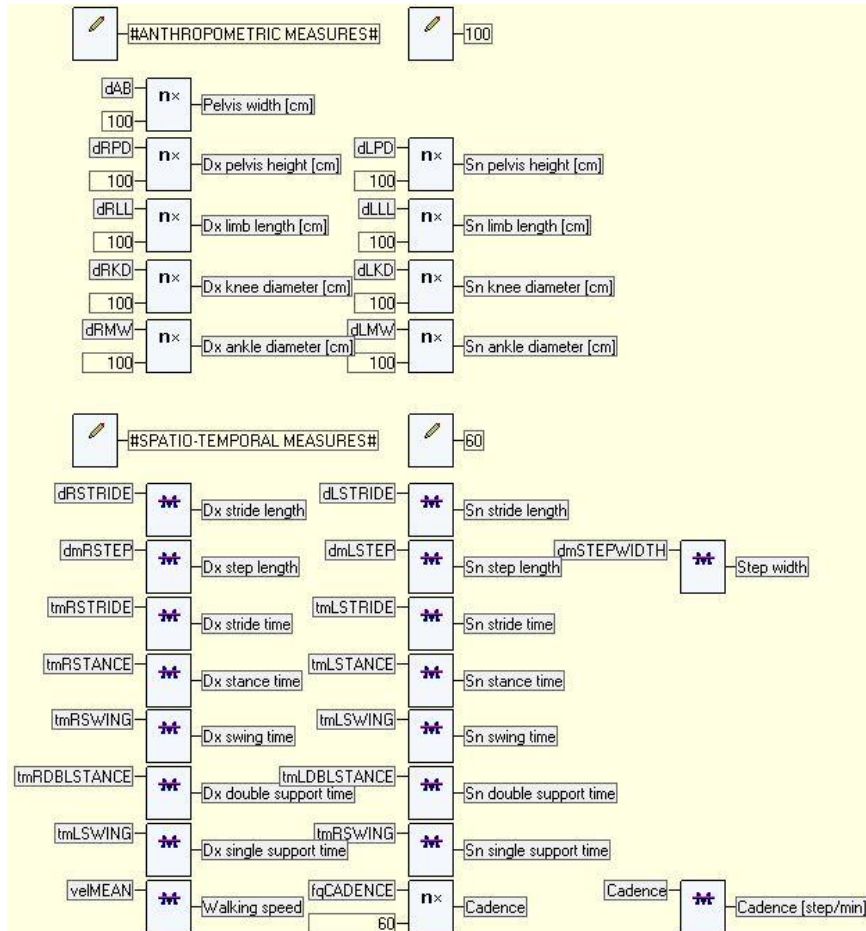
1. Come descriverebbe il dolore che ha di solito al ginocchio?
  - a. Nessuno
  - b. Molto lieve
  - c. Lieve
  - d. Discreto
  - e. Intenso
2. Ha avuto difficoltà a lavarsi e asciugarsi (in ogni parte del corpo) a causa del ginocchio?
  - a. Nessuna difficoltà
  - b. Pochissima difficoltà
  - c. Un po' di difficoltà
  - d. Estrema difficoltà
  - e. Non ci sono riuscito
3. Ha avuto difficoltà a salire e scendere da un'automobile o a utilizzare un mezzo pubblico a causa del ginocchio?
  - a. Nessuna difficoltà
  - b. Pochissima difficoltà
  - c. Un po' di difficoltà
  - d. Estrema difficoltà
  - e. Non ci sono riuscito
4. Per quanto tempo è riuscito a camminare, con o senza bastone, prima che il dolore al ginocchio diventasse intenso?
  - a. Nessun dolore (più di 30 minuti)
  - b. 16-30 minuti
  - c. 5-15 minuti
  - d. Soltanto in giro per casa
  - e. Per niente (dolore intenso quando cammino)



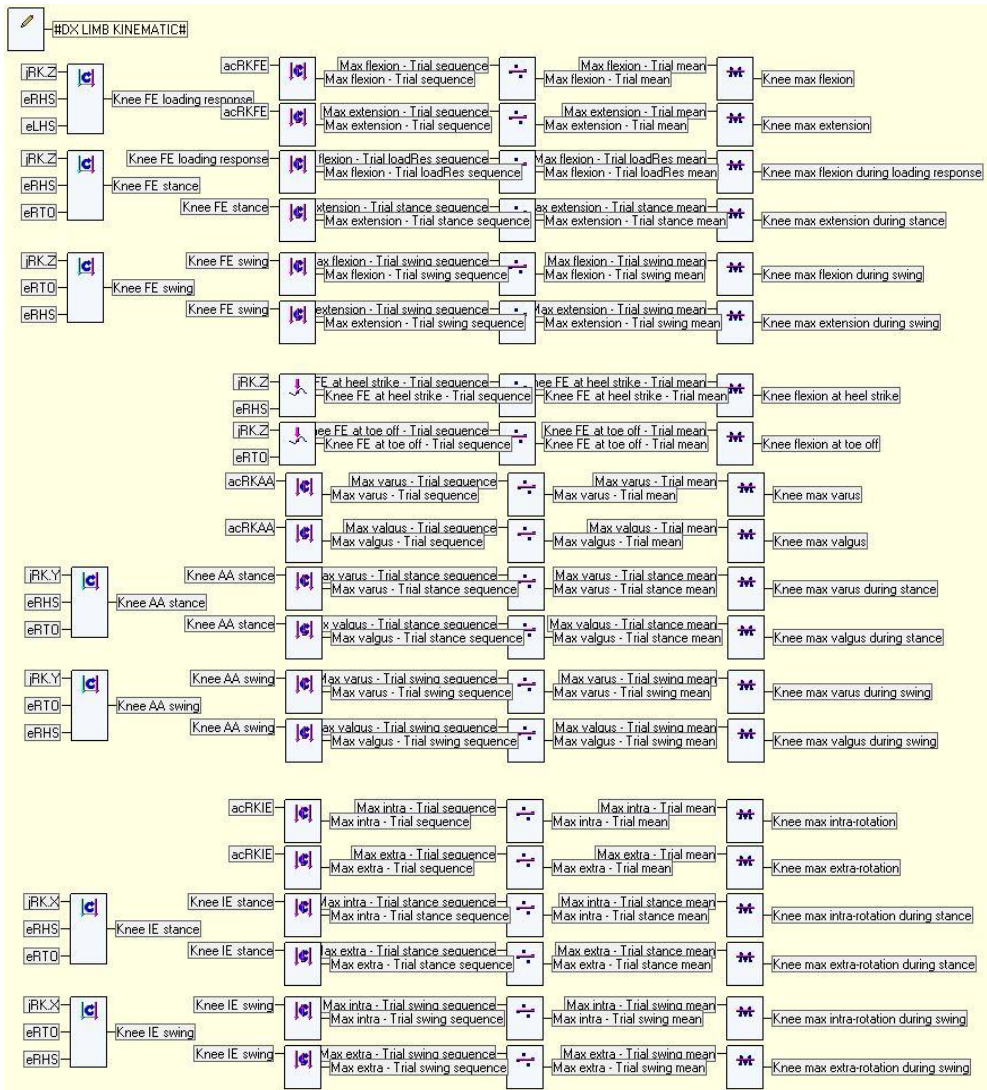
5. Dopo un pasto seduto a tavola, quanto è stato doloroso alzarsi dalla sedia a causa del ginocchio?
  - a. Per niente doloroso
  - b. Lievemente doloroso
  - c. Un po' doloroso
  - d. Molto doloroso
  - e. Insopportabile
6. Camminando, le è capitato di zoppiare a causa del ginocchio?
  - a. Raramente / Mai
  - b. Qualche volta o solo ai primi passi
  - c. Spesso, non solo ai primi passi
  - d. La maggior parte delle volte
  - e. Tutte le volte
7. È riuscito a inginocchiarsi e poi alzarsi di nuovo?
  - a. Sì, facilmente
  - b. Con poca difficoltà
  - c. Con discreta difficoltà
  - d. Con estrema difficoltà
  - e. Non ci sono riuscito
8. Durante la notte, a letto, è stato disturbato dal dolore al ginocchio?
  - a. Nemmeno una notte
  - b. Solo una o due notti
  - c. Qualche notte
  - d. La maggior parte delle notti
  - e. Ogni notte
9. Quanto ha interferito il dolore al ginocchio con il suo lavoro abituale, compreso il lavoro casalingo?
  - a. Per nulla
  - b. Un po'
  - c. Discretamente
  - d. Molto
  - e. Totalmente
10. Ha mai avuto la sensazione che il ginocchio potesse improvvisamente "cedere" o non riuscisse a sostenerla?
  - a. Raramente / Mai
  - b. Qualche volta o solo ai primi passi
  - c. Spesso, non solo ai primi passi
  - d. La maggior parte delle volte
  - e. Tutte le volte
11. È riuscito a fare le spese di casa autonomamente?
  - a. Sì, facilmente
  - b. Con poca difficoltà
  - c. Con discreta difficoltà
  - d. Con estrema difficoltà
  - e. Non ci sono riuscito
12. È riuscito a scendere una rampa di scale?
  - a. Sì, facilmente
  - b. Con poca difficoltà

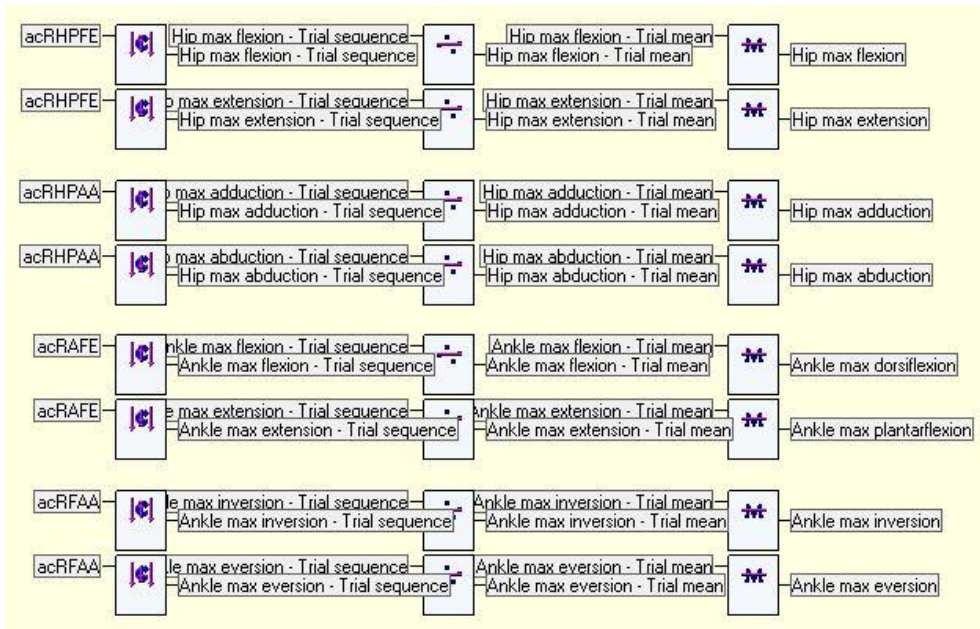
- c. Con discreta difficoltà
- d. Con estrema difficoltà
- e. Non ci sono riuscito

## A.2 DATI ANTROPOMETRICI E PARAMETRI SPAZIO-TEMPORALI

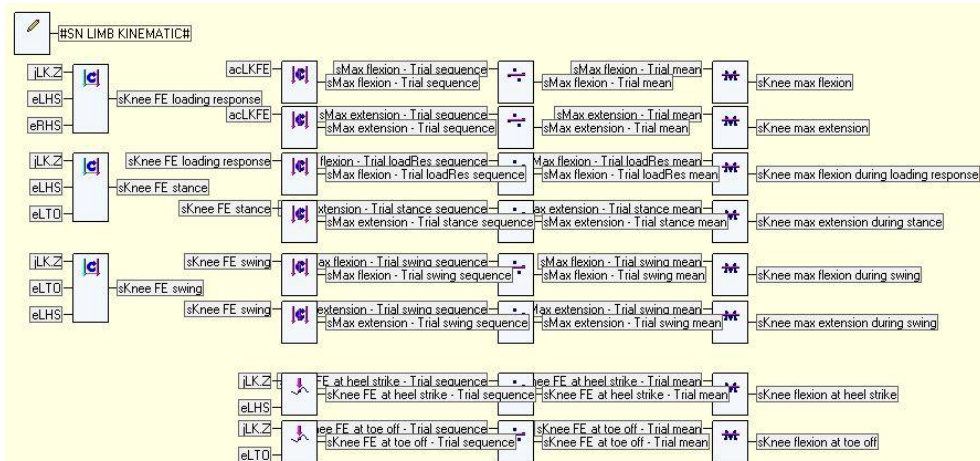


### A.3 CINEMATICA ARTO DESTRO

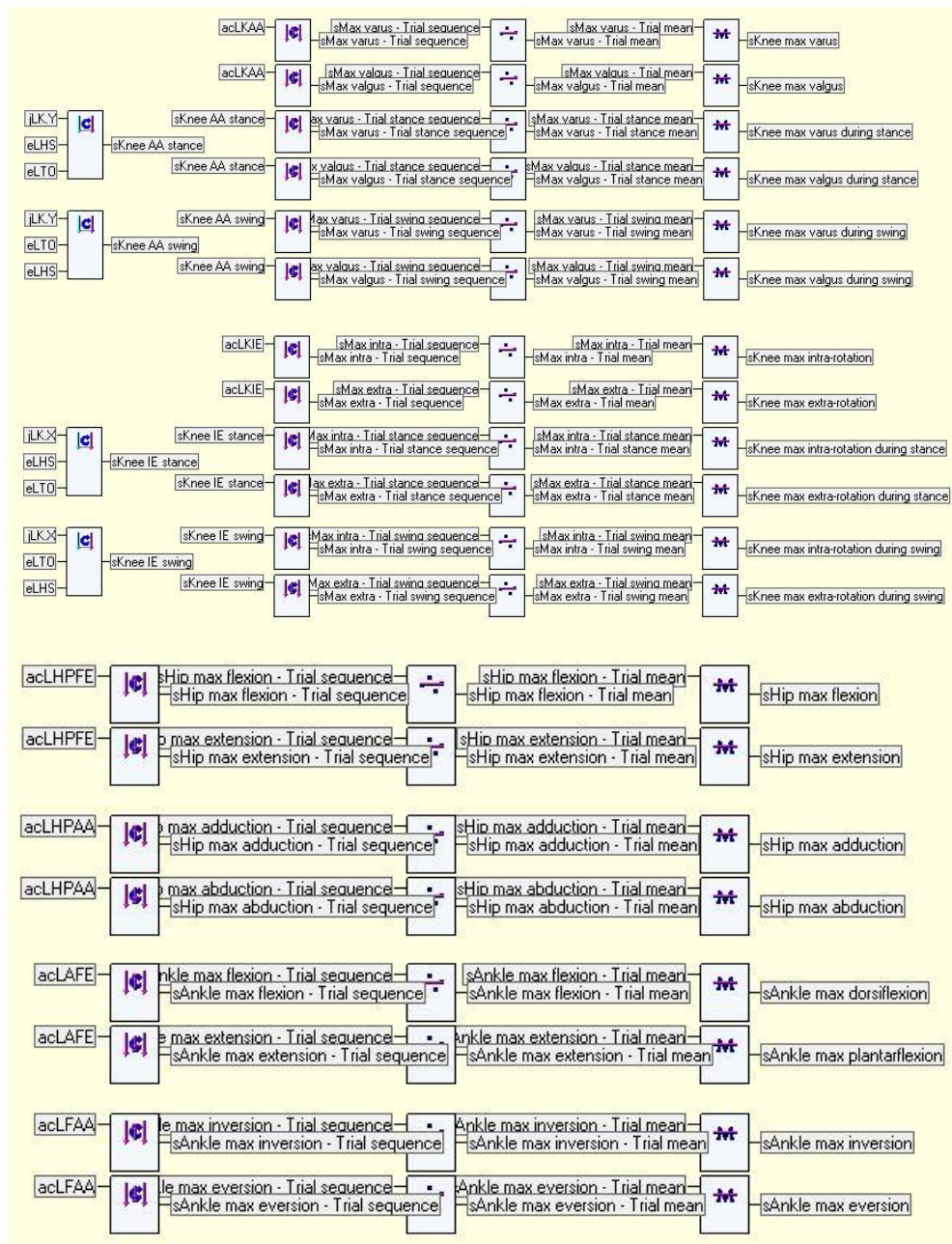




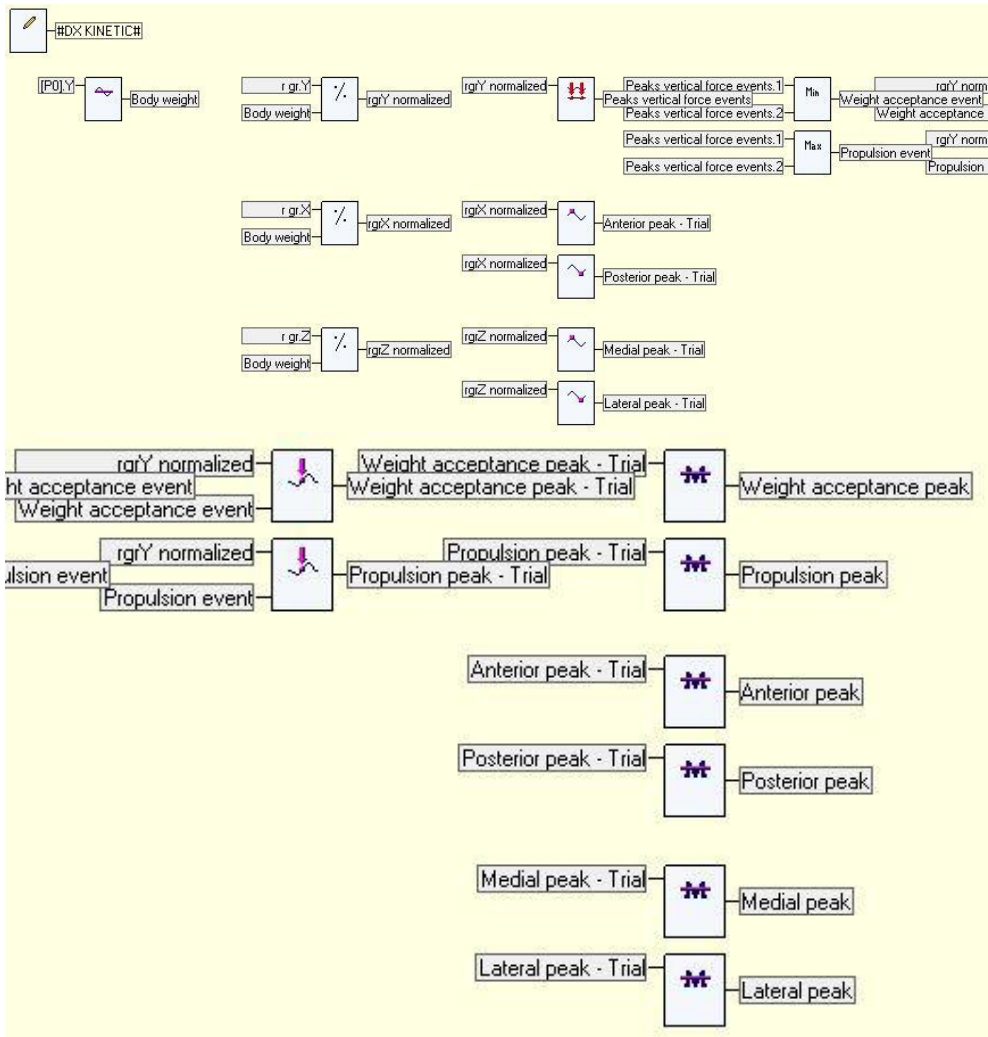
### A.4 CINEMATICA ARTO SINISTRO

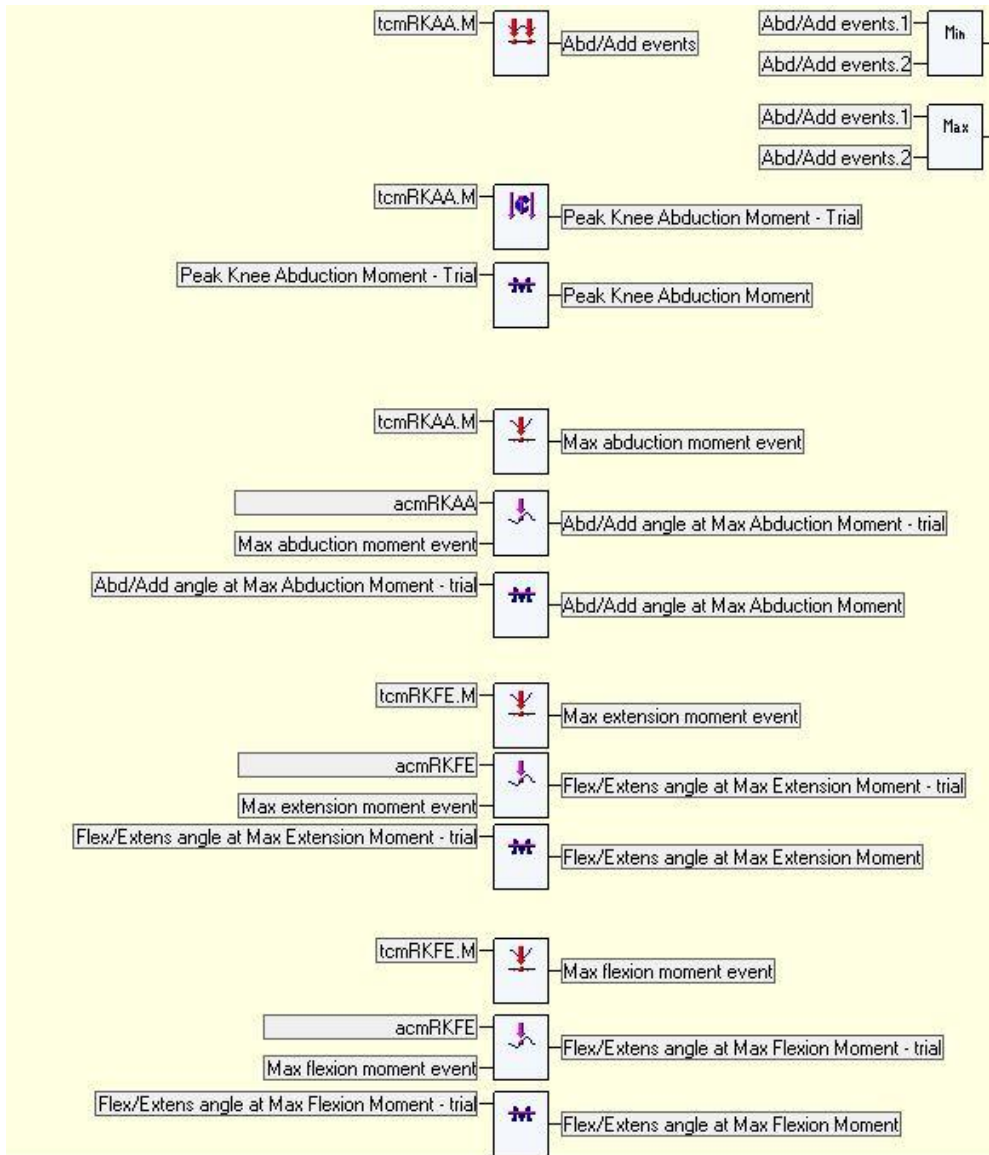


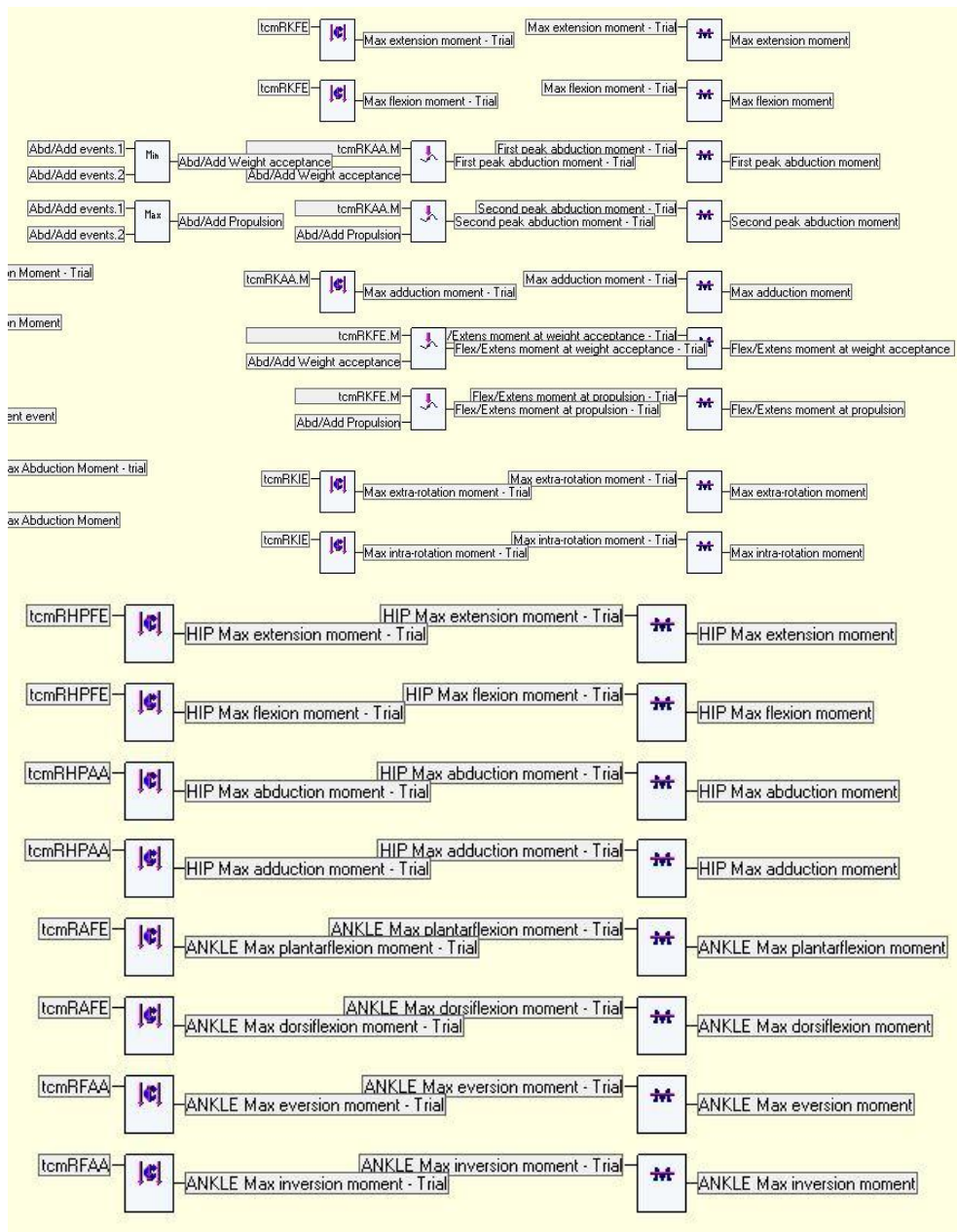
# Appendice



### A.5 DINAMICA ARTO DESTRO

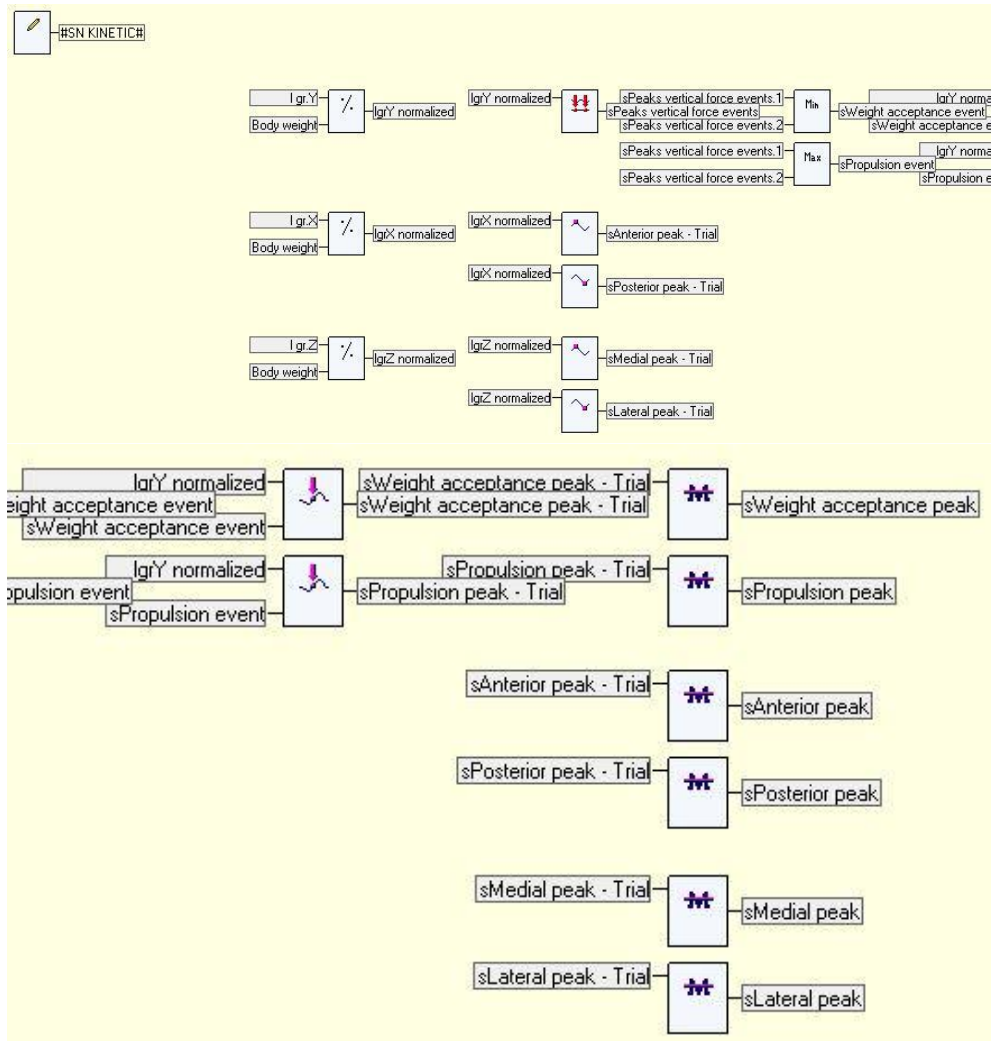


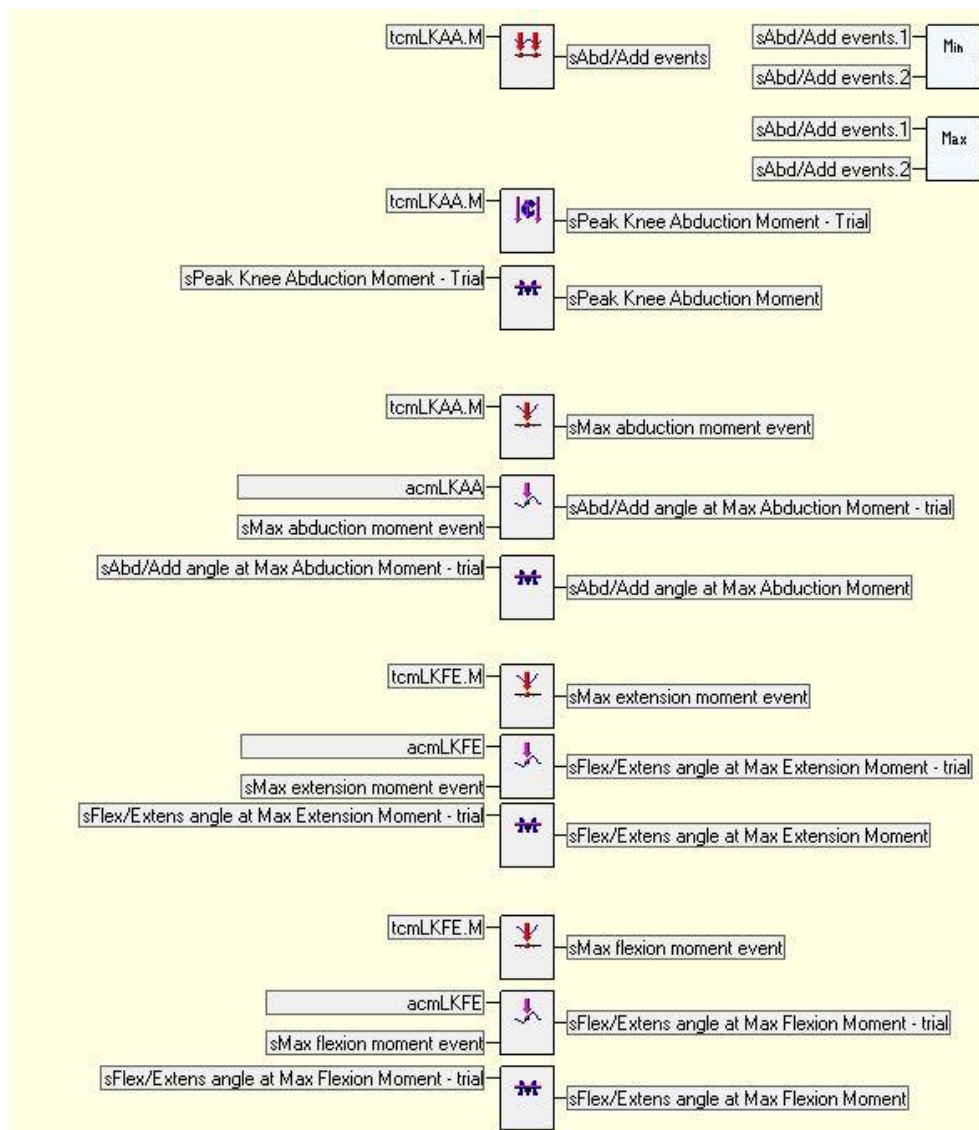




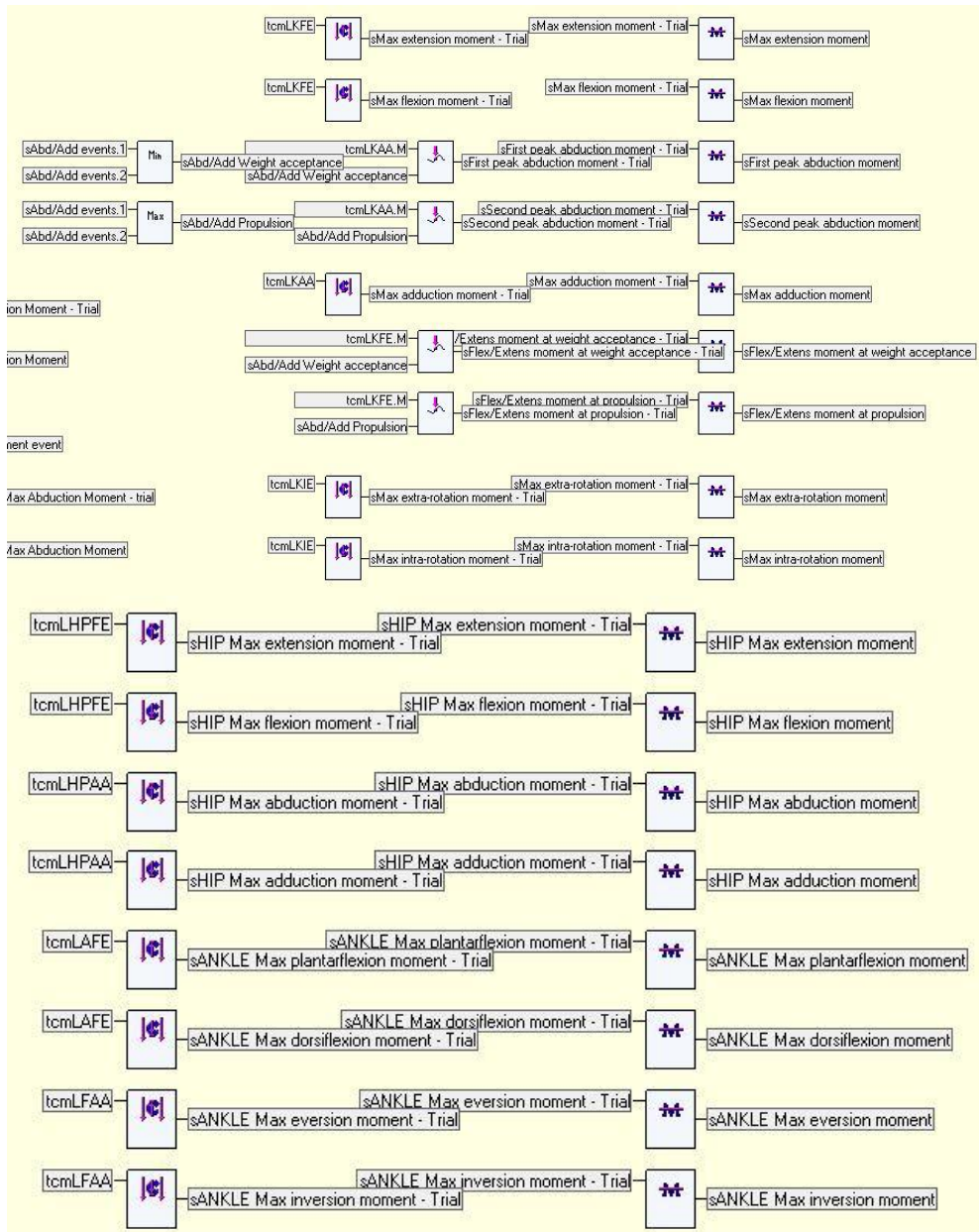


## A.6 DINAMICA ARTO SINISTRO





# Appendice



## A.7 CARICAMENTO DATI SU EXCEL

```

%% Load *.emt files
[FILENAME, PATHNAME] = uigetfile('.emt','Select patient ANGLE.EMT');
cd(PATHNAME);
punt=find(FILENAME=='!');
lista=dir([FILENAME(1:(punt-6)) '*.emt']);

%% Insert patient row and involved limb
patientRow = input('Insert patient row: ');
involvedLimb = input('Insert involved limb [dx | sn | control]: ');

%% Load parameters
pAngle = importAngle(lista(1).name, 6, 6);
pForce = importForce(lista(2).name, 6, 6);
pLength = importLength(lista(3).name, 6, 6);
pMoment = importMoment(lista(4).name, 6, 6);
pTime = importTime(lista(5).name, 6, 6);

if strcmp(involvedLimb,'dx')
    %Spatio-temporal
    involvedTime(1:2) = table2array(pTime(1,1:2));
    involvedTime(3:6) = table2array(pTime(1,5:8));
    involvedTime(7:10) = table2array(pTime(1,15:18));
    soundTime(1:2) = table2array(pTime(1,3:4));
    soundTime(3:6) = table2array(pTime(1,11:14));
    soundTime(7:8) = table2array(pTime(1,9:10));
    soundTime(9:10) = table2array(pTime(1,19:20));

    involvedLength(1:2) = table2array(pLength(1,1:2));
    involvedLength(3:4) = table2array(pLength(1,5:6));
    soundLength(1:2) = table2array(pLength(1,3:4));
    soundLength(3:4) = table2array(pLength(1,7:8));
    stepWidth = table2array(pLength(1,9:10));

    %Kinematics
    involvedKinematics(1:4) = table2array(pAngle(1,7:10));
    involvedKinematics(5:6) = table2array(pAngle(1,107:108));
    involvedKinematics(7:12) = table2array(pAngle(1,1:6));
    involvedKinematics(13:16) = table2array(pAngle(1,11:14));
    involvedKinematics(17:18) = table2array(pAngle(1,111:112));
    involvedKinematics(19:40) = table2array(pAngle(1,15:36));
    involvedKinematics(41:44) = table2array(pAngle(1,115:118));
    involvedKinematics(45:46) = table2array(pAngle(1,113:114));
    involvedKinematics(47:50) = table2array(pAngle(1,41:44));
    involvedKinematics(51:54) = table2array(pAngle(1,37:40));
    involvedKinematics(55:62) = table2array(pAngle(1,45:52));

```

```
soundKinematics(1:4) = table2array(pAngle(1,53:56));
soundKinematics(5:6) = table2array(pAngle(1,109:110));
soundKinematics(7:40) = table2array(pAngle(1,57:90));
soundKinematics(41:44) = table2array(pAngle(1,121:124));
soundKinematics(45:46) = table2array(pAngle(1,119:120));
soundKinematics(47:62) = table2array(pAngle(1,91:106));
```

#### %Force

```
involvedForce(1:2) = table2array(pForce(1,3:4));
involvedForce(3:4) = table2array(pForce(1,1:2));
involvedForce(5:12) = table2array(pForce(1,5:12));
```

```
soundForce(1:4) = table2array(pForce(1,21:24));
soundForce(5:12) = table2array(pForce(1,13:20));
```

#### %Kinetics

```
involvedKinetics(1:4) = table2array(pMoment(1,1:4));
involvedKinetics(5:8) = table2array(pMoment(1,9:12));
involvedKinetics(9:12) = table2array(pMoment(1,5:8));
involvedKinetics(13:14) = table2array(pMoment(1,69:70));
involvedKinetics(15:36) = table2array(pMoment(1,13:34));
```

```
soundKinetics(1:4) = table2array(pMoment(1,35:38));
soundKinetics(5:8) = table2array(pMoment(1,65:68));
soundKinetics(9:12) = table2array(pMoment(1,61:64));
soundKinetics(13:14) = table2array(pMoment(1,71:72));
soundKinetics(15:36) = table2array(pMoment(1,39:60));
```

```
elseif strcmp(involvedLimb,'sn') || strcmp(involvedLimb,'control')
```

#### %Spatio-temporal

```
soundTime(1:2) = table2array(pTime(1,1:2));
soundTime(3:6) = table2array(pTime(1,5:8));
soundTime(7:10) = table2array(pTime(1,15:18));
involvedTime(1:2) = table2array(pTime(1,3:4));
involvedTime(3:6) = table2array(pTime(1,11:14));
involvedTime(7:8) = table2array(pTime(1,9:10));
involvedTime(9:10) = table2array(pTime(1,19:20));
```

```
soundLength(1:2) = table2array(pLength(1,1:2));
soundLength(3:4) = table2array(pLength(1,5:6));
involvedLength(1:2) = table2array(pLength(1,3:4));
involvedLength(3:4) = table2array(pLength(1,7:8));
stepWidth = table2array(pLength(1,9:10));
```

#### %Kinematics

```
soundKinematics(1:4) = table2array(pAngle(1,7:10));
soundKinematics(5:6) = table2array(pAngle(1,107:108));
```

```

soundKinematics(7:12) = table2array(pAngle(1,1:6));
soundKinematics(13:16) = table2array(pAngle(1,11:14));
soundKinematics(17:18) = table2array(pAngle(1,111:112));
soundKinematics(19:40) = table2array(pAngle(1,15:36));
soundKinematics(41:44) = table2array(pAngle(1,115:118));
soundKinematics(45:46) = table2array(pAngle(1,113:114));
soundKinematics(47:50) = table2array(pAngle(1,41:44));
soundKinematics(51:54) = table2array(pAngle(1,37:40));
soundKinematics(55:62) = table2array(pAngle(1,45:52));

involvedKinematics(1:4) = table2array(pAngle(1,53:56));
involvedKinematics(5:6) = table2array(pAngle(1,109:110));
involvedKinematics(7:40) = table2array(pAngle(1,57:90));
involvedKinematics(41:44) = table2array(pAngle(1,121:124));
involvedKinematics(45:46) = table2array(pAngle(1,119:120));
involvedKinematics(47:62) = table2array(pAngle(1,91:106));

%Force
soundForce(1:2) = table2array(pForce(1,3:4));
soundForce(3:4) = table2array(pForce(1,1:2));
soundForce(5:12) = table2array(pForce(1,5:12));

involvedForce(1:4) = table2array(pForce(1,21:24));
involvedForce(5:12) = table2array(pForce(1,13:20));

%Kinetics
soundKinetics(1:4) = table2array(pMoment(1,1:4));
soundKinetics(5:8) = table2array(pMoment(1,9:12));
soundKinetics(9:12) = table2array(pMoment(1,5:8));
soundKinetics(13:14) = table2array(pMoment(1,69:70));
soundKinetics(15:36) = table2array(pMoment(1,13:34));

involvedKinetics(1:4) = table2array(pMoment(1,35:38));
involvedKinetics(5:8) = table2array(pMoment(1,65:68));
involvedKinetics(9:12) = table2array(pMoment(1,61:64));
involvedKinetics(13:14) = table2array(pMoment(1,71:72));
involvedKinetics(15:36) = table2array(pMoment(1,39:60));
end

%% Write spatio-temporal
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundTime(1:2),'Spatio-temporal',strcat('W',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundTime(3:4),'Spatio-temporal',strcat('AB',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundTime(5:6),'Spatio-temporal',strcat('AG',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundTime(7:8),'Spatio-temporal',strcat('AL',num2str(patientRow)));

```

```
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundTime(9:10),'Spatio-temporal',strcat('AQ',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedTime(1:2),'Spatio-temporal',strcat('Y',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedTime(3:4),'Spatio-temporal',strcat('AD',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedTime(5:6),'Spatio-temporal',strcat('AI',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedTime(7:8),'Spatio-temporal',strcat('AN',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedTime(9:10),'Spatio-temporal',strcat('AS',num2str(patientRow)));
```

```
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundLength(1:2),'Spatio-temporal',strcat('D',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundLength(3:4),'Spatio-temporal',strcat('I',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedLength(1:2),'Spatio-temporal',strcat('F',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',involvedLength(3:4),'Spatio-temporal',strcat('K',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',stepWidth,'Spatio-temporal',strcat('N',num2str(patientRow)));
```

%% Write kinematics

```
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(1:4),'Kinematic.sound',strcat('D',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(5:8),'Kinematic.sound',strcat('I',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(9:12),'Kinematic.sound',strcat('N',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(13:20),'Kinematic.sound',strcat('S',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(21:24),'Kinematic.sound',strcat('AB',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(25:28),'Kinematic.sound',strcat('AG',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(29:32),'Kinematic.sound',strcat('AL',num2str(patientRow)));
```

```
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(33:36),'Kinematic.sound',strcat('AQ',num2str(patient
Row)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(37:40),'Kinematic.sound',strcat('AV',num2str(patient
Row)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(41:50),'Kinematic.sound',strcat('BA',num2str(patient
Row)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(51:54),'Kinematic.sound',strcat('BL',num2str(patient
Row)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(55:58),'Kinematic.sound',strcat('BQ',num2str(patient
Row)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinematics(59:62),'Kinematic.sound',strcat('BV',num2str(patient
Row)));

xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(1:4),'Kinematic.involved',strcat('D',num2str(patien
tRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(5:8),'Kinematic.involved',strcat('T',num2str(patient
Row)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(9:12),'Kinematic.involved',strcat('N',num2str(patien
tRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(13:20),'Kinematic.involved',strcat('S',num2str(pati
entRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(21:24),'Kinematic.involved',strcat('AB',num2str(p
atientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(25:28),'Kinematic.involved',strcat('AG',num2str(p
atientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(29:32),'Kinematic.involved',strcat('AL',num2str(p
atientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(33:36),'Kinematic.involved',strcat('AQ',num2str(p
atientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(37:40),'Kinematic.involved',strcat('AV',num2str(p
atientRow)));
```



```

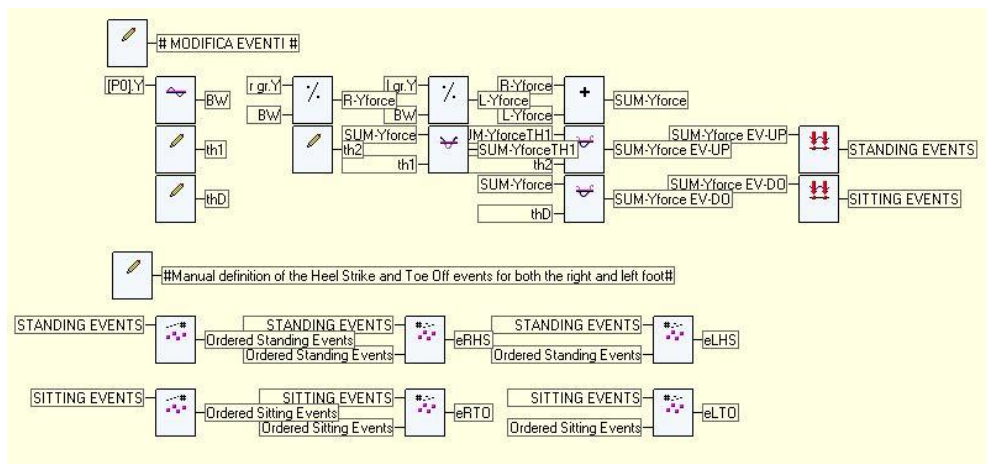
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(41:50),'Kinematic.involved',strcat('BA',num2str(p
atientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(51:54),'Kinematic.involved',strcat('BL',num2str(pa
tientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(55:58),'Kinematic.involved',strcat('BQ',num2str(p
atientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinematics(59:62),'Kinematic.involved',strcat('BV',num2str(p
atientRow)));

%% Write kinetics
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundForce,'Kinetic.sound',strcat('D',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedForce,'Kinetic.involved',strcat('D',num2str(patientRow)));

xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',soundKinetics,'Kinetic.sound',strcat('P',num2str(patientRow)));
xlswrite('C:\Users\Francesco\Desktop\Knee
study\Knee.gait.xlsx',involvedKinetics,'Kinetic.involved',strcat('P',num2str(patientRow)));

```

## A.8 SEZIONE MODIFICATA PROTOCOLLO DAVIS



## A.9 ELABORAZIONE SEGNALI ELETTROMIOGRAFICI

```

function patient = emgProcessing
close all
clc
%% SELECT PATIENT
>Loading trials acquisition
[FILENAME, PATHNAME] = uigetfile('.tdf','Select trial');
cd(PATHNAME);
punt=find(FILENAME=='');
lista=dir([FILENAME(1:(punt-3)) '*.tdf']);

wb = 100; %baseline window [ms] --> EMG sampling frequency = 1000Hz --> 1sample =
1ms
w = 100; %ON-OFF window
mSTD = 15; %Multiplication factor of baseline standard deviation
%% DATA ELABORATION
for i = 1:length(lista) %i: scan all patient acquisitions

    %Load raw EMG and events
    clear startTime frequency emgMap emgLabels emgData nEvents evnLabels evnType
evnData stringLabels labels control baselineWDX baselineMINdx baselineSTDdx
baselineMSdx onsetDX offsetDX baselineWSN baselineMINsn baselineSTDsn
baselineMSSn onsetSN offsetSN
    [startTime,frequency,emgMap,emgLabels,emgData] = tdfReadDataEmg(lista(i).name);
    [nEvents,evnLabels,evnType,evnData] = tdfReadEvents(lista(i).name);
    patient(i).eRHS = sort(fix(cell2mat(evnData(1,1))*frequency));
    patient(i).eLHS = sort(fix(cell2mat(evnData(2,1))*frequency));
    patient(i).eRTO = sort(fix(cell2mat(evnData(3,1))*frequency));
    patient(i).eLTO = sort(fix(cell2mat(evnData(4,1))*frequency));

% %Codice per SCAMBIO ETICHETTE
% temp1 = emgData(3,:);
% temp2 = emgData(6,:);
% emgData(3,:) = temp2;
% emgData(6,:) = temp1;

%Check EMG labels
stringLabels = deblank(string(emgLabels));
labels = string({'Right Rectus femoris';'Right Vastus medialis';'Right Biceps femoris caput
longus';'Left Rectus femoris';'Left Vastus medialis';'Left Biceps femoris caput longus'});
control = strcmp(labels,stringLabels);
if control
    disp(strcat('* Labels control OK *',lista(i).name))
else
    disp(strcat('* ERROR Check EMG labels: *',lista(i).name))
return

```

```

end

%EMG pre-processing
[b,a]=butter(6,[10 499]/(frequency/2),'bandpass'); %Butterworth bandpass filter (cut-off
frequencies: 10Hz - 499Hz)
[B,A] = butter(6,50/(frequency/2),'low'); %Butterworth lowpass filter for envelope (cut-off
frequency: 50)

for m = 1:6
    clear emgDataFilt TKEO emgDataRect
    emgDataFilt = filtfilt(b,a,emgData(m,:)); %raw to filt
    for tkeoIndex = 2:length(emgDataFilt)-1
        TKEO(tkeoIndex) = emgDataFilt(tkeoIndex)^2-
(emgDataFilt(tkeoIndex+1)*emgDataFilt(tkeoIndex-1));
    end
    emgDataRect = abs(TKEO); %filt to rect
    patient(i).emgDataENV(m,:) = filtfilt(B,A,emgDataRect); %rect to envelope
end

%% *RIGHT SIDE* Definition
for m = 1:3
    patient(i).dx(m,:) =
patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eRHS(1):patient(i).eRHS(end));
    for eRHSindex = 1:length(patient(i).eRHS)-1
        patient(i).(['dx' num2str(eRHSindex)])(m,:) =
patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eRHS(eRHSindex):patient(i).eRHS(eRHSindex+1));
    end
end

%% *LEFT SIDE* Definition
for m = 4:6
    patient(i).sn(m,:) =
patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eLHS(1):patient(i).eLHS(end));
    for eLHSindex = 1:length(patient(i).eLHS)-1
        patient(i).(['sn' num2str(eLHSindex)])(m,:) =
patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eLHS(eLHSindex):patient(i).eLHS(eLHSindex+1));
    end
end

%% *RIGHT SIDE* Thresholds calculation
for m = 1:3
    %Minimum window method
    baselineWDX(m,:) =
patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eRHS(1):patient(i).eRHS(end));
    baselineMINdx(m,:) = baselineWDX(m,1:wb);

    for bl = 2:length(baselineWDX)-wb %bl(baseline): scan baseline to find minimum
window

```

---

```

    if mean(baselineWDX(m,bl:bl+wb-1)) < mean(baselineMINdx(m,:))
        baselineMINdx(m,:) = baselineWDX(m,bl:bl+wb-1);
        indexBL(m) = bl;
    end
end
patient(i).thresholdGIM(m) =
mean(baselineMINdx(m,:))+mSTD*std(baselineMINdx(m,:));
end

%% *RIGHT SIDE* Onset-offset detection
for m = 1:3
    timeActivation = 0;
    on_offIndex = 1;
    n = 1; %n: scan all samples of an entire trial (multiple steps)
    while n < length(patient(i).emgDataENV(m,:))-w
        if patient(i).emgDataENV(m,n) >= patient(i).thresholdGIM(m)
            timeActivation = timeActivation+1;
            n = n+1;
            if timeActivation == 1
                startActivation = n;
            end
        else
            timeDeactivation = 0;
            for td = n:n+w-1 %td(time deactivation): scan the 100 ms after the deactivation
                if patient(i).emgDataENV(m,td) < patient(i).thresholdGIM(m)
                    timeDeactivation = timeDeactivation + 1;
                else
                    timeDeactivation = 0;
                    timeActivation = timeActivation + 1;
                    if timeActivation == 1
                        startActivation = td;
                    end
                    break
                end
            end
        end
        if timeDeactivation == w && timeActivation >= w
            onsetDX(m,on_offIndex) = startActivation;
            offsetDX(m,on_offIndex) = n;
            on_offIndex = on_offIndex + 1;
            timeActivation = 0;
            n = n+1;
        elseif timeDeactivation == w && timeActivation < w
            timeActivation = 0;
            n = n+1;
        elseif timeDeactivation < w
            timeActivation = timeActivation + timeDeactivation;
            n = td;
        end
    end
end

```

```

        end
    end
end
patient(i).dxON = onsetDX;
patient(i).dxOFF = offsetDX;

%% Plot signals, heel strike events and threshold
for m = 1:3
    clear activationGIMon activationGIMoff
    figure(m)
    plot(patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eRHS(1):patient(i).eRHS(end)))
    title(emgLabels(m,:));
    xlabel('Samples [N]');
    ylabel('EMG amplitude [V]');
    xlim([0 length(patient(i).dx(m,:))]);
    ylim([0 max(patient(i).dx(m,:))]);
    hold on
    plot([patient(i).eRHS-patient(i).eRHS(1) patient(i).eRHS-patient(i).eRHS(1)],[0
max(patient(i).dx(m,:))])
    plot([0 length(patient(i).dx(m,:))],[patient(i).thresholdGIM(m)
patient(i).thresholdGIM(m)],'r');

    activationGIMon = patient(i).dxON(m,patient(i).dxON(m,:)-=0)-patient(i).eRHS(1);
    activationGIMoff = patient(i).dxOFF(m,patient(i).dxOFF(m,:)-=0)-patient(i).eRHS(1);

    plot(activationGIMon,patient(i).thresholdGIM(m),'og','LineWidth',2);
    plot(activationGIMoff,patient(i).thresholdGIM(m),'or','LineWidth',2);

    input('Press any key to continue')
    close(m)
end

%% *LEFT SIDE* Thresholds calculation
for m = 4:6
    %Minimum window method
    baselineWSN(m,:) =
patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eLHS(1):patient(i).eLHS(end));
    baselineMINsn(m,:) = baselineWSN(m,1:wb);

    for bl = 2:length(baselineWSN)-wb %bl(baseline): scan baseline to find minimum
window
        if mean(baselineWSN(m,bl:bl+wb-1)) < mean(baselineMINsn(m,:))
            baselineMINsn(m,:) = baselineWSN(m,bl:bl+wb-1);
            indexBL(m) = bl;
        end
    end
    patient(i).thresholdGIM(m) =
mean(baselineMINsn(m,:))+mSTD*std(baselineMINsn(m,:));

```

```

end

%% *LEFT SIDE* Onset-offset detection (G INPUT THRESHOLD)
for m = 4:6
    timeActivation = 0;
    on_offIndex = 1;
    n = 1; %n: scan all samples of an entire trial (multiple steps)
    while n < length(patient(i).emgDataENV(m,:))-w
        if patient(i).emgDataENV(m,n) >= patient(i).thresholdGIM(m)
            timeActivation = timeActivation+1;
            n = n+1;
            if timeActivation == 1
                startActivation = n;
            end
        else
            timeDeactivation = 0;
            for td = n:n+w-1 %td(time deactivation): scan the 100 ms after the deactivation
                if patient(i).emgDataENV(m,td) < patient(i).thresholdGIM(m)
                    timeDeactivation = timeDeactivation + 1;
                else
                    timeDeactivation = 0;
                    timeActivation = timeActivation + 1;
                    if timeActivation == 1
                        startActivation = td;
                    end
                    break
                end
            end
            if timeDeactivation == w && timeActivation >= w
                onsetSN(m,on_offIndex) = startActivation;
                offsetSN(m,on_offIndex) = n;
                on_offIndex = on_offIndex + 1;
                timeActivation = 0;
                n = n+1;
            elseif timeDeactivation == w && timeActivation < w
                timeActivation = 0;
                n = n+1;
            elseif timeDeactivation < w
                timeActivation = timeActivation + timeDeactivation;
                n = td;
            end
        end
    end
end
end
patient(i).snON = onsetSN;
patient(i).snOFF = offsetSN;

%% Plot signals, heel strike events and threshold

```

```

for m = 4:6
    clear activationGIMon activationGIMoff
    figure(m)
    plot(patient(i).emgDataENV(m,patient(i).eLHS(1):patient(i).eLHS(end)))
    title(emgLabels(m,:));
    xlabel('Samples [N]');
    ylabel('EMG amplitude [V]');
    xlim([0 length(patient(i).sn(m,:))]);
    ylim([0 max(patient(i).sn(m,:))]);
    hold on
    plot([patient(i).eLHS-patient(i).eLHS(1) patient(i).eLHS-patient(i).eLHS(1)],[0
max(patient(i).sn(m,:))])
    plot([0 length(patient(i).sn(m,:))],[patient(i).thresholdGIM(m)
patient(i).thresholdGIM(m)],'r');

    activationGIMon = patient(i).snON(m,patient(i).snON(m,:)-0)-patient(i).eLHS(1);
    activationGIMoff = patient(i).snOFF(m,patient(i).snOFF(m,:)-0)-patient(i).eLHS(1);

    plot(activationGIMon,patient(i).thresholdGIM(m),'og','LineWidth',2);
    plot(activationGIMoff,patient(i).thresholdGIM(m),'or','LineWidth',2);

    input('Press any key to continue')
    close(m)
end
end % Acquisitions list

%% Excel writing...
for m = 1:3
    clear muscle
    switch m
        case 1
            muscle = 'Right Rectus Femoris';
        case 2
            muscle = 'Right Vastus Medialis';
        case 3
            muscle = 'Right Biceps Femoris';
    end
    excelIndex = 3;
    for i = 1:length(lista)

        xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),{lista(i).name},muscle,strcat('B',num2str(excel
Index)))
        for eRHSindex = 1:length(patient(i).eRHS)-1
            clear tempActivation tempON tempOFF minON minOFF

            xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),{strcat('dx',num2str(eRHSindex))},muscle,strc
at('C',num2str(excelIndex)))

```

---

```

        tempON = ((patient(i).dxON(m,patient(i).dxON(m,:)) >=
patient(i).eRHS(eRHSIndex) & patient(i).dxON(m,:) <= patient(i).eRHS(eRHSIndex+1)) -
patient(i).eRHS(eRHSIndex))/length(patient(i).(['dx' num2str(eRHSIndex)])))*100;
        tempOFF = ((patient(i).dxOFF(m,patient(i).dxOFF(m,:)) >=
patient(i).eRHS(eRHSIndex) & patient(i).dxOFF(m,:) <= patient(i).eRHS(eRHSIndex+1)) -
patient(i).eRHS(eRHSIndex))/length(patient(i).(['dx' num2str(eRHSIndex)])))*100;
        minON = min(tempON);
        minOFF = min(tempOFF);
        tempActivation = sort(cat(2,tempON,tempOFF));
        if isempty(tempActivation)
            continue
        end
        if minOFF < minON

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('D',num
2str(excelIndex)))
            elseif minOFF > minON

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('E',num
2str(excelIndex)))
            elseif isempty(minON)

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('D',num
2str(excelIndex)))
            elseif isempty(minOFF)

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('E',num
2str(excelIndex)))
                end
                excelIndex = excelIndex+1;
            end
        end
    end
end

for m = 4:6
    clear muscle
    switch m
        case 4
            muscle = 'Left Rectus Femoris';
        case 5
            muscle = 'Left Vastus Medialis';
        case 6
            muscle = 'Left Biceps Femoris';
    end
    excelIndex = 3;
    for i = 1:length(lista)

```



```

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),{lista(i).name},muscle,strcat('B',num2str(excel
Index)))
    for eLHSindex = 1:length(patient(i).eLHS)-1
        clear tempActivation tempON tempOFF minON minOFF

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),{ strcat('sn',num2str(eLHSindex))},muscle,strca
t('C',num2str(excelIndex)))
        tempON = ((patient(i).snON(m,patient(i).snON(m,:)) >= patient(i).eLHS(eLHSindex)
& patient(i).snON(m,:) <= patient(i).eLHS(eLHSindex+1)) -
patient(i).eLHS(eLHSindex))/length(patient(i).(['sn' num2str(eLHSindex)])))*100;
        tempOFF = ((patient(i).snOFF(m,patient(i).snOFF(m,:)) >=
patient(i).eLHS(eLHSindex) & patient(i).snOFF(m,:) <= patient(i).eLHS(eLHSindex+1)) -
patient(i).eLHS(eLHSindex))/length(patient(i).(['sn' num2str(eLHSindex)])))*100;
        minON = min(tempON);
        minOFF = min(tempOFF);
        tempActivation = sort(cat(2,tempON,tempOFF));
        if isempty(tempActivation)
            continue
        end
        if minOFF < minON

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('D',num
2str(excelIndex)))
            elseif minOFF > minON

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('E',num
2str(excelIndex)))
            elseif isempty(minON)

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('D',num
2str(excelIndex)))
            elseif isempty(minOFF)

xlswrite(strcat(PATHNAME,'emgData.xlsx'),round(tempActivation,1),muscle,strcat('E',num
2str(excelIndex)))
                end
                excelIndex = excelIndex+1;
            end
        end
    end
end %Function

```