

UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA



---

Corso di laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**BASE DI DATI PER SEGNALI ELETTROMIOGRAFICI ACQUISITI  
DURANTE IL CAMMINO SU TAPIS ROULANT**

DATABASE FOR ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS ACQUIRED DURING  
THE WALK ON TREADMILL

*Relatore:*

***Prof. Di Nardo Francesco***

*Tesi di laurea di:*

***Sagripanti Michele***

*Correlatore:*

***Prof. Fioretti Sandro***

A.A 2019/2020

# Indice

|  |           |
|--|-----------|
| Introduzione.....  | 7         |
| <b>1 LA CONTRAZIONE MUSCOLARE .....</b>                            | <b>12</b> |
| 1.1 Anatomia e fisiologia muscolare .....                          | 12        |
| 1.2 Fisiologia della contrazione muscolare .....                   | 15        |
| 1.3 Il sistema nervoso e la trasmissione dell'impulso .....        | 17        |
| 1.4 Unità motrice .....  | 18        |
| 1.5 Il potenziale di membrana .....                                | 19        |
| 1.6 Il potenziale d'azione .....                                   | 21        |
| 1.7 Muscoli dell'arto inferiore.....                               | 22        |
| 1.7.1 Muscoli della coscia .....                                   | 23        |
| 1.7.2 Muscoli della gamba .....                                    | 24        |
| <b>2 ELETTROMIOGRAFIA .....</b>                                    | <b>26</b> |
| 2.1 Origine dell'elettromiografia.....                             | 26        |
| 2.2 Tipologie di elettromiografia.....                             | 28        |
| 2.2.1 Elettromiografia di superficie .....                         | 29        |
| 2.3 Il segnale EMG.....  | 30        |
| 2.3.1 Modello elettrico per il potenziale d'azione e il MUAP ..... | 30        |
| 2.3.2 Sovrapposizione dei Muap.....                                | 32        |
| 2.3.3 Reclutamento e frequenza di attivazione .....                | 33        |
| 2.3.4 Segnale EMG grezzo.....                                      | 34        |
| 2.3.5 Fattori che influenzano il segnale EMG.....                  | 35        |
| 2.4 Scelta degli elettrodi .....                                   | 37        |
| <b>3 GAIT ANALYSIS .....</b>                                       | <b>40</b> |
| 3.1 Il cammino umano e il ciclo del passo .....                    | 40        |

|          |  |           |
|----------|--|-----------|
| 3.2      | Fasi del ciclo del passo .....   | 42        |
| 3.2.1    | Contatto iniziale (initial contact).....   | 42        |
| 3.2.2    | Caricamento della risposta (loading response) .....  | 43        |
| 3.2.3    | Posizione intermedia (mid stance) .....  | 43        |
| 3.2.4    | Appoggio terminale (terminal stance).....  | 44        |
| 3.2.5    | Pre-oscillazione (pre-swing) .....   | 45        |
| 3.2.6    | Oscillazione iniziale (initial swing) .....  | 45        |
| 3.2.7    | Oscillazione intermedia (mid swing) .....  | 46        |
| 3.2.8    | Oscillazione terminale (terminal swing) .....  | 47        |
| 3.3      | Parametri spazio-temporali.....  | 47        |
| 3.4      | Suddivisioni del corpo durante la camminata .....  | 48        |
| 3.4.1    | Unità passeggero (passenger unit) .....  | 48        |
| 3.4.2    | Unità locomotore (locomotor unit) .....  | 49        |
| 3.5      | Stabilità posturale .....  | 50        |
| <b>4</b> | <b>“IL CAMMINO SU TAPIS ROULANT – ANALISI DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA” .....</b>   | <b>52</b> |
| 4.1      | Primo studio: Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds [17]. | 53        |
| 4.1.1    | Obiettivo.....   | 53        |
| 4.1.2    | Materiali e metodi .....   | 53        |
| 4.1.3    | Elettromiografia e interruttori basografici .....  | 54        |
| 4.1.4    | Analisi dei dati .....   | 54        |
| 4.1.5    | Risultati .....  | 55        |
| 4.1.6    | Conclusioni .....  | 62        |
| 4.2      | Secondo studio: “Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals”. [18].....                                       | 63        |
| 4.2.1    | Obiettivo.....   | 63        |

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| 4.2.2    | Materiali e Metodi.....   | 63        |
| 4.2.3    | Risultati .....   | 65        |
| 4.2.4    | Conclusioni .....   | 70        |
| 4.3      | Terzo studio: “EMG-based analysis of treadmill and ground walking in distal leg muscles” [8]..... | 71        |
| 4.3.1    | Obiettivo.....  | 71        |
| 4.3.2    | Materiali e Metodi.....   | 71        |
| 4.3.3    | Risultati .....   | 73        |
| 4.3.4    | Conclusioni .....   | 76        |
| <b>5</b> | <b>SVILUPPO DEL DATABASE DI SEGNALI EMG ACQUISITI DURANTE IL CAMMINO SU TAPIS ROULANT.....</b>    | <b>77</b> |
| 5.1      | Soggetti.....   | 77        |
| 5.2      | Protocollo, Strumentazione e Acquisizione del segnale .....                                       | 77        |
| 5.3      | Lo Step 32, Medical Tecnology [S11] .....   | 78        |
| 5.4      | Sensori utilizzati .....  | 79        |
| 5.5      | Compilazione del Database .....   | 81        |
| 5.6      | La sezione tabella .....  | 81        |
| 5.7      | La sezione “Protocollo” .....   | 87        |
| 5.8      | La sezione “Differenze” .....   | 87        |
| 5.9      | Conclusioni.....  | 89        |
| <b>6</b> | <b>CONCLUSIONI.....</b>   | <b>90</b> |
| <b>7</b> | <b>BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA.....</b>   | <b>92</b> |

## Indice delle figure

|  |    |
|--|----|
| Figura 1.1 Organizzazione macroscopica e microscopica del muscolo scheletrico .....          | 14 |
| Figura 1.2 Sarcomeri osservati al microscopio .....  | 15 |
| Figura 1.3 Rappresentazione del neurone .....  | 18 |
| Figura 1.4 Schematizzazione dell'unità motrice .....   | 19 |
| Figura 1.5 Grafico di polarizzazione e depolarizzazione del neurone .....                    | 20 |
| Figura 1.6 Muscoli dell'arto inferiore [11] .....  | 22 |
| Figura 2.1 Elettrodi per l'elettromiografia di superficie.....                               | 30 |
| Figura 2.2 Modello semplificato dell'attività elettrica per una fibra muscolare [12] .....   | 31 |
| Figura 2.3 Potenziale d'azione dell'unità motoria MUAP [12] .....                            | 32 |
| Figura 2.4 Sovrapposizione del segnale MUAP .....  | 33 |
| Figura 2.5 Reclutamento di quattro unità motorie a differente frequenza di firing [12] ..... | 34 |
| Figura 2.6 Segnale grezzo rilevato da elettrodi di superficie [12] .....                     | 35 |
| Figura 2.7 Comparazione di segnali [12] .....  | 36 |
| Figura 2.8 Segnale contaminato proveniente un un'acquisizione grezza [12].....               | 36 |
| Figura 2.9 Visione frontale del posizionamento degli elettrodi.....                          | 38 |
| Figura 2.10 Visione posteriore per il posizionamento degli elettrodi.....                    | 39 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 3.1 Schematizzazione di un ciclo del passo.....  | 40 |
| Figura 3.2 Le due fasi dell'andatura .....  | 42 |
| Figura 3.3 Initial contact [11] .....   | 42 |
| Figura 3.4 Loading response [11] .....  | 43 |
| Figura 3.5 Mid stance [11].....   | 44 |
| Figura 3.6 Terminal stance [11].....  | 44 |
| Figura 3.7 Pre-swing [11] .....   | 45 |
| Figura 3.8 Initial swing [11].....  | 46 |
| Figura 3.9 Mid swing [11] .....   | 46 |
| Figura 3.10 Terminal swing [11] .....   | 47 |
| Figura 3.11 Parametri spazio-temporali.....   | 48 |
| Figura 3.12 Passenger unit [1] .....  | 49 |
| Figura 3.13 Locomotor unit [1].....   | 50 |
| Figura 3.14 Stabilità posturale [1].....  | 51 |
| Figura 4.1 Movimento segmentale di caviglia, ginocchio, anca e tronco (n = 10)<br>normalizzato al 100% di una falcata a tre velocità di camminata. a) In superficie b)<br>Sul tapis-roulant ..... | 58 |
| Figura 4.2 Modelli elettromiografici medi (EMG) (n = 18) normalizzati al 100%<br>di una falcata a tre velocità di camminata: a) in superficie b) su tapis-roulant.....                            | 61 |
| Figura 4.3 Tapis roulant con cinghia scorrevole divisa utilizzata per lo studio....   | 65 |

|  |    |
|--|----|
| Tabella 4.4 Mezzi e deviazioni standard dell'integrazione EMG per ciascuna fase del ciclo del passo durante la camminata in superficie e sul tapis roulant.....                    | 69 |
| Figura 4.5 Rappresentazione schematica del percorso dai soggetti reclutati durante l'esperimento. ....   | 73 |
| Figura 4.6 Regressione lineare tra le aree sotto la curva (AUC) di tutti i segnali EMG raccolti per Tibiale Anteriore e Gastrocnemio Laterale.....                                 | 74 |
| Figura 4.7 Modelli medi di attivazione GL rispetto alla percentuale del ciclo del passo durante la camminata su tapis roulant (linea tratteggiata) e terra (linea continua).....   | 75 |
| Figura 4.8 Schemi degli intervalli di attivazione per GL durante la fase di appoggio, sia nella camminata a terra che nel tapis roulant, come percentuale del ciclo del passo..... | 75 |
| Figura 5.1 Foto dei tre contatti basografici .....   | 79 |
| Figura 5.2 Foto di un sensore goniometrico .....   | 80 |
| Figura 5.3 Foto di una sonda EMG.....  | 80 |
| Figura 5.7 Estratto del campo Segue Protocollo della sezione Tabella .....   | 84 |

## Indice delle Tabelle

|  |    |
|--|----|
| Tabella 4.1 Parametri spazio-temporali medi dell'andatura (n = 18) $\pm$ deviazione standard su terreno e tapis roulant a velocità di camminata naturale e lenta. ....   | 56 |
| Tabella 4.2 Campo di movimento medio (ROM) in gradi (n = 10) $\pm$ deviazione standard dei segmenti della caviglia, del ginocchio, dell'anca e del tronco, in superficie e sul tapis roulant a velocità naturale e lenta. .... | 56 |
| Tabella 4.3 Valori di picco elettromiografici medi (EMG) (n = 18) espressi come percentuale del valore medio EMG (velocità naturale, fuori terra) $\pm$ deviazione standard. ....  | 61 |
| Tabella 4.4 Parametri spazio-temporali treadmill vs overground. ....   | 66 |
| Tabella 4.5 Parametri cinematici delle articolazioni treadmill vs overground ....  | 66 |
| Tabella 4.6 Piano sagittale dei momenti articolari su tapis-roulant e in superficie .....  | 67 |
| Tabella 5.1 Estratto della sezione Tabella con i campi Nome, Cognome, Età, Peso, Altezza. ....   | 81 |
| Tabella 5.2 Estratto della sezione Tabella con i campi Data, Num.File, Velocità  | 82 |
| Tabella 5.3 Estratto della sezione Tabella dei campi Nome File e Num. Canali..   | 83 |
| Tabella 5.4 Estratto della sezione "Tabella" per il campo "Apri differenze o apri protocollo" in relazione al campo "segue protocollo" .....   | 84 |
| Tabella 5.5 Estratto della sezione "Tabella" per i campi "Numero campioni" e "Durata. ....   | 85 |
| Tabella 5.6 Estratto della sezione Tabella completa. ....  | 86 |



|   |    |
|---|----|
| Tabella 5.7 La sezione "Protocollo" .....             | 87 |
| Tabella 5.8 Estratto della sezione "Differenze" ..... | 88 |

## Introduzione

Il cammino è un'azione volontaria che si esprime nel ritmico alternarsi dei movimenti degli arti inferiori per permettere lo spostamento del corpo. La mobilità di una persona influisce enormemente sul suo stile di vita ed è per questo motivo che si cercano di sviluppare nuove tecnologie all'avanguardia per permettere a persone con disabilità motoria una adeguata assistenza sanitaria. Di conseguenza, la ricerca nel settore della biomeccanica è in aumento a causa dell'invecchiamento della popolazione, dell'aumento delle patologie altamente invalidanti come ictus, traumi cranici, lesioni del midollo spinale, sclerosi multipla e morbo di Parkinson. Attraverso l'utilizzo della Gait Analysis o analisi dell'andatura, cioè lo studio sistematico del cammino umano, si vanno a valutare tutti quei parametri che consentono di caratterizzare una corretta andatura. Come detto, infatti, identificare i problemi legati alla postura o al movimento nelle persone e successivamente risolverli ha un impatto molto importante nella qualità della vita. Uno dei metodi di indagine più utili per studiare un aspetto particolare del movimento del corpo umano è l'elettromiografia (EMG). [1] Lo studio, tramite elettromiografia di superficie, del cammino in soggetti sani, è molto importante ai fini della pratica clinica, perché, individuando le situazioni di normalità, si riescono, di conseguenza, a definire con maggiore chiarezza anche le condizioni patologiche o problematiche. Offrono infatti un importante riferimento per il confronto e la valutazione di eventuali alterazioni delle funzioni muscolari durante la fase di cammino. [2] Per questo motivo c'è una ampia letteratura che studia e delinea i dati da considerare 'normali' per il cammino, proponendo riferimenti normativi per il segnale elettromiografico (EMG), per i parametri spazio-temporali e per i segnali cinematici e dinamici. [3] A questo proposito sono fondamentali i lavori [1] [2] [3] [4] [5]. Per quanto riguardano le condizioni patologiche, in modo particolare quelle neuromotorie, molte tecniche riabilitative si avvalgono dell'uso del tapis roulant per ridurre i tempi di guarigione e/o migliorare le aspettative di vita del paziente. Per offrire una buona riabilitazione, è importante verificare che il cammino su tapis roulant sia il più vicino possibile al cammino su terreno, pertanto è necessario un confronto tra queste due modalità. L'uso del tapis roulant nella riabilitazione ha numerosi vantaggi rispetto al cammino su terreno, poiché l'allenamento necessita

di piccoli spazi, la velocità e l'inclinazione possono essere selezionate e controllate, la posizione del soggetto è stazionaria e spesso elevata, consentendo al terapeuta di provvedere ad un'assistenza migliore. Sono numerosi e contraddittori gli studi in letteratura su eventuali modifiche del cammino su tapis roulant. [6] Murray et al., ad esempio, non hanno riscontrato differenze statistiche nei parametri spazio-temporali, ma è risultato che, durante il cammino sul tapis roulant, i soggetti hanno dimostrato un'attitudine per passi di lunghezza più corti, alta cadenza e una fase di oscillazione più corta. In generale ha messo in evidenza che l'attività del segnale aumenta sul tapis roulant. Arsenault et al. [7], invece, non hanno riscontrato differenze nell'attività muscolare nel soleo, nel retto femorale, nel vasto mediale, o nel tibiale anteriore tra le due modalità di camminata. Hanno rilevato però una tendenza ad avere ampiezze dell'emg su tapis roulant più grandi, ma variazioni più basse rispetto all'emg con camminata a terra. Anche Di Nardo et al non hanno riscontrato particolari differenze nell'attività dei muscoli dell'arto inferiore, in particolar modo per il gastrocnemio laterale tra le due acquisizioni (tapis-roulant e terreno) [8]. L'obiettivo della tesi sarà quindi duplice: 1) analizzare ulteriormente la letteratura al fine di verificare se e come il segnale EMG si modifichi al variare della superficie di contatto piede-terreno, concentrandosi soprattutto sul cammino su tapis-roulant;

2) sviluppare un database di segnali EMG acquisiti nello stesso soggetto durante cammino sul terreno e su treadmill, che possa consentire uno studio trasversale dell'effetto dell'uso del tapis-roulant sul reclutamento muscolare. Questa tesi si suddivide in tre parti:

-La prima parte è puramente teorica e vengono analizzate l'anatomia della contrazione muscolare dal punto di vista microscopico e macroscopico, la gait analysis, tutte le fasi dell'andatura per una corretta stabilità motoria e infine l'elettromiografia, ovvero l'insieme delle tecniche di rilevazione, elaborazione e impiego del segnale mioelettrico.

-Nella seconda parte vengono analizzati studi presenti in letteratura al fine di verificare come il segnale EMG si modifichi quando camminiamo a terra o su un

tapis-roulant, visto il suo sempre più frequente utilizzo e i numerosi vantaggi che possiamo riscontrare.

-Nella terza ed ultima parte si fa riferimento ad un database di segnali EMG da me sviluppato e di facile lettura, che prende in considerazione dati provenienti da acquisizioni di segnali elettromiografici fatti nel corso degli anni nel Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università Politecnica delle Marche.

L'obiettivo principale è facilitare chiunque consulti il database nell'estrapolazione di dati ed il successivo confronto fra i dati stessi provenienti da acquisizione su terreno e su tapis-roulant, secondo un protocollo ben preciso.

# 1 LA CONTRAZIONE MUSCOLARE

## 1.1 Anatomia e fisiologia muscolare

Il muscolo è un organo la cui funzione è quella di contrarsi e di rilassarsi. I muscoli del corpo umano sono circa 650 e si suddividono in tre tipi: i muscoli dello scheletro (muscoli volontari) che consentono di muovere a comando la testa, gli arti, la colonna vertebrale e sono muscoli di tipo "striato"; i muscoli dei visceri (muscoli involontari) che controllano i movimenti delle pareti degli organi interni quali stomaco, intestino, vasi sanguigni, occhi e sono muscoli di tipo "liscio"; il muscolo cardiaco (muscolo involontario) che con le sue contrazioni permette il funzionamento del cuore ed è di tipo "striato" come i primi, ma di struttura particolare ed unica. Nel corpo umano ci sono circa 620 muscoli volontari che hanno diverse forme e dimensioni. [9] Alcuni sono corti e piccoli, altri larghi e piatti, altri ancora lunghi e fusiformi: ciascuno ha la struttura, la forma e le dimensioni più adatte per svolgere il proprio lavoro. Ogni muscolo svolge una precisa funzione, se considerato singolarmente, ma, se si contrae insieme con altri muscoli per realizzare un certo movimento, può di volta in volta essere il protagonista principale di quel movimento (funzione agonista) o può tendere a fermarlo (funzione antagonista), o partecipare attivamente, al pari di altri muscoli, a realizzare un movimento complesso (funzione sinergica). I muscoli sono composti da cellule particolari chiamate fibre muscolari. [S2] Ad oggi sono state suddivise in diverse categorie i cui principali due parametri che le contraddistinguono sono metabolismo e innervazione:

- Fibre rosse di tipo I

Vengono anche chiamate semplicemente fibre rosse e sono quelle lente ma resistenti. Sono ricche di mitocondri e di mioglobina da cui le fibre prendono il colore rosso e permette d'avere una riserva d'ossigeno sempre disponibile. Il loro metabolismo è aerobico (ossidativo), sono capaci di lavorare per lunghi periodi di tempo. Hanno una velocità di conduzione nervosa lenta sino 80m/s e riescono a generare poca forza. Questo però permette di resistere alla fatica e pertanto hanno

una soglia d'attivazione bassa. Possiedono un diametro contenuto il quale non favorisce una forza di notevole intensità.

- Fibre bianche intermedie IIc-IIa

Sono una via di mezzo, si chiamano ossidative glicolitiche, appunto perché presentano caratteristiche sia del tipo I che del tipo IIx. L'allenamento può facilmente spostare il loro metabolismo adattandosi alle esigenze dell'attività. La soglia di conduzione dello stimolo nervoso in queste cellule arriva a 100m/s.

- Fibre bianche II (scarsa presenza di mioglobina)

Sono forti ma poco resistenti alla fatica. La velocità di conduzione è veloce, sino a 120m/s. Il loro metabolismo è prevalentemente anaerobico (glicolitico), con un diametro che è il maggiore in assoluto. Hanno una soglia d'attivazione alta, quindi entreranno in gioco solo se richiamate da sforzi elevati. Queste fibre rivestono un ruolo fondamentale nell'ipertrofia muscolare, mentre quelle di tipo I rispondono all'allenamento diminuendo la loro degradazione proteica (catabolizzano meno), quelle veloci reagiscono aumentando la sintesi proteica.

La membrana cellulare della fibra muscolare è detta sarcolemma. Alle sue estremità si fonde con delle fibre tendinee che si riuniscono in fascicoli e formano tendini muscolari che si interpongono tra le ossa. [S3] Il citoplasma del sarcolemma è detto sarcoplasma. Quest'ultimo al suo interno contiene molti nuclei e proprio per questa caratteristica la fibra muscolare viene definita sincizio (fusione di due o più cellule tra loro). Il sincizio ha origine durante lo sviluppo embrionale per fusione di un grande numero di elementi cellulari precursori: mioblasti. Durante la vita fetale, numerosi mioblasti si annidano al di sotto del sarcolemma delle fibre muscolari originatesi, trasformandosi in una popolazione di cellule quiescenti che prendono il nome di cellule satelliti. La funzione delle cellule satelliti è quella di riserva indispensabile di nuclei durante l'accrescimento e, nell'adulto, costituiscono gli elementi capaci di rigenerare le fibre muscolari danneggiate. Il citoscheletro, composto da proteine, ha una duplice funzione: ancoraggio e trasmissione della forza ad un altro gruppo di proteine dette contrattili, che sono organizzate in miofilamenti. L'unità contrattile di base è il sarcomero (Fig. 1.1D), presente in tutte

le cellule muscolari, ed è connesso in serie lungo una miofibrilla (Fig. 1.1C). Ogni miofibrilla contiene circa 1500 filamenti di miosina (Fig. 1.1L) e 3000 filamenti di actina (Fig. 1.1K). [10]

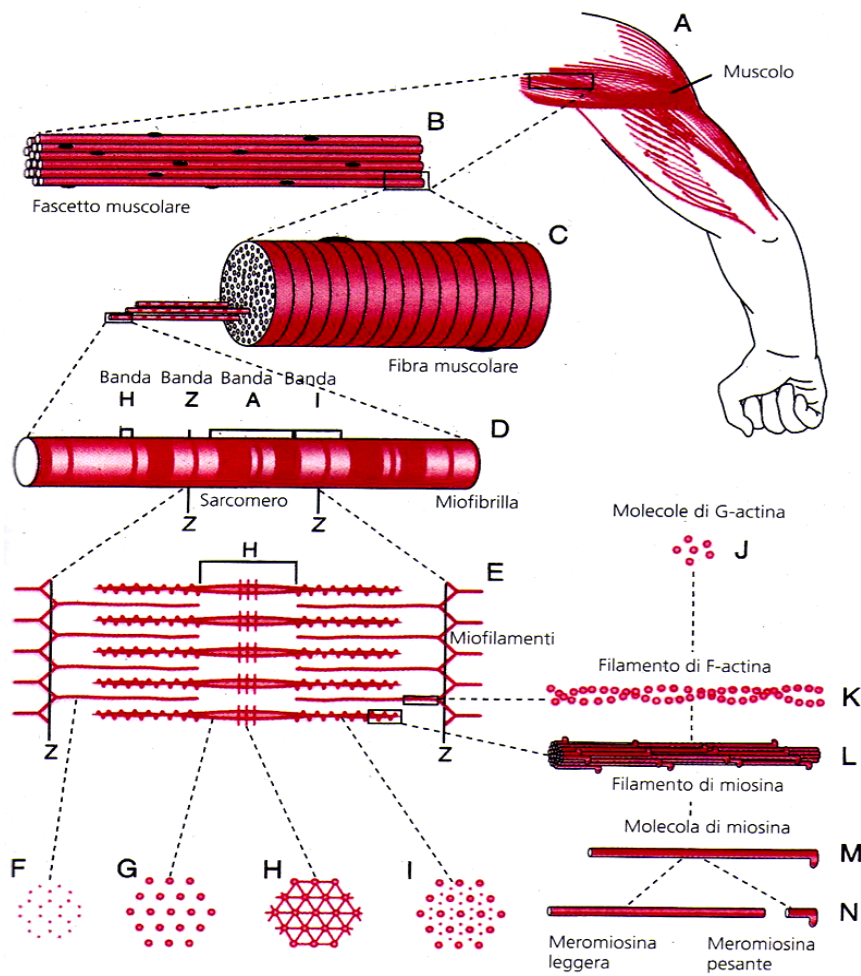
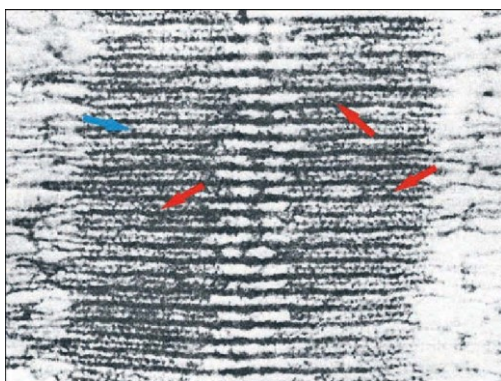


Figura 1.1 Organizzazione macroscopica e microscopica del muscolo scheletrico

## 1.2 Fisiologia della contrazione muscolare

Le cellule muscolari, siano esse del tipo a contrazione lenta che quelle del tipo a contrazione rapida, si contraggono sempre con lo stesso meccanismo; anche se le fibre di tipo II si contraggono più rapidamente di quelle di tipo I. I muscoli sono costituiti da molte fibre muscolari singole. Guardando una fibra muscolare al microscopio, si osserva che essa è costituita da moltissimi elementi ripetitivi, chiamati sarcomeri. (Fig.1.2) [S1] [9]



*Figura 1.2 Sarcomeri osservati al microscopio*

Inoltre, lungo tutta la fibra muscolare ci sono catene di proteine chiamate miofibrille (Fig.1.1D). In una miofibrilla ci sono numerose proteine, ma le uniche importanti nel processo di contrazione di un muscolo sono le proteine actina e miosina, conosciute anche come le proteine contrattili. Perché avvenga la contrazione di un muscolo, è necessario che ci sia un quantitativo sufficiente di ATP (adenosina trifosfato), ovvero uno dei reagenti necessari per la sintesi del RNA, ma soprattutto per il collegamento chimico fra catabolismo e anabolismo che ne costituisce la "corrente energetica", in prossimità delle proteine actina e miosina, e che ci sia un comando dal sistema nervoso centrale. Quando questi due fattori sono presenti, le sottili estremità (teste) della miosina si attaccano all'actina, formando un ponte incrociato actina-miosina. Il processo è definito teoria dei filamenti scorrevoli. L'energia dell'ATP fa sì che le estremità della miosina ruotino verso il centro del sarcomero, trascinando il filamento dell'actina ad esse attaccato, in modo tale che l'actina scorre verso l'interno, e verso il centro del sarcomero. Questo processo fa sì



che ciascun sarcomero si accorci, lungo tutto il muscolo. Poiché tutti i sarcomeri si accorciano nello stesso istante, si verificherà una riduzione della lunghezza dell'intera fibra muscolare. Quando molte fibre si accorciano, si ha una contrazione muscolare; questa consiste, dunque, nell'accorciamento simultaneo di un elevato numero di fibre dello stesso muscolo. Anche se la singola fibra si accorcia quando si contrae, la contrazione muscolare non sempre comporta l'accorciamento dell'intero muscolo. Una contrazione concentrica è quella che comporta l'accorciamento del muscolo; una contrazione eccentrica è quella che avviene quando la resistenza è maggiore della forza sviluppata, e quindi il muscolo in effetti si allunga; una contrazione isometrica è la contrazione delle singole fibre, senza modifiche della lunghezza dell'intero muscolo. Quando una fibra muscolare si accorcia, essa esercita una forza. Poiché i muscoli dello scheletro funzionano secondo il criterio del "tutto o niente", quando una singola fibra si accorcia, essa genera la massima forza di cui è capace, ovvero non è in grado di dosare la forza di contrazione (come, invece, avviene nel muscolo cardiaco).L'entità della forza prodotta durante la contrazione di un muscolo, dipende da due fattori: la dimensione delle singole fibre (una fibra è tanto più forte quanto più è grande) e il numero di fibre muscolari che si contraggono simultaneamente.

La forza generata dalla contrazione muscolare è legata anche alla velocità del movimento intorno all'articolazione ed alla lunghezza iniziale del "ventre" del muscolo. La relazione forza-velocità è tale che quanto più veloce è il movimento tanto più bassa sarà la forza generata dal muscolo in contrazione. Per esempio, il bicipite sviluppa una maggiore forza durante la contrazione se la velocità di rotazione attorno al gomito è di 60 gradi al secondo, di quanta ne sviluppa se la velocità è di 180 gradi al secondo. La relazione forza-lunghezza indica che un muscolo genera la forza massima quando inizia a contrarsi ad una lunghezza pari a 1,2 volte la lunghezza a riposo. Questo spiega perché alcuni atleti come i giocatori di baseball o di golf, eseguono alcuni leggeri esercizi di stretching prima di iniziare i movimenti oscillanti. La forza generata da una fibra è proporzionale alla sua sezione: una fibra larga esercita una forza maggiore di una fibra stretta. Inoltre, la forza esercitata da un muscolo di una determinata sezione è la stessa sia se il muscolo appartiene ad un uomo sia se esso appartiene ad una donna.

Gli uomini sono generalmente più forti perché hanno una maggiore quantità di tessuto muscolare. In ogni muscolo, le fibre sono stimulate singolarmente o a gruppi. [10]

### **1.3 Il sistema nervoso e la trasmissione dell'impulso**

Il complesso sistema di meccanismi che sta alla base della contrazione muscolare e del conseguente spostamento dei segmenti ossei o del loro mantenimento di atteggiamenti posturali è regolato da impulsi che prendono origine a livello del Sistema Nervoso Centrale. Il sistema nervoso, di cui l'unità morfologica è il neurone, una cellula in grado di generare e trasmettere l'impulso nervoso, recepisce gli stimoli e li processa. La struttura del neurone è costituita dal soma, un corpo cellulare dove risiede il nucleo e da cui hanno origine numerosi dendriti e dagli assoni, i primi sono dei prolungamenti che captano le informazioni dall'esterno che poi vengono trasmesse al soma, i secondi invece trasportano le informazioni verso l'esterno, mediante delle terminazioni dette sinapsi. L'assone è rivestito da una guaina detta mielinica che permette la trasmissione dell'impulso da un neurone all'altro. Questa trasmissione avviene sempre in una sola direzione. I neuroni destinati alla muscolatura scheletrica si distinguono in motoneuroni alfa, che innervano le fibre muscolari attraverso delle regioni specializzate dette placche motrici e i motoneuroni gamma, che si portano ai fusi neuromuscolari e sono più piccoli. L'insieme dei motoneuroni alfa, che originano dalle corna anteriori del midollo spinale, e di tutte le fibre muscolari da questo innervate costituisce un'unità motrice. Mentre un motoneurone può innervare più fibre, una fibra può essere innervata da un solo motoneurone e il segnale che esso genera è detto "potenziale d'azione". [S4]

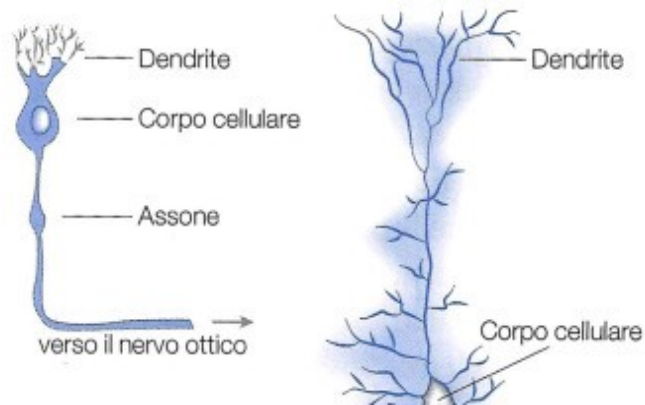


Figura 1.3 Rappresentazione del neurone

#### 1.4 Unità motrice

L'insieme del nervo (collegato al midollo spinale) e delle fibre muscolari da esso stimulate è chiamata appunto unità motrice. Le unità motrici hanno diverse dimensioni. Ci sono unità motrici nelle quali il nervo stimola solo 5-10 fibre; a queste sono associati movimenti piccoli, delicati come muovere gli occhi, battere le palpebre, dipingere. Ma ci sono anche unità motrici che consistono in un nervo di 500-1000 fibre che possono essere sia fibre di tipo I che II. L'unità motrice è costituita da un motoneurone somatico, che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che questo innerva (Fig. 4). Il segnale che questo motoneurone genera è detto "potenziale d'azione" causa primaria della contrazione delle fibre innervate. Quando un impulso è applicato all'interno del muscolo tutte le fibre innervate si attivano. I motoneuroni hanno dimensioni diverse, quelli che innervano le unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione rapida sono più grandi di quelli delle unità motorie composte da fibre muscolari a contrazione lenta. Il punto di innesto o terminazione della fibra nervosa motrice è detto placca motrice o sinapsi neuromuscolare e quest'ultima è composta da due componenti, una pertinente alla cellula muscolare e l'altra alla fibra nervosa. La componente muscolare risulta di piccole invaginazioni del sarcolemma, dette fessure sinaptiche secondarie invece la componente spettante alla fibra nervosa è costituita dalla porzione terminale dell'assone e ramificata nelle fessure sinaptiche primarie. [S5] [S6]

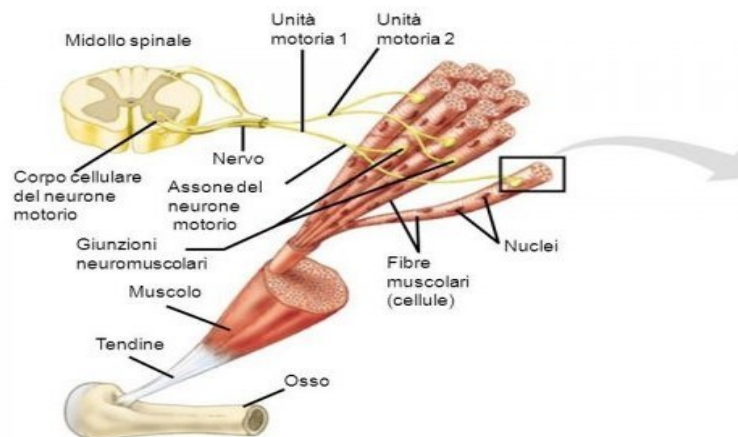


Figura 1.4 Schematizzazione dell'unità motrice

## 1.5 Il potenziale di membrana

Il potenziale di membrana di un neurone a riposo è circa  $-70$  mV. I neuroni comunicano tra loro generando segnali elettrici costituiti da variazioni del potenziale di membrana. Alcune variazioni di tali potenziali elettrici innescano il rilascio di un neurotrasmettitore, che trasmette il segnale ad un'altra cellula. Il potenziale di membrana a riposo dipende da due fattori: gradiente di concentrazione degli ioni (specialmente  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$ ) attraverso la membrana e presenza di canali ionici di membrana. Gli ioni  $\text{Na}^+$  sono più concentrati all'esterno della cellula, pertanto sono soggetti ad una forza chimica che li spinge all'interno. I neuroni hanno gli stessi gradienti ionici attraverso la membrana cellulare ma, possedendo canali sia per  $\text{Na}^+$  che per  $\text{K}^+$ , sono permeabili ad entrambi gli ioni. Tuttavia, a riposo, il numero di canali per il  $\text{K}^+$  aperti è superiore di quello dei canali per  $\text{Na}^+$  aperti, pertanto la membrana risulta 25 volte più permeabile al  $\text{K}^+$  rispetto all' $\text{Na}^+$ . Poiché sia  $\text{Na}^+$  che  $\text{K}^+$  si muovono secondo i propri gradienti di concentrazione, il  $\text{K}^+$  si sposta all'esterno mentre l' $\text{Na}^+$  tenderà ad entrare nella cellula. Il movimento del  $\text{K}^+$  verso l'esterno sarà di entità maggiore poiché la membrana è più permeabile ad esso. In queste condizioni si genera un movimento netto di cariche positive verso l'esterno della cellula che crea un potenziale endocellulare negativo. Divenendo il potenziale di membrana più negativo, ad un certo punto la soglia elettrica raggiunta

rallenterà il flusso di  $K^+$  verso l'esterno, mentre aumenterà il flusso di  $Na^+$  verso l'interno. Alla fine del processo, i due flussi degli ioni divengono uguali ma con direzione opposta ed il flusso netto di cariche sarà uguale a zero. A tal punto, il potenziale di membrana si stabilizzerà intorno ai  $-70$  mV (potenziale a riposo di un neurone). La presenza nella membrana della pompa sodio-potassio evita che venga annullato il gradiente elettrochimico dei due ioni e quindi che il potenziale di riposo si azzeri. Normalmente la pompa sodio-potassio estrude più velocemente  $Na^+$  di quanto non internalizzi  $K^+$  e per questa serie di motivi viene definita pompa elettrogenica (in grado sia di generare potenziali d'azione, sia di mantenerli). Anche altri ioni, quale il  $Cl^-$ , possono contribuire alla genesi del potenziale di riposo.

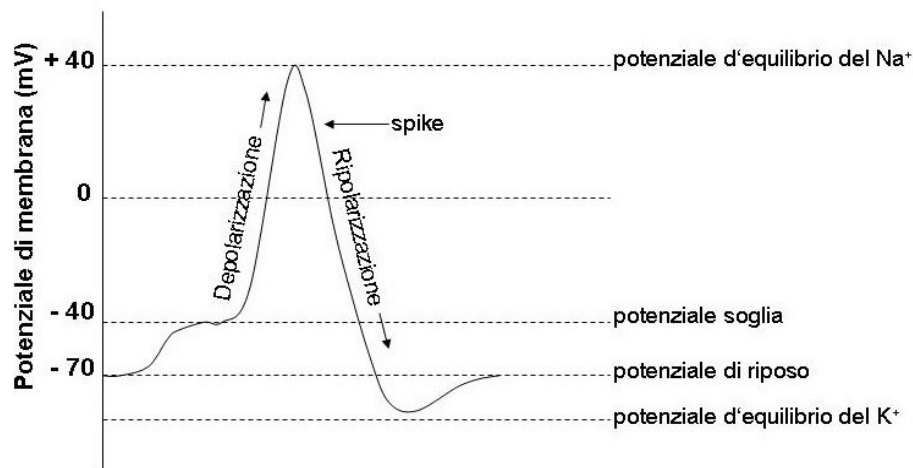


Figura 1.5 Grafico di polarizzazione e depolarizzazione del neurone

## 1.6 Il potenziale d'azione

I potenziali d'azione si generano nelle membrane delle cellule eccitabili (nervose e muscolari) in risposta a potenziali graduati che raggiungono il valore soglia. Durante un potenziale d'azione si verifica un'ampia e rapida depolarizzazione, durante la quale la polarità del potenziale di membrana si inverte e, per un breve periodo di tempo, il potenziale di membrana diventa positivo (passando da  $-70$  a  $+30$  mV). Una volta iniziato, il potenziale d'azione, si propaga per tutta la lunghezza dell'assone senza alcun decremento della propria ampiezza. La genesi del potenziale d'azione si basa sulla permeabilità selettiva della membrana al  $\text{Na}^+$  ed al  $\text{K}^+$  e sui gradienti elettrochimici di questi due ioni a cavallo della membrana. Un potenziale d'azione in un neurone consta di tre fasi distinte:

**Depolarizzazione:** il potenziale di membrana passa rapidamente da  $-70$  a  $+30$  mV. La depolarizzazione è determinata da un brusco aumento della permeabilità al  $\text{Na}^+$  che determina un incremento dell'ingresso di questo ione nelle cellule conseguente all'elevato gradiente elettrochimico.

**Ripolarizzazione:** il valore di  $+30$  mV ritorna al valore di riposo  $-70$  mV. La permeabilità al  $\text{K}^+$  aumenta, per cui tale ione fuoriesce dalla cellula secondo il suo gradiente elettrochimico, ripolarizzando la membrana fino a raggiungere il potenziale di riposo.

**Iperpolarizzazione postuma:** la permeabilità al  $\text{K}^+$  rimane elevata per un breve periodo dopo che il potenziale di membrana ha raggiunto il suo valore di riposo. Durante tale periodo il potenziale di membrana è più negativo del suo valore di riposo ( $-94$  mV). [10]

## 1.7 Muscoli dell'arto inferiore

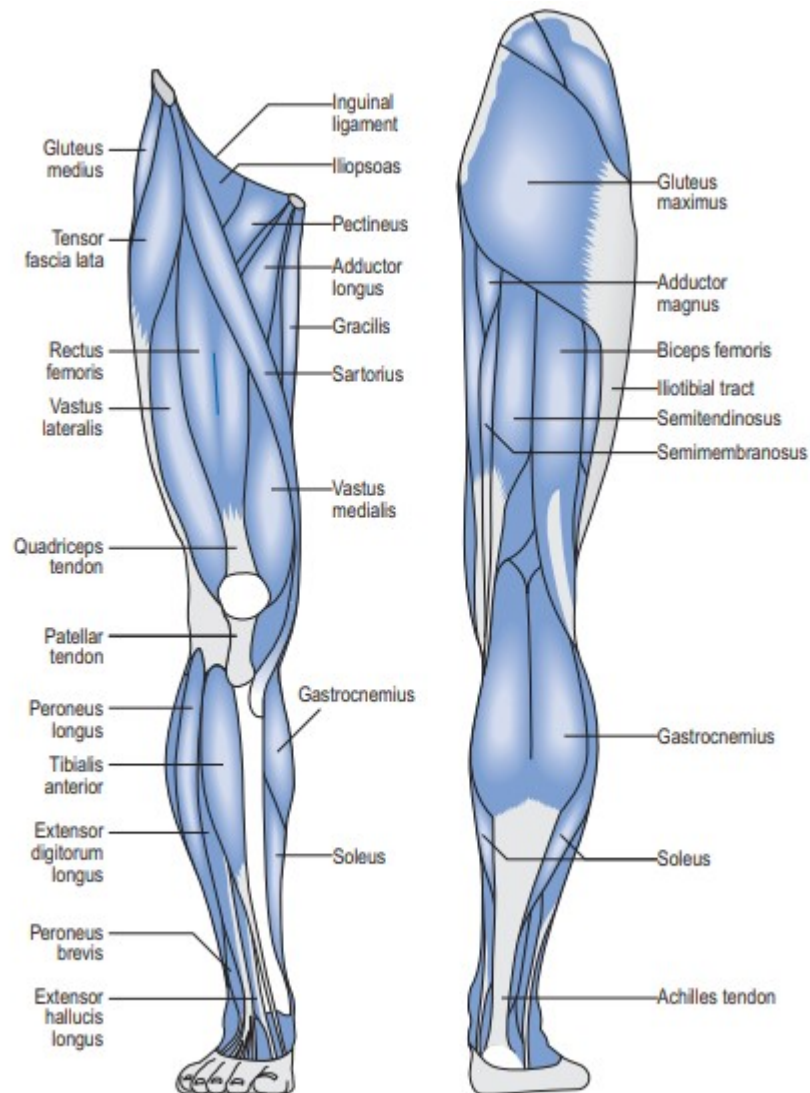


Figura 1.6 Muscoli dell'arto inferiore [11]

Durante la camminata, i muscoli dell'arto inferiore sono quelli che entrano in gioco maggiormente. I muscoli dell'arto inferiore si suddividono in quattro gruppi: muscoli della coscia, della gamba, dell'anca e del piede. Prenderò in considerazione solamente i muscoli importanti trattati successivamente negli studi.

### **1.7.1 Muscoli della coscia**

#### **Muscolo sartorio.**

Occupa una posizione superficiale e si presenta come un muscolo allungato e nastriforme, che attraversa obliquamente la faccia anteriore della coscia, dall'alto in basso e dall'esterno all'interno. Origina dalla spina iliaca anteriore superiore e dalla parte più alta dell'incisura sottostante e, attraversata la faccia anteriore della coscia, giunge in basso, sul lato mediale del ginocchio, dove termina inserendosi all'estremità superiore della faccia mediale della tibia. L'inserzione avviene tramite un tendine slargato che prende il nome di zampa d'oca. La sua faccia anteriore è superficiale; con quella profonda esso incrocia il retto del femore e l'ileopsoas. Incrociando il muscolo adduttore lungo, chiude in basso il triangolo femorale. Prima di raggiungere la regione del ginocchio il sartorio ricopre il canale degli adduttori.

#### **Muscolo quadricipite femorale.**

È il più voluminoso muscolo della regione anteriore della coscia e risulta formato da quattro capi che si raccolgono in un unico tendine terminale.

- Il retto del femore origina dalla spina iliaca anteriore inferiore con un tendine diretto e dalla porzione più alta del contorno dell'acetabolo nonché dalla capsula dell'articolazione coxofemorale con un tendine riflesso.

-Il vasto mediale origina dal labbro mediale della linea aspra e dalla linea rugosa che unisce questa al collo del femore.

-Il vasto laterale origina dalla faccia laterale e dal margine anteriore del grande trocantere, dalla metà superiore del labbro laterale della linea aspra del femore e dal suo ramo che va al grande trocantere.

-Il vasto intermedio, posto profondamente tra il vasto laterale e quello mediale, origina dal labbro laterale della linea aspra e dai 3/4 superiori delle facce anteriore e laterale del femore.



## **Adduttori**

I muscoli adduttori della coscia sono cinque: piccolo adduttore, adduttore lungo, grande adduttore, gracile e pettineo che partono dalla base dell'ischio e del pube e si inseriscono lungo la parte posteromediale del femore, coprendone l'intera estensione. Permettono l'avvicinamento della coscia all'asse mediale del corpo e la sua rotazione interna. Il gracile, che giunge fino alla tibia, prende parte anche alla flessione del ginocchio.

### **1.7.2 Muscoli della gamba**

Si trovano in una loggia delimitata dalla membrana interossea della gamba e dai margini anteriori della tibia e della fibula.

#### **Muscolo tibiale anteriore.**

È il più mediale dei quattro muscoli anteriori. Origina dal condilo laterale e dalla metà superiore della faccia laterale della tibia, dalla porzione supero-mediale della membrana interossea della gamba, dalla fascia crurale che avvolge tutti i muscoli della gamba e dal vicino setto intermuscolare. I suoi fasci si portano verticalmente in basso e, giunti nella porzione inferiore della gamba, continuano nel tendine d'inserzione; questo si dirige medialmente e va a fissarsi al tubercolo del 10 cuneiforme e alla base del 10 osso metatarsale. Il muscolo tibiale anteriore, nella gamba, ha rapporto superficialmente con la fascia crurale, profondamente con la membrana interossea; medialmente è applicato contro la tibia e lateralmente ha i muscoli estensori delle dita e dell'alluce. Nel piede, il tendine d'inserzione passa sotto ai retinacoli dei muscoli estensori che lo separano dalla cute, sormonta l'articolazione tibiotarsica e discende medialmente all'arteria dorsale del piede. Flette dorsalmente, adduce e ruota medialmente il piede.

#### **Muscolo gastrocnemio**

È formato da due ventri muscolari, i gemelli della gamba. Di essi, il laterale origina dall'epicondilo laterale del femore, dal piano popliteo e dalla porzione posteriore della capsula articolare del ginocchio; il mediale si stacca dall'epicondilo mediale,

dal piano popliteo e dalla corrispondente porzione della capsula articolare del ginocchio.

### **Muscolo soleo**

È situato profondamente ai due gemelli, origina dalla parte superiore della testa, dalla faccia dorsale dal margine laterale della fibula, dalla linea obliqua e dal terzo medio e dal margine mediale della tibia, da un'arcata fibrosa tesa fra la testa della fibula e la linea obliqua della tibia, l'arcata del muscolo soleo.

### **Muscolo tibiale posteriore.**

È situato profondamente rispetto ai due muscoli flessori lunghi delle dita e dell'alluce. Origina dal labbro inferiore della linea obliqua e dalla faccia posteriore della tibia, dalla parte superiore della membrana interossea, dalla faccia mediale della fibula e dai setti intermuscolari circostanti. Continua quindi in un tendine d'inserzione che, passato dietro al malleolo tibiale, va a terminare sul tubercolo dello scafoide, sulla superficie plantare dei tre cuneiformi e dell'estremità prossimale del 2°, 3° e 4° osso metatarsale. È in rapporto anteriormente con le facce posteriori della tibia e della fibula e corrisponde alla membrana interossea; posteriormente è ricoperto dai muscoli soleo, flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce. Agisce flettendo plantarmente il piede e partecipa ai movimenti di adduzione e di rotazione interna del piede. [S7] [S8]

## **2 ELETTROMIOGRAFIA**

L'insieme delle reazioni muscolari, che si verificano sotto la pelle e i tessuti sottocutanei, non possono essere misurati direttamente. Grazie all'elettromiografia, invece, riusciamo ad avere un indiretto indicatore della funzione muscolare. I segnali elettrici, che accompagnano la stimolazione chimica delle fibre muscolari, viaggiano attraverso i muscoli e i tessuti adiacenti. Con strumentazione appropriata, questi segnali mioelettrici possono essere registrati e analizzati per determinare i tempi e l'intensità relativa allo sforzo muscolare. L'elettromiografia viene in genere definita come la disciplina che studia la funzione muscolare attraverso l'analisi dell'attività mioelettrica correlata alla contrazione. La definizione più corretta attualmente è quella che intende l'elettromiografia come l'insieme di tutte quelle tecniche di rilevazione, elaborazione e impiego del segnale mioelettrico, manifestazione di tipo elettrica che deriva dall'attivazione muscolare. Le correnti ioniche che scorrono all'interno delle fibre muscolari sono quindi conseguenza diretta del potenziale d'azione che causa l'accorciamento delle fibre e dunque la contrazione del muscolo. Come già precedentemente trattato nel capitolo 1.2 i muscoli sono composti da diverse migliaia di catene contrattili chiamate fibre muscolari. Ogni catena è sotto attivazione diretta del sistema nervoso centrale. Il segnale EMG indica l'attivazione dell'unità motrice (insieme di neuroni e fibre muscolari). L'efficacia dell'azione del muscolo è determinata, principalmente, dal numero di unità motrici che sono attivate. Altri fattori significativi sono le dimensioni, il tipo di fibra e la meccanica intramuscolare ed esterna.

### **2.1 Origine dell'elettromiografia**

I primissimi studi riguardanti la contrazione muscolare condotti da Francis Glisson, medico e fisiologo inglese del 1700 evidenziano che l'uomo può avere movimenti involontari se eccitato a livello muscolare. Successivamente esperimenti condotti da Galvani nel 1786, verificano la comparsa di movimento in risposta a stimoli elettrici. Alla fine del diciannovesimo secolo Erb comincia ad approfondire le caratteristiche dell'impulso nervoso introducendo il concetto di reazione elettrica:

uno stimolo elettrico determina la contrazione del muscolo e l'impulso elettrico richiesto affinché si verifichi tale contrazione muscolare è breve (di durata inferiore ad 1 millisecondo); è indotto inoltre con maggior efficacia da corrente alternata. Louis-Antoine Ranvier (1873) per primo osserva che i muscoli bianchi si contraggono più rapidamente dei muscoli rossi e scopre le modalità di conduzione degli stimoli lungo il nervo mentre Weiss (1901) scopre e definisce la precisa relazione tra quantità di corrente e durata temporale della stessa per produrre una contrazione muscolare. Lapique (1909), riconosciuto il valore di tale acquisizione, se ne serve e ne ricava una legge la quale definisce due parametri fondamentali che regolano l'eccitazione di un tessuto: l'intensità di corrente minima in grado di eccitare un tessuto (reobase, la cui unità di misura è il milliampere) ed il tempo, ovvero la durata dello stimolo necessario per stimolare il tessuto (cronassia). Una più accurata discriminazione di vari gradi di denervazione viene ottenuta successivamente con l'introduzione delle curve ID, usando diversi stimolatori elettronici (Ritchie 1944). Come è noto, il potenziale d'azione segue la legge del "tutto o nulla": una volta raggiunto il valore soglia, valore per il quale si incomincia a percepire lo stimolo, il potenziale d'azione parte indipendentemente dall'intensità dello stimolo che lo ha originato. La curva ID rappresenta i valori minimi del rapporto intensità/tempo sufficienti ad innescare il potenziale d'azione: per valori inferiori alla reobase il potenziale d'azione non si origina, per valori superiori alla reobase occorrono delle intensità inversamente proporzionali alla durata dello stimolo, vale a dire ad un'alta intensità corrisponde ed è quindi sufficiente un tempo di stimolazione di piccola durata, viceversa intensità minori necessitano di un tempo maggiore di stimolazione. Per decenni questo è il metodo elettrico standard per valutare la denervazione di un muscolo. Tale metodo, benché ancora valido, viene soppiantato in primo luogo dagli studi di conduzione del nervo e quindi dalle valutazioni con elettrodi ad ago. Siamo intorno al 1925 quando Scherrington definisce l'unità motrice come "l'insieme formato da un motoneurone, il suo assone e tutte le fibre muscolari da esso innervate", ed Adrian Bronk e Denny Brown (1929) costruiscono il primo elettrodo ad ago concentrico: l'ago, inserito nel muscolo, registra le caratteristiche scariche dei potenziali evocati di unità motrice fornendo misura dell'attività spontanea e volontariamente evocata della fibra

muscolare. L'uso degli aghi selettivi di Adrian e Bronck permette verso il 1940 agli anatomici londinesi Weddel e Feinstein di derivare i potenziali di fibrillazione da muscoli denervati studiandone il decorso dalla neurotmesi alla reinnervazione. È a Jasper, presso il Montreal Neurological Institute della Mc Gill University di Montreal, che si deve la costruzione del primo elettromiografo (1942-44) nonché dei primi aghi-elettrodo isolati attraverso l'uso di vernici tygon (1944). Negli anni '80, grazie all'avvento del computer ed al passaggio dal sistema analogico a quello digitale, si verificato un innovativo apporto di informazioni quantitative e qualitative circa le tecniche elettrodiagnostiche con conseguente miglioramento dello studio della fisiologia dell'unità motrice favore delle diagnosi, del decorso e della prognosi delle patologie neuromuscolari. I termini elettromiografia ed elettromiogramma (EMG) sono stati inizialmente coniati per descrivere il solo esame ad ago, ma nell'uso corrente includono anche l'esame della velocità di conduzione. [S10]

## **2.2 Tipologie di elettromiografia**

L'elettromiografia si divide in due parti: nella prima (elettro-neurografia) si misura la velocità di conduzione di uno stimolo elettrico lungo il nervo, si valuta l'ampiezza del potenziale elettrico evocato e la latenza distale attraverso stimolazione elettrica del nervo con uno stimolatore superficiale posizionato sul nervo e registrazione del potenziale elettrico evocato per mezzo di elettrodi superficiali posizionati sul muscolo.

Nella seconda si inserisce un elettrodo ad ago prima a riposo, in un secondo tempo durante contrazione minima del muscolo, infine alla massima contrazione. Questa seconda parte indica la presenza di attività elettrica spontanea, l'ampiezza e la durata dei potenziali elettrici muscolari, il numero di unità motorie attivate al massimo sforzo. [12] [S9] Il segnale elettromiografico corrisponde dunque al potenziale rilevato con uno più elettrodi all'interno del volume conduttore del muscolo o sulla superficie della pelle. Per questo motivo esistono ad oggi due tipologie di elettromiografia dipendentemente al tipo di elettrodo utilizzato:

- elettromiografia ad ago o a filo, la più invasiva considerando che l'acquisizione del segnale e la rilevazione della tensione vengono effettuate all'interno del muscolo utilizzando un ago che si inserisce sottocute proprio nel muscolo. Tale tecnica fornisce un'informazione molto precisa che permette l'individuazione dei contributi dovuti ad unità motorie differenti;

- elettromiografia di superficie (sEMG), in cui i sensori sono posti sulla cute. Il segnale superficiale è il risultato della sovrapposizione dei potenziali d'azione di tutte le unità motorie al di sotto degli elettrodi. Più i muscoli sono profondi, più la superficie in cui il potenziale è rilevabile aumenta e la sua ampiezza diminuisce. L'elettromiografia di superficie è soggetta a maggiori disturbi, tuttavia è più economica e meno invasiva, [12] [13]

### **2.2.1 Elettromiografia di superficie**

L'utilizzo dell'elettromiografia di superficie (sEMG) in campo medico e di analisi del movimento sta prendendo sempre più piede, da un lato per le caratteristiche di non invasività, dall'altro per le tecniche computerizzate sempre più all'avanguardia, che possono fornire informazioni sullo stato del muscolo, i suoi tempi di attivazione eventuali affaticamenti muscolari. Nel capitolo 2 si è visto come la contrazione del muscolo avvenga quando il motoneurone attiva l'unità motoria, generando una distribuzione di potenziale utile tra il neurone e le varie fibre. Questa distribuzione di tensione si propaga all'interno del muscolo, depolarizzando la giunzione neuronale e sino al tendine. L'unità motoria in contrazione può essere rappresentata, come un tripolo con in serie un dipolo, ovvero la distribuzione di carica portata dal motoneurone entra nell'unico ingresso del tripolo le cui uscite si dirigono una verso l'entrata del dipolo, l'altra verso la cute, uscendo dalla fibra. Allo stesso modo, l'uscita del dipolo, che rappresenta la zona tendinea, fa sì che il potenziale esca dal muscolo e arrivi sino alla cute. Queste diffusioni ioniche verso la cute vengono acquisite dagli elettrodi attraverso appunto l'elettromiografia superficiale. [13] [14]



*Figura 2.1 Elettrodi per l'elettromiografia di superficie*

## **2.3 Il segnale EMG**

### **2.3.1 Modello elettrico per il potenziale d'azione e il MUAP**

Il ciclo di depolarizzazione e ripolarizzazione di un neurone forma un dipolo elettrico che viaggia lungo la superficie di una fibra muscolare. A seconda della distanza spaziale tra gli elettrodi 1 e 2 il dipolo forma una differenza di potenziale tra gli elettrodi nell'esempio illustrato in figura 2.2, in cui per semplicità si è considerata una sola fibra muscolare. Il potenziale d'azione viaggia verso la coppia di elettrodi. Un aumento della differenza di potenziale è misurato tra gli elettrodi ed è più alta in posizione T2. Se il dipolo raggiunge un'eguale distanza tra gli elettrodi la differenza di potenziale supera la linea zero e diventa più alta nella posizione T4, il che significa che la distanza è minima dall'elettrodo 2. Questo modello spiega perché il potenziale d'azione monopolare crea un segnale bipolare all'interno dell'amplificazione differenziale. Poiché un'unità motrice è composta da molte fibre muscolari, la coppia di elettrodi "vede" la grandezza di tutte le fibre innervate all'interno di questa unità motrice a seconda della loro distanza spaziale e della risoluzione. In genere, si riassumono in un potenziale d'azione trifasico dell'unità motrice (MUAP-motor unit action potential), che si differenzia per la forma e le

dimensioni in funzione dell'orientamento geometrico delle fibre in rapporto al sito dell'elettrodo. [12]

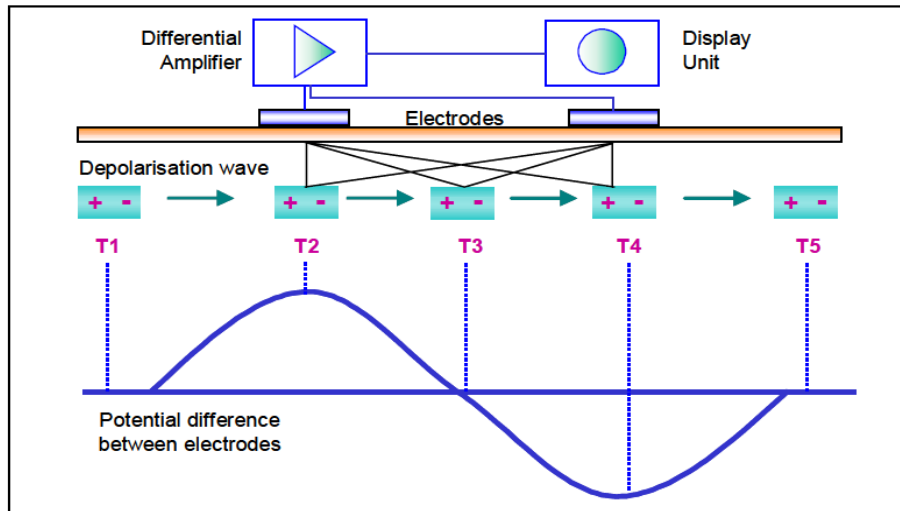


Figura 2.2 Modello semplificato dell'attività elettrica per una fibra muscolare [12]

- T1: il potenziale viene generato e inizia a viaggiare sulla fibra
- T1-T2: il potenziale rilevato cresce man mano che diminuisce la distanza tra fronte di depolarizzazione ed elettrodo 1 (supposto collegato al polo positivo dell'amplificatore)
- T2: minima distanza dall'elettrodo 1 (massimo potenziale positivo rilevato)
- T2-T4: il potenziale decresce all'avvicinarsi del fronte di depolarizzazione all'elettrodo 2 (supposto collegato al - dell'amplificatore)
- T3: quando il dipolo è equidistante tra gli elettrodi il potenziale rilevato assume valore nullo
- T4: minima distanza tra dipolo ed elettrodo 2 (minimo potenziale rilevato)
- >T4: all'allontanarsi dal secondo elettrodo il potenziale cresce fino a diventare nullo.



Estendiamo quanto visto alla singola unità motoria (MU), ovvero il complesso formato da più fibre innervate dallo stesso assone.

Si può notare come, in termini anatomici, le placche motorie non siano perfettamente allineate in senso longitudinale sulla singola MU. La coppia di elettrodi rileva i potenziali generati da tutte le fibre della MU che avranno diversi contributi sia in termini di ampiezza (in dipendenza della distanza tra la singola fibra e la MU) che di ritardo temporale (in dipendenza del punto di innervazione)

Il segnale risultante sarà la somma dei singoli contributi

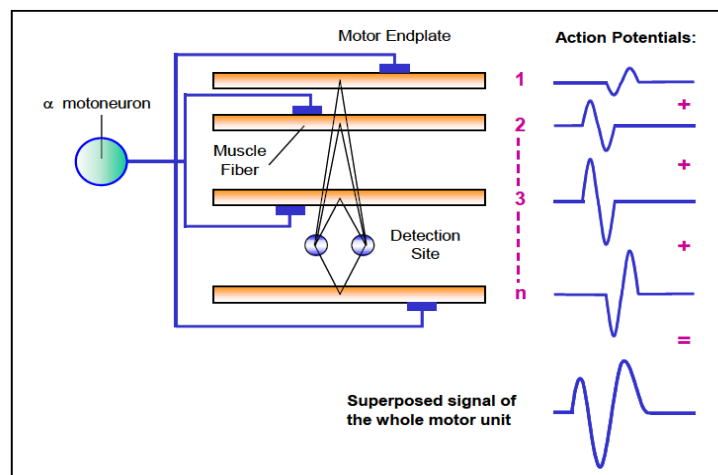
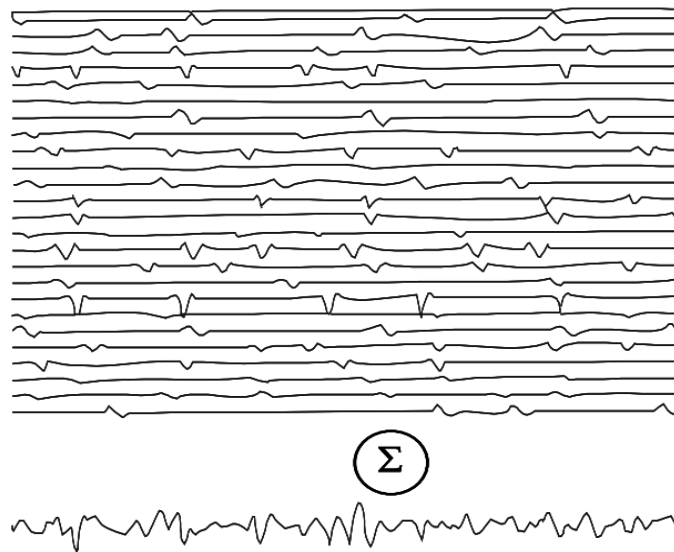


Figura 2.3 Potenziale d'azione dell'unità motoria MUAP [12]

### 2.3.2 Sovrapposizione dei Muap

I potenziali d'azione di tutte le unità motorie attive rilevabili sotto il sito dell'elettrodo sono elettricamente sovrapposti (Fig. 2.4) e osservati come a segnale bipolare con distribuzione simmetrica di ampiezze positive e negative di cui il valore medio è uguale a zero. Questa configurazione è denominata pattern di interferenza.



*Figura 2.4 Sovrapposizione del segnale MUAP*

### **2.3.3 Reclutamento e frequenza di attivazione**

I due più importanti meccanismi che influenzano l'ampiezza e la densità (numero di attraversamento delle zero nell'unità di tempo) dei segnali misurati sono il reclutamento delle unità motorie e la loro frequenza di attivazione (o frequenza di firing). Questi due parametri sono le principali strategie di controllo utilizzate dal sistema nervoso centrale per regolare il processo di contrazione e modulare quindi la forza del muscolo coinvolto. I tessuti effettuano un filtraggio (passa basso) sul segnale originale, per questo motivo il segnale EMG, soprattutto se rilevato con elettrodi di superficie, non riflette ampiezza e frequenza originali, ma ne è solo una rappresentazione. [12]

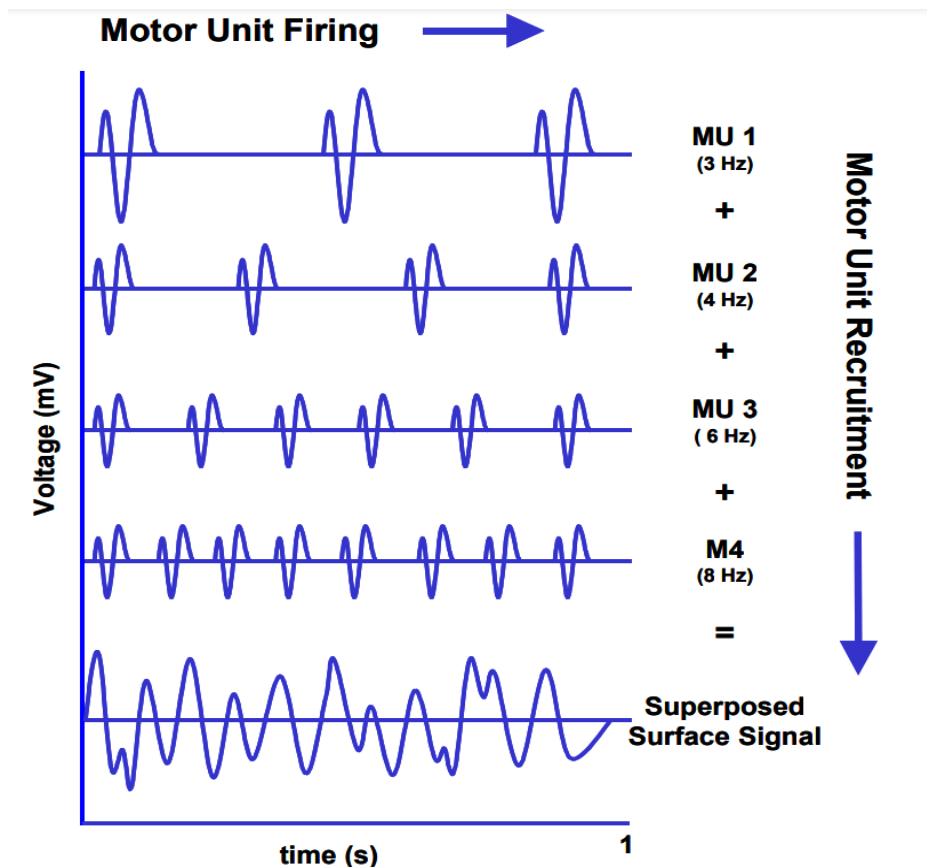


Figura 2.5 Reclutamento di quattro unità motorie a differente frequenza di firing [12]

### 2.3.4 Segnale EMG grezzo

Un segnale non filtrato e non elaborato che rileva i MUAP sovrapposti è definito segnale EMG “grezzo”. (Fig.2.6) Quando il muscolo è rilassato, è possibile notare una linea di base EMG più o meno priva di rumore (baseline), caratterizzata dal fatto che nessun potenziale d’azione si propaga lungo le fibre. La linea di base EMG grezza il rumore dipende da molti fattori, tra cui la qualità dell'amplificatore e il rumore ambientale. Presupponendo prestazioni di amplificazione all'avanguardia, il rumore della linea di base medio non deve essere superiore a 3-5 microvolt. Lo studio della qualità di base dell'EMG è un punto di controllo molto importante di ogni misurazione. Il muscolo sano e rilassato non mostra alcuna attività EMG significativa a causa della mancanza di depolarizzazione e di potenziali d'azione. Il pattern di interferenza del segnale EMG ha natura casuale in quanto il set delle unità motorie attivate cambia costantemente con il diametro delle MU disponibili e

gli effetti dei MUAP si sovrappongono arbitrariamente. A parità di task motorio, effettuato con la stessa forza, è del tutto improbabile osservare gli stessi pattern nel segnale. Applicando algoritmi di filtraggio o selezionando opportuni parametri di ampiezza si cerca di limitare la parte non riproducibile del segnale. Idealmente vorremmo ottenere tramite opportune tecniche di processing un tracciato che sia direttamente legato a una caratteristica del muscolo (principalmente forza generata). [12] [15]

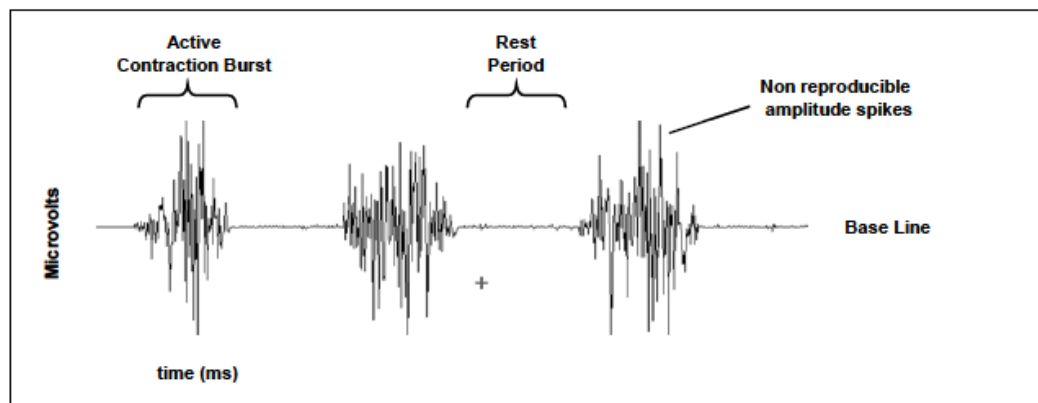


Figura 2.6 Segnale grezzo rilevato da elettrodi di superficie [12]

### 2.3.5 Fattori che influenzano il segnale EMG

Nel suo percorso dalla membrana muscolare fino agli elettrodi, il segnale EMG può essere influenzato da più fattori che ne possono alterare forma e caratteristiche. Fondamentalmente possono essere raggruppati in:

#### 1) Caratteristiche dei tessuti

Il corpo umano è un buon conduttore elettrico, ma purtroppo la conducibilità elettrica varia a seconda del tipo di tessuto, dello spessore, di cambiamenti fisiologici e variazioni temperatura. Queste condizioni sono molto soggettive e possono variare notevolmente da un individuo ad un altro e spesso la comparazione tra questi segnali non ci fornisce alcun dato. [12]

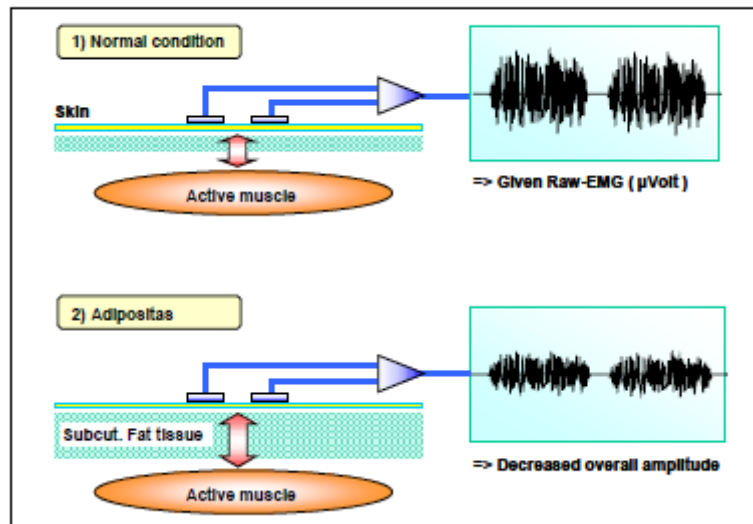


Figura 2.7 Comparazione di segnali [12]

## 2) Cross talk fisiologico

Quando si vuole rilevare l'attività di un determinato muscolo, soprattutto se si utilizzano elettrodi di superficie, l'effetto di muscoli vicini può essere non trascurabile (10-15% del totale). Contributo assai difficile da eliminare per via algoritmica. Picchi del segnale elettrocardiografico si possono sovrapporre a quelli del segnale utile rilevato tramite elettrodi di superficie. L'effetto è maggiore quando si intende rilevare l'attività dei muscoli del tronco o delle spalle.

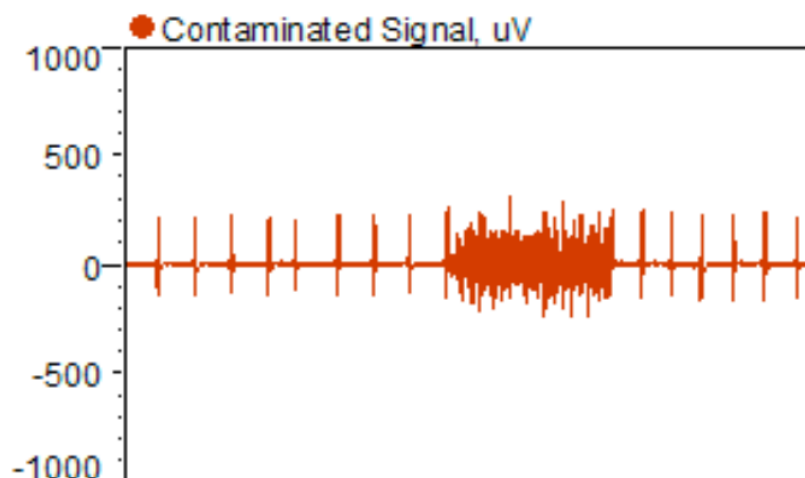


Figura 2.8 Segnale contaminato proveniente un un'acquisizione grezza [12]

### **3) Variazioni geometriche**

Durante la contrazione muscolare la posizione reciproca tra elettrodi e ventre muscolare può cambiare; è un problema intrinseco nelle misure dinamiche e può essere causato anche da una variazione di pressione sull'elettrodo

### **4) Rumore esterno**

Il rumore esterno può essere causato da un accoppiamento con sorgenti elettromagnetiche esterne (e.g. frequenza di rete).

### **5) Impedenza della cute**

Generalmente la pelle viene preparata (pulizia, lieve abrasione) per decrementare il più possibile l'impedenza (ordine 10-50 k-Ohm) [15]

## **2.4 Scelta degli elettrodi**

Il progetto europeo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [16] propone delle procedure per il posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione del segnale elettromiografico. La quasi totalità delle raccomandazioni per l'applicazione degli elettrodi adotta un sistema di riferimento anatomico basato su aree ossee dominanti e prominenze o altre strutture che possono essere facilmente palpate (punti di repere).

La maggior parte dei muscoli importanti degli arti e del tronco possono essere misurati mediante elettrodi di superficie, invece i muscoli più profondi, più piccoli o sovrapposti richiedono un'applicazione di filo sottile per essere rilevati in modo sicuro o selettivo. [16]

### Fine Wire Sites:

### Surface Sites:

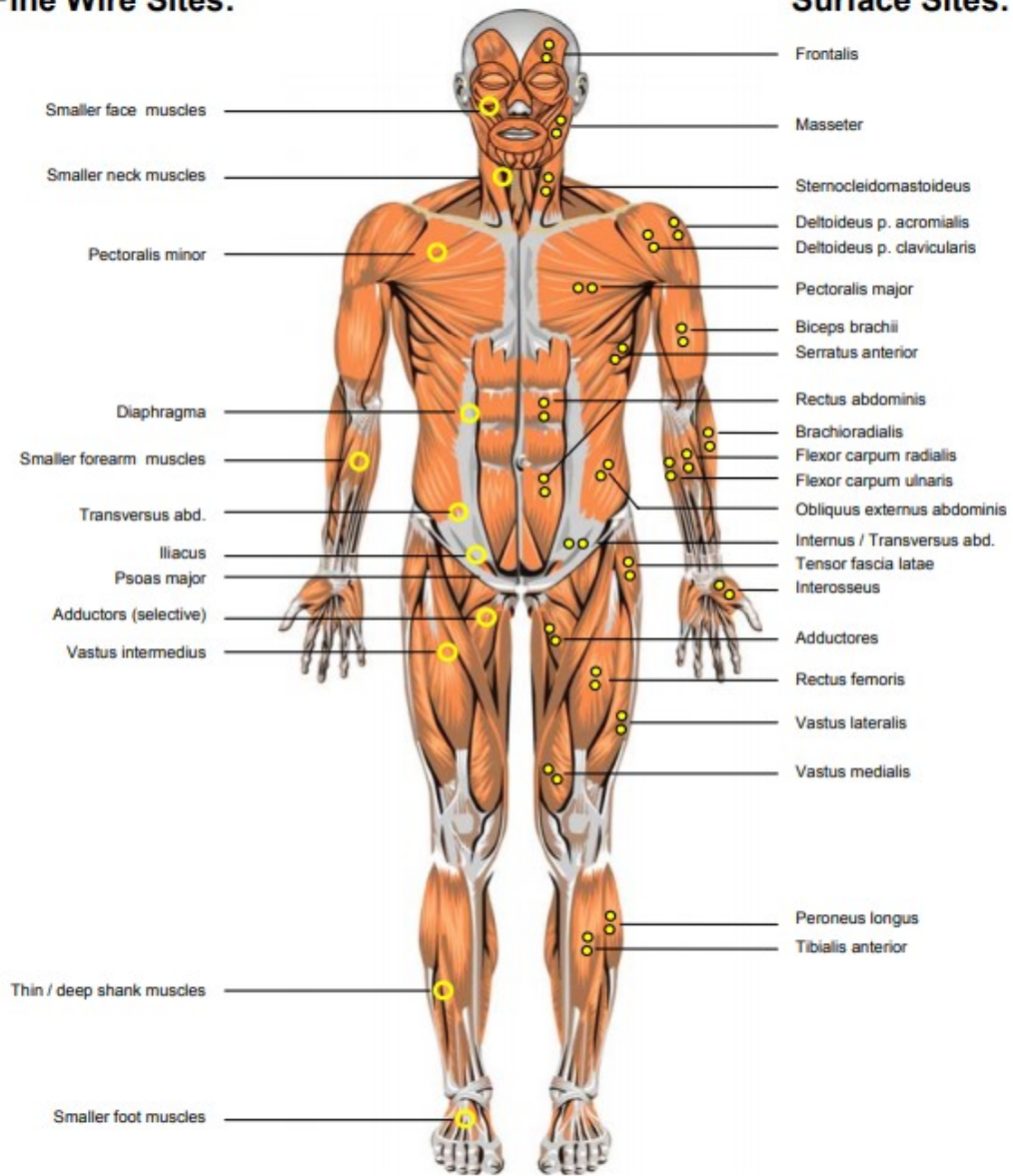
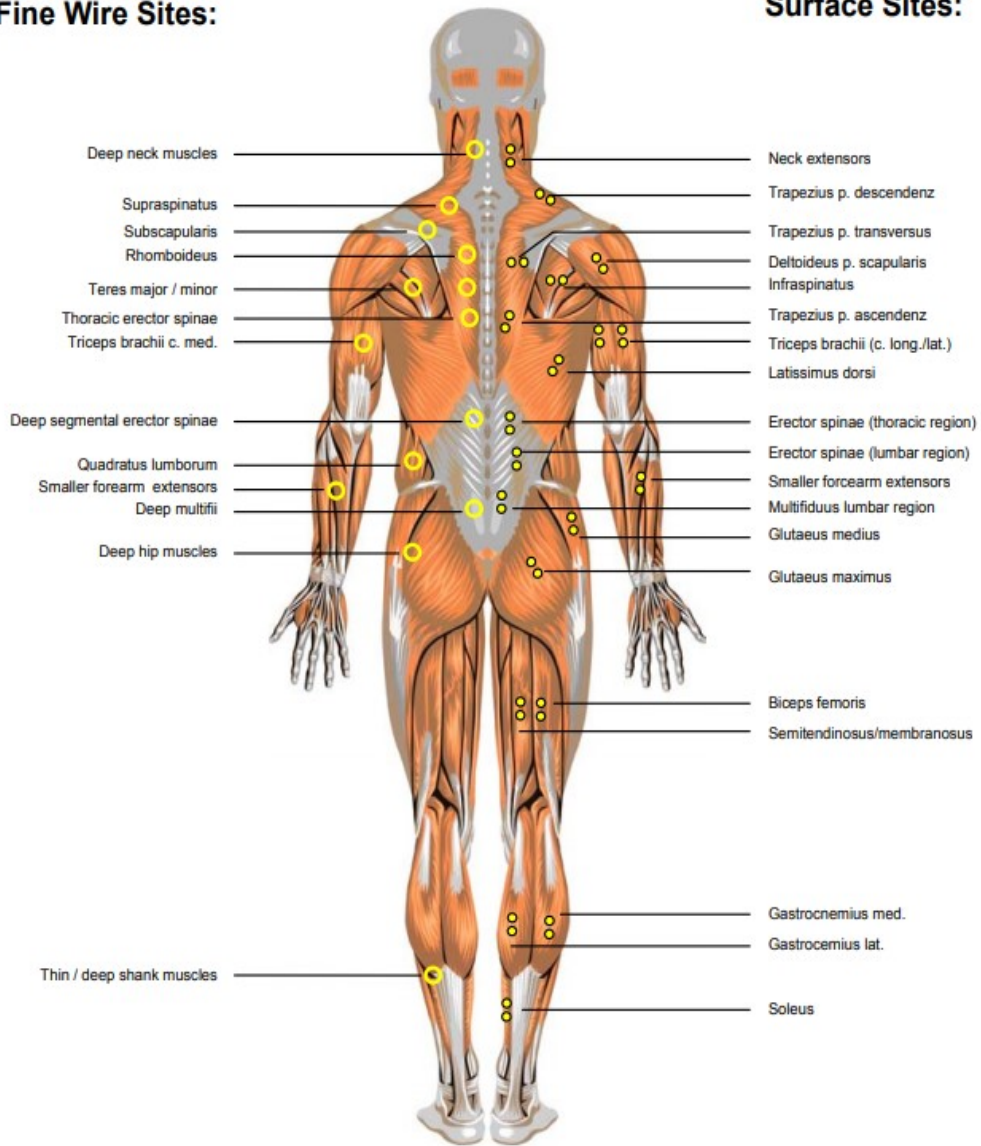


Figura 2.9 Visione frontale del posizionamento degli elettrodi

**Fine Wire Sites:**

**Surface Sites:**



*Figura 2.10 Visione posteriore per il posizionamento degli elettrodi*



### 3 GAIT ANALYSIS

La Gait analysis o analisi dell'andatura è lo studio sistematico della locomozione animale, in particolare lo studio del movimento umano, attraverso l'uso di specifiche strumentazioni per misurare i movimenti, la meccanica del sistema locomotore e l'efficienza muscolare.

#### 3.1 Il cammino umano e il ciclo del passo

Nel cammino le gambe ripetono una sequenza di movimenti che consentono l'avanzamento del corpo, mantenendolo in assetto stabile. Durante il cammino, una gamba serve come supporto mentre l'altra avanza. Una singola sequenza per un arto è chiamato ciclo del passo (gait cycle). Per comprendere la complessità degli eventi che intercorrono tra un passo e l'altro, bisogna considerare diversi aspetti. Nell'azione del cammino il nostro corpo deve svolgere alcune importanti funzioni:

- 1) generare una forza propulsiva da parte dei muscoli;
- 2) mantenere l'equilibrio e la stabilità del corpo nonostante le continue variazioni posturali;
- 3) attenuare l'impatto del piede con il terreno;
- 4) automatizzare il gesto in modo da renderlo poco dispendioso per l'organismo.

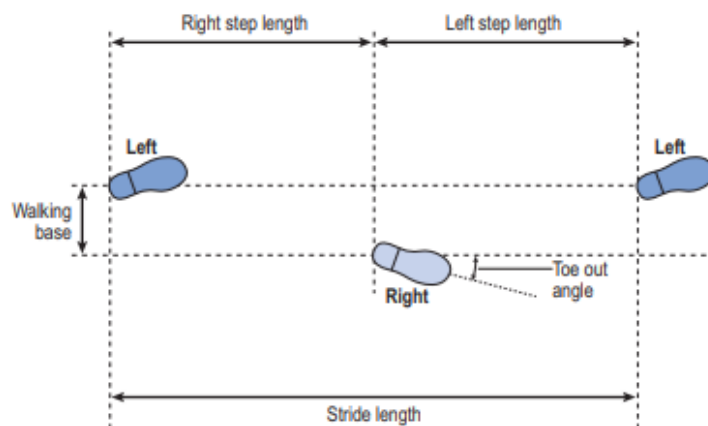


Figura 3.1 Schematizzazione di un ciclo del passo

La deambulazione è quindi data da una successione ciclica di movimenti ritmici alternati che ci consente di spostare in avanti il nostro corpo. Per comprendere meglio la biomeccanica del cammino è necessario analizzare il ciclo completo della locomozione. Viene definito ciclo del cammino il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede sul terreno (Fig. 3.1). Ogni ciclo del passo è diviso in due periodi:

1. fase di appoggio (stance) durante la quale il piede rimane a contatto con il suolo;
2. fase di oscillazione (swing) durante la quale l'arto viene sollevato e portato in avanti per prepararsi all'appoggio successivo. Tale fase viene anche chiamata fase di trasferimento. Ogni ciclo inizia e termina con entrambi i piedi a contatto con il terreno, Possiamo, quindi, dividere il ciclo del passo in tre distinti momenti:

- Fase iniziale di doppio appoggio o carico: quando entrambi i piedi sono al suolo, il carico del peso del corpo è equamente diviso sui piedi;
- Supporto (carico) su una sola gamba: inizia quando il piede opposto è sollevato per oscillare. Durante questa fase l'intero peso del corpo è tenuto su una sola gamba;
- Fase terminale di doppio appoggio: in questa fase la distribuzione del carico è asimmetrica.

È stato dimostrato che la durata di queste fasi è inversamente proporzionale alla velocità con cui si cammina, perciò ad una velocità di 80m/minuto la fase d'appoggio dura il 62% e quella d'oscillazione il 38% dell'intero ciclo del passo. Il tempo complessivo delle due fasi diminuisce man mano che la velocità aumenta; viceversa aumenta man mano che la velocità diminuisce. Quando si cammina velocemente, si allunga la fase di supporto su una sola gamba, mentre si abbrevia quella di doppio appoggio. [1]



Figura 3.2 Le due fasi dell'andatura

Durante il cammino, una gamba serve come supporto mentre l'altra avanza in un nuovo punto di supporto, poi le gambe invertono i ruoli e la gamba che era stabile diventa mobile, mentre quella mobile torna stabile.

### 3.2 Fasi del ciclo del passo

Il ciclo del passo si divide in otto fasi funzionali di appoggio a terra.

#### 3.2.1 Contatto iniziale (initial contact)

Costituisce lo 0-2 % del ciclo del passo. L'arto è posizionato in modo da iniziare l'appoggio con lo scorrimento del calcagno; in questa fase il piede viene a contatto con il suolo attraverso il tallone. Durante il contatto iniziale l'anca è flessa ed il ginocchio è esteso; la tibia è flessa dorsalmente ed è posizionata a 90° (posizione neutra) in modo da determinare un'inclinazione ottimale dell'avampiede verso l'alto. L'arto sinistro è alla fine della fase di appoggio. Per quanto riguarda l'attività muscolare, in questa fase sono attivi sia il quadricipite che i muscoli pretibiali e ischio-crurali (semimembranoso, semitendinoso e capo lungo del bicipite).

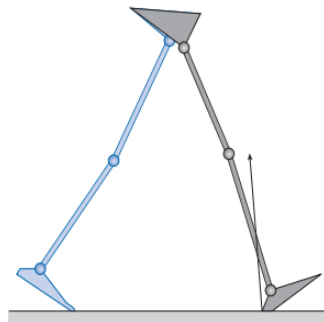


Figura 3.3 Initial contact [11]

### 3.2.2 Caricamento della risposta (loading response)

Rappresenta lo 2-10 % del ciclo del passo, fornisce assorbimento dell'impatto, stabilità sotto carico e conservazione della progressione. Questa fase inizia con il contatto iniziale al suolo e continua finché l'altro piede non viene sollevato per l'oscillazione. Nella risposta al carico, il peso del corpo è trasferito sull'arto che avanza. Utilizzando il rotolamento del calcagno, il ginocchio è flesso per assorbire l'impatto e la flessione della tibia limita il rotolamento del calcagno mediante il contatto dell'avampiede con il suolo. L'arto sinistro è in fase di pre-oscillazione e per l'attività muscolare in questa fase sono attivi il grande gluteo e il quadricipite.

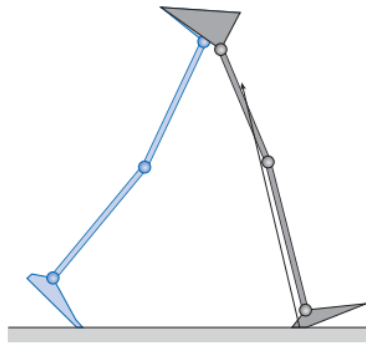
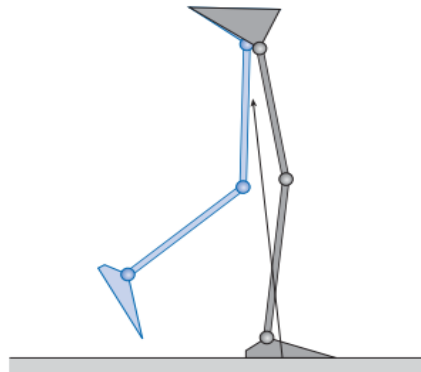


Figura 3.4 Loading response [11]

### 3.2.3 Posizione intermedia (mid stance)

Corrisponde allo 10-30 % del ciclo del passo. Gli obiettivi principali sono la progressione del corpo sul piede in appoggio e la stabilità del tronco e dell'arto. Questa fase inizia nel momento in cui il piede controlaterale (in questo caso piede sinistro) viene sollevato e continua fino a quando il peso corporeo non risulta allineato sull'avampiede, cioè la parte anteriore del piede. Nella prima metà della fase di appoggio singolo, l'arto sinistro avanza oltre il piede in appoggio mediante la flessione dorsale della tibia, mentre il ginocchio e l'anca si estendono. L'arto

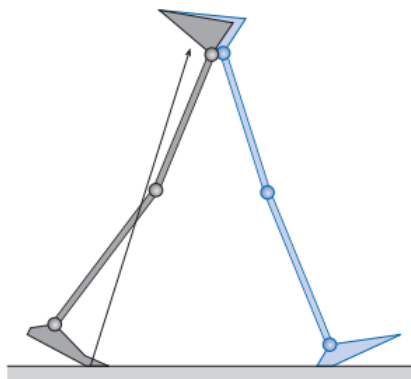
sinistro avanza nella sua fase di oscillazione intermedia. In questa fase sono attivi il soleo ed il gastrocnemio, che sono gli unici muscoli flessori plantari attivi.



*Figura 3.5 Mid stance [11]*

### **3.2.4 Appoggio terminale (terminal stance)**

Inizia con l'innalzamento del tallone e continua finché l'altro piede non colpisce il suolo. Durante questa fase, il peso del corpo viene trasferito oltre l'avampiede; il calcagno si solleva e l'arto sinistro avanza. Il ginocchio dell'arto in esame continua ad estendersi per poi flettersi leggermente; l'aumento della tensione dell'anca pone l'arto in una posizione di maggiore avanzamento. L'arto sinistro si trova nella fase di oscillazione terminale. L'attività muscolare di questa fase prevede l'utilizzo di soleo e gastrocnemio che sono i muscoli flessori plantari attivi. [11]



*Figura 3.6 Terminal stance [11]*

### 3.2.5 Pre-oscillazione (pre-swing)

È caratterizzata da un intervallo temporale del 50-60% del ciclo del passo ed è la fase di doppio appoggio. L'obiettivo principale è quello di consentire la progressione in avanti del corpo mediante il meccanismo di push-off. L'arto di riferimento risponde con un aumento della flessione plantare della tibia, un aumento della flessione del ginocchio e una diminuzione dell'estensione dell'anca. L'arto sinistro si trova nella fase di risposta al carico. Nell'attività muscolare agiscono l'adduttore lungo ed il retto femorale, oltre a una debole azione dei muscoli del polpaccio. [3]

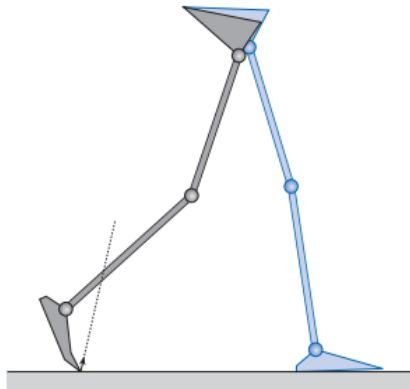
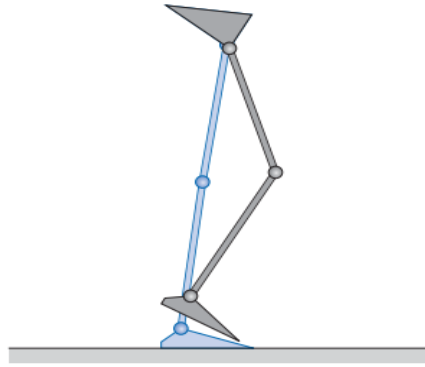


Figura 3.7 Pre-swing [11]

### 3.2.6 Oscillazione iniziale (initial swing)

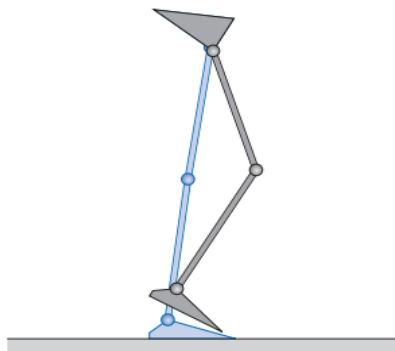
L'intervallo temporale è compreso tra 50 e 60% del ciclo del passo. Gli obiettivi principali sono l'avanzamento dell'arto e il sollevamento del piede dal suolo. Questa fase inizia con il sollevamento del piede dal terreno e termina quando l'arto oscillante si trova parallelo al piede di appoggio. Il piede dell'arto di riferimento è sollevato e l'arto avanza mediante la flessione dell'anca e del ginocchio. La tibia risulta parzialmente dorsi-flessa. L'arto sinistro invece si trova nella fase iniziale di appoggio intermedio. Nell'attività muscolare sono attivi i muscoli pretibiali, l'iliaco e il capo breve del bicipite.[3]



*Figura 3.8 Initial swing [11]*

### **3.2.7 Oscillazione intermedia (mid swing)**

Corrisponde al 75-80 % del ciclo del passo. Gli obiettivi di questa fase sono l'avanzamento dell'arto e il sollevamento del piede dal suolo. L'oscillazione intermedia inizia quando l'arto oscillante (arto di riferimento), si trova in posizione opposta all'arto in carico e termina quando l'arto in oscillazione avanza e la tibia risulta verticale. L'avanzamento dell'arto destro oltre la linea di gravità, si ottiene mediante una flessione dell'anca. Al ginocchio è permesso di estendersi in risposta alla gravità, mentre la tibia continua la dorsi-flessione fino alla posizione neutra.[3]



*Figura 3.9 Mid swing [11]*

### 3.2.8 Oscillazione terminale (terminal swing)

L'intervallo temporale va da 85 a 100 % del ciclo del passo. L'obiettivo è il completo avanzamento dell'arto di riferimento e la successiva preparazione all'appoggio del secondo ciclo che inizia. Questa fase inizia con la tibia in posizione verticale e termina quando il piede prende contatto con il terreno. L'avanzamento completo dell'arto di riferimento si ha nel momento in cui la gamba si trova davanti alla coscia e la completa estensione del ginocchio. L'anca mantiene la sua iniziale flessione e la tibia rimane dorsi-flessa fino alla posizione neutra. L'arto opposto si trova nella fase di appoggio terminale. Per l'attività muscolare sono attivi i muscoli pretibiali, ischiocrurali (semimembranoso, semitendinoso e capo lungo del bicipite) ed il quadricipite. [3]

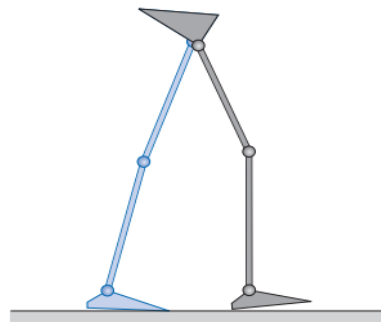


Figura 3.10 Terminal swing [11]

### 3.3 Parametri spazio-temporali

Nell'ambito del ciclo del passo si possono definire i principali parametri spazio-temporali di riferimento:

-lunghezza del passo: è la distanza tra due appoggi iniziali consecutivi dello stesso piede; viene anche definita come la lunghezza del piede più la distanza coperta in fase di oscillazione; rappresenta l'equivalente del ciclo del passo ed è espressa in metri.

-durata del passo: è l'intervallo di tempo tra due successivi contatti iniziali dello stesso arto ed è espressa in secondi.

-lunghezza del semi-passo: è definita come la distanza tra l'appoggio di un piede (generalmente il tallone) e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale; la



lunghezza del semi-passo è quindi la distanza tra il tallone del piede sinistro e il tallone del piede destro nel momento in cui entrambi i piedi vengono a contatto con il suolo ed è espressa in metri;

-durata del semi-passo: è definita come l'intervallo temporale che descrive il contatto iniziale dei due piedi ed è misurato in secondi.

-larghezza del passo: è definita come la distanza tra la linea mediana che intercorre tra i talloni in appoggio dei due piedi (ha un valore che oscilla dai 5 ai 7 cm per un soggetto normale). [11]

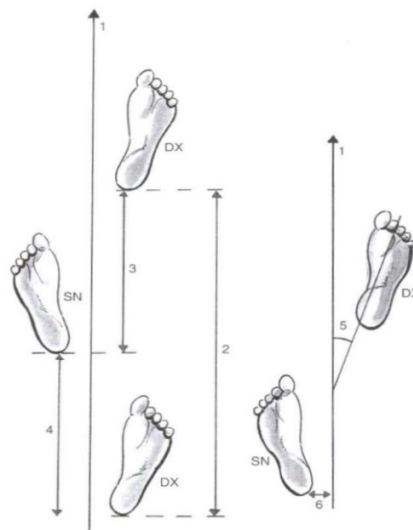


Figura 3.11 Parametri spazio-temporali

### 3.4 Suddivisioni del corpo durante la camminata

Durante il cammino il corpo è funzionalmente diviso in due unità, il passeggero e il locomotore. Sebbene in entrambe ci siano movimenti e azioni muscolari ben definite, l'intensità del lavoro nel cammino delle due parti è differente.

#### 3.4.1 Unità passeggero (passenger unit)

L'unità passeggero o semplicemente hat (head, arms, trunk), è formata da collo, testa, tronco e braccia, anche se non contribuiscono direttamente all'atto del camminare. L'azione muscolare all'interno del collo e del tronco serve a mantenere

una posizione neutra che non compromette la camminata. L'unità passeggero rappresenta il 70% del peso corporeo in cui il centro di gravità si trova in posizione anteriore alla decima vertebra toracica. La funzione principale di questa unità è garantire il corretto allineamento degli arti inferiori per spostare la base di supporto.

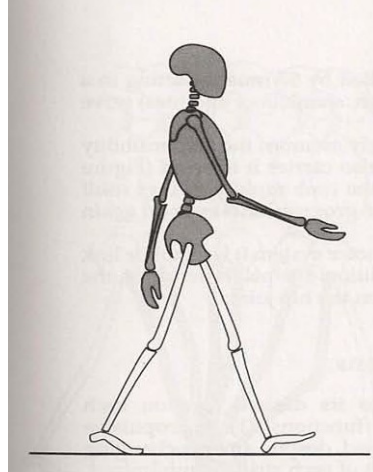


Figura 3.12 Passenger unit [1]

### 3.4.2 Unità locomotore (locomotor unit)

È formata dai due arti inferiori e il bacino e sono coinvolte in tutto undici articolazioni, fra cui lombosacrale, anca bilaterale, articolazioni del ginocchio e della caviglia. Le tempistiche e l'entità del movimento di ciascun arto sono controllate da 57 muscoli che agiscono in modo selettivo. I segmenti ossei fungono da leve che permettono di supportare l'unità passeggero e portarla in avanti per fornire ogni volta sostegno progressivo ad ogni passo. Il bacino ha una doppia funzione: di collegamento mobile tra i due arti e da segmento inferiore dell'unità passeggero che sovrasta le articolazioni dell'anca. Data l'importanza dell'unità locomotora per il trasporto del corpo, l'arto portante svolge quattro funzioni distinte:

- Genera una forza repulsiva
- Mantiene una stabilità verticale, nonostante il continuo mutamento
- Riduce al minimo lo shock di impatto col terreno, per ogni passo
- Riduce lo sforzo muscolare, preservando energia.

Ciascuna funzione è regolata da un modello preciso che rappresenta una complessa serie di interazioni fra massa corporea e arti inferiori. Durante la camminata questi modelli si fondono in un unico modello tridimensionale.[3]

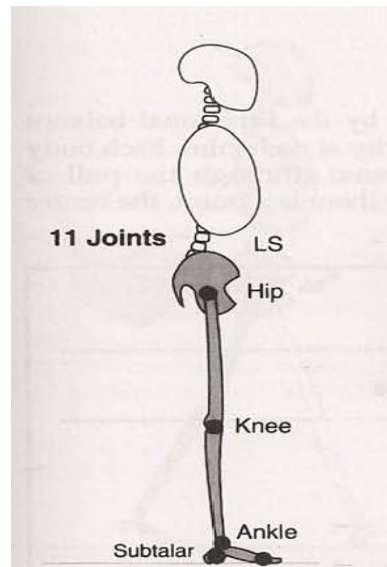


Figura 3.13 Locomotor unit [1]

### 3.5 Stabilità posturale

La stabilità in posizione verticale è determinata dall'allineamento del corpo e dall'attività muscolare di ciascuna articolazione. Quando il baricentro di ogni segmento corporeo sovrasta il centro di gravità articolare, si ha stabilità passiva, la cui sicurezza e la qualità del supporto dipende da eventuali forze esterne. La stabilità in piedi è messa a dura prova da tre situazioni anatomiche ben precise.

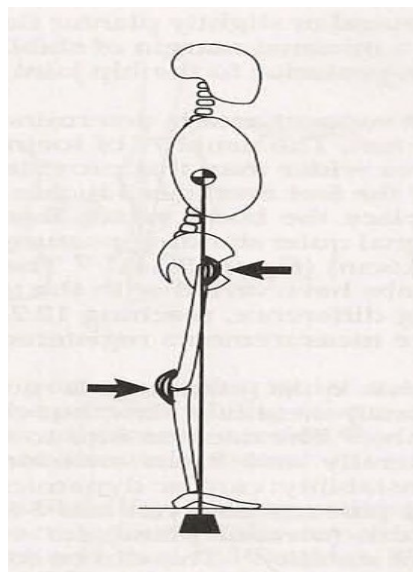
-Relazione tra locomotor e passenger, in cui il 70% della massa corporea sovrasta il restante 30% dell'unità locomotoria.

-Natura segmentata degli arti di supporto.

-Contorni delle articolazioni dell'arto inferiore

Il fattore determinante di instabilità è dato proprio dal peso corporeo e dal suo effetto contro il locomotor, identificato con GRFV (ground reaction force vector), ovvero il vettore di reazione al suolo o vettore del corpo.

Sebbene nella posizione di quiete in piedi, l'attività muscolare e la sua esigenza sia al minimo in quanto la velocità dell'andatura è nulla, all'interno del nostro corpo ogni singola oscillazione potrebbe alterare la stabilità. Anche la forza di un battito cardiaco potrebbe causare instabilità così come variazioni della mobilità della caviglia o del ginocchio. La normale posizione in piedi utilizza solamente un margine minimo di stabilità, con il baricentro del corpo appena 0.6 cm posteriormente all'asse dell'articolazione dell'anca. La condivisione equa del peso corporeo tenderebbe a posizionare il vettore corporeo attraverso il centro dell'area di supporto ma in realtà la normale postura di quiete tende ad essere spostata leggermente a destra. Attraverso tecniche di analisi, possiamo notare che la calma non è proprio stazionaria bensì vi è un continuo spostamento del peso tra i due arti, seppure piccolo. I meccanismi che causano questo spostamento sono dinamica cardiaca e mancanza di propriocezione, ovvero la mancanza di sensibilità spaziale dovuta a stimoli interni al corpo. Ogni persona possiede una propria versatilità posturale. [1]



*Figura 3.14 Stabilità posturale [1]*

## **4 “IL CAMMINO SU TAPIS ROULANT – ANALISI DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA”**

L'utilizzo del tapis roulant nell'analisi del passo offre una serie di potenziali vantaggi:

- consente la locomozione all'interno di un'area ridotta
- facilita l'utilizzo di varie tipologie di apparecchiature di monitoraggio che necessitano di agganci al soggetto.
- permette di imporre vincoli di velocità ben controllati per un confronto più significativo dei parametri tra le sessioni.

Il tapis-roulant è molto diffuso nel mondo sportivo e per questo è interessante conoscere come diverse caratteristiche costruttive inducano diversi pattern cinematici e diverse acquisizioni di segnali EMG. In letteratura sono presenti studi che prendono in considerazione le differenze tra corsa su terreno e su tapis roulant che forniscono spunti da cui partire per analizzare come cambia la cinematica articolare e l'acquisizione del segnale sui diversi appoggi. Le spiegazioni delle differenze biomeccaniche tra la corsa su terreno e su tappeto possono essere diverse. In primo luogo, fattori non meccanici come la familiarità con quel tipo di corsa o la diversità negli stimoli visivi ed auditivi possono modificare i pattern motori di un soggetto in corsa. In secondo luogo, differenze nella resistenza dell'aria possono alterare i movimenti dei segmenti corporei e dunque modificare l'acquisizione del segnale inducendo ad errore. In terzo luogo, differenze nella durezza della superficie di corsa possono indurre una variazione della rigidità della gamba. Quarto, l'energia che può essere scambiata tra corridore e tappeto se la velocità del nastro non è costante tra un passo e l'altro, può modificare la cinematica degli arti inferiori. L'utilizzo di un tappeto ad alta potenza è un metodo per evitare che vi siano differenze nei pattern motori imputabili alla variabilità della velocità del nastro tra un passo e l'altro. Quindi sebbene il tappeto offra il vantaggio di avere prove di lunga durata all'interno di un volume di acquisizione del movimento stazionario, non esistono consensi concreti sul fatto che i risultati della camminata

su tapis roulant rappresentino accuratamente la camminata in superficie. Gli studi che sto per proporre analizzano in grande parte queste differenze sia per quanto riguarda la meccanica articolare che, in maggior modo in ambito elettromiografico. Dal punto di vista medico e diagnostico conoscere le differenze fra le due tipologie di acquisizione del segnale EMG ci permettono di valutare e capire quale acquisizione prediligere in particolari circostanze.

#### **4.1 Primo studio: Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds [17]**

##### **4.1.1 Obiettivo**

L'analisi dell'andatura è spesso limitata dalla mancanza di dati riguardanti la camminata soprattutto nei pazienti con deficit motorio-neuronali. Inoltre, come già visto in precedenza può essere fatta sia in superficie che sul tapis roulant. Questo studio ha confrontato i dati cinematici ed elettromiografici di soggetti sani che camminano a velocità auto-selezionate e molto lente su un tapis roulant motorizzato e in superficie. L'obiettivo è dunque quello di confrontare i modelli di andatura cinematica ed elettromiografica di adulti in salute durante la deambulazione normale in superficie e sul tapis roulant. Questi dati aiutano senz'altro a identificare e isolare l'effetto della velocità di deambulazione dei pazienti in riabilitazione per fornire una maggiore comprensione in termini di analisi dell'andatura per i soggetti sani e durante una riabilitazione.

##### **4.1.2 Materiali e metodi**

###### ***4.1.2.1 Soggetti***

I soggetti in questione sono 18 volontari in salute (13 donne e 5 uomini), senza condizioni che influiscano sulla loro andatura o sulla tolleranza al protocollo di valutazione. L'età dei soggetti varia dai 23 ai 58 anni e il peso dai 52 agli 87 kg.

Unico fattore limitante per il gruppo di volontari era legato semplicemente alle risorse utilizzate. Tutti i dati sono stati raccolti nel laboratorio di analisi dell'andatura e del movimento del Centro di riabilitazione (Ottawa, Canada).

#### **4.1.2.2 Protocollo di valutazione**

I soggetti hanno camminato in superficie su una passerella di 10 metri e su un tapis roulant motorizzato (Biodex Medical Systems, Inc., Shirley, NY), e sono stati testati in una singola sessione. Per tutti i soggetti sono stati raccolti i dati di tre prove per ogni velocità: a una velocità auto-selezionata (naturale) e a velocità di 0,30 m/s e 0,20 m/s (per un totale di nove prove). Per raggiungere queste velocità più lente, i soggetti hanno camminato tra due fasci di luce mentre un computer forniva un feedback su schermo delle loro velocità di camminata. Tutti i dati EMG sono stati ottenuti dal lato destro di ogni soggetto utilizzando interruttori basografici per identificare il “tempo del passo”. Questo protocollo è stato ripetuto per la condizione su tapis roulant. Il tapis roulant è stato impostato alla velocità media naturale per ogni individuo, velocità in superficie, così come a 0,30 m/s e 0,20 m/s.

#### **4.1.3 Elettromiografia e interruttori basografici**

I dati EMG sono stati raccolti da cinque muscoli degli arti inferiori destri: retto femorale, vasto laterale (VL) e mediale, tibiale anteriore e gastrocnemio mediale. La pelle è stata preparata e pulita, per diminuire la resistenza e la componente di rumore. Elettrodi preamplificati (DelSys, Inc., Boston, MA) sono stati collocati in posizioni standardizzate per la registrazione ottimale del segnale EMG di attivazione muscolare. Quattro interruttori basografici, posizionati sotto la suola, hanno fornito informazioni sul contatto piede-terreno durante il ciclo di andatura.

#### **4.1.4 Analisi dei dati**

I dati EMG sono stati filtrati a 10 Hz e rettificati in un involuppo lineare con l'utilizzo del software BIOPROC (Università di Ottawa, Ontario, Canada) e poi normalizzati ad una percentuale di un passo. Le ampiezze del segnale EMG sono state normalizzate al 100 per cento del valore medio dello stesso muscolo alla naturale velocità sul terreno. Questa normalizzazione ha permesso di confrontare le tre diverse velocità di camminata in superficie e sul tapis roulant. I dati EMG di quattro

passi all'interno di ogni prova (tre prove per un massimo di 12 passi) sono stati mediati per ogni velocità. Il range medio di movimento (ROM) dei segmenti della caviglia, del ginocchio, dell'anca e del tronco è stato mediato su tre passi e sono state ottenute le SD (deviazioni standard). Sono state calcolate le medie e le deviazioni standard per la velocità di camminata (metri al secondo), la cadenza (passi al minuto), la lunghezza del passo (metri) e i tempi di posa (espressi in percentuale del passo) per i 18 soggetti.

#### **4.1.5 Risultati**

##### ***4.1.5.1 Parametri spazio-temporali***

La tabella 4.1 illustra i risultati spazio-temporali della camminata in superficie e sul tapis roulant a velocità naturale e a velocità molto (0,30 e 0,20 m/s). La variabilità della cadenza media, della falcata e dei periodi di sosta erano simili tra la camminata in superficie e il tapis roulant alle tre velocità di camminata. Tuttavia, la velocità più lenta (0.20 m/s) ha mostrato la maggiore variabilità in superficie e sul tapis roulant. Esisteva una differenza statisticamente significativa tra la cadenza e il tapis roulant in superficie e la lunghezza del passo a velocità naturale (cadenza,  $p = 0,004$ ; lunghezza del passo,  $p = 0,002$ ). Alle due velocità più basse, la velocità in superficie e quella sul tapis roulant non differivano in modo significativo. Tuttavia, tutti i parametri spazio-temporali a entrambe le velocità più lente erano significativamente diversi da queste variabili a velocità naturale ( $p < 0,05$ ).



Tabella 4.1 Parametri spazio-temporali medi dell'andatura ( $n = 18$ )  $\pm$  deviazione standard su terreno e tapis roulant a velocità di camminata naturale e lenta.

| Parameter           | Overground                   | Treadmill                    | <i>p</i> -Value, Paired <i>t</i> -Test |
|---------------------|------------------------------|------------------------------|--|
| Cadence (steps/min) |                              |                              |  |
| Natural             | 112.3 $\pm$ 9.3              | 117.8 $\pm$ 7.2              | 0.004*                                 |
| 0.30 m/s            | 48.9 $\pm$ 8.7 <sup>†</sup>  | 52.5 $\pm$ 9.4 <sup>‡</sup>  | 0.14                                   |
| 0.20 m/s            | 41.3 $\pm$ 11.8 <sup>†</sup> | 41 $\pm$ 10 <sup>‡</sup>     | 0.89                                   |
| Stride Length (m)   |                              |                              |  |
| Natural             | 1.55 $\pm$ 0.13              | 1.47 $\pm$ 0.08              | 0.002*                                 |
| 0.30 m/s            | 0.74 $\pm$ 0.13 <sup>†</sup> | 0.71 $\pm$ 0.12 <sup>†</sup> | 0.26                                   |
| 0.20 m/s            | 0.65 $\pm$ 0.16 <sup>†</sup> | 0.63 $\pm$ 0.23 <sup>†</sup> | 0.76                                   |
| Stance (%)          |                              |                              |  |
| Natural             | 62.1 $\pm$ 2.5               | 63.1 $\pm$ 2.4               | 0.13                                   |
| 0.30 m/s            | 72.7 $\pm$ 3.9 <sup>†</sup>  | 71.4 $\pm$ 3.2 <sup>†</sup>  | 0.19                                   |
| 0.20 m/s            | 74.8 $\pm$ 4.2 <sup>†</sup>  | 73.3 $\pm$ 4.8 <sup>†</sup>  | 0.23                                   |

Tabella 4.2 Campo di movimento medio (ROM) in gradi ( $n = 10$ )  $\pm$  deviazione standard dei segmenti della caviglia, del ginocchio, dell'anca e del tronco, in superficie e sul tapis roulant a velocità naturale e lenta.

| Segments (ROM) | Overground      | Treadmill                   | <i>p</i> -Value, Paired <i>t</i> -Test |
|----------------|-----------------|-----------------------------|--|
| Ankle (°)      |                 |                             |  |
| Natural        | 28.3 $\pm$ 5.0  | 30.9 $\pm$ 5.7              | 0.28                                   |
| 0.30 m/s       | 23.4 $\pm$ 7.8  | 20.6 $\pm$ 6.6*             | 0.10                                   |
| 0.20 m/s       | 23.9 $\pm$ 10.4 | 22.9 $\pm$ 8.5 <sup>†</sup> | 0.64                                   |
| Knee (°)       |                 |                             |  |
| Natural        | 64 $\pm$ 4.8    | 61 $\pm$ 10                 | 0.34                                   |
| 0.30 m/s       | 48 $\pm$ 3.9*   | 46.1 $\pm$ 4.3*             | 0.25                                   |
| 0.20 m/s       | 46.4 $\pm$ 6.7* | 45 $\pm$ 5.9*               | 0.63                                   |
| Hip (°)        |                 |                             |  |
| Natural        | 38.2 $\pm$ 6.4  | 38.3 $\pm$ 6.2              | 0.98                                   |
| 0.30 m/s       | 27.7 $\pm$ 6*   | 29.6 $\pm$ 4.5*             | 0.20                                   |
| 0.20 m/s       | 26.9 $\pm$ 6.1* | 28.1 $\pm$ 2.7*             | 0.53                                   |
| Trunk (°)      |                 |                             |  |
| Natural        | 10.9 $\pm$ 2.4  | 10.9 $\pm$ 3.1              | 0.98                                   |
| 0.30 m/s       | 4.4 $\pm$ 1.1*  | 6.3 $\pm$ 1.2*              | 0.001 <sup>‡</sup>                     |
| 0.20 m/s       | 4.3 $\pm$ 1.1*  | 5.4 $\pm$ 1.4*              | 0.09                                   |

La tabella 4.1 illustra la differenza tra la variabilità e la media del ROM totale al naturale e per le due velocità di camminata più lente sul terreno e sul tapis roulant. La tabella 4.2 invece fornisce informazioni temporali specifiche che mostrano i modelli cinematici medi alle tre velocità di camminata. Uno spostamento di fase è correlato ad una differenza nella durata dell'appoggio e dell'oscillazione alle velocità di camminata più lente. Nello studio viene inoltre descritto, in termini di ampiezza e tempi, il comportamento di ogni segmento nelle fasi di Stance e Swing del ciclo del passo

**Caviglia (ankle):** in superficie, a velocità naturale, è stata osservata una flessione plantare della caviglia dopo un primo contatto seguito da una dorsiflessione. Tuttavia, una leggera perdita di flessione plantare si è verificata dopo il contatto iniziale a entrambe le velocità più basse. Nella fase di terminal Stance, la flessione plantare media, a velocità naturale, era di 9°, mentre alle due velocità più lente, la flessione plantare era assente. Questo cambiamento ha diminuito il ROM totale della caviglia da 28° a velocità naturale, rispettivamente a 23° e 24° per 0,30 m/s e 0,20 m/s. Sul tapis roulant, la caviglia a tutte e tre le velocità ha perso la postura di flessione plantare prevista dopo il contatto iniziale, indicando un contatto più piatto del piede in contrasto con la fase di appoggio. Nella fase di terminal Stance, l'ampiezza della flessione plantare della caviglia era leggermente maggiore rispetto a quella fuori terra ed è stata sostanzialmente ridotta alle velocità più basse. La ROM ridotta della caviglia a entrambe le velocità di camminata più lente era significativamente diversa dalla ROM a velocità naturale ( $p < 0,05$ ).

**Ginocchio (knee):** In superficie, a velocità naturale, la flessione del ginocchio nella fase di Initial contact ha mostrato un tipico schema di flessione/estensione a 10°. Questa caratterizzazione era assente alle due velocità di camminata più lente. A velocità naturale, la flessione media del ginocchio ha raggiunto un picco di 61° nella fase di swing, mentre alle due velocità più lente si è verificata una diminuzione di 16° e 23° nelle ampiezze medie di picco a 0,30 m/s e 0,20 m/s. Queste differenze nella ROM del ginocchio ad entrambe le velocità più lente rispetto alla velocità naturale erano statisticamente significative ( $p < 0,01$ ). Sul tapis roulant, a velocità naturale, la postura del ginocchio al contatto iniziale era leggermente più “pieghevole” rispetto al terreno, ma è stata mantenuta la tipica flessione/estensione

del ginocchio nella fase di carico a terra. A velocità più basse, il modello del ginocchio era simile alla condizione di normale deambulazione, perdendo la risposta di flessione/estensione. La massima flessione del ginocchio nella fase di oscillazione a tutte e tre le velocità sul tapis roulant era simile, per tempistica e ampiezza, alla condizione in superficie e mostrava una riduzione media di  $19^\circ$  e  $24^\circ$  alle due velocità di camminata più lente.

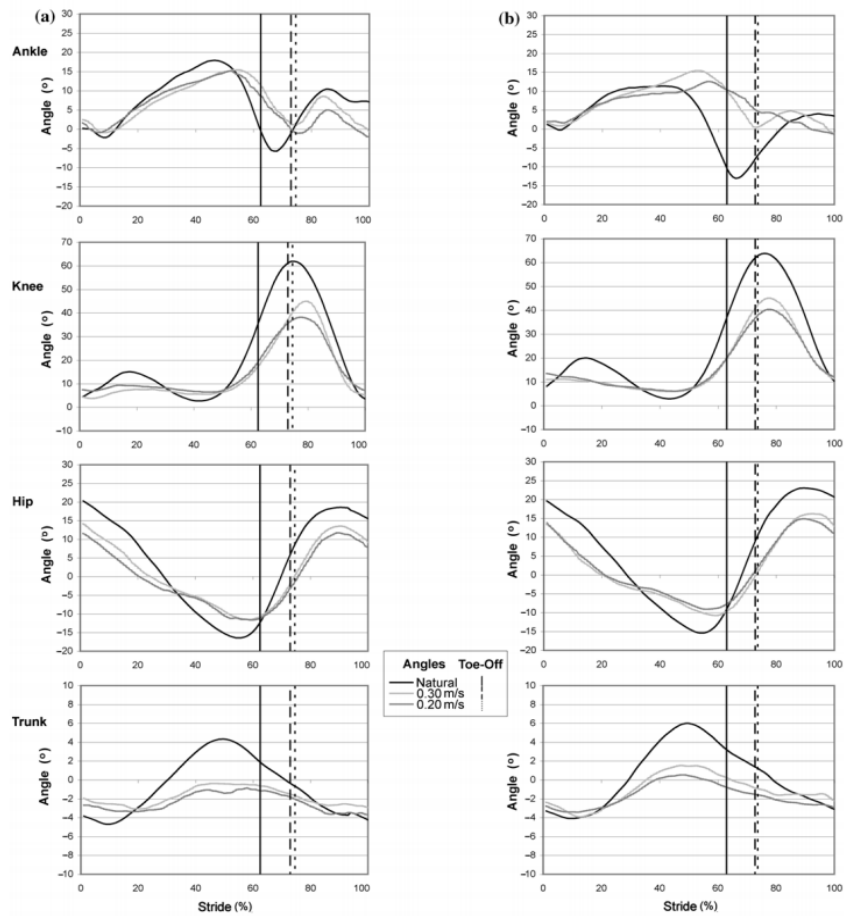


Figura 4.1 Movimento segmentale di caviglia, ginocchio, anca e tronco ( $n = 10$ ) normalizzato al 100% di una falcata a tre velocità di camminata. a) In superficie b) Sul tapis-roulant

#### 4.1.5.2 *Segnale EMG*

Gli involucri lineari EMG mediati dell'insieme sono stati normalizzati ad una percentuale del passo. La tensione media dell'involucro lineare a velocità normale per ogni muscolo di ogni soggetto è stata calcolata e poi utilizzata per normalizzare le tensioni per le tre velocità di camminata del soggetto. La figura 4.2 fornisce i valori medi di picco EMG espressi come percentuale del valore medio EMG di ciascun muscolo a velocità naturale in superficie.

**Tibiale Anteriore:** in superficie, a velocità naturale, il muscolo tibiale anteriore (TA) era tipicamente bifasico, con il picco più grande al contatto iniziale corrispondente alla flessione plantare controllata dalla caviglia. Alle due velocità più lente, il picco del segnale al contatto iniziale e al toe-off era sostanzialmente inferiore rispetto alla velocità naturale. Sul tapis roulant, a velocità naturale, è emerso un simile schema bifasico. Il primo picco al contatto iniziale era relativamente maggiore che in superficie. Anche il secondo picco è stato simile al modello in superficie. Alle velocità più basse, i picchi sono diminuiti in modo simile al contatto iniziale e al toe-off, ma il modello fasico principale è rimasto inalterato.

**Gastrocnemio mediale:** in superficie, a velocità naturale, il gastrocnemio mediale (MG) era tipicamente monofasico, e l'attività di picco era circa al 40% del passo. Alle due velocità più lente, il modello EMG mostrava un'azione di picco monofasica simile alla fase di posizione, ma l'ampiezza era sostanzialmente ridotta rispetto alla velocità naturale. Sul tapis roulant, il modello EMG a velocità naturale era simile alla fase in superficie, con un relativo aumento dell'ampiezza di picco. Alle velocità più basse, le ampiezze relative del diagramma EMG sono state sostanzialmente ridotte rispetto al diagramma a velocità naturale.

**Retto Femorale:** in superficie, a velocità naturale, il primo e più alto picco del muscolo retto femorale (RF) si è verificato durante la fase di appoggio iniziale, mentre il secondo picco più piccolo è stato evidente a metà della fase di stance. Il terzo picco RF in fase di posizione si è verificato nel passaggio dalla fase di stance a quella di oscillazione. Alle due velocità più lente, i tre picchi discreti di posizione non erano evidenti. Nella fase tardiva di oscillazione, un aumento dell'attività era

evidente prima del contatto iniziale, ma di ampiezza inferiore rispetto alla velocità naturale. Sul tapis roulant, a velocità naturale, i tre distinti picchi di RF erano simili a quelli sul terreno, con una relativa diminuzione delle ampiezze.

**Vasto laterale:** in superficie, il picco medio dell'attività del VL a velocità naturale era in fase iniziale. Un secondo picco si è verificato in fase di terminal stance in preparazione al contatto iniziale. Alle velocità più basse, il primo picco in posizione iniziale è stato sostanzialmente ridotto, con un'azione più bassa dell'EMG durante il carico, come si è visto nel modello RF. Sul tapis roulant, l'EMG del VL ha mostrato un picco in fase di posizione iniziale e oscillazione tardiva. Tuttavia, il primo picco è stato relativamente ridotto in ampiezza rispetto a quello in superficie a velocità naturale. A velocità più basse, il pattern era intatto e simile al terreno, con una sostanziale diminuzione dell'ampiezza.

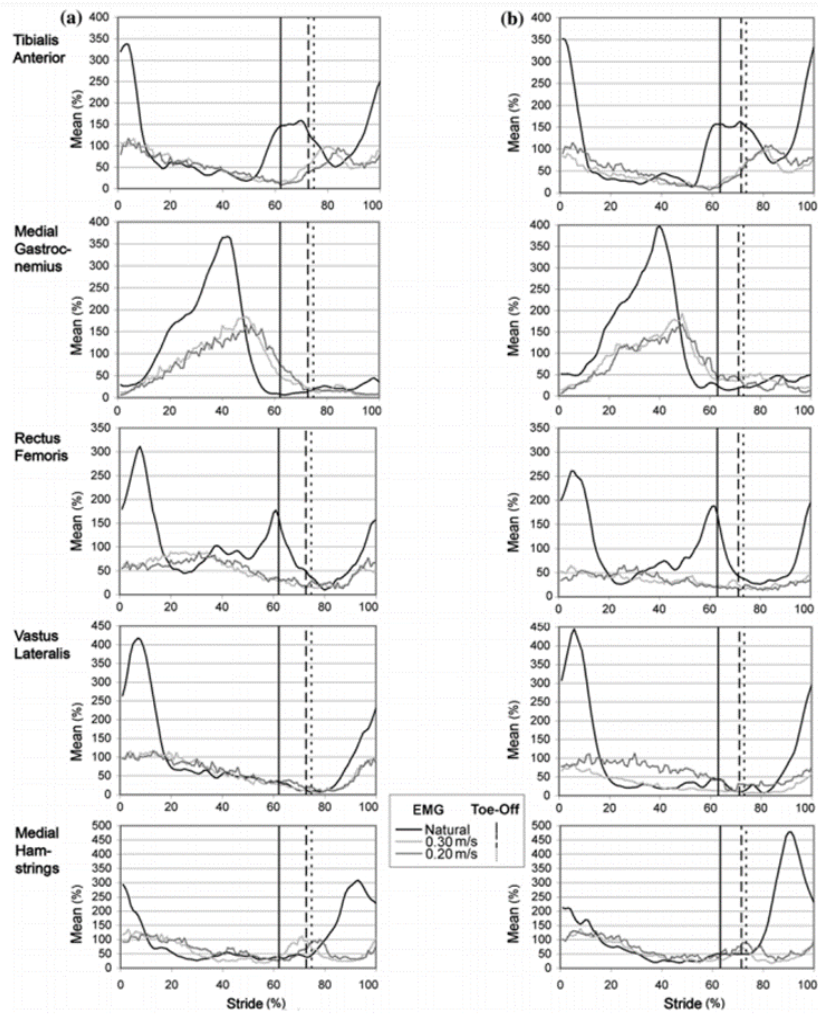


Figura 4.2 Modelli elettromiografici medi (EMG) ( $n = 18$ ) normalizzati al 100% di una falcata a tre velocità di camminata: a) in superficie b) su tapis-roulant

Tabella 4.3 Valori di picco elettromiografici medi (EMG) ( $n = 18$ ) espressi come percentuale del valore medio EMG (velocità naturale, fuori terra)  $\pm$  deviazione standard.

| Parameter  | Tibialis Anterior | Medial Gastrocnemius | Rectus Femoris | Vastus Lateralis |
|------------|-------------------|----------------------|----------------|------------------|
| Overground |                   |                      |                |                  |
| Natural    | 341 $\pm$ 119     | 367 $\pm$ 112        | 319 $\pm$ 151  | 417 $\pm$ 117    |
| 0.30 m/s   | 115 $\pm$ 75      | 194 $\pm$ 160        | 87 $\pm$ 61    | 122 $\pm$ 110    |
| 0.20 m/s   | 121 $\pm$ 93      | 185 $\pm$ 161        | 81 $\pm$ 56    | 116 $\pm$ 102    |
| Treadmill  |                   |                      |                |                  |
| Natural    | 413 $\pm$ 282     | 443 $\pm$ 288        | 211 $\pm$ 90   | 352 $\pm$ 178    |
| 0.30 m/s   | 102 $\pm$ 77      | 207 $\pm$ 109        | 55 $\pm$ 49    | 71 $\pm$ 59      |
| 0.20 m/s   | 111 $\pm$ 82      | 133 $\pm$ 88         | 70 $\pm$ 42    | 98 $\pm$ 83      |

A velocità più basse, il segnale emg durante le prove in superficie e sul tapis roulant è stato alterato allo stesso modo, sia nella riduzione dell'ampiezza che in una alterazione del tempo. Queste differenze, elencate di seguito, rappresentano i risultati di modelli di EMG che sono cambiati a livello temporale e nell'ampiezza relativa alle velocità di camminata molto lente:

- Il tibiale anteriore ha mantenuto il modello bifasico, in particolare nella fase di contatto iniziale.
- Il gastrocnemio mediale ha mantenuto il modello monofasico ma ridotto in ampiezza.
- Il retto femorale ha perso i picchi nella transizione da stance a swing e viceversa.
- Il vasto laterale ha perso il picco al contatto iniziale.

#### **4.1.6 Conclusioni**

Se andiamo ad analizzare i risultati di questo studio in relazione ai molti altri studi presenti in letteratura possiamo affermare che i modelli cinematici e le andature a velocità naturale, sia in superficie che sul tapis roulant, sono in accordo con la maggior parte degli studi presenti in letteratura. Anche i risultati sui parametri spazio-temporali delle acquisizioni su tapis roulant, tra cui una cadenza leggermente più alta e una lunghezza di passo più corta rispetto a quella in superficie, sono in accordo con gli studi precedentemente svolti. Per quanto riguarda l'attività muscolare sono venute a galla diverse differenze tra il terreno e il tapis roulant a velocità naturale, in accordo con Murray et al. [6] e Arsenault et al. [7]. Analizzando questo studio si evincono maggiori ampiezze del segnale EMG nei muscoli distali (Tibiale anteriore e gastrocnemio mediale) alla velocità naturale sul tapis roulant rispetto al terreno. I muscoli Retto femorale e Vasto laterale hanno perso i picchi di attività distinti durante la fase di initial contact e terminal swing. Le prove sul tapis roulant a velocità di camminata estremamente basse sono apparse simili a tutti i cambiamenti osservati in superfici.

## **4.2 Secondo studio: “Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals”. [18]**

### **4.2.1 Obiettivo**

L'obiettivo di questo studio in origine era quello di determinare se c'erano differenze legate all'età nella deambulazione sul tapis roulant rispetto a quella superficie. Tuttavia, con l'analisi dei dati, hanno scoperto che non c'erano differenze legate all'età in nessuna delle metriche esaminate. Per questo motivo, hanno deciso di inserire nell'analisi tutti i dati relativi ai soggetti e valutare differenze nell'attività muscolare il normale cammino in superficie o sul tapis-roulant, visto che anche qui si fa riferimento ai dissensi che vi sono in letteratura.

### **4.2.2 Materiali e Metodi**

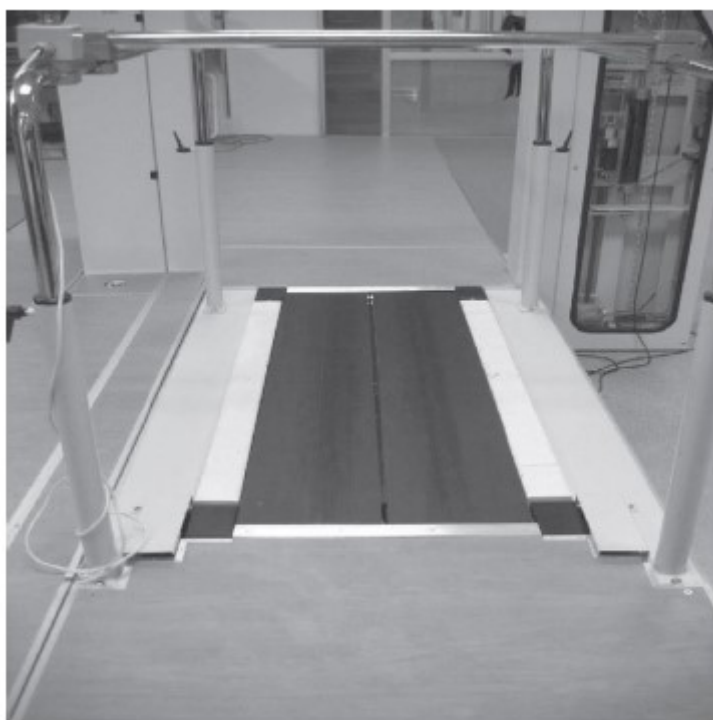
#### ***4.2.2.1 Soggetti***

Diciannove soggetti sono stati fatti camminare su un tapis roulant e su una superficie liscia e piana. Sono state confrontate condizioni di deambulazione per i parametri temporali come lunghezza e cadenza del passo, la cinematica delle gambe e i momenti articolari attraverso un confronto diretto della meccanica articolare e nell'acquisizione del segnale EMG. Otto soggetti (4 uomini, 4 donne) erano in una fascia di età compresa tra 50 e 70 anni, mentre 11 soggetti (5 uomini, 6 donne) avevano un'età compresa tra 18 e 30 anni. I criteri di esclusione includevano l'aritmia cardiaca, l'ipertensione o qualsiasi anomalia nota dell'andatura come una lesione ortopedica o dolore agli arti inferiori che andrebbe ad influenzare i risultati.



#### 4.2.2.2 *Strumentazione*

L'attrezzatura primaria utilizzata in questo studio è stato un tapis roulant a cinghia divisa (ADAL3D-F/ COP/Mz-TECHMACHINE, Andre'zieux, Francia). Come mostrato in Figura 4.6, ciascuna metà del tapis roulant è montata su quattro sensori piezoelettrici triassiali Kistler. Ciò consente alle forze di reazione al suolo di spingere verticalmente, a livello antero-posteriore, e mediale-laterale mentre i soggetti deambulano sul dispositivo. Queste forze potrebbero quindi essere utilizzate per calcolare il centro di pressione sotto ogni piede durante la fase di "stance" del ciclo del passo. Uno dei principali vantaggi di questa configurazione sperimentale è che il pavimento del laboratorio risulta rialzato per essere al livello del tapis roulant. Quindi, per la semplice camminata in superficie è bastato spegnere i motori e lasciar camminare i soggetti direttamente sul tapis roulant. Utilizzando le stesse "piastre di forza" sia per il tapis roulant che per le prove di marcia in superficie sono stati eliminati errori relativi alle forze di reazione del terreno e ogni altro pregiudizio sperimentale che può indurre in errore. La cinematica degli arti inferiori è stata misurata utilizzando un sistema CodeMotion (Charnwood Dynamics). Un unico infrarosso Codemotion CX1048 della fotocamera è stato utilizzato per catturare le coordinate tridimensionali di marcatori sugli arti inferiori del soggetto. Per ridurre al minimo artefatti da movimento che provengono dal contatto diretto con la pelle dei soggetti, sono stati utilizzati cluster personalizzati per tracciare i marker. Ogni cluster consisteva in quattro marcatori attivi Codemotion attaccati al prodotto personalizzato Gusci Aquaplast, dove è possibile regolare le posizioni dei marker. L'attività muscolare è stata registrata in modo differenziato dal tibiale anteriore, gastrocnemio mediale, muscoli posteriori della coscia mediale, vasto mediale, retto femorale, utilizzando un sistema EMG Bagnoli-8. Tutti i dati relativi alla forza e all'EMG sono stati precedentemente filtrati a 500 Hz con frequenza di campionamento a 1.000 Hz utilizzando una scheda di acquisizione dati a 16 bit. Dati sulla posizione del marker Codemotion sono stati campionati a 100 Hz. I dati sulla piastra di forza sono stati ulteriormente filtrati con un filtro passa-basso attraverso l'utilizzo di un filtro Butterworth di quarto ordine a ritardo zero con una frequenza di taglio di 25 Hz.



*Figura 4.3 Tapis roulant con cinghia scorrevole divisa utilizzata per lo studio.*

#### **4.2.2.3 Protocollo di valutazione**

Con tutta la strumentazione a posto, ai soggetti è stato chiesto camminare in superficie per una distanza di 5 m alla velocità confortevole. Sono state necessarie dieci prove per ottenere tre passaggi accettabili. Le velocità medie di camminata sono state calcolate dai primi tre prove in superficie, che sono state poi utilizzate nelle prove su tapis roulant. Durante prove su tapis roulant, ai soggetti non era consentito tenersi al corrimano perché questo di solito altera il modello di andatura.

### **4.2.3 Risultati**

#### **4.2.3.1 Parametri spazio-temporali dell'andatura e cinematica delle articolazioni**

La tabella 4.7 indica la deviazione standard dei parametri temporali sia per la deambulazione in superficie che per la deambulazione su tapis roulant. Ad

eccezione del tempo di oscillazione e del tempo di appoggio, nessuno dei parametri temporali dell'andatura era significativamente diverso tra la deambulazione su tapis roulant e la deambulazione normale. Confrontando la cinematica articolare nel piano sagittale, solo il range di movimento del ginocchio era significativamente diverso tra il tapis roulant e la deambulazione in superficie. Un riassunto dei parametri cinematici dell'articolazione è elencato nella Tabella 4.8.

*Tabella 4.4 Parametri spazio-temporali treadmill vs overground*

| Parameter                     | Overground  | Treadmill    | P Value |
|-------------------------------|-------------|--------------|---------|
| Walking speed (dimensionless) | 0.27 (0.04) | 0.28 (0.04)  | 0.95    |
| Step time, s                  | 0.56 (0.05) | 0.54 (0.06)  | 0.41    |
| Stance time, s                | 0.68 (0.07) | 0.65 (0.08)* | 0.021   |
| Swing time, s                 | 0.45 (0.03) | 0.43 (0.04)* | 0.0017  |
| Double-limb support time, s   | 0.23 (0.05) | 0.22 (0.05)  | 0.77    |
| Cadence (dimensionless)       | 45.1 (4.0)  | 46.6 (4.5)   | 0.28    |
| Stride length (dimensionless) | 0.73 (0.09) | 0.71 (0.08)  | 0.86    |

*Tabella 4.5 Parametri cinematici delle articolazioni treadmill vs overground*

| Parameter               | Overground  | Treadmill   | P Value |
|-------------------------|-------------|-------------|---------|
| Maximum ankle flexion   | 13.9 (4.2)  | 12.2 (4.4)  | 0.15    |
| Maximum ankle extension | -12.8 (7.3) | -15.3 (7.0) | 0.091   |
| Ankle range of motion   | 26.6 (6.2)  | 27.5 (5.6)  | 0.84    |
| Maximum knee flexion    | 69.1 (4.3)  | 67.7 (4.7)  | 0.48    |
| Knee range of motion    | 67.7 (3.2)  | 65.6 (3.3)* | 0.0037  |
| Maximum hip flexion     | 31.5 (4.0)  | 31.4 (4.1)  | 0.97    |
| Maximum hip extension   | -12.6 (4.2) | -12.6 (3.5) | 0.81    |
| Hip range of motion     | 44.1 (3.6)  | 44.0 (4.5)  | 0.96    |

#### **4.2.3.2 Momenti articolari**

Con l'eccezione della flessione plantare della caviglia, i momenti articolari del piano sagittale durante le prove sul tapis roulant sono stati significativamente diversi da quelli durante la camminata al suolo. Al contrario, i momenti di articolazione sul piano frontale non erano significativamente diversi tra il tapis roulant e la camminata in superficie. Un elenco dettagliato delle deviazioni standard

delle caratteristiche dei momenti articolari del piano sagittale delineate nell'analisi cinetica si trova nella Tabella 4.9.

**Caviglia:** un esempio rappresentativo dei momenti della caviglia per il tapis roulant e la camminata in superficie si può vedere nella 4.10. Durante la risposta di carico del ciclo di andatura (0 -10%), i soggetti hanno avuto la tendenza a produrre momenti di dorsi-flessione più grandi durante la camminata in superficie. I massimi picchi a livello plantare durante la fase terminale di appoggio (30 -50%) non erano significativamente diversi tra la camminata in superficie e la camminata su tapis roulant. Per il piano frontale, né l'inversione della caviglia né i momenti di eversione erano significativamente diversi tra le condizioni di camminata (Fig. 4.10B).

Tabella 4.6 Piano sagittale dei momenti articolari su tapis-roulant e in superficie

| Parameter              | Overground   | Treadmill     | P Value |
|------------------------|--------------|---------------|---------|
| Maximum dorsiflexor    | -0.20 (0.09) | -0.11 (0.12)* | 0.0004  |
| Maximum plantar flexor | 1.35 (0.22)  | 1.38 (0.17)   | 0.46    |
| Knee MaxEX1            | 0.63 (0.27)  | 0.39 (0.25)*  | 0.0005  |
| Knee MaxFL1            | -0.10 (0.16) | -0.25 (0.24)* | 0.0016  |
| Knee MaxEX2            | 0.34 (0.16)  | 0.22 (0.18)*  | 0.0010  |
| Knee MaxFL2            | -0.23 (0.06) | -0.28 (0.06)* | 0.0000  |
| Hip MaxEX1             | 0.40 (0.15)  | 0.57 (0.23)*  | 0.0000  |
| Hip MaxFL              | -0.75 (0.26) | -0.62 (0.30)* | 0.0023  |
| Hip MaxEX2             | 0.21 (0.10)  | 0.31 (0.11)*  | 0.0013  |

**Ginocchio:** durante tutto il ciclo di andatura, i soggetti hanno prodotto momenti estensori del ginocchio più grandi durante la camminata in superficie rispetto alla camminata su tapis roulant. Come mostrato nella Fig. 4.10C, i momenti di picco degli estensori in posizione iniziale e finale (ad esempio, MaxEX1 e MaxEX2) sono stati entrambi in modo significativo maggiori durante la camminata in superficie rispetto al tapis roulant ( $P < 0,05$ ). I momenti di picco dei flessori nella fase finale di oscillazione (es. MaxFL2) sono stati significativamente maggiori durante la camminata sul tapis roulant. Nel piano frontale (Fig. 4.10D), non sono state riscontrate differenze statistiche nei momenti del ginocchio tra le condizioni di camminata.

**Anca:** I momenti di estensione dell'anca sul piano sagittale nella fase di initial stance (es. MaxEX1) e di tarda oscillazione (MaxEX2) sono stati entrambi maggiori durante la camminata sul tapis roulant rispetto alle prove in superficie, mentre il momento di massima flessione dell'anca (MaxFL) è stato significativamente più alto durante la camminata sul tapis roulant. Sul piano frontale non sono state riscontrate differenze statistiche nei momenti articolari per la camminata su tapis roulant o in superficie (Fig. 4.10F).

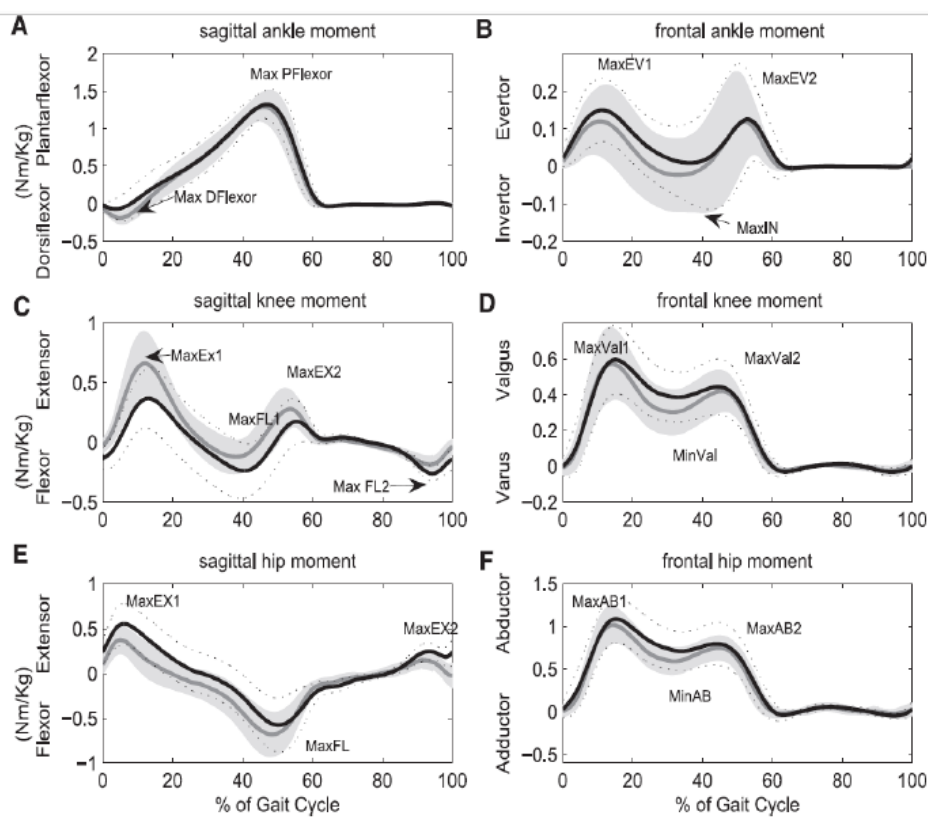


Figura 4.10 Momenti medi di caviglia, ginocchio e anca sui piani sagittale (A, C, E) e frontale (B, D, F)

#### 4.2.3.3 Attività muscolare

Durante la camminata sul tapis roulant, l'attività EMG nel tibiale anteriore era più bassa in tutta la fase di stance (P 0,05). Allo stesso modo, anche l'attività muscolare nel gastrocnemio era inferiore in gran parte del ciclo di andatura, ma leggermente superiore nella fase di terminal swing (P 0,05). Tra le due condizioni è emerso un

interessante schema tra il vasto mediale e l'adduttore lungo. Durante la fase di initial stance, c'è stata una maggiore attività durante la camminata in superficie in ciascuno di questi muscoli, questa relazione si è invertita nella fase di terminal stance (ad esempio, un'attività significativamente maggiore durante la camminata sul tapis roulant). Per il retto femorale, c'è stata un'attività muscolare significativamente più alta quando i soggetti hanno camminato sul tapis roulant durante il passaggio dalla fase di stance alla fase di oscillazione. La figura sottostante riassume i parametri integrati di attivazione muscolare per le condizioni di camminata sul tapis roulant e in superficie.

| Phase                    | Overground   | Treadmill     | Phase                  | Overground    | Treadmill     |
|--------------------------|--------------|---------------|------------------------|---------------|---------------|
| <b>Tibialis anterior</b> |              |               | <b>Gastrocnemius</b>   |               |               |
| 1                        | 141.9 (56.7) | 105.3 (27.2)* | 1                      | 27.3 (20.6)   | 24.9 (19.7)*  |
| 2                        | 74.2 (31.9)  | 66.1 (38.8)*  | 2                      | 99.9 (79.9)   | 101.6 (60.3)  |
| 3                        | 58.6 (19.1)  | 47.2 (15.6)*  | 3                      | 226.9 (49.2)  | 214.7 (67.1)* |
| 4                        | 41.8 (18.1)  | 29.3 (22.3)*  | 4                      | 17.2 (15.7)   | 17.0 (12.8)   |
| 5                        | 132.6 (32.7) | 107.1 (24.5)* | 5                      | 27.3 (26.4)   | 22.2 (17.7)   |
| 6                        | 57.6 (18.2)  | 66.0 (19.5)   | 6                      | 19.4 (21.0)   | 21.6 (23.6)   |
| 7                        | 162.0 (59.7) | 154.9 (46.5)  | 7                      | 23.0 (17.6)   | 25.5 (19.0)*  |
| <b>Hamstrings</b>        |              |               | <b>Vastus medialis</b> |               |               |
| 1                        | 63.4 (34.9)  | 44.6 (30.4)*  | 1                      | 119.0 (56.5)  | 125.4 (42.5)  |
| 2                        | 47.5 (23.9)  | 48.5 (17.8)   | 2                      | 87.4 (55.3)   | 77.9 (28.1)   |
| 3                        | 65.8 (43.8)  | 44.6 (8.6)    | 3                      | 46.8 (21.4)   | 39.0 (18.9)   |
| 4                        | 24.5 (27.3)  | 19.9 (12.1)   | 4                      | 26.4 (14.8)   | 24.7 (10.5)   |
| 5                        | 23.0 (18.6)  | 15.2 (7.1)*   | 5                      | 24.9 (10.8)   | 23.5 (11.0)*  |
| 6                        | 46.7 (18.9)  | 36.8 (15.1)*  | 6                      | 27.3 (16.1)   | 23.6 (12.6)*  |
| 7                        | 105.5 (17.4) | 123.9 (24.4)* | 7                      | 65.1 (32.2)   | 109.0 (44.0)* |
| <b>Rectus femoris</b>    |              |               | <b>Gluteus maximus</b> |               |               |
| 1                        | 111.5 (78.5) | 120.8 (58.1)  | 1                      | 128.4 (50.5)  | 124.3 (23.6)  |
| 2                        | 100.5 (86.5) | 93.2 (73.1)   | 2                      | 84.0 (38.1)   | 96.6 (40.6)   |
| 3                        | 54.8 (49.6)  | 52.2 (45.5)   | 3                      | 60.6 (37.8)   | 61.2 (29.6)   |
| 4                        | 37.1 (20.7)  | 47.6 (25.3)*  | 4                      | 32.6 (16.0)   | 33.8 (16.8)   |
| 5                        | 39.4 (20.2)  | 66.0 (40.2)*  | 5                      | 39.4 (17.6)   | 49.8 (25.8)*  |
| 6                        | 26.9 (20.1)  | 27.2 (18.9)   | 6                      | 30.9 (17.6)   | 32.5 (16.6)   |
| 7                        | 56.7 (46.7)  | 72.9 (39.5)*  | 7                      | 110.9 (33.7)  | 112.0 (23.0)  |
| <b>Gluteus medius</b>    |              |               | <b>Adductor longus</b> |               |               |
| 1                        | 120.7 (38.2) | 119.1 (22.9)  | 1                      | 111.4 (87.6)  | 92.6 (42.2)*  |
| 2                        | 86.6 (36.5)  | 94.5 (44.8)   | 2                      | 85.9 (38.1)   | 106.8 (54.1)* |
| 3                        | 52.7 (37.0)  | 48.4 (25.4)   | 3                      | 77.3 (61.7)   | 77.7 (63.0)   |
| 4                        | 25.4 (18.0)  | 24.2 (16.7)*  | 4                      | 67.0 (36.8)   | 65.8 (56.2)   |
| 5                        | 25.7 (17.0)  | 28.1 (19.6)*  | 5                      | 125.7 (116.5) | 59.5 (37.0)*  |
| 6                        | 25.6 (18.0)  | 25.5 (18.5)   | 6                      | 86.2 (47.5)   | 62.4 (35.2)*  |
| 7                        | 87.0 (31.5)  | 79.1 (22.1)   | 7                      | 127.1 (65.6)  | 152.2 (77.8)* |

Tabella 4.4 Mezzi e deviazioni standard dell'integrazione EMG per ciascuna fase del ciclo del passo durante la camminata in superficie e sul tapis roulant

#### 4.2.4 Conclusioni

Sebbene numerosi studi abbiano confrontato tapis roulant e camminando fuori terra, esiste ancora un dibattito significativo in merito le differenze tra le due modalità di deambulazione. I risultati di questo studio suggeriscono che quando gli individui camminano su un tapis roulant, essi tendano a modificare i loro schemi di attivazione muscolare e successivamente articolare pur mantenendo relativamente costanti la cinematica degli arti e parametri dell'andatura spazio-temporali. Non sono trovate differenze statistiche nel picco forze di reazione verticali al suolo tra il tapis roulant e il terreno sebbene altri studi presenti in letteratura riscontrino qualche differenza nell'acquisizione del segnale EMG fra le due deambulazioni. Una possibile spiegazione nei risultati è la differente superficie sulla quale si raccolgono i dati in superficie su un sistema diverso da i dati del tapis roulant. Sicuramente un punto di forza di questo studio è che i dati sono stati raccolti sulla stessa superficie sia per quanto riguarda la deambulazione in superficie che sul tapis roulant ovvero nelle stesse piastre di forza. Ciò ha portato i sensori ad essere utilizzati per entrambe le modalità di camminata, eliminando così i relativi errori corrispondenti alle diverse modalità di acquisizione del segnale laddove il suolo cambi.

### **4.3 Terzo studio: “EMG-based analysis of treadmill and ground walking in distal leg muscles” [8]**

#### **4.3.1 Obiettivo**

Anche in questo studio, lo scopo primario è quello di confrontare la camminata sul tapis roulant con la deambulazione a terra in termini di segnale EMG dei muscoli antagonisti dell'arto inferiore distale, cioè tibiale anteriore e gastrocnemio laterale. È stata dunque effettuata l'analisi statistica del segnale EMG di superficie grazie all'acquisizione di un numero elevato di passi per verificare l'esistenza di differenze sostanziali nell'acquisizione del segnale EMG fra il tapis roulant e il terreno per i muscoli antagonisti della gamba distale.

#### **4.3.2 Materiali e Metodi**

##### ***4.3.2.1 Soggetti***

Sono stati reclutati sette volontari adulti in salute; i valori medi ( $\pm$  Standard Error)  $23,0 \pm 0,5$  anni per l'età;  $168 \pm 3$  cm per l'altezza;  $56,1 \pm 3,8$  kg per il peso e  $19,7 \pm 0,6$  per l'indice di massa corporea (Body Mass Index). L'attività EMG durante l'andatura è stata registrata sia nell'arto inferiore destro che sinistro di tutti i soggetti a velocità auto-selezionata sul terreno e sul tapis roulant. I criteri di esclusione includevano l'anamnesi della patologia neurologica, la chirurgia ortopedica nell'anno precedente, il dolore o la patologia acuta o cronica del ginocchio e l'andatura anomala.

##### ***4.3.2.2 Sistema di registrazione: acquisizione ed elaborazione del segnale***

L'attività EMG durante l'andatura è stata registrata negli arti inferiori destro e sinistro di tutti i soggetti a velocità auto-selezionata rispetto al suolo e al tapis roulant e acquisita mediante un sistema di registrazione multicanale per l'analisi



statistica del cammino (Step32, DemI-talia, Italia). Un goniometro (precisione: 0,5 gradi) è stato attaccato al lato di ogni arto inferiore per misurare l'angolo dell'articolazione del ginocchio nel piano sagittale. Sonde per l'elettromiografia di superficie a geometria fissa sono state attaccate sopra al Tibiale Anteriore e al Gastrocnemio Laterale di ogni arto inferiore, seguendo le raccomandazioni del protocollo SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), ovvero uno standard di acquisizione ottimale per il segnale EMG. Dopo aver posizionato i sensori, i soggetti sono stati istruiti a camminare a piedi nudi sul terreno per circa quattro minuti al loro ritmo naturale, considerando che una velocità auto-selezionata migliora l'acquisizione dei dati. La velocità di deambulazione è stata misurata e riportata sul tapis roulant dove ai soggetti è stato chiesto di camminare a piedi nudi per un periodo di prova e poi per la registrazione vera e propria per circa quattro minuti. I segnali dell'interruttore basografico sono stati convertiti in quattro livelli corrispondenti a contatto tallone (H), contatto piede-suolo(F), spinta (P), oscillazione (S) ed elaborati per segmentare e classificare i diversi cicli del passo. Durante l'accelerazione, la decelerazione e i cambi di direzione, i passi sono diversi da quelli della camminata stazionaria. Pertanto, i segnali goniometrici (filtrati passa-basso con frequenza di taglio di 15 Hz) insieme alle durate delle fasi del cammino, sono stati utilizzati da un filtro statistico multivariato incorporato nel sistema Step32, per rilevare e scartare i cicli anomali, cioè i cicli con la corretta sequenza di fasi del cammino (HFPS) ma con tempi anormali, come quelli relativi a decelerazione, retromarcia e accelerazione. I segnali EMG sono stati filtrati passa-alto (frequenza di taglio di 20 Hz) e quindi elaborati da un rilevatore statistico a doppia soglia, incorporato nel sistema Step32, che fornisce gli istanti di tempo di inizio e di offset dell'attività muscolare. Per quantificare i livelli di attività mioelettrica durante l'andatura, sono state calcolate le aree sotto i profili EMG normalizzati (cioè divisi per il valore di picco) sul ciclo del passo per ciascun soggetto (in entrambi gli arti inferiori) e per ciascun muscolo.

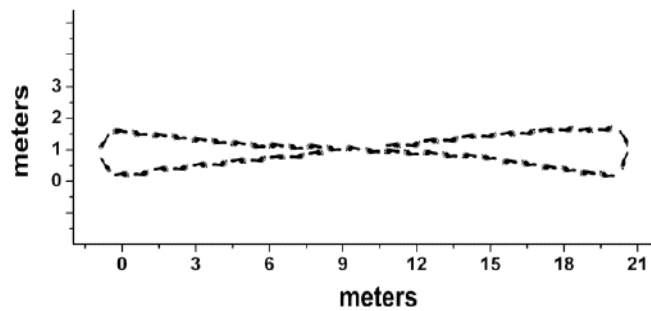


Figura 4.5 Rappresentazione schematica del percorso dai soggetti reclutati durante l'esperimento.

### 4.3.3 Risultati

Per ogni soggetto è stata considerata una media ( $\pm$  Standard Error) di  $497 \pm 49$  passi durante la marcia a terra e di  $535 \pm 27$  passi durante la marcia su tapis roulant. La fase H dura il  $5,9 \pm 0,5\%$  del ciclo del passo, la fase F  $24,6 \pm 1,8\%$ , la fase P  $24,0 \pm 1,5\%$  e la fase S  $45,5 \pm 0,7\%$ . Per il Tibiale Anteriore (Fig. 4.6 in alto) è stata riscontrata una forte correlazione tra le aree sotto la curva (AUC) dei segnali EMG raccolti durante la camminata a terra e sul tapis roulant (TA-AUC,  $r = 0,96$ ,  $p < 0,001$ ). L'intercetta è stata maggiore di zero. In media, l'intervallo di attività per il Gastrocnemio Laterale variava dal 4 al 53% del ciclo di andatura durante la camminata al suolo, e dall'1 al 64% del ciclo di andatura durante la camminata sul tapis roulant. In fase di deambulazione, le attivazioni muscolari medie in funzione del ciclo del passo hanno mostrato un aumento dei segnali EMG del Gastrocnemio raccolti durante la deambulazione su tapis roulant (linea tratteggiata) e a terra (linea continua); questo aumento si è verificato tra l'1 e il 38% del ciclo di deambulazione ed è rappresentato nella Fig.4.7 come differenza (area grigia) tra la linea tratteggiata e la linea continua. Inoltre, gli intervalli di attivazione del Tibiale Anteriore durante la camminata a terra e sul tapis roulant sono stati sostanzialmente sovrapposti e hanno mostrato una frequenza simile. Anche per il Gastrocnemio Laterale GL (Fig. 4.6 in basso), è stata rilevata una buona correlazione tra le aree sotto la curva dei segnali medi EMG raccolti in ogni soggetto durante la camminata al suolo e sul tapis roulant.

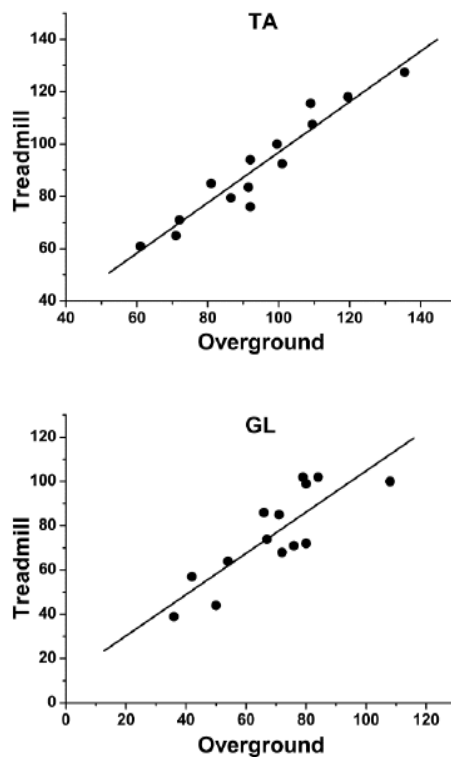


Figura 4.6 Regressione lineare tra le aree sotto la curva (AUC) di tutti i segnali EMG raccolti per Tibiale Anteriore e Gastrocnemio Laterale

Non sono state rilevate differenze significative negli istanti di inizio e offset medi ( $\pm$  SE) dell'attivazione del GL durante la fase di appoggio tra il suolo (acceso:  $12,6 \pm 2,4$ ; spento:  $43,2 \pm 1,7$ ) e la camminata sul tapis roulant (acceso:  $9,6 \pm 2,4$ ; spento:  $43,5 \pm 0,8$ ). Tra il 3 e il 20% del ciclo del passo, si osserva un'attività GL nel  $44,9 \pm 5,5\%$  della popolazione totale per il suolo e nel  $70,2 \pm 4,0\%$  per la camminata su tapis roulant; tra il 20 e il 45% del ciclo del passo, si osserva un'attività GL nell' $84,0 \pm 1,9\%$  della popolazione totale per terra e nell' $85,1 \pm 3,3\%$  della camminata su tapis roulant. I valori medi sono calcolati sui 14 segnali registrati nel campione, considerando i dati dell'arto inferiore destro e sinistro. (Fig. 4.10)

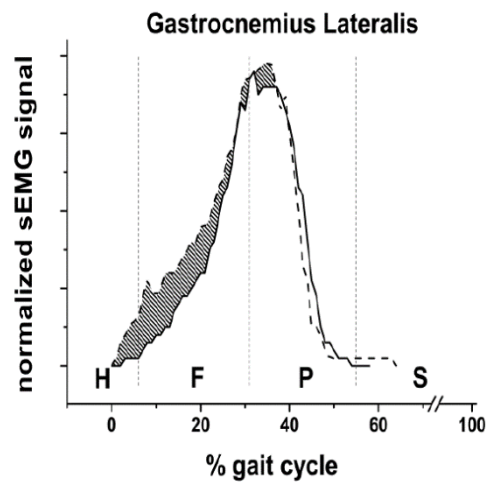


Figura 4.7 Modelli medi di attivazione GL rispetto alla percentuale del ciclo del passo durante la camminata su tapis roulant (linea tratteggiata) e terra (linea continua).

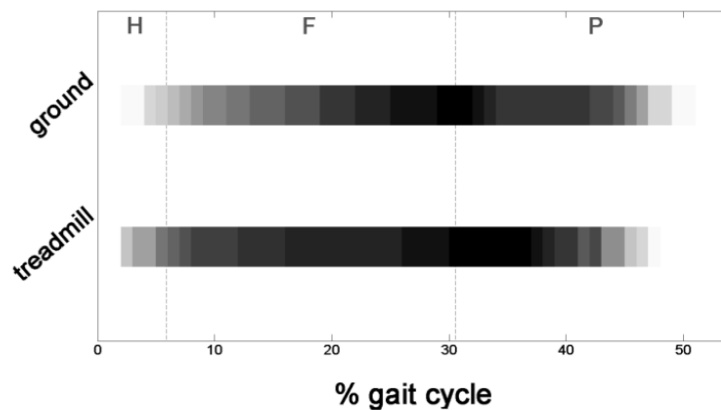


Figura 4.8 Schemi degli intervalli di attivazione per GL durante la fase di appoggio, sia nella camminata a terra che nel tapis roulant, come percentuale del ciclo del passo.

Le barre orizzontali sono codificate a livello di grigio, ad ogni percentuale del ciclo del passo, in base al numero di soggetti in cui si osserva una certa condizione; nero: condizione osservata per tutti i soggetti, bianco: condizione mai soddisfatta. Le fasi di contatto del tallone (H), contatto del piede piatto (F) e spinta (P), sono delimitate da linee verticali tratteggiate.

#### **4.3.4 Conclusioni**

Quello che emerge da questo studio proposto dal professor F. Di Nardo e del professor S. Fioretti è che l'elevato numero di passi considerati per ogni partecipante ha permesso di sottolineare alcuna variazione sostanziale nell'attività del Tibiale Anteriore durante la camminata su tapis roulant, rispetto alla camminata a terra. Tuttavia, il presente studio suggerisce che la modalità di camminare su un tapis roulant richiede un coinvolgimento precoce e maggiore del GL all'inizio della fase di contatto del piede con il terreno (F), rispetto alla camminata a terra. Sebbene gli studi presenti in letteratura non presentino un consenso generale riguardo le differenze nell'acquisizione del segnale EMG nel tapis roulant e in superficie, credo che tutti gli studi debbano essere considerati ed integrati in un quadro generale sempre più difficile da comprendere poiché nonostante la molteplicità degli studi fatti finora nel corso degli anni non si riesce a trovare un'uniformità considerevole e un consenso generale.

## **5 SVILUPPO DEL DATABASE DI SEGNALI EMG ACQUISITI DURANTE IL CAMMINO SU TAPIS ROULANT**

Come già anticipato, uno degli scopi di questa tesi è sviluppare una base di dati di segnali elettromiografici che derivano da acquisizioni fatte nel corso degli anni nel Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, presso l'Università Politecnica delle Marche. Sono acquisizioni di soggetti in salute durante il cammino sul terreno e sul tapis-roulant. Il database in questione è di facile lettura per permettere all'operatore una facile estrapolazione dei dati da poter confrontare per un eventuale studio trasversale tra le due diverse tipologie di acquisizione.

### **5.1 Soggetti**

I soggetti in questione attraverso i quali è stato possibile compilare il database sono Venticinque soggetti in salute di età compresa tra i 20 e i 30 anni. Sono stati reclutati per le acquisizioni del segnale EMG e non presentano patologie neurologiche né ortopediche, o andatura anomala. Ai soggetti, è stato registrato il segnale EMG di cinque muscoli di entrambi gli arti inferiori durante il cammino a piedi nudi in superficie e sul tapis-roulant per un massimo di 10 minuti a diverse velocità auto-selezionate o scelte dall'operatore in un range da 1 a 6 km/h. Le acquisizioni fatte presso l'Università Politecnica delle Marche partono dal 2012.

### **5.2 Protocollo, Strumentazione e Acquisizione del segnale**

I dati elaborati e successivamente riorganizzati, provengono da acquisizioni del segnale EMG di dieci muscoli degli arti inferiori (cinque per la gamba destra e cinque per la gamba sinistra), vale a dire Gastrocnemio Laterale e Mediale, Tibiale Anteriore, Retto Femorale, Vasto Laterale e Mediale e Hamstring Mediale. I segnali sono stati rilevati da elettrodi superficiali Ag / Ag-Cl (produttore: Medical Technology, distanza interelettrodo minima: 12 mm, guadagno: 1000, filtro passa-alto: 10 Hz, impedenza di ingresso > 1,5 G, CMRR > 126 dB, con frequenza di campionamento di 2000 Hz e successivamente elaborati dal sistema di registrazione

multicanale Step32, Medical Technology, seguendo le raccomandazioni del progetto SENIAM per la posizione degli elettrodi. I segnali EMG sono stati successivamente amplificati e filtrati con filtro passa-basso (450 Hz). La pelle inoltre deve essere rasata, pulita con pasta abrasiva e gli elettrodi vengono rivestiti con gel altamente conduttivo, prima di essere applicati direttamente sulla cute. Come riportato dallo studio precedentemente trattato nel capitolo 4.3, un goniometro (precisione: 0,5 gradi) è stato attaccato al lato terminale di ogni arto inferiore per misurare l'angolo dell'articolazione del ginocchio nel piano sagittale e tre interruttori basografici, in grado di rilevare il contatto piede-terreno, sono stati posizionati sotto il tallone e sotto il primo e quinto metatarso di ciascun piede.

### **5.3 Lo Step 32, Medical Technology [S11]**

Step 32 è un sistema elettromedicale per l'analisi statistica del cammino e consente di acquisire simultaneamente sino a 32 segnali, 16 provenienti da sensori posizionati sul paziente ed altri 16 provenienti da dispositivi differenti, quali ad esempio pedane di forza. Il sistema si basa su un pacchetto software specificamente studiato per l'analisi statistica del cammino. Grazie ai suoi esclusivi algoritmi di elaborazione, consente di analizzare in modo del tutto automatico centinaia di passi, permettendo di valutare le reali capacità motorie del paziente e fornendo risultati affidabili e ripetibili indipendentemente dall'esperienza dell'utilizzatore. Step 32 è fornito di una gamma completa di sensori: sono disponibili sensori basografici, accelerometrici, goniometrici, sonde per il prelievo del segnale elettromiografico di superficie ed invasivo ed una sonda elettrocardiografica per l'eventuale monitoraggio della frequenza cardiaca. Se le caratteristiche di eccellenza rendono il sistema indispensabile in un laboratorio di ricerca, dove può rendere possibili studi alla portata di pochissimi centri di riferimento, Step 32 è stato specificamente progettato per applicazioni cliniche con obiettivi di:

- non richiedere competenza tecniche specifiche.
- fornire risultati affidabili ed immediatamente confrontabili tra laboratori diversi.
- essere totalmente indipendente dall'utente.

#### 5.4 Sensori utilizzati

STEP 32 dispone di una gamma di sensori molto completa, in grado di soddisfare tutte le esigenze cliniche e di ricerca. Sono disponibili:

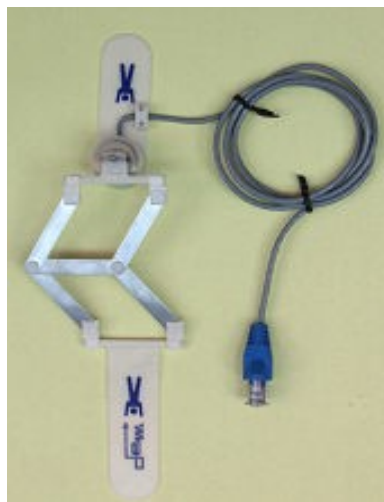
**sensori basografici**, che descrivono il contatto piede-suolo, ovvero la sequenza e la durata di ciascuna fase del passo, riferimento fondamentale per l'analisi del cammino. I tre interruttori basografici posizionati sotto la pianta del piede sono collegati all'unità paziente mediante un convertitore A/D a 3 bit ed occupano un solo canale di registrazione.



*Figura 5.1 Foto dei tre contatti basografici*

**sensori goniometrici** a parallelogramma articolato per la misura degli angoli articolari sui piani sagittale e frontale delle articolazioni quali caviglia, ginocchio ed anca. Vengono fissati alla cute con del nastro biadesivo e non richiedono l'allineamento del perno del potenziometro con il centro di rotazione articolare, dal momento che il parallelogramma è in grado di compensare la variabilità del posizionamento.





*Figura 5.2 Foto di un sensore goniometrico*

**sonde EMG** per il prelievo del segnale elettromiografico di superficie ed invasivo a bassissimo rumore. STEP 32 offre la più vasta gamma di sonde elettromiografiche: ben cinque differenti modelli in grado di soddisfare tutte le necessità cliniche e di ricerca.



*Figura 5.3 Foto di una sonda EMG*

## 5.5 Compilazione del Database

I dati acquisiti durante le registrazioni del segnale elettromiografico sono stati riordinati in un database sviluppato con Microsoft Excel, per permettere una facile lettura all'operatore, data la molteplicità delle funzioni che si possono trovare nei fogli elettronici. L'idea di base è quella di riordinare in un primo momento tutti i segnali provenienti dagli individui e per ogni soggetto raggruppare le acquisizioni fatte sia sul tapis-roulant che in superficie. Una volta completato il quadro generale di acquisizione ho deciso di suddividere i dati in tre sezioni distinte.

-Tabella

-Protocollo

-Differenze

## 5.6 La sezione tabella

La sezione Tabella è organizzata in 13 categorie di cui le prime sono inerenti ai dati personali di ciascun soggetto sottoposto alla registrazione EMG, ovvero **nome**, **cognome**, **età**, **peso**, **altezza**. Grazie alla semplicità dell'utilizzo del foglio elettronico, è possibile classificare e riordinare le generalità di ciascun soggetto ed estrapolare direttamente il dato cercato.

Tabella 5.1 Estratto della sezione Tabella con i campi Nome, Cognome, Età, Peso, Altezza

| 1  | NOME        | COGNOME     | ETA' | PESO (kg) | ALTEZZA (cm) |
|----|-------------|-------------|------|-----------|--------------|
| 2  | n.soggetto1 | c.soggetto1 | 23   | 50        | 164          |
| 3  |             |             |      |           |              |
| 4  |             |             |      |           |              |
| 5  |             |             |      |           |              |
| 6  |             |             |      |           |              |
| 7  | n.soggetto2 | c.soggetto2 | 25   | 73        | 181          |
| 8  |             |             |      |           |              |
| 9  |             |             |      |           |              |
| 10 |             |             |      |           |              |
| 11 |             |             |      |           |              |
| 12 |             |             |      |           |              |
| 13 | n.soggetto3 | c.soggetto3 | 24   | 70        | 175          |
| 14 |             |             |      |           |              |
| 15 |             |             |      |           |              |
| 16 |             |             |      |           |              |
| 17 |             |             |      |           |              |
| 18 |             |             |      |           |              |
| 19 | n.soggetto4 | c.soggetto4 | 23   | 75        | 174          |
| 20 |             |             |      |           |              |
| 21 |             |             |      |           |              |
| 22 |             |             |      |           |              |
| 23 |             |             |      |           |              |
| 24 |             |             |      |           |              |
| 25 |             |             |      |           |              |
| 26 | n.soggetto5 | c.soggetto5 | 23   | 65        | 172          |
| 27 |             |             |      |           |              |
| 28 |             |             |      |           |              |
| 29 |             |             |      |           |              |
| 30 |             |             |      |           |              |
| 31 |             |             |      |           |              |
| 32 |             |             |      |           |              |
| 33 | n.soggetto6 | c.soggetto6 | 24   | 59        | 162          |

Le tre categorie successive della sezione Tabella sono:

- **Data**, che rappresenta la data di acquisizione del segnale
- **Numero file**, ovvero il numero corrispondente dei file registrati per ciascuna acquisizione.
- **Velocità**, cioè la velocità costante espressa in chilometri orari a cui il soggetto andava per ogni diversa acquisizione.

Grazie a queste disposizioni è possibile valutare ogni singola acquisizione e verificare che tutte le informazioni siano presenti per poter analizzare le differenze in termini di segnale EMG per le due diverse acquisizioni. Laddove un'informazione risulti assente per un determinato soggetto, passando con il cursore sopra al nome dell'individuo, compare una descrizione dettagliata dell'acquisizione con l'aggiunta di eventuali informazioni mancanti.

Tabella 5.2 Estratto della sezione Tabella con i campi Data, Num.File, Velocità

| DATA       | NUM.FILE | VELOCITA'(km/h) |
|------------|----------|-----------------|
| 14/10/13   | 5        | 4.4             |
|            |          |                 |
| 17/09/2013 | 6        | 4.6             |
|            |          |                 |
| 30/01/2012 | 6        | 2.8             |
|            |          | 4.5             |
| 28/03/2012 | 7        | 2.8             |
|            |          | 4.5             |
| 23/11/2011 | 7        | 2.0             |
|            |          | 4.0             |
|            |          | 5.5             |
| 14/12/2011 | 6        | 2.8             |
|            |          | 4.5             |

A seguire si trovano il nome del file nel formato.sig tale da poterlo aprire e processare in Matlab e il numero dei canali per ciascun segnale. Ogni qualvolta si desidera aprire il file direttamente in Matlab e processarlo attraverso l'algoritmo sopracitato, grazie a questa disposizione possiamo capire a priori se l'acquisizione

del segnale è completa per un determinato individuo prima di confrontare i due segnali (Tapis-roulant o superficie).

Tabella 5.3 Estratto della sezione Tabella dei campi Nome File e Num. Canali

| NOME FILE                   | NUM. CANALI |
|-----------------------------|-------------|
| sogg.3_ground_2,8           | 14          |
| sogg.3_tread_2,8            | 14          |
| sogg.3_tread_2,8_set        | 14          |
| sogg.3_ground_4,5           | 14          |
| sogg.3_tread_4,5            | 14          |
| sogg.3_tread_4,5_set        | 14          |
| sogg.4_ground_2,8           | 14          |
| sogg.4_tread_2,8            | 14          |
| sogg.4_tread_2,8_set        | 14          |
| sogg.4_ground_4,5           | 14          |
| sogg.4_tread_4,5            | 14          |
| sogg.4_tread_4,5_set        | 14          |
| sogg.4_ground_Self_selected | 14          |
| sogg.5_ground_2km           | 14          |
| sogg.5_tread_2km            | 14          |
| sogg.5_ground_4km           | 14          |
| sogg.5_tread_4km            | 14          |
| sogg.5_ground_Self_selected | 14          |
| sogg.5_tread_5,5km          | 14          |
| sogg.5_tread_5,5km_bis      | 14          |

Nella figura sopra riportata le nomenclature ground, tread, set, e self selected corrispondono alla tipologia di acquisizione che andremo ad analizzare:

- “tread” sta per treadmill
- “set” corrisponde alla velocità imposta dall’operatore
- “ground” corrisponde all’acquisizione del segnale in superficie
- “self selected” corrisponde alla velocità auto-imposta dal soggetto.

Il campo successivo è il “**segue protocollo**” e indica se l’acquisizione fatta per un determinato soggetto segue oppure no il protocollo imposto, già discusso nel paragrafo 5.2. Le due opzioni possibili sono “Si” oppure “No”, in relazione al fatto che l’acquisizione del soggetto sia completa e dunque segua precisamente il protocollo oppure no.

| SEGUE PROTOCOLLO |
|------------------|
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| si               |
| no               |
| no               |
| no               |
| no               |
| no               |
| no               |

Figura 5.4 Estratto del campo Segue Protocollo della sezione Tabella

**“Apri differenze o protocollo”:**

Se nel campo precedente l’acquisizione in questione segue il protocollo, attraverso la funzione Excel, si aprirà il collegamento ipertestuale al foglio Protocollo della seconda sezione. Se invece l’acquisizione non segue il protocollo, si aprirà il collegamento al foglio Differenze, che automaticamente mi rimanda alla riga della differenza nel protocollo del soggetto in questione. Attraverso questo collegamento la lettura completa dei dati riguardanti un singolo soggetto risulterà più facile.

Tabella 5.4 Estratto della sezione “Tabella” per il campo “Apri differenze o apri protocollo” in relazione al campo “segue protocollo”

| SEGUE PROTOCOLLO | APRI DIFFERENZE O PROTOCOLLO |
|------------------|------------------------------|
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| si               | apriprotocollo               |
| no               | apridifferenze               |
| no               | apridifferenze               |
| no               | apridifferenze               |
| no               | apridifferenze               |
| no               | apridifferenze               |
| no               | apridifferenze               |

Gli ultimi due campi della sezione Tabella sono:

- **Numero campioni:** che identifica il numero dei campioni disponibili per ciascuna acquisizione, calcolato attraverso l'algoritmo Matlab Read\_STEP32\_sig. precedentemente trattato nel capitolo 5.3
- **Durata:** La durata effettiva della registrazione del segnale espressa in minuti, calcolata come il rapporto del numero di campioni e la frequenza di campionamento a 2000 Hz, diviso 60.

Tabella 5.5 Estratto della sezione "Tabella" per i campi "Numero campioni" e "Durata".

| NUMERO CAMPIONI | DURATA (min) |
|-----------------|--------------|
| 33821           | 0,281841667  |
| 32001           | 0,266675     |
| 507661          | 4,230508333  |
| 500921          | 4,174341667  |
| 531961          | 4,433008333  |
| 43621           | 0,363508333  |
| 34601           | 0,288341667  |
| 510581          | 4,254841667  |
| 515721          | 4,297675     |
| 512401          | 4,270008333  |
| 512881          | 4,274008333  |
| 493321          | 4,111008333  |
| 499601          | 4,163341667  |
| 71321           | 0,594341667  |

Tabella 5.6 Estratto della sezione Tabella completa

| 1  | NOME        | COGNOME     | ETA' | PESO (kg) | ALTEZZA (cm) | DATA       | NUM.FILE | VELOCITA' (km/h) | NOME FILE                                   | NUM. CANALI | SEGUE PROTOCOLLO | APRI DIFFERENZE O PROTOCOLLO | NUMERO CAMPIONI | DURATA (mi) |
|----|-------------|-------------|------|-----------|--------------|------------|----------|------------------|---|-------------|------------------|------------------------------|-----------------|-------------|
| 2  | n.soggetto1 | c.soggetto1 | 23   | 50        | 164          | 14/10/13   | 5        | 4.4              | selfselectedsogg.1.sig                      | 14          | si               | apriprotocollo               | 33821           | 0,281841667 |
| 3  |             |             |      |           |              |            |          |                  | selfselectedsogg.1.sig                      | 14          | si               | apriprotocollo               | 32001           | 0,266675    |
| 4  |             |             |      |           |              |            |          |                  | Gaitselfselectedsogg.1.sig                  | 14          | si               | apriprotocollo               | 507661          | 4,230508333 |
| 5  |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg1_treadmill4,4km.sig                    | 14          | si               | apriprotocollo               | 500921          | 4,174341667 |
| 6  |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_1_treadmill4,4kmappoggiomani.sig       | 14          | si               | apriprotocollo               | 531961          | 4,433008333 |
| 7  | n.soggetto2 | c.soggetto2 | 25   | 73        | 181          | 17/09/2013 | 6        | 4.6              | sogg_2_selfselectedspeed_unapedana1.sig     | 14          | si               | apriprotocollo               | 43621           | 0,363508333 |
| 8  |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_2_selfselectedspeed_unapedana2.sig     | 14          | si               | apriprotocollo               | 34601           | 0,288341667 |
| 9  |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_2_selfselectedspeed1.sig               | 14          | si               | apriprotocollo               | 510581          | 4,254841667 |
| 10 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_2_treadmill4,6km.sig                   | 14          | si               | apriprotocollo               | 515721          | 4,297675    |
| 11 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_2_treadmill4,6kmAppoggiomani.sig       | 14          | si               | apriprotocollo               | 512401          | 4,270008333 |
| 12 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_2_treadmill4,6kmAppoggiomaniProblemi.s | 14          | si               | apriprotocollo               | 512881          | 4,274008333 |
| 13 | n.soggetto3 | c.soggetto3 | 24   | 70        | 175          | 30/01/2012 | 6        | 2.8              | sogg_3_ground_2,8                           | 14          | no               | apridifferenze               | 493321          | 4,111008333 |
| 14 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_3_tread_2,8                            | 14          | no               | apridifferenze               | 499601          | 4,163341667 |
| 15 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_3_tread_2,8_set                        | 14          | no               | apridifferenze               | 71321           | 0,594341667 |
| 16 |             |             |      |           |              |            |          | 4.5              | sogg_3_ground_4,5                           | 14          | no               | apridifferenze               | 375681          | 3,130675    |
| 17 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_3_tread_4,5                            | 14          | no               | apridifferenze               | 373401          | 3,111675    |
| 18 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_3_tread_4,5_set                        | 14          | no               | apridifferenze               | 72721           | 0,606008333 |
| 19 | n.soggetto4 | c.soggetto4 | 23   | 75        | 174          | 28/03/2012 | 7        | 2.8              | sogg_4_ground_2,8                           | 14          | si               | apriprotocollo               | 497101          | 4,142508333 |
| 20 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_4_tread_2,8                            | 14          | si               | apriprotocollo               | 492201          | 4,101675    |
| 21 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_4_tread_2,8_set                        | 14          | si               | apriprotocollo               | 72201           | 0,601675    |
| 22 |             |             |      |           |              |            |          | 4.5              | sogg_4_ground_4,5                           | 14          | si               | apriprotocollo               | 371941          | 3,099508333 |
| 23 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_4_tread_4,5                            | 14          | si               | apriprotocollo               | 372421          | 3,103508333 |
| 24 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_4_tread_4,5_set                        | 14          | si               | apriprotocollo               | 71841           | 0,598675    |
| 25 |             |             |      |           |              |            |          |                  | sogg_4_ground_Self_selected                 | 14          | si               | apriprotocollo               | 491701          | 4,097508333 |

## 5.7 La sezione “Protocollo”

Nella sezione “Protocollo” è riportato il protocollo seguito per ciascuna acquisizione. In totale abbiamo 14 canali (7 per l’arto inferiore destro e 7 corrispondenti all’arto inferiore sinistro), già discusso nel capitolo 5.2

Tabella 5.7 La sezione "Protocollo"

|            |                                |
|------------|--------------------------------|
| Channel 0  | Foot_L Basografico             |
| Channel 1  | Gonio_Kne_L Elettrogoniometro  |
| Channel 2  | Emg_TA_L Tibiale Anteriore     |
| Channel 3  | Emg_Lgs_L Gastrocnemio Lat/Med |
| Channel 4  | Emg_Rf_L Retto Femorale        |
| Channel 5  | Emg_H_L Hamstring              |
| Channel 6  | Emg_VL_L Vasto Lat/Med         |
| Channel 7  | Foot_R Basografico             |
| Channel 8  | Gonio_Kne_R Elettrogoniometro  |
| Channel 9  | Emg_TA_R Tibiale Anteriore     |
| Channel 10 | Emg_Lgs_R Gastrocnemio Lat/Med |
| Channel 11 | Emg_Rf_R Retto Femorale        |
| Channel 12 | Emg_H_R Hamstring              |
| Channel 13 | Emg_VL_R Vasto Lat/Med         |

## 5.8 La sezione “Differenze”

Tutte le volte che un’acquisizione si discosta dal protocollo per qualsiasi motivo, dal canale non registrato all’acquisizione non presente, viene segnalato nella sezione “Differenze”, in cui vengono rappresentati tutti i canali della registrazione. In questo modo l’operatore potrà prendere nota del problema che si è riscontrato durante la registrazione del segnale EMG così da evitare una non corretta comparazione tra l’acquisizione sul terreno e sul tapis-roulant. In verde è stato riportato il canale che segue il protocollo mentre in rosso il canale che non segue il protocollo ma si discosta per qualsiasi motivazione.



Tabella 5.8 Estratto della sezione "Differenze"

| nome        | cognome     | nome file            | Channel 0 | Channel 1   | Channel 2   | Channel 3 | Channel 4 | Channel 5 | Channel 6 | Channel 7 | Channel 8 | Channel 9 | Channel 10 | Channel 11 | Channel 12 | Channel 13 |
|-------------|-------------|----------------------|-----------|-------------|-------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|------------|------------|------------|
| n.soggetto3 | c.soggetto3 | sogg.3_ground_2,8    | FOOT_L    | Gonio_Hip_L | GONIO_Kne_L | EMG_TA_L  | EMG_LGS_L | EMG_RF_L  | EMG_MH_L  | EMG_VL_L  | FOOT_R    | EMG_TA_R  | EMG_LGS_R  | EMG_RF_R   | EMG_MH_R   | EMG_VL_R   |
|             |             | sogg.3_tread_2,8     | FOOT_L    | Gonio_Hip_L | GONIO_Kne_L | EMG_TA_L  | EMG_LGS_L | EMG_RF_L  | EMG_MH_L  | EMG_VL_L  | FOOT_R    | EMG_TA_R  | EMG_LGS_R  | EMG_RF_R   | EMG_MH_R   | EMG_VL_R   |
|             |             | sogg.3_tread_2,8_set | FOOT_L    | Gonio_Hip_L | GONIO_Kne_L | EMG_TA_L  | EMG_LGS_L | EMG_RF_L  | EMG_MH_L  | EMG_VL_L  | FOOT_R    | EMG_TA_R  | EMG_LGS_R  | EMG_RF_R   | EMG_MH_R   | EMG_VL_R   |
|             |             | sogg.3_ground_4,5    | FOOT_L    | Gonio_Hip_L | GONIO_Kne_L | EMG_TA_L  | EMG_LGS_L | EMG_RF_L  | EMG_MH_L  | EMG_VL_L  | FOOT_R    | EMG_TA_R  | EMG_LGS_R  | EMG_RF_R   | EMG_MH_R   | EMG_VL_R   |
|             |             | sogg.3_tread_4,5     | FOOT_L    | Gonio_Hip_L | GONIO_Kne_L | EMG_TA_L  | EMG_LGS_L | EMG_RF_L  | EMG_MH_L  | EMG_VL_L  | FOOT_R    | EMG_TA_R  | EMG_LGS_R  | EMG_RF_R   | EMG_MH_R   | EMG_VL_R   |
|             |             | sogg.3_tread_4,5_set | FOOT_L    | Gonio_Hip_L | GONIO_Kne_L | EMG_TA_L  | EMG_LGS_L | EMG_RF_L  | EMG_MH_L  | EMG_VL_L  | FOOT_R    | EMG_TA_R  | EMG_LGS_R  | EMG_RF_R   | EMG_MH_R   | EMG_VL_R   |

## 5.9 Conclusioni

Grazie al semplice sviluppo di questo Database, i dati provenienti dalle differenti acquisizioni per le deambulazioni su tapis-roulant e in superficie potranno essere estrapolati in maniera ottimale e in modo agiato. Risulta a volte compito assai arduo riordinare la moltitudine di dati registrati durante un determinato studio e la realizzazione di un database che permetta in modo rapido di reperire qualsiasi tipo di informazione riguardante le varie acquisizioni, può di sicuro svolgere un ruolo molto importante per il supporto diagnostico e di analisi. In primo luogo, la raccolta di questi dati attraverso l'accessibilità semplificata può essere di aiuto per qualsiasi studio futuro. Si può verificare semplicemente come il segnale elettromiografico si modifichi durante la camminata sul tapis-roulant o sul terreno; inoltre la presenza di più file per ciascun soggetto a diverse velocità sostenute permette a chiunque consulti il database di verificare come vari il segnale EMG al variare della velocità. In secondo luogo, attraverso i collegamenti ipertestuali all'interno delle sezioni 1 e 2 del database è possibile verificare e constatare le differenze fra i vari soggetti in termini di rispetto del protocollo. Il protocollo suggerito dalla quasi totalità degli studi presenti in letteratura dettato dal progetto SENIAM conferma l'utilizzo di interruttori basografici posti sotto la pianta del piede, che andranno ad individuare le durate medie delle fasi del ciclo del passo, e di elettro-goniometri che caratterizzano la meccanica articolare del ginocchio. Per questo motivo occorre definire un riferimento convenzionale di inizio del ciclo del passo, che si identifica nell'istante di contatto del tallone con il suolo. Le varie differenze per ciascun canale considerato permetteranno di estrapolare maggiori informazioni e di analizzare ulteriormente quando e come prediligere l'acquisizione sul tapis-roulant piuttosto che in superficie. L'utilizzo del tapis-roulant risulta in molti casi una prima scelta da preferire all'acquisizione del segnale EMG in superficie ma è comunque importante continuare a studiare le variazioni fra le due acquisizioni e la presenza maggiore supporto tecnologico, come può esserlo un database, è senz'altro un valore aggiunto.

## 6 CONCLUSIONI

In una valutazione riassuntiva dell'intero elaborato di tesi e considerando gli obiettivi prefissi all'inizio, possiamo tratte le seguenti conclusioni. Il primo obiettivo della tesi era analizzare ulteriormente la letteratura al fine di verificare se e come il segnale EMG si modifichi al variare della superficie di contatto piede-terreno, con particolare attenzione all'utilizzo del tapis-roulant. Da quel che emerge dall'analisi scientifica, i risultati sembrano essere in accordo sui modelli cinematici, sulle andature a velocità naturale, sia in superficie che sul tapis roulant, con la maggior parte degli studi presenti in letteratura. Anche i risultati sui parametri spazio-temporali delle acquisizioni su tapis roulant, come ad esempio una cadenza leggermente più alta del ciclo di andatura e una lunghezza di passo più corta rispetto a quella in superficie, sono in accordo con gli studi precedentemente svolti [17]. Per quanto riguarda gli schemi di attivazione muscolare e i vari segnali EMG dei muscoli dell'arto inferiore non possiamo dire altrettanto. Ad esempio, nel primo studio il gastrocnemio mediale ha mantenuto il modello monofasico ma ridotto in ampiezza del segnale, per le due diverse acquisizioni e il retto femorale ha perso i picchi del segnale nella transizione da stance a swing e viceversa. Questo è in disaccordo con Arsenault et al. [7], che non hanno riscontrato differenze nell'attività muscolare nel soleo, nel retto femorale, nel vasto mediale, o nel tibiale anteriore tra le due modalità di camminata. Anche nel terzo studio presentato, Di Nardo et al., non hanno rilevato differenze significative se non un coinvolgimento precoce e maggiore del Gastrocnemio laterale all'inizio della fase di contatto del piede con il suolo. Nel secondo studio invece le differenze nel segnale EMG riscontrate sono più marcate soprattutto per il Vasto mediale, il Tibiale Anteriore e il Gastrocnemio Laterale. L'attività EMG nel Tibiale Anteriore era più bassa in tutta la fase di stance e allo stesso modo, anche l'attività muscolare nel Gastrocnemio era inferiore in gran parte del ciclo di andatura, ma leggermente superiore nella fase di terminal swing in superficie e viceversa nell'acquisizione su tapis-roulant.

Detto ciò, considerando l'uso sempre più frequente del tapis-roulant per ridurre i tempi di guarigione e/o migliorare le aspettative di vita del paziente, o in qualsiasi

campo diagnostico o per condizioni patologiche, in modo particolare quelle neuromotorie, è sempre importante verificare che il cammino su tapis roulant sia il più vicino possibile al cammino su terreno, pertanto è necessario un confronto continuo tra queste due modalità dato che non esiste un consenso generale sulla tipologia di acquisizione del segnale, fra tutta la letteratura scientifica. Per confrontare al meglio le due acquisizioni è necessario disporre di qualunque mezzo tecnologico, come ad esempio lo sviluppo di un Database, che era proprio il secondo obiettivo della tesi. Attraverso una base di dati di semplice accessibilità chiunque può estrapolare in modo agiato ogni tipologia di dato acquisito, a partire dalla semplice comparazione fra due diverse velocità o fra le due diverse acquisizioni, sino a ad arrivare a parametri più complessi, come i canali utilizzati nel protocollo o al segnale vero e proprio. Bisogna comunque prendere con molta cautela ogni risultato ottenuto, bensì inserirlo in quadro generale più ampio che ad oggi non riesce a trovare un consenso generale in tutta la letteratura scientifica.

## 7 BIBLIOGRAFIA

- [1] J. Perry, *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, USA: Slack Inc, 1992.
- [2] W. David A, *Biomechanics and motor control of human movement* 2nd ed, New York, 1990.
- [3] C. Blanc, Balmer, T. Landis e F. Vingerhoets, «Temporal parametres and patterns of the foot roll during walking: normative data for healthy adults» *Gait Posture*. 1999, vol. 2, n. 10, pp. 97-108, 1999.
- [4] S. DH, «The evolution of clinical gait analysis part II-kinematics» *Gait posture*, vol. 2, n. 16, pp. 159-179, 2002.
- [5] S. DH, «The evolution of clinical gait analysis part III» *Gait Posture*, vol. 4, n. 21, pp. 447-461, 2005 Jun.
- [6] M. Murray, G. Spurr, S. Sepic, G. Gardner e L. Mollinger, «Treadmill vs floor walking kinematics, electromyogram and heart rate» *J Appl Physiol* , n. 59, pp. 87-91, 1985.
- [7] A. Arsenault, D. Winter e R. Marteniuk, «Treadmill versus walkway locomotion in human: an EMG study» *Ergonomics*, vol. 29, pp. 665-676, 1986.
- [8] F. Di Nardo e S. Fioretti, «EMG-based analysis of treadmill and ground walking in distal leg muscles» *IFMBE proceedings*, n. 41, pp. 611-614, 2014.
- [9] P. Kevin T. e T. Gary A., *Anatomia e fisiologia*, Elsevier, 2011.
- [10] N. Frank H. e S. Standring, Netter Gray. *L'anatomia: Anatomia del Gray*, Edra; Terza edizione, 2018.
- [11] Whittle e M. W., *Gait Analysis an introduction*, Elsevier 4 edizione, 2006.

- [12] P. Konrad, *The abc of emg, Pract. Introd Electromyogr vol.1*, 2005.
- [13] A. Covallero, «Confronto tra metodi per l'analisi di manifestazioni elettriche di fatica muscolare in pazienti diabetici, con e senza vasculopatia periferica e soggetti sani durante la camminata su treadmill,» 2014.
- [14] Merlo e Campanini, «Technical Aspects of Surface Electromyography for clinicians» *The Open Rehabilitation Journal*, vol. 3, pp. 98-109, 2010.
- [15] D. Denny-Brown, «Interpretation of the electromyogram. Arch Neurol Psychiatr» *Arch NeurPsych.*, vol. 2, n. 61, pp. 99-128, 1949.
- [16] B. Freriks, H. Hermens, C. Disselhorst-Klug e G. Rau, «Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures» *J Electromyogr Kinesiol.*, vol. 5, n. 10, pp. 361-374, 2000.
- [17] N. Jennifer R., J. B. Suzanne, M. Ellen H., L. Edward D. e M. Shawn, «Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds» *J Rehabil Res Dev.*, vol. 4, n. 42, pp. 523-534, 2005.
- [18] L. Song Joo e J. Hidler, «Biomchanics of overground vs treadmill walking in healthy individuals» *J Appl Physiol (1985)*, vol. 3, n. 104, p. 747–755, 2008.

## SITOGRAFIA

[S1] Fisiologia della contrazione muscolare

<http://chinesiogroup.it/fisiologia-della-contrazione-muscolare/>

[S2] Le fibre muscolari

<https://www.projectinvictus.it/le-fibre-muscolari/>

[S3] Appunti fisiologia

<https://it.scribd.com/document/453768976/Fisiologia-Edoardo-Sassi>

[S4] Il sistema nervoso centrale

<https://www.humanitas.it/enciclopedia/anatomia/sistema-nervoso/sistema-nervoso-centrale>

[S5] Unità motoria

<https://www.osteolab.net/motoneurone/>

[S6] Le neuroscienze

<https://www.isc.cnr.it/public-outreach/divulgazione/neuroscienze/>

[S7] Muscoli arto inferiore

<https://www.medicinapertutti.it/argomento/muscoli-dellarto-inferiore/>

[S8] Muscoli arto inferiore

<http://win.ilguerriero.it/codinopreatle/anatomia/muscoliartoinferiore.htm>

[S9] L'elettromiografia

<https://www.clinicacellini.it/visite-esami/elettromiografia#:~:text=L'esame%20si%20divide%20in,superficiale%20posizionato%20sul%20nervo%20e>

[S10] Storia dell'elettromiografia

[http://www.elettromiografia.it/11/EMG-ENG/202/Storia-dell-Elettromiografia.html#:~:text=\(1948\)%20sono%20i%20primi%20a,velocit%C3%A0%20di%20conduzione%20dei%20nervi.&text=I%20termini%20elettromiografia%20ed%20elettromiogramma,esame%20della%20velocit%C3%A0%20di%20conduzione.](http://www.elettromiografia.it/11/EMG-ENG/202/Storia-dell-Elettromiografia.html#:~:text=(1948)%20sono%20i%20primi%20a,velocit%C3%A0%20di%20conduzione%20dei%20nervi.&text=I%20termini%20elettromiografia%20ed%20elettromiogramma,esame%20della%20velocit%C3%A0%20di%20conduzione.)

[S11] Step 32

<http://www.medicaltec.it/STEP32.html>