



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**DATABASE DI SEGNALI EMG PER LA VALUTAZIONE DELL'EFFETTO DELLA
VELOCITA' SUL CAMMINO**

DATABASE OF EMG SIGNALS FOR THE EVALUATION OF THE EFFECT OF
SPEED ON WALKING

Relatore:
Prof. **Francesco Di Nardo**

Tesi di Laurea di:
Elisa Casadidio

Correlatore:
Prof. **Sandro Fioretti**

A.A. 2019/2020

INDICE

INTRODUZIONE	6
CAPITOLO 1: CONTRAZIONE MUSCOLARE	8
1.1 IL MUSCOLO SCHELETRICO	8
1.1.1 CELLULA DEL MUSCOLO SCHELETRICO.....	8
1.1.2 STRUTTURA DEL SARCOPLASMA.....	10
1.2 CONTRAZIONE DEL MUSCOLO SCHELETRICO	11
1.2.3 CICLO DELLA CONTRAZIONE MUSCOLARE.....	11
1.2.4 IL SISTEMA NERVOSO.....	12
1.2.5 UNITA' MOTORIA.....	13
1.2.6 ECCITABILITÀ DELLA MEMBRANA NEURONALE.....	14
1.2.7 POTENZIALE D'AZIONE.....	15
1.3 MUSCOLI ARTO INFERIORE	16
CAPITOLO 2: GAIT ANALYSIS	18
2.1 OBIETTIVO GAIT ANALYSIS	18
2.2 LA FUNZIONE DEL CAMMINO	18
2.3 FASI CICLO DEL PASSO	19
2.3.1 INITIAL CONTACT (0-2% del ciclo del passo).....	19
2.3.2 LOADING RESPONSE (0-10% del ciclo del passo).....	20
2.3.3 MID STANCE (10-30% del ciclo del passo).....	21
2.3.4 TERMINAL STANCE (30-50% del ciclo del passo).....	22
2.3.5 PRE SWING (50%-60% del ciclo del passo).....	23
2.3.6 INITIAL SWING (60-73% del ciclo del passo).....	24
2.3.7 MID SWING (70-85% del ciclo del passo).....	25
2.3.8 TERMINAL SWING (85%-100% del ciclo del passo).....	26

2.4 PROCEDIMENTO DELLA GAIT ANALYSIS	26
2.4.1 METODI E STRUMENTAZIONE.....	26
 CAPITOLO 3: ELETTROMIOGRAFIA (EMG).....	28
3.1 STORIA.....	28
3.2 ELETTROMIOGRAFO.....	28
3.2.1 TIPOLOGIE DI ELETTRODI.....	28
3.2.2 AMPLIFICATORI EMG.....	30
3.3 SEGNALE EMG.....	30
3.3.1 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO.....	30
3.3.2 TRACCIATO EMG.....	33
3.3.3 SPETTRO DEL SEGNALE EMG.....	34
3.4 I FATTORI CHE INFLUENZANO IL SEGNALE EMG.....	34
3.4.1 CARATTERISTICHE DEI TESSUTI.....	34
3.4.2 CROSS-TALK FISIOLÓGICO.....	35
3.4.3 CAMBIAMENTI NELLA GEOMETRIA TRA I MUSCOLI ADDOMINALI E LA POSIZIONE DELL'ELETTRODO.....	36
3.4.4 RUMORE ESTERNO.....	36
3.4.5 ELETTRODO E AMPLIFICATORI.....	36
3.5 PREPARAZIONE PER IL TEST.....	36
3.5.1 PREPARAZIONE DELLA PELLE.....	36
3.5.2 PUNTI DI RIFERIMENTO ANATOMICI.....	37
 CAPITOLO 4: STUDI RIGUARDANTI COME LA VARIAZIONE DELLA VELOCITA' INFULENZA IL SEGNALE EMG.....	42
4.1 SPEED DEPENDENCE OF AVERAGED EMG PROFILES IN WALKING.....	42
4.1.1 INTRODUZIONE.....	42
4.1.2 METODI.....	43

4.1.3	RISULTATI.....	45
4.1.4	CONCLUSIONI.....	53
4.2 COMPARING SURFACE AND FINE-WIRE ELECTROMYOGRAPHY		
ACTIVITY OF LOWER LEG MUSCLES AT DIFFERENT WALKING		
	SPEEDS.....	54
4.2.1	INTRODUZIONE.....	54
4.2.2	METODI.....	54
4.2.3	RISULTATI.....	60
4.2.4	CONCLUSIONI.....	60
4.3 ESTIMATION OF MUSCLE ACTIVATION DURING DIFFERENT WALKING		
SPEEDS WITH TWO MATHEMATICAL APPROACHES COMPARED TO		
	SURFACE EMG.....	61
4.3.1	INTRODUZIONE.....	61
4.3.2	METODI.....	61
4.3.3	RISULTATI.....	64
4.3.4	CONCLUSIONI.....	66
4.4 EFFECT OF WALKING SPEED CHANGES ON TIBIALIS ANTERIOR EMG		
DURING HEALTHY GAIT FOR FES ENVELOPE DESIGN IN DROP FOOT		
	CORRECTION.....	67
4.4.1	INTRODUZIONE.....	67
4.4.2	METODI.....	67
4.4.3	RISULTATI.....	70
4.4.4	CONCLUSIONE.....	73
4.5 DISCUSSIONE.....		73
 CAPITOLO 5: SVILUPPO DI UN DATABASE DI SEGNALI EMG PER LA		
VALUTAZIONE DELL'EFFETTO DELLA VELOCITA' SUL CAMMINO.....		75
5.1 SOGGETTI.....		75

5.2 ACQUISIZIONE DEI SEGNALI.....	75
5.3 COMPILAZIONE DATABASE.....	76
5.4 CONCLUSIONI.....	86
CAPITOLO 6: CONCLUSIONI.....	90
BIBLIOGRAFIA.....	91
SITOGRAFIA.....	93

INTRODUZIONE

L'apparato muscolo-scheletrico è l'insieme di organi che svolgono funzioni di sostegno e che consentono i movimenti, possibili grazie alla contrazione muscolare. Durante la contrazione muscolare le fibre che costituiscono il muscolo scorreranno le une sulle altre e grazie al rilascio di neurotrasmettitori liberati nella fessura sinaptica da parte del bottone pre-sinaptico, si svilupperà il potenziale d'azione a livello della membrana post-Sinaptica.

Grazie all'elettromiografia (EMG), che è un esame di tipo funzionale, è possibile analizzare il funzionamento di uno o più muscoli attraverso i potenziali elettrici che si sviluppano in esso durante la contrazione. L'elettromiografia, quindi, è un approccio che potrà aiutare nella diagnosi di malattie del sistema nervoso periferico o patologie del sistema muscolare. Le patologie più frequenti per le quali si ricorre all'esame EMG per una corretta diagnosi, sono, ad esempio, la sclerosi laterale amiotrofica (SLA), malattie muscolari, radicolopatie, polineuropatie, plessopatie, malattie della giunzione neuromuscolare e sindrome del tunnel carpale. [S1]

In ambito clinico, la Gait Analysis (GA) o analisi computerizzata della deambulazione consente di registrare, quantificare e monitorare nel tempo la deambulazione di soggetti sani e pazienti affetti da patologie diverse di interesse neurologico e muscolare. La deambulazione verrà registrata attraverso l'uso di più strumenti integrati ed interfacciati tra loro, ognuno con lo scopo di indagare un diverso aspetto del movimento. La ripresa video con più telecamere servirà per ricostruire, nelle tre dimensioni dello spazio, lo spostamento, le pedane di forza e pressione verranno usate per misurare l'energia scambiata con il suolo, il segnale basografico rileverà il contatto del piede a terra, il segnale elettrogoniometrico misurerà gli angoli delle articolazioni, infine l'elettromiografia di superficie consentirà di registrare contemporaneamente l'attività elettrica dei gruppi muscolari coinvolti durante l'atto motorio.

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 riesce, 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. Per questo motivo c'è un'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. A proposito sono fondamentali i lavori [1-5]

L'obiettivo della tesi sarà duplice: 1) analizzare la letteratura al fine di verificare se e come il segnale EMG si modifichi al variare della velocità di cammino; 2) sviluppare un database di segnali EMG a diverse velocità di cammino su ground e treadmill, che possa consentire uno studio trasversale dell'effetto della velocità sul reclutamento muscolare. Il database sarà organizzato in tre differenti fogli Excel, Tabella, Protocollo e Differenze e grazie a questa raccolta dati l'operatore sarà più facilitato nell'estrapolare i segnali EMG a diverse velocità che saranno confrontati tra di loro, per valutare come il segnale EMG si modifichi al variare della velocità.

CAPITOLO 1: CONTRAZIONE MUSCOLARE

1.1 IL MUSCOLO SCHELETRICO

1.1.1 CELLULA DEL MUSCOLO SCHELETRICO

Il tessuto muscolare striato scheletrico costituisce i muscoli dell'apparato locomotore, oltre ad essere presente anche in alcuni organi dell'apparato digerente e respiratorio. [6] I muscoli scheletrici costituiscono la maggior parte della massa muscolare corporea e sono responsabili della postura, stabilità e movimento delle varie articolazioni dello scheletro. Essi sono composti da numerose fibre muscolari, di lunghezza che varia da 1mm a 20mm e diametro di 10-100 μm , che sono sincizi, cioè elementi sovracellulari derivati dalla fusione di molteplici elementi cellulari durante il periodo embrionale, per cui ogni fibra possiede più nuclei localizzati al di sotto della membrana plasmatica o sarcolemma. Ogni fibra è circondata da un sottile strato di tessuto connettivo fibrillare lasso, detto endomisio, e sono tra di loro raccolte a formare un fascetto muscolare, avvolto da uno strato, sempre connettivale, detto perimisio. Infine, l'intero muscolo è circondato dall'epimisio, un tessuto molto resistente allo stiramento. L'epimisio è quindi quel tessuto che, in caso di danno delle fibre muscolari, va a sostituire la porzione danneggiata e collegare le parti distaccate. Ogni fibra è contenuta in una membrana, detta sarcolemma e possiedono un abbondante reticolo liscio, reticolo sarcoplasmatico (RS) in cui sono presenti proteine contrattili, organizzate in miofilamenti, a loro volta costituenti fasci, detti miofibrille. Le miofibrille sono costituite da proteine contrattili miosina e actina, regolatrici troponina e tropomiosina e strutturali titina e nebulina. La miosina è il motore del muscolo, avendo la capacità di generare movimento, ed è costituita da due parti, la coda, parte rigida, e la testa, parte elastica che fa cardine per il movimento e un insieme di molecole di miosina costituisce un filamento spesso. L'actina è la proteina a cui la testa della miosina si attacca per effettuare la contrazione (complesso actomiosina) della fibra ed un insieme di molecole di actina costituisce il filamento sottile della fibra muscolare. Per quello che riguarda le proteine regolatrici, esse permettono l'unione tra miosina e actina, nella fase di avvio della contrazione. L'RS è organizzato in triadi, da un tubulo trasversale (tubulo T) e due cisterne terminali, l'insieme di questi elementi è responsabile della propagazione del potenziale d'azione e della contrazione che ne segue. I tubuli T sono un'estensione del sarcolemma, questo fa sì che il lume dei tubuli T è in comunicazione con il liquido extracellulare e ciò ne causa la rapida

propagazione del segnale, mentre le cisterne terminali contengono grandi concentrazioni di ioni calcio (Ca^{2+}), responsabili dell'avvio e dell'arresto del meccanismo di contrazione.

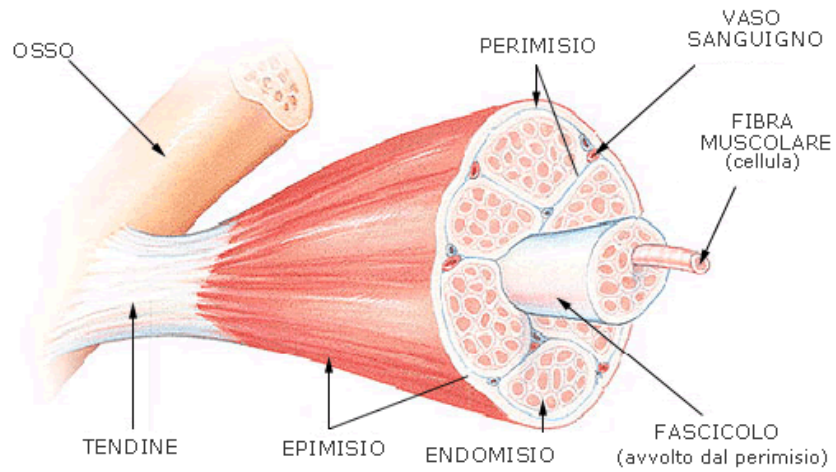


Figura 1.1: Struttura del muscolo scheletrico [S2]

Il reticolo sarcoplasmatico

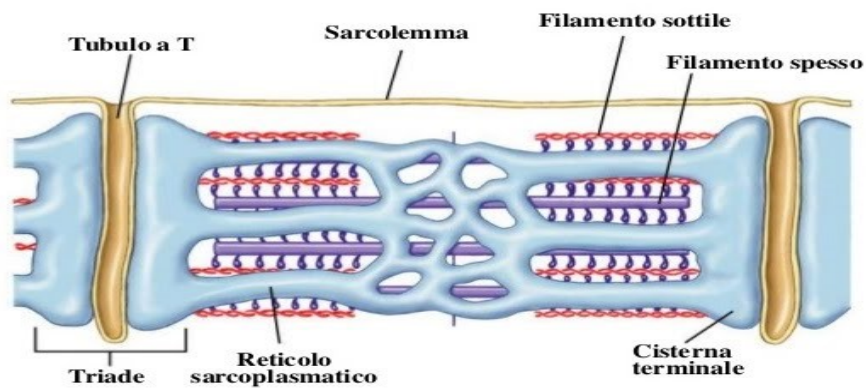


Figura 1.2: Reticolo sarcoplasmatico [S3]

1.1.2 STRUTTURA DEL SARCOPLASMA

Il retico sarcoplasmatico, anche detto sarcoplasma, delle fibre muscolari, se osservato in sezione longitudinale mostra un'alternanza di bande chiare e scure. I miofilamenti e miofibrille si organizzano nel seguente modo:

-Al centro di ogni banda chiara (banda I) è presente una sottile stria scura (disco Z)

-Al centro di ogni banda scura (banda A) vi è una sottile banda chiara (banda H) con al centro una sottile stria scura (linea M).

Il sarcomero, che è l'unità contrattile, è quella regione della lunghezza di 2 μm , compresa tra le due dischi Z e sono connessi in serie lungo una miofibrilla. Le proteine contrattili che costituiscono il sarcomero sono organizzate in fasci ordinati di filamenti sottili e spessi tra loro interdigitati che scorrono gli uni sugli altri durante la contrazione ed il rilasciamento. Un gruppo di proteine forma il citoscheletro, che connette tra loro i dischi Z delle miofibrille mantenendo allineati i sarcomeri. I filamenti sottili consistono in due catene di molecole di actina G, da più piccole e filiformi molecole di tropomiosina e una proteina che si lega al calcio e connessa alla tropomiosina, chiamata troponina. I filamenti spessi sono costituiti da molecole di miosina raggruppate in un fascio, con le teste che si proiettano all'esterno con andamento elicoidale. Quest'ultimi occupano la banda A, nella quale si intercalano per un certo tratto fra i filamenti sottili. La banda H risulta più chiara perché a questo livello si trovano solo filamenti spessi, mentre la stria M è più scura poiché si hanno connessioni trasversali tra i filamenti spessi.

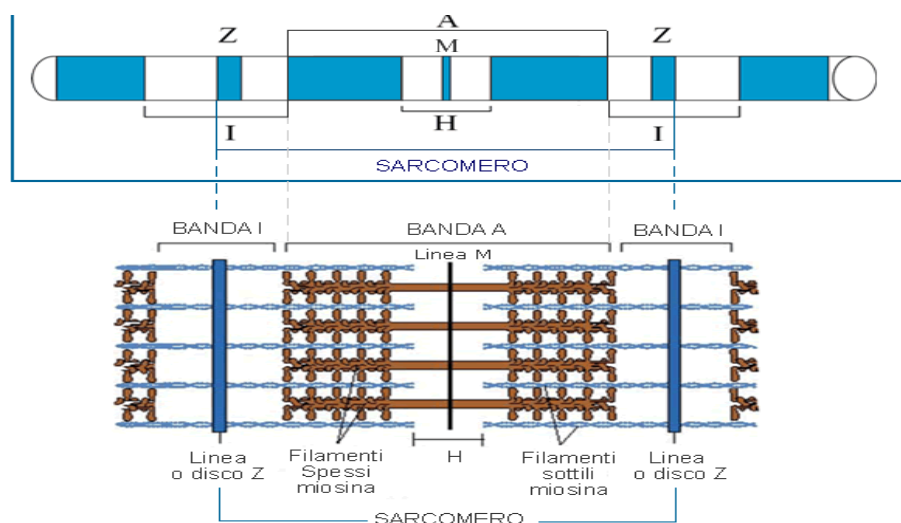


Figura 1.3: Organizzazione sarcoplasma a livello microscopico [S4]

1.2 CONTRAZIONE DEL MUSCOLO SCHELETRICO

1.2.1 CICLO DELLA CONTRAZIONE MUSCOLARE

Le principali proteine contrattili del muscolo scheletrico sono la miosina, l'actina, la tropomiosina e la troponina. Durante la contrazione muscolare le proteine regolatrici permettono l'unione tra le teste della miosina e le molecole di actina. Il calcio, liberato nel sarcoplasma, si lega alla troponina e questa, a sua volta, regola la posizione on/off della tropomiosina, che libera o chiude i siti attivi dell'actina, cioè dove la testa della miosina si legherà. L'energia per il processo di contrazione è ricavata dalle molecole di ATP (adenosintrifosfato), fornita per la maggior parte dai mitocondri. Il meccanismo dello scivolamento dei filamenti nella contrazione è un processo ciclico che è composto da quattro fasi:

1. l'idrolisi dell'ATP e la formazione di ADP (adenosindifosfato)+ Pi (fosfato organico) che consente l'attivazione e l'estensione della testa di miosina
2. Formazione di un ponte trasversale tra miosina e actina
3. Con un colpo di potenza il filamento sottile scivola sul filamento spesso
4. Nuovo il legame di ATP con la testa della miosina che causa la rottura del ponte trasversale.

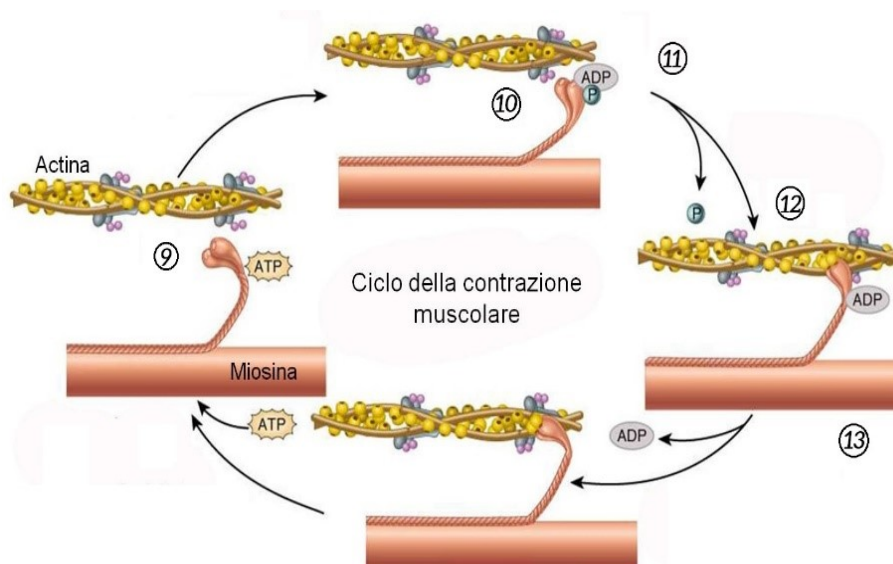


Figura 1.4: Ciclo della contrazione muscolare [S5]

1.2.2 IL SISTEMA NERVOSO

Il sistema nervoso recepisce gli stimoli, li processa e risponde ad essi. Il neurone è una cellula che è in grado di generare e trasmettere l'impulso nervoso. La sua struttura è costituita da un corpo cellulare, soma, dove risiedono il nucleo e gli organelli, da cui hanno origine numerosi dendriti, prolungamenti che captano le informazioni dall'esterno che poi vengono trasmesse al corpo cellulare e dall'assone un lungo prolungamento, che porta le informazioni verso l'esterno e che prende contatto, mediante le terminazioni sinaptiche, con un altro neurone, o con le fibre muscolari e la sinapsi con il muscolo scheletrico è detta placca motrice o giunzione neuro muscolare. L'assone può essere rivestito da una guaina, detta mielina, che è una sostanza isolante a struttura lamellare, costituita da lipidi e proteine e lungo esso sono presenti i nodi di Ranvier. A seconda degli strati di mielina che avvolgono l'assone avremo fibre nervose amieliniche e fibre nervose mieliniche. La trasmissione dell'impulso nervoso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere, in una sinapsi, la componente pre e post-sinaptica. Nella cellula presinaptica, localizzate nel bottone sinaptico vi è la presenza di vescicole sinaptiche in cui è presente il neurotrasmettitore, come ad esempio l'acetilcolina per i muscoli scheletrici, che permettono il trasferimento del potenziale d'azione nella cellula post-sinaptica e quindi sono responsabili della trasmissione dello stimolo e dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione-contrazione delle fibre sulle placche motrici. I neuroni destinati alla muscolatura scheletrica si distinguono in motoneuroni alfa, che innervano le fibre muscolari attraverso le 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 motoria. 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" e sarà questo segnale a causare la contrazione delle fibre innervate.

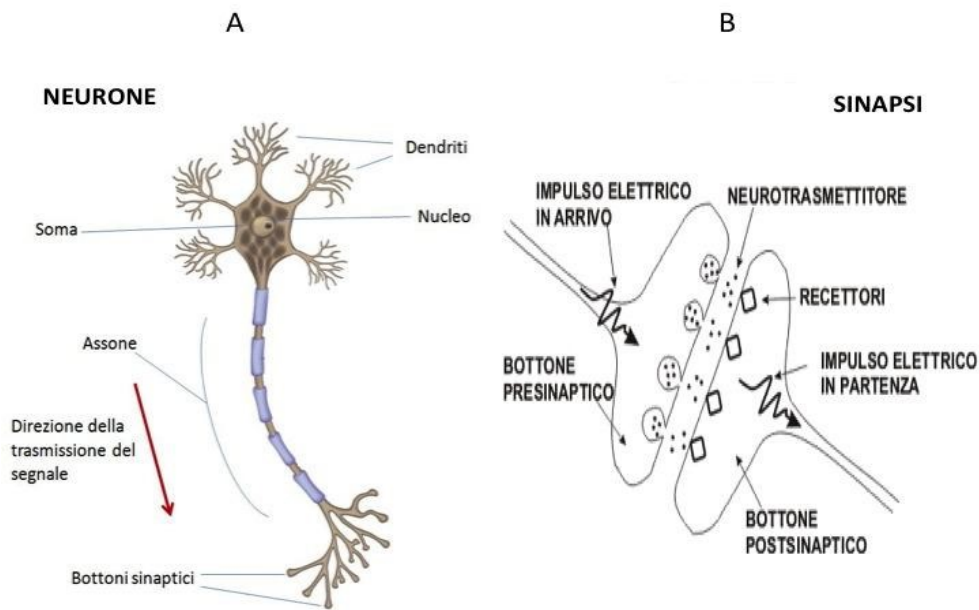


Figura 1.5: A) struttura di una cellula neuronale B) trasmissione impulso nervoso [S6]

1.2.3 UNITA' MOTORIA

L'unità motoria è costituita da un motoneurone e da tutte le fibre muscolari da esso innervate ed è la più piccola unità funzionale che viene adibita al processo di contrazione del muscolo. Essa è costituita da un motoneurone somatico, che origina dal midollo spinale, e dalle fibre muscolari che questo innerva. Il segnale che questo motoneurone genera è detto "potenziale d'azione" e sarà questo segnale a causare la contrazione delle fibre innervate.

Quando un singolo impulso adeguato è applicato all'interno del muscolo tutte le fibre innervate si attivano e l'aumentare l'ampiezza dello stimolo non significa aumentare l'intensità della risposta delle fibre e a seconda di quante e quali unità motorie sono reclutate l'intensità di forza e la durata della contrazione possono variare notevolmente.

Generalmente nei muscoli utilizzati per movimenti non precisi, come la postura o il cammino, le unità motorie sono costituite da centinaia o anche migliaia di fibre muscolari, mentre per movimenti più fini il numero di fibre coordinate per unità motoria si riduce notevolmente.

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.

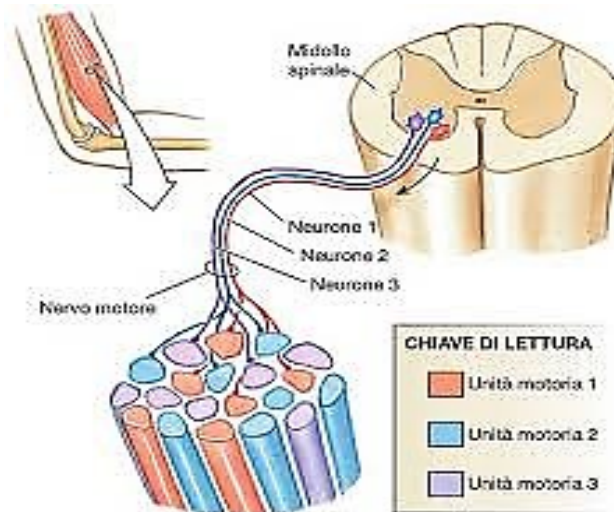


Figura 1.6 unità motoria [S7]

1.2.4 ECCITABILITÀ DELLA MEMBRANA NEURONALE

All'interno della membrana plasmatica di un neurone, costituita da un doppio strato fosfolipidico, sono presenti delle proteine di membrana, che trasferiscono il materiale dall'interno all'esterno della membrana plasmatica, esse sono dette pompe dello specifico abbiamo la pompa sodio potassio. La pompa sodio potassio permette di pompare in maniera attiva, cioè con dispendio di ATP, contemporaneamente, all'esterno della cellula tre ioni di sodio (Na^+) e all'interno due ioni di potassio (K^+). Questa pompa fa in modo di generare quello che è chiamato potenziale di membrana a riposo, che è -70mV , ossia il potenziale presente nella cellula del neurone, quando non viene trasmesso nessun impulso nervoso. All'interno della cellula avremo gli ioni di potassio e all'esterno gli ioni di sodio e una carica positiva all'esterno della membrana plasmatica e una carica negativa all'interno. Per capire come si genera un impulso nervoso e come esso si trasformi e come viene trasferito all'assone, andiamo a considerare le proteine lungo la membrana plasmatica, canali del Na^+ e del K^+ , che fungono da tunnel per il passaggio di sostanze che passeranno secondo il gradiente di concentrazione, cioè da una regione a maggiore concentrazione verso una regione a minore concentrazione. A livello neuronale, quando una sostanza chimica, ligando, si lega a un recettore sul

neurone, il recettore agisce come un canale regolato dal ligando che, aprendosi, permette al Na^+ di diffondersi all'interno della cellula dato che la maggiore concentrazione di sodio è all'esterno. Ciò causa la depolarizzazione della membrana plasmatica, cioè si inverte la carica e avremo una carica positiva all'interno e una negativa all'esterno. L'apertura dei canali di sodio, mi porta a stimolare l'apertura dei canali di potassio e i canali di sodio si chiudono e quindi il sodio rimane all'interno della cellula. Il sodio essendo molto concentrato all'interno della cellula, seguendo il gradiente di concentrazione tenderà ad uscire, ed essendo una carica di positiva, porta a un'inversione di carica e quindi a una ripolarizzazione della membrana plasmatica, avendo una carica positiva all'esterno e una negativa all'interno. Successivamente si chiude anche il canale di potassio il che e si ritorna al potenziale di riposo di 70mv, ma con le molecole che occupano posizione opposte rispetto allo stato iniziale.

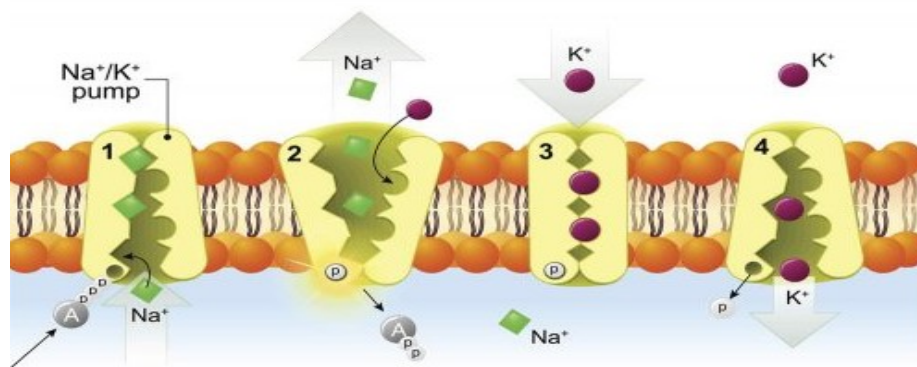


Figura 1.7: Pompa sodio potassio [S8]

1.2.5 POTENZIALE D'AZIONE

Partendo dal potenziale di riposo, che è circa -70mv, quando la depolarizzazione, durante la stimolazione del neurone, raggiunge il livello critico o anche detto livello soglia si verifica una depolarizzazione completa, dove si passa rapidamente ad un potenziale positivo di circa +35mv, generando così un potenziale d'azione. Successivamente il segnale elettrico è rapidamente ristabilito, cioè ripolarizzato e seguito da un'iperpolarizzazione, dove il potenziale di membrana è più negativo del potenziale di riposo. Il potenziale d'azione termina quando gli assoni si ripolarizzano portandosi nuovamente al potenziale di riposo.

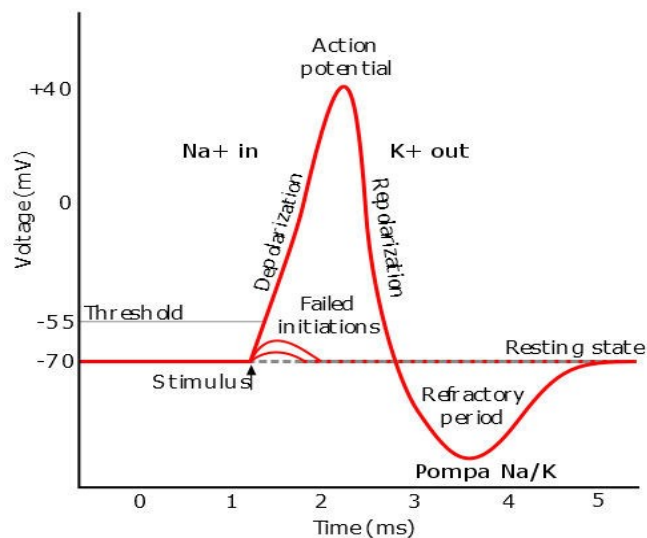


Figura 1.8: potenziale d'azione [S9]

1.3 MUSCOLI ARTO INFERIORE

Durante il cammino i muscoli coinvolti saranno quelli degli arti inferiori. L'azione di spinta è resa possibile da un lato dai muscoli posteriori della gamba che estendono il piede sui metatarsi (muscoli gemelli o gastrocnemio, soleo, peroneo lungo, flessore lungo delle dita, flessore lungo dell'alluce) e dall'altro dall'estensione della gamba per opera del quadricipite femorale e dall'estensione dell'anca e della coscia (muscoli glutei, bicipite femorale nel capo lungo, semitendinoso, semimembranoso. Secondariamente il grande adduttore, piriforme, quadrato femorale). Per fare un esempio della complessità del gesto basti pensare all'azione del quadricipite e degli ischiocrurali durante la fase di sostegno-appoggio: entrambi si contraggono isometricamente per stabilizzare l'arto inferiore contrastando uno l'azione dell'altro. Il sollevamento dell'arto in avanti è reso possibile dai muscoli flessori della coscia (retto femorale, ileopsoas, sartorio, tensore della fascia lata, pettineo) successivamente la caviglia si flette in avanti per azione del tibiale anteriore, estensore lungo delle dita, estensore lungo dell'alluce, peroneo anteriore, estensore breve delle dita. La successiva fase di appoggio, corrispondente alla ripresa di un nuovo ciclo del passo vede l'azione contemporanea di quadricipite, ischiocrurali e grande gluteo per stabilizzare l'articolazione e ridurre i traumi causati dall'impatto del tallone sul terreno. Studi elettromiografici hanno stabilito che il soleo è il muscolo più importante nel produrre l'avanzamento che, una volta iniziato, procede per inerzia minimizzando l'intervento degli altri muscoli ed ottimizzando il gesto.

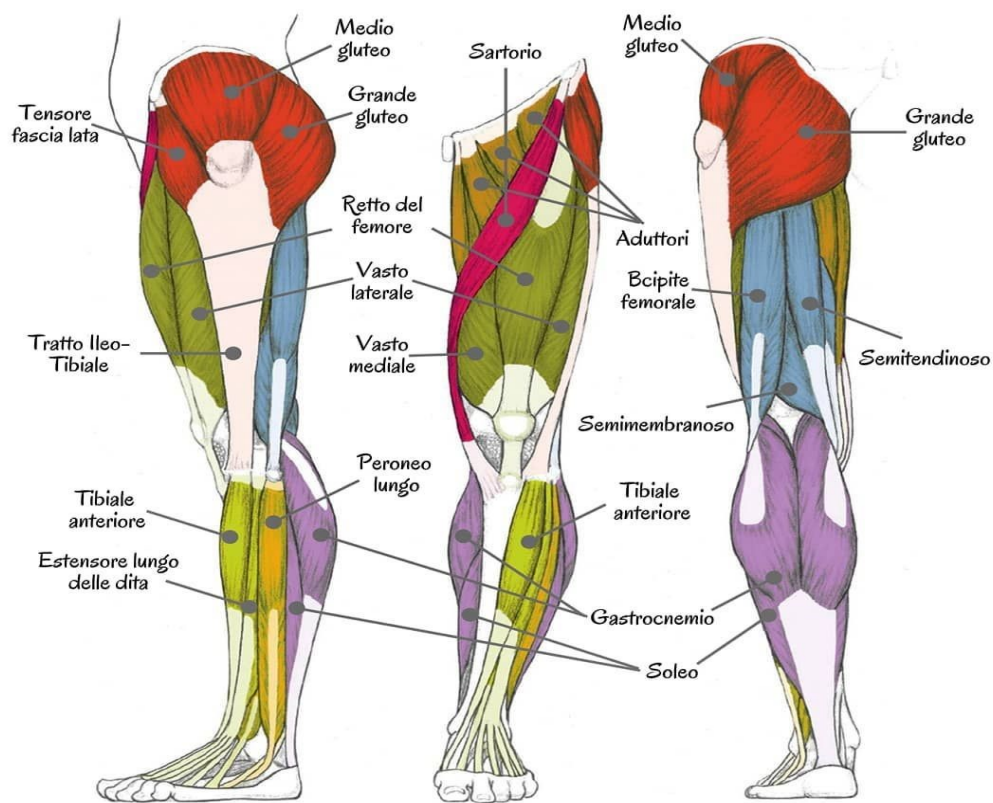


Figura 1.9: Muscoli arto inferiore [S10]

CAPITOLO 2: GAIT ANALYSIS

2.1 OBIETTIVO GAIT ANALYSIS

La gait analysis si è affermata come l'unica metodica di analisi del movimento largamente utilizzato in clinica. [7]

L'obiettivo della gait analysis è individuare la strategia più efficace da utilizzare nella riabilitazione del cammino ed è applicabile all'osservazione, valutazione e monitoraggio dei percorsi terapeutici di numerose patologie. Tale metodica consente la cattura di dati di tipo cinematico, basati sull'analisi delle variazioni degli angoli articolari e sulle misurazioni dei parametri spazio-temporali di tipo cinetico, con la rilevazione delle forze esterne che perturbano lo schema del paziente, come la gravità terrestre, l'inerzia, gli attriti e la GFR (Ground Reaction Force).

2.2 LA FUNZIONE DEL CAMMINO

Il cammino rappresenta una tappa fondamentale dello sviluppo del bambino e l'acquisizione della funzione deambulatoria avviene tipicamente tra il 12° ed il 18° mese nello sviluppo del bambino.

Gage nel 1991 [8] individuò dei requisiti fondamentali per la maturazione di tale funzione:

- La stabilità in appoggio monopodalico
- Un'adeguata clearance del piede
- Un corretto pre-posizionamento del piede in fase di Terminal Swing
- Un'adeguata lunghezza del passo
- La conservazione dell'energia

Possiamo idealmente separare il corpo in due unità, una definita come locomotrice, responsabile del movimento e della progressione e l'altra definita come passeggera, deputata al mantenimento posturale. [1]

Il ciclo del passo si suddivide in due grandi periodi:

- la stance (fase di appoggio)
- la swing (fase di oscillazione).

L'unità locomotrice, che è rappresentata dagli arti inferiori, ha molteplici ruoli:

- sostenere il corpo
- sostenere il corpo durante l'appoggio monopodalico
- garantire l'avanzamento dell'arto

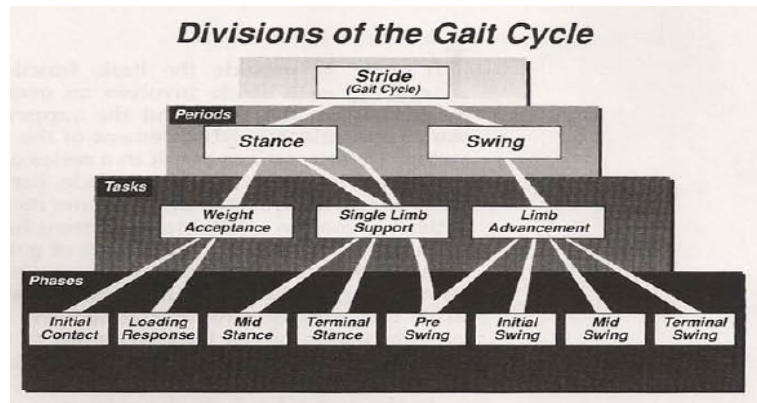


Figura 2.1 divisione del gait cycle [1]

La stance, a sua volta, si suddivide in 2 fasi di doppio appoggio nel quale entrambi i piedi sono a contatto col suolo ed in 3 fasi di appoggio monopodalico nella quale l'arto inferiore sosterrà per intero il peso del corpo.

La swing sarà invece costituita da 3 fasi che descriveranno la traiettoria percorsa dell'arto in volo durante la progressione.

Per convenzione, il ciclo del passo incomincia con la fase di iniziale contatto nella quale il piede di riferimento impatta con il terreno tramite l'appoggio iniziale di tallone ("heel strike").

2.3 FASI CICLO DEL PASSO

2.3.1 INITIAL CONTACT (0-2% del ciclo del passo)

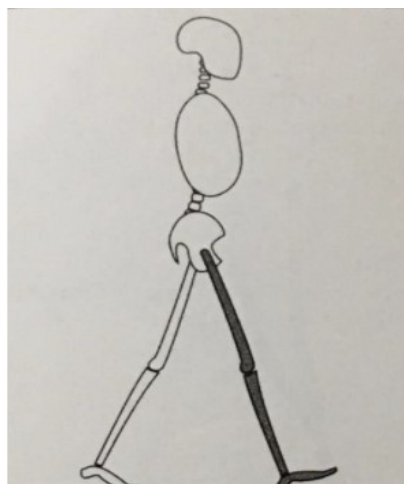


Figura 2.2: Initial Contact[1]

La fase di Initial Contact rappresenta l'intervallo compreso tra lo 0 ed il 2% del ciclo del passo e consiste nel contatto iniziale del piede al suolo che avviene di tallone (heel strike).

La GFR nell'arto in Initial Contact è localizzata anteriormente a livello di anca e ginocchio e posteriormente rispetto alla tibio-tarsica.

Nell'anca verrà indotto un momento flessorio contrastato dalla contrazione concentrica dei muscoli estensori (grande gluteo ed ischiocrurali) mentre il ginocchio risulta esteso senza che sia necessaria un'attivazione muscolare. A livello della caviglia verrà indotto un momento plantiflessorio controllato dalla concentrazione eccentrica dei muscoli dorsiflessori con un maggior contributo del tibiale anteriore.

2.3.2 LOADING RESPONSE (0-10% del ciclo del passo)

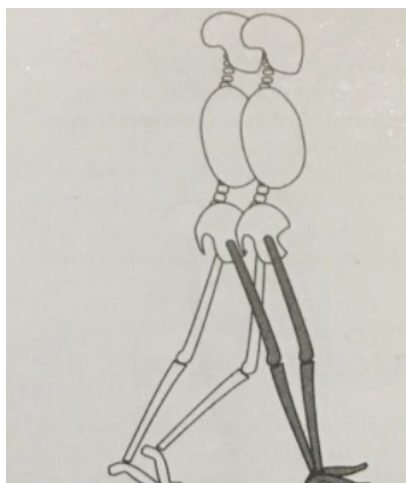


Figura 2.3: Loading response [1]

La fase successiva, che rappresenta l'intervallo temporale situato tra lo 0 ed il 10% del ciclo del passo, prende il nome di accettazione del carico o Loading Response, dove il nostro arto di riferimento trasferirà su di sé il peso del corpo, gettando le basi per quella che sarà la fase di appoggio monopodalico. Nell'accettazione del carico, l'azione muscolare dell'unità locomotrice ha un triplice ruolo, quello dell'assorbimento degli urti.

Il completamento del rotolamento sul calcagno consente la progressione dell'arto e determina uno spostamento della GFR posteriore a livello di anca e ginocchio ed anteriore rispetto alla tibiotarsica, la quale si trova a 10° in flessione plantare. Mentre nell'anca continua il momento flessorio e la

conseguente concentrazione concentrica degli estensori, la conclusione del processo di rotolamento sul calcagno ad opera dell'azione eccentrica del tibiale anteriore trascina la tibia in avanti con la coscia che viene mantenuta al contempo arretrata, determinando un momento flessorio di grande entità a livello del ginocchio. La flessione del ginocchio verrà controllata dall'azione eccentrica del quadricipite, con maggiore coinvolgimento dei tre vasti rispetto al retto femorale. Tale processo consentirà di assorbire l'impatto con il suolo. Sul piano frontale invece la GRF determinerà un momento adduttore all'anca che verrà contrastato dall'azione concentrica dei muscoli abduttori, quali, medio gluteo e tensore della fascia lata. La stabilità sotto carico viene così consentita principalmente dal controllo della flessione di ginocchio e della componente flesso-adduttoria.

2.3.3 MID STANCE (10-30% del ciclo del passo)

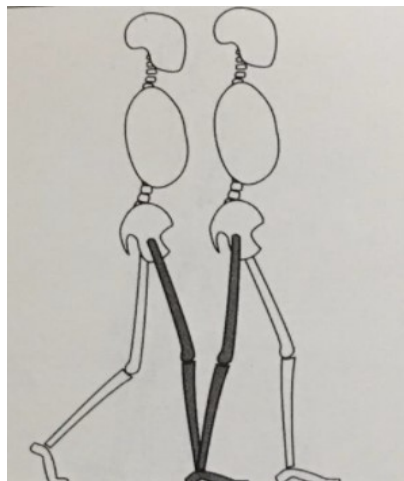


Figura 2.4: Mid stance [1]

La mid stance, situata nell'intervallo temporale tra il 10% e il 30% del ciclo del passo, rappresenta la fase iniziale di appoggio monopodalico. Lo scopo di questa fase è sostenere il peso del corpo per consentire la progressione in volo dell'arto controlaterale fino al raggiungimento della verticale. La GRF si sposta posteriormente rispetto all'anca ed anteriormente rispetto al ginocchio ed alla caviglia, ciò induce un momento dorsiflessorio a livello della tibiotarsica.

Durante questa fase si verifica il secondo rotolamento sulla tibiotarsica, e ciò avviene mediante lo spostamento della tibia in avanti indotto dalla GRF a chiudere l'angolo con il piede, consentendo la progressione del corpo in avanti. L'attivazione eccentrica del soleo, coadiuvato dal contributo del

gastrocnemio diventa pertanto provvidenziale per bloccare la tibiotarsica in flessione dorsale di 5° e per mantenere la GRF anteriore rispetto al ginocchio, consentendone l'estensione senza l'intervento di altre forze muscolari e, di riflesso, la stabilità sull'arto in carico. L'anca riduce la flessione di circa 20° portandosi nella sua condizione fisiologica.

2.3.4 TERMINAL STANCE (30-50% del ciclo del passo)

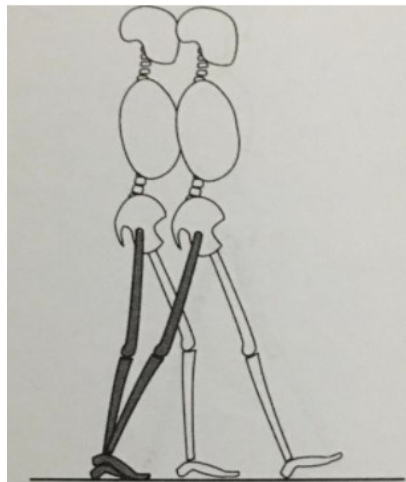


Figura 2.5: Terminal stance [1]

Al passaggio della verticale da parte dell'arto in volo, entriamo in Terminal Stance nell'arto in appoggio. Lo scopo di questa fase è garantire la progressione del corpo oltre il piede in appoggio e consentire un'adeguata lunghezza del passo. La GRF si sposta anteriormente nel piede fino a raggiungere le metatarsofalangee e l'aumentato momento dorsiflessorio alla caviglia viene contenuto dall'azione eccentrica del soleo che blocca la tibiotarsica in flessione dorsale di circa 10°. Il peso del corpo in caduta libera determina il sollevamento del tallone dal suolo, ciò avvia il terzo rotolamento sulle metatarsofalangee ("terzo rocker"), meccanismo che sostiene la progressione e porta gradualmente le dita in flessione dorsale di circa 20°. L'estensione del ginocchio e dell'anca in questa fase è garantita dall'azione eccentrica del tricipite surale che è fondamentale nella stabilità dell'arto in carico. La posizione arretrata della coscia rispetto alla tibia durante il rotolamento sulle metatarsofalangee determina uno spostamento posteriore della GRF nei confronti del ginocchio, il quale alla fine della Terminal Stance inizia il suo momento flessorio.

2.3.5 PRE SWING (50%-60% del ciclo del passo)

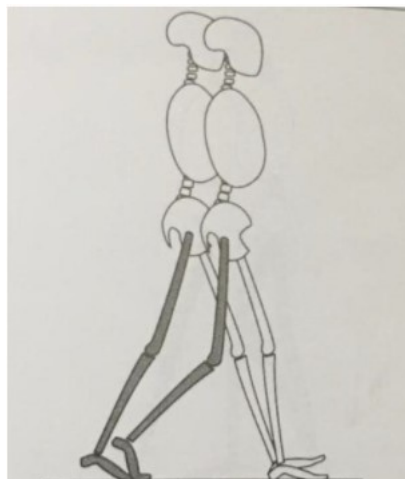


Figura 2.6: Pre-swing [1]

La fase di Pre-Swing è la fase terminale di doppio appoggio ed ha due obiettivi:

- consentire la progressione in avanti mediante il meccanismo di push-off ad opera del tricipite surale
- pre-posizionare l'arto per l'oscillazione.

Il trasferimento del carico sull'arto che ha completato l'avanzamento, libera il tricipite surale dall'azione di stabilizzatore, consentendogli di esercitare un'azione concentrica plantiflessoria a livello della tibiotarsica e flessoria a livello del ginocchio rispettivamente di 20-40°. Un'eccessiva flessione di ginocchio determina l'attivazione ed il relativo controllo da parte del retto femorale che assiste alla flessione d'anca.

L'azione del tricipite surale, tuttavia, si esaurisce nelle fasi iniziali della Pre Swing premettendo l'attivazione dei muscoli pretibiali, tra i quali spicca il tibiale anteriore.

La tibiotarsica, per assicurare una clearance del piede durante la swing, dovrà recuperare 15° in dorsiflessione nella fase iniziale di volo.

2.3.6 INITIAL SWING (60-73% del ciclo del passo)

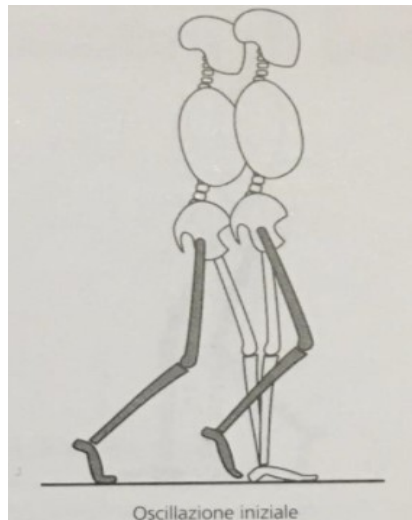


Figura 2.7: Initial swing [1]

Con il distacco del piede dal suolo ("foot-off") inizia la fase di Initial Swing, corrispondente all'intervallo temporale compreso tra il 60% ed il 73% del ciclo del passo.

Tale fase ha come obiettivi:

- Un'adeguata clearance del piede, cioè il sollevamento del piede dal suolo
- L'avanzamento dell'arto in volo.

I meccanismi che consentono la realizzazione delle finzioni necessarie sono:

- La flessione dell'anca di 20° e vengono coinvolti, a seconda della velocità del cammino, i muscoli sartorio, gracile o iliaco
- La flessione del ginocchio che aumenta fino a 60° con l'attività del muscolo bicipite femorale
- Il recupero di 5° di dorsiflessione per azione del tibiale anteriore

La fase di oscillazione iniziale termina quando l'arto in volo raggiunge la verticale.

2.3.7 MID SWING (70-85% del ciclo del passo)

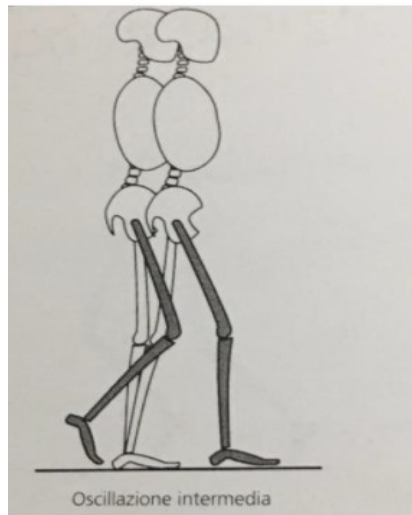


Figura 2.8 Mid swing [1]

La fase di oscillazione che segue all'Initial swing è la Mid Swing che corrisponde all'intervallo temporale compreso tra il 70% ed l'85% del ciclo del passo.

La sua funzione principale dell'attività muscolare in questa fase è consentire la progressione, portando la tibia perpendicolare al suolo.

I meccanismi che consentono la progressione dell'arto sono tre:

- il raggiungimento della massima flessione d'anca di 30°, nonostante la modesta attività dei flessori
- il movimento pendolare del ginocchio generato passivamente dall'inertza del segmento gamba piede
- la persistente attività del tibiale anteriore per portare la caviglia in posizione neutra 0°.

2.3.8 TERMINAL SWING (85%-100% del ciclo del passo)

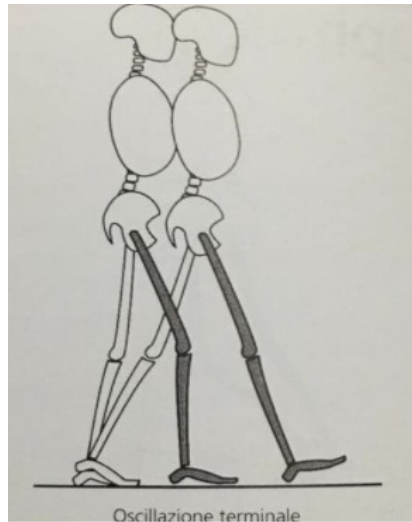


Figura 2.9: Terminal swing [1]

La fase di terminal swing, corrisponde all'intervallo temporale compreso tra il 85% ed il 100% del ciclo del passo, rappresenta la fase terminale dell'oscillazione, determinandone la transizione con la fase di appoggio iniziale.

L'ulteriore flessione dell'anca è inibita dall'attivazione degli ischiocrurali, la cui azione inoltre determina un controllo dell'estensione del ginocchio, la quale verrà tuttavia completata dalla successiva attivazione preventiva del quadricipite femorale, preparando l'articolazione ad attutire l'impatto. I muscoli pretibiali restano attivi, determinando la posizione neutra o leggermente plantiflessa (5°) della tibiotarsica e preparando il piede per il contatto successivo.

2.4 PROCEDIMENTO DELLA GAIT ANALYSIS

2.4.1 METODI E STRUMENTAZIONE

In ambito clinico, la Gait Analysis (GA) o analisi computerizzata della deambulazione consente di registrare, quantizzare e monitorare nel tempo la deambulazione del paziente affetto da diverse patologie di interesse neurologico, ortopedico e reumatologico. [7] È diventato nel corso degli ultimi anni un valido strumento a disposizione del clinico come supporto alla valutazione dei disturbi del paziente e per seguire nel tempo il programma farmacologico e/o riabilitativo, coadiuvando la scelta degli eventuali aggiustamenti terapeutici.

La deambulazione viene registrata attraverso l'uso di più strumenti integrati ed interfacciati tra loro, ognuno con lo scopo di indagare un diverso aspetto del movimento:

- ripresa video con più telecamere per ricostruire nelle tre dimensioni dello spazio lo spostamento;
- pedane di forza e pressione, per misurare l'energia scambiata con il suolo;
- EMG con elettrodi di superficie o intramuscolari che consentono di registrare contemporaneamente l'attività elettrica dei gruppi muscolari coinvolti durante l'atto motorio.

Prevede la misura di variabili cinematiche (posizione, velocità, accelerazione e forze) e dinamiche.

Per la misura delle grandezze cinematiche sono disponibili diversi sistemi:

- gli elettrogoniometri (misure di angoli tra le articolazioni),
- gli accelerometri (misure di accelerazioni di segmenti corporei) e, di gran lunga i più usati,
- gli optoelettronici che utilizzano telecamere che registrano il movimento di marker posti sulla superficie corporea del soggetto.

Per acquisire un'analisi standardizzata e ripetibile nel tempo vengono utilizzati diversi protocolli che seguono determinate fasi:

1. Eseguire misure antropometriche: altezza, peso corporeo e parametri relativi ai segmenti ossei, necessari per stimare i centri articolari
2. Dopo il posizionamento dei marker corporei si procede ad un'acquisizione statica. Il soggetto rimane in posizione eretta per circa 2-5 secondi durante i quali vengono acquisite le posizioni nello spazio dei marker.
3. Infine si effettua l'acquisizione dinamica degli atti motori di interesse. Il percorso che il soggetto compie è di circa 10-15 metri, ripetuto diverse volte in modo da avere un numero di passi congruo per una corretta analisi statistica.

CAPITOLO 3: ELETTROMIOGRAFIA (EMG)

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica diagnostica che registra il biopotenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione ed è quindi finalizzata alla valutazione dello stato di salute dei muscoli e dei nervi periferici che controllano quest'ultimi. I potenziali vengono poi amplificati ed inviati ad un oscilloscopio che ne permette la visione diretta.

3.1 STORIA

I primi cenni all'esistenza di una relazione tra attività elettrica e contrazione muscolare risalgono al 1771 Galvani [9] che dimostrò che la stimolazione elettrica del tessuto muscolare animale produceva contrazioni e, quindi, nacque il concetto di elettricità animale. Nel 1929, Adrian [10] ideò un metodo per registrare il potenziale di una singola unità motoria collegando elettrodi ad ago concentrici ad un amplificatore e un altoparlante. Successivamente nel 1938, Denny-Brown [11] descrisse i potenziali di fascicolazione e li separò dalle fibrillazioni. Verso la fine della Seconda Guerra Mondiale, Larrabee iniziò a misurare il potenziale d'azione muscolare composto nei nervi sani e feriti delle vittime di guerra. Nel complesso, la ricerca su questo argomento era stata precedentemente intrapresa da neurofisiologi e successivamente da neurologi, con Adrian molto probabilmente il primo neurologo ad essere coinvolto. Il campo ha beneficiato notevolmente dell'invenzione di apparecchiature in grado di amplificare piccole correnti bioelettriche all'inizio del XX secolo.

3.2 ELETTROMIOGrafo

3.2.1 TIPOLOGIE DI ELETTRODI

In base a come è registrato il segnale abbiamo l'elettromiografia di superficie, che prevede il prelievo, non invasivo, del segnale tramite elettrodi posti sulla superficie della pelle ed elettromiografia ad ago, che prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse, indagine invasiva. [12]

Per quanto riguarda gli elettrodi di superficie quelli più usati sono quelli di tipo Ag/AgCl. L'argento (Ag) è una buona scelta, poiché esso forma un sale solubile, cloruro di argento (AgCl), che si satura rapidamente e raggiunge l'equilibrio. In questi elettrodi, la pelle non tocca mai direttamente il

materiale dell'elettrodo, ma l'interfaccia avviene attraverso una soluzione ionica. Essi sono usa e getta e presentano una forma circolare e possono essere a singolo bottone o duali, a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore.

Gli elettrodi ad ago più comuni sono in acciaio inossidabile, resistenti flessibili e con punta affilata e a seconda del muscolo che si vuole analizzare avranno una punta più o meno lunga e spessa. Essi sono capaci di registrarne l'attività elettrica e quest'ultima avviene sia quando il o i muscoli della zona sintomatica sono a riposo, sia quando sono sotto contrazione. Questa doppia misurazione è fondamentale per cogliere eventuali anomalie.



Figura 3.1: A) elettrodi di superficie

B) elettrodi ad ago [S11]

La registrazione avviene sia quando il o i muscoli della zona sintomatica sono a riposo, sia quando sono sotto contrazione; questa doppia misurazione è fondamentale per cogliere eventuali anomalie.

In base a come sono posizionati avremo tre diverse configurazioni:

- Monopolare (chiamato anche unipolare). Un elettrodo, normalmente il catodo, è vicino al tessuto preso in considerazione mentre l'altro, anodo, è lontano dal tessuto bersaglio.
- Bipolare dove entrambi gli elettrodi sono vicini al tessuto bersaglio ed un terzo di riferimento, in un'area non attiva rispetto l'indagine.
- Multipolare riduce il crosstalk, cioè il rumore e le interferenze elettromagnetiche, grazie all'uso di più elettrodi posti in maniera equidistante tra di loro più quello di terra.

3.2.2 AMPLIFICATORI EMG

Gli amplificatori EMG agiscono come amplificatori differenziali e il loro scopo principale è la capacità di eliminare artefatti. L'amplificazione differenziale rileva le differenze di potenziale tra gli elettrodi e annulla le interferenze esterne. Tipicamente i segnali di rumore esterno raggiungono entrambi gli elettrodi senza sfasamento, quindi hanno uguale fase e ampiezza e sono detti segnali di "modo comune". Il termine "guadagno di modo comune" si riferisce alla relazione ingresso-uscita dei segnali di modo comune. Il "rapporto di reiezione di modo comune" (CMRR) rappresenta la relazione tra guadagno differenziale e di modo comune. Il CMRR dovrebbe essere il più alto possibile perché l'eliminazione dei segnali interferenti gioca un ruolo importante nella qualità e deve avere un valore > 95dB.

Agli amplificatori si preferisce l'uso di preamplificatori EMG. Questi amplificatori miniaturizzati sono tipicamente integrati nei cavi o posizionato sopra gli elettrodi (elettrodi attivi). Quest'ultimo tipo di preamplificatore può avere lo svantaggio di artefatti da pressione, come ad esempio quando ci si siede sopra, e in genere non consentono la libera selezione dei tipi di elettrodi. Utilizzare i preamplificatori, situati vicino al sito di rilevamento, fa sì che vengano acquisiti istantaneamente il segnale, l'amplificazione e la trasmissione sarà possibile con una bassa impedenza così da essere meno sensibile agli artefatti del movimento (del cavo).

La gamma di frequenza di un amplificatore EMG (impostazioni passa-banda) dovrebbe iniziare da 10 Hz passa-alto e salire a 500 Hz passa-basso. Qualsiasi filtro Notch (per annullare, ad esempio, il ronzio) deve essere evitato perché distrugge troppe informazioni sul segnale.

Prima di poter visualizzare e analizzare un segnale nel computer, è necessario convertirlo da una tensione analogica a un segnale digitale (conversione A / D). Segnali molto piccoli possono richiedere un'amplificazione maggiore per ottenere una migliore risoluzione in ampiezza.

L'altro elemento tecnico importante è la selezione di una corretta frequenza di campionamento. Al fine di "Tradurre" l'intero spettro di frequenze di un segnale.

3.3 SEGNALE EMG

3.3.1 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

Il segnale EMG si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione alla membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione, questi processi formano un ciclo che crea

un'onda di depolarizzazione o dipolo elettrico che viaggia lungo la superficie di una fibra muscolare. In condizioni normali, un potenziale d'azione si propaga lungo il motoneurone e attiva tutti i suoi rami e questi, a loro volta, attivano tutte le fibre muscolari dell'unità motoria. Quando la membrana post-sinaptica della fibra muscolare è depolarizzata, tale depolarizzazione si propaga in entrambe le direzioni. La membrana depolarizzata, che è accompagnata da un movimento di ioni, genera un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari e un elettrodo localizzato in tale campo rileverà il potenziale, la cui escursione temporale è nota come potenziale d'azione. L'istante iniziale di ogni potenziale d'azione è direttamente proporzionale alla lunghezza dei rami nervosi e alla distanza della placca motrice dall'area di prelievo dell'elettrodo e la sua durata è relazionata alla velocità di conduzione della fibra ed è di 3-6 m/sec. La forma d'onda e lo spettro di frequenza dello spike sono funzione del tessuto interposto tra la fibra muscolare ed il punto di prelievo.

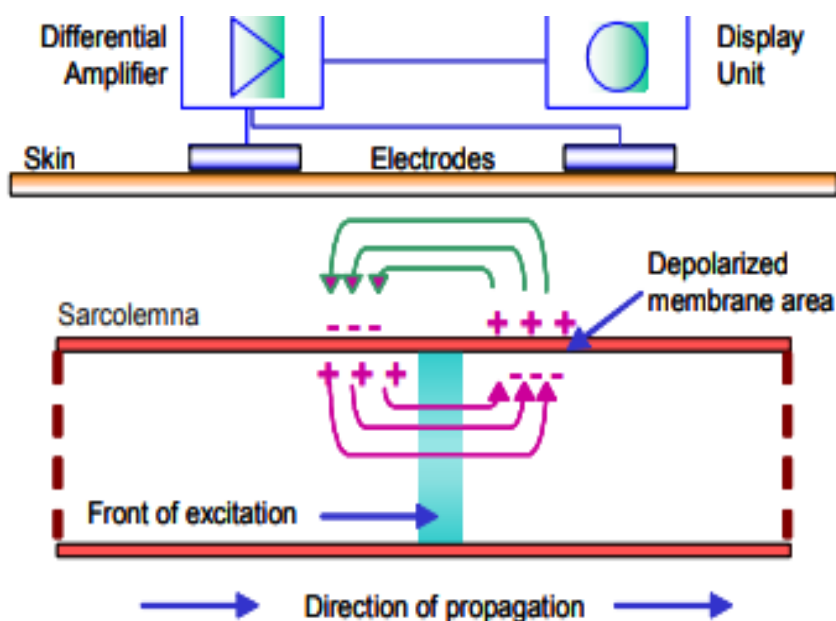


Figura 3.2: La zona di depolarizzazione sulla membrana delle fibre [12]

In genere per misure EMG sono utilizzati configurazioni di elettrodi bipolari e un'amplificazione differenziale. Le proprietà filtranti dell'elettrodo bipolare sono funzione del punto di rilevamento superficiale, della distanza tra gli elettrodi e delle proprietà chimiche dell'interfaccia metallo elettrolita. Nello schema seguente è illustrata una singola fibra muscolare e a seconda della distanza spaziale tra elettrodi 1 e 2, il dipolo forma una differenza di potenziale tra gli elettrodi.

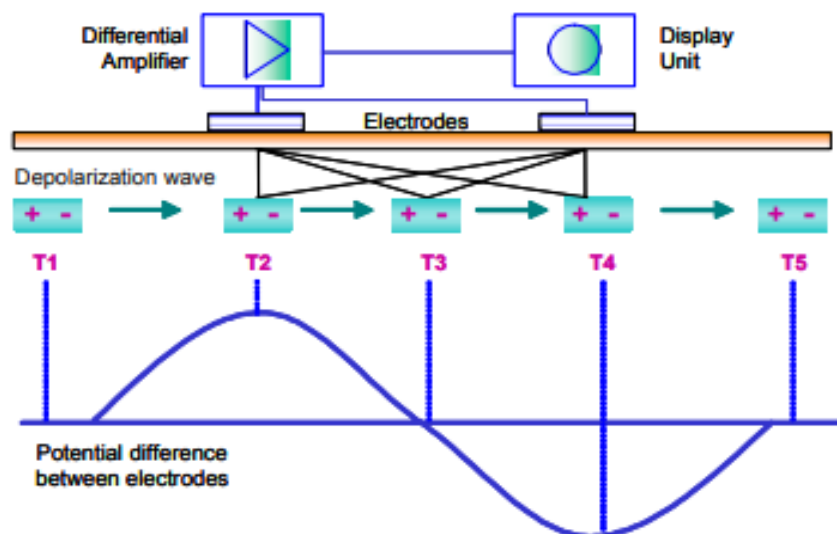


Figura 3.3: Il modello di un dipolo elettrico su membrane di fibre muscolari [12]

Il potenziale d'azione viene generato in T1 e viaggia verso la coppia di elettrodi. Tra gli elettrodi è misurato un aumento della differenza di potenziale che diventa massimo in T2. Se il dipolo raggiunge un'uguale distanza tra gli elettrodi, la differenza potenziale passa la linea dello zero e ritorna ad essere massimo in T4 e ciò significa che il secondo elettrodo è a una distanza minima. Questo modello spiega perché il potenziale d'azione monopolare crea un segnale bipolare all'interno del processo di amplificazione differenziale.

Gli elettrodi sono in grado di acquisire i segnali provenienti dall'unità motoria e quindi di tutte le fibre che innerva. La somma dei potenziali è detto MUAP (Motor Unit Action Potential, tradotto in "potenziale d'azione dell'unità motoria") e dipende in forma e dimensione dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto agli elettrodi. I treni di potenziali d'azione MUAPT (motor unit action potential train) consistono in una sequenza ripetitiva di MUAP appartenenti a una specifica unità. Quando un muscolo viene a trovarsi in tensione, si configura alla superficie cutanea un segnale elettrico, EMG superficiale, rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie. [6]

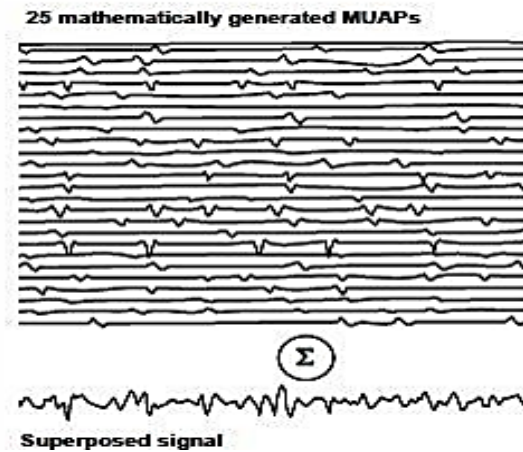


Figura 3.4: Segnale EMG superficiale ottenuto come sovrapposizione tra 25 MUAPs [12]

Il segnale elettromiografico superficiale è detto anche “tracciato di interferenza” e quindi le registrazioni con elettrodi superficiali producono dei “quadri di interferenza” [5]

3.3.2 TRACCIATO EMG

L’insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato ed è chiamato linea EMG. La linea EMG è una misura dell’andamento nel tempo dell’attività contrattile del muscolo nella quale vengono visualizzati gli istanti di attività (contrazione) e di riposo. Quando il muscolo è rilassato, quindi durante il riposo, si può vedere una linea di base EMG, baseline, più o meno priva di rumore, che rappresenta la linea di zero del segnale. Il rumore medio sulla linea, causato da una scorretta calibrazione dello strumento, posizionamento degli elettrodi e una non adeguata preparazione della pelle, deve essere inferiore ai 3-5 μV e possibilmente tra 1 e 2 μV . Eventuali spike dovuti al rumore non dovrebbero eccedere oltre i 10-15 μV . Il range di ampiezza della linea varia tra +/- 5000 μV , per i muscoli più allenati, mentre il range di frequenza varia tra i 6 e 500 Hz, con il maggiore contenuto informativo tra circa 20 e 150 Hz.

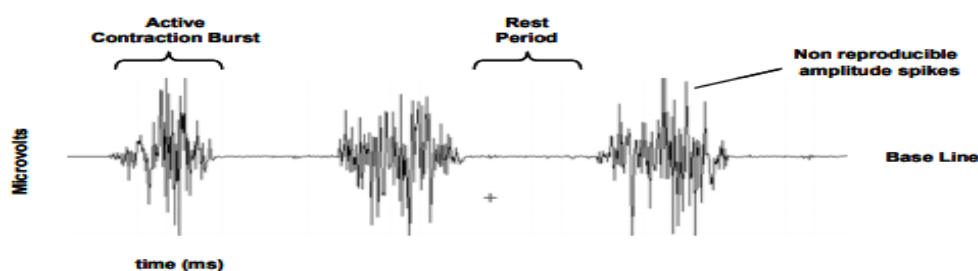


Figura 3.5: Tracciato EMG [12]

3.3.3 SPETTRO DEL SEGNALE EMG

La distribuzione di frequenza del segnale EMG può essere calcolata tramite la trasformazione di Fourier (FFT, Fast Fourier Transformation). Tra 20 e 250 Hz troviamo la componente significativa del segnale, in questo range il picco in frequenza si posiziona tra i 50 e 80 Hz e tra i 200 e 250 Hz il segnale tende a 0.

Lo spettro del segnale EMG è composto da due parti:

- Una dovuta alle frequenze di sparo (firing) delle unità motorie (UM) più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, in bassa frequenza, attorno alla frequenza media di sparo delle UM, cioè sui 10-40 Hz.
- La seconda parte è dovuta alla forma dei MUAP, e va dai 50 fino a circa 100 Hz, in funzione di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre, la fatica muscolare. [5]

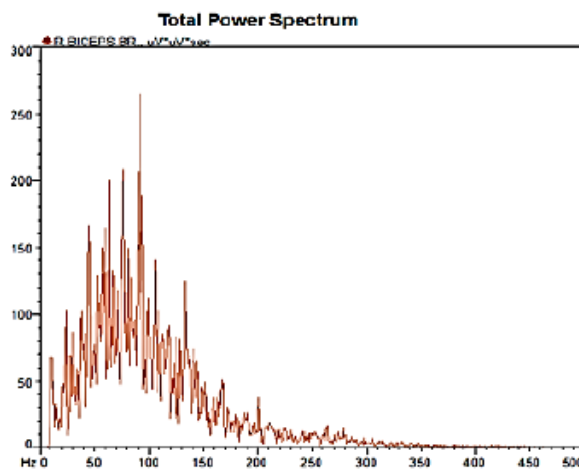


Figura 3.6: Spettro in frequenza del segnale EMG [12]

3.4 I FATTORI CHE INFLUENZANO IL SEGNALE EMG

3.4.1 CARATTERISTICHE DEI TESSUTI

Il corpo umano è un buon conduttore elettrico, ma sfortunatamente la conduttività elettrica varia con il tipo di tessuto, lo spessore, cambiamenti fisiologici e temperatura. Queste condizioni possono variare da soggetto a soggetto e anche all'interno del soggetto e vietando un confronto quantitativo diretto dell'ampiezza del segnale EMG.

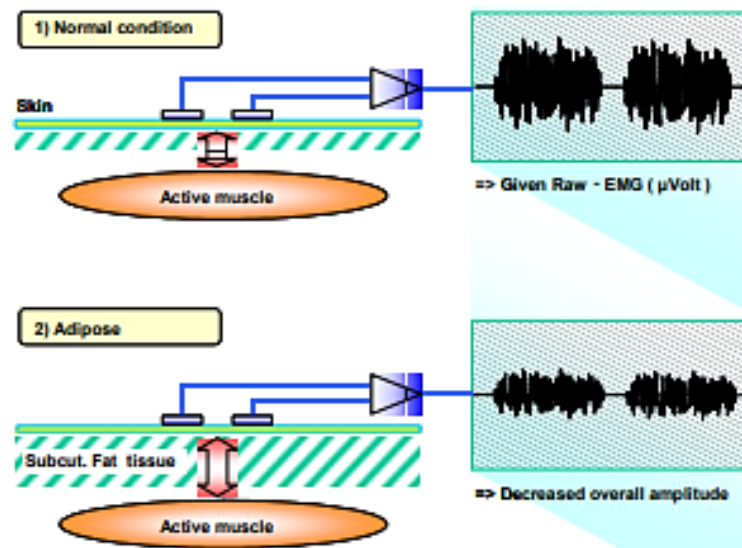


Figura 3.7: Come le caratteristiche dei tessuti influenzano l'EMG [12]

3.4.2 CROSS-TALK FISIOLOGICO

I muscoli vicini possono produrre una quantità significativa di EMG che viene rilevata dal sito di elettrodo locale. In genere questo "Cross Talk" non supera il 10% -15% del contenuto complessivo del segnale o non è affatto disponibile. I picchi dell'ECG possono interferire con la registrazione EMG, soprattutto quando eseguito sulla parte superiore del tronco e sui muscoli delle spalle. Questi cross talk sono facili vedere e vengono sviluppati nuovi algoritmi per eliminarli.

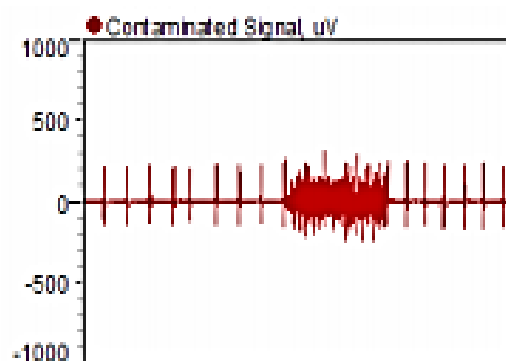


Figura 3.8: Segnale EMG con interferenza ECG [12]

3.4.3 CAMBIAMENTI NELLA GEOMETRIA TRA I MUSCOLI ADDOMINALI E LA POSIZIONE DELL'ELETTRODO

Qualsiasi cambiamento di distanza tra l'origine del segnale e il sito di rilevamento lo farà alterare la lettura EMG. È un problema inerente a tutte le dinamiche degli studi sul movimento e può anche essere causato da pressioni esterne.

3.4.4 RUMORE ESTERNO

Deve essere prestata attenzione in ambienti elettrici molto rumorosi. Il più impegnativo è l'interferenza diretta del ronzio di potenza, tipicamente prodotto da una messa a terra errata di altri dispositivi esterni.

3.4.5 ELETTRODO E AMPLIFICATORI

Gli elettrodi e il rumore dell'amplificatore interno possono aggiungere il contenuto del segnale alla linea di base EMG. Il rumore dell'amplificatore interno non deve superare i 5 Vrms . La maggior parte di questi fattori può essere ridotta al minimo o controllata mediante un'accurata preparazione e controllo del dato.

3.5 PREPARAZIONE PER IL TEST

3.5.1 PREPARAZIONE DELLA PELLE

Per far aderire gli elettrodi alla pelle e per far sì che ci sia una buona rilevazione del segnale, la pelle verrà ripulita, con pasta abrasiva, dalle cellule morte e verrà rimossa anche la peluria.

Se la preparazione della pelle è stata eseguita correttamente, la pelle in genere ottiene una luce colore rosso, ciò indica una buona condizione di impedenza della pelle. Per verificarlo, è possibile misurare la resistenza Ohm tra la coppia di elettrodi.

Gli intervalli di impedenza della pelle possono essere classificati in:

Impedance range (KOhm)	Recommendation
1 - 5	-very good condition
5 - 10	- good and recommended if feasible
10 - 30	- acceptable for easy conditions
30 - 50	- less good, attention is needed (see next chapter)
> 50	- should be avoided or requires a second cleaning run

Tabella 3.9: Classificazione dell'impedenza fra due elettrodi [12]

3.5.2 PUNTI DI RIFERIMENTO ANATOMICI

Il progetto europeo SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [13] propone delle procedure per il posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione del segnale elettromiografico. La maggior parte delle raccomandazioni per l'applicazione degli elettrodi funziona con un sistema di riferimento anatomico, basato su aree ossee dominanti e prominenze o altre strutture che possono essere facilmente palpate (punti di repere). Questi punti per individuare chiaramente la posizione di un sito di elettrodi. 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. Le mappe muscolari mostrano una selezione di muscoli che in genere sono stati studiati in studi chinesiologici.

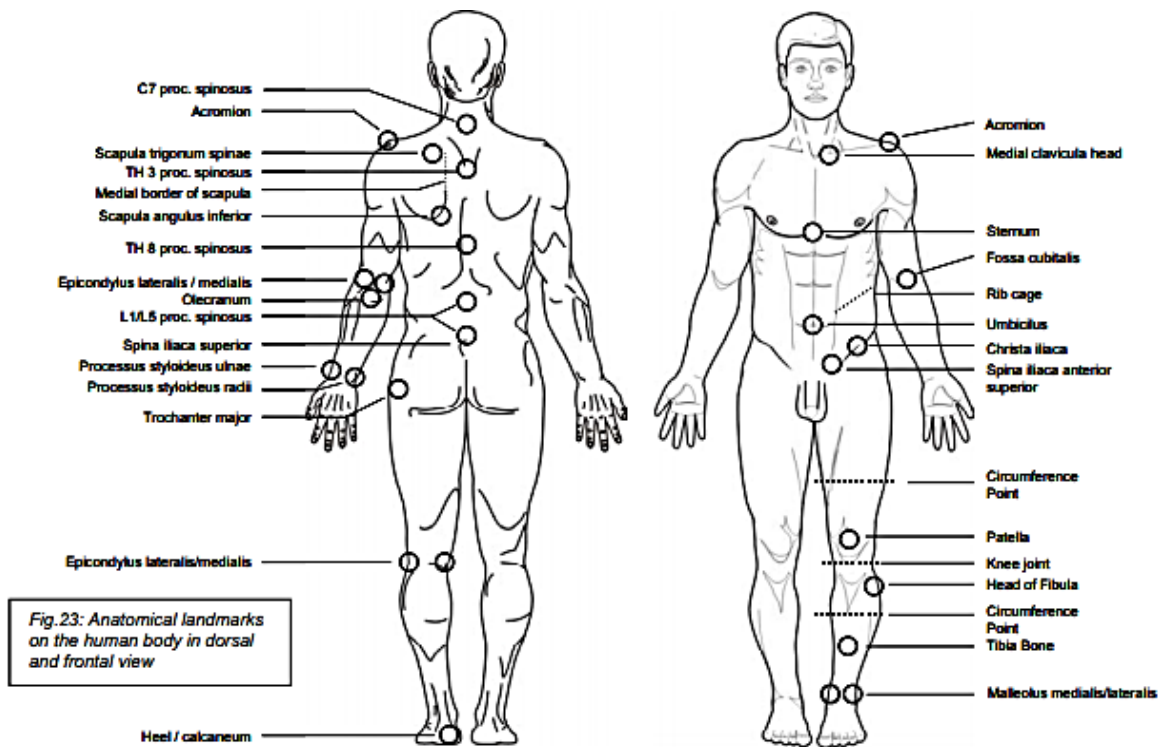


Figura 3.10: Riferimenti anatomici in vista dorsale e frontale [12]

I due punti gialli dei muscoli superficiali indicano l'orientamento dell'elettrodo coppia in rapporto alla direzione delle fibre muscolari.

Fine Wire Sites:

Surface Sites:

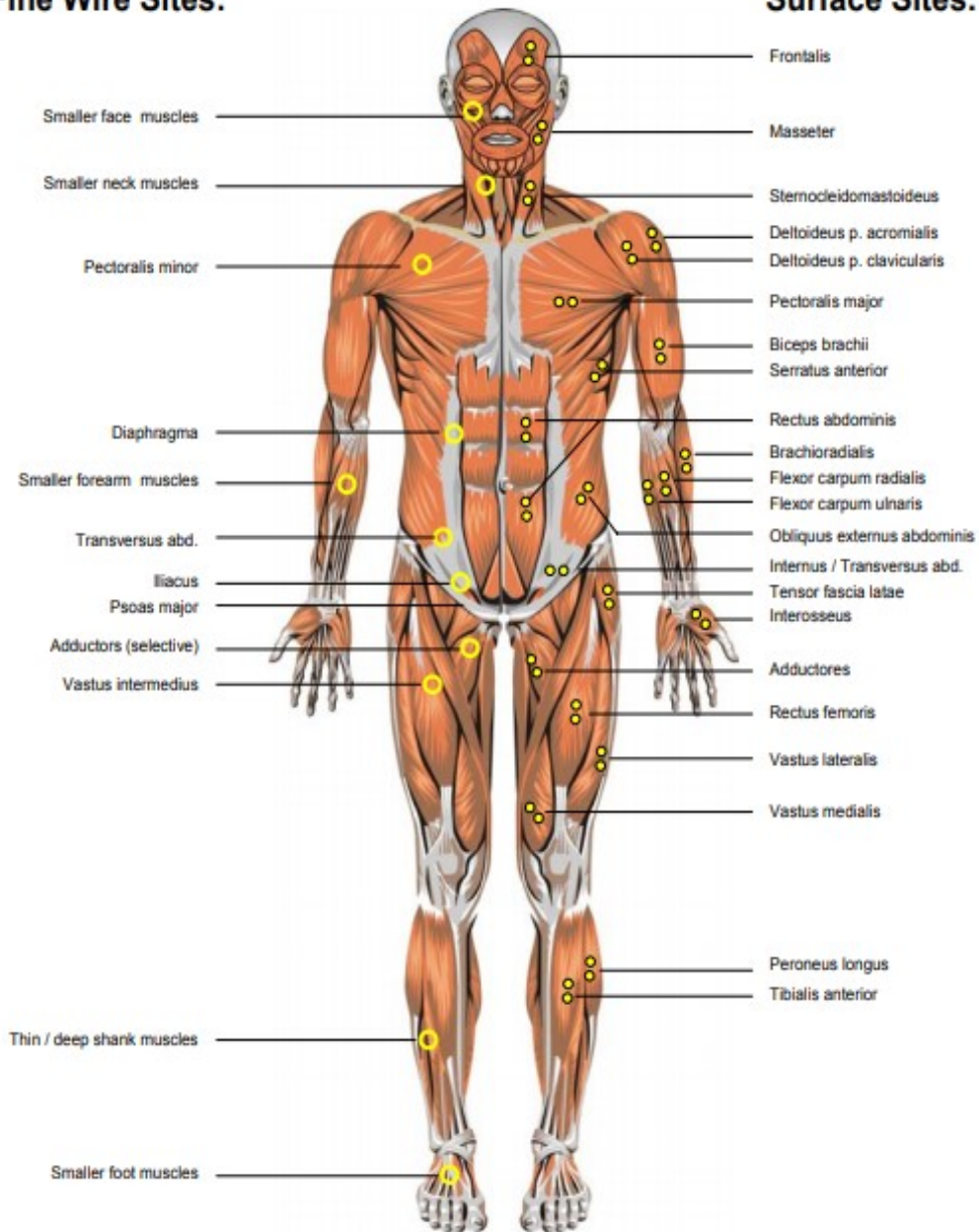


Figura 3.11: Visione frontale del posizionamento degli elettrodi. [12]

Fine Wire Sites:

Surface Sites:

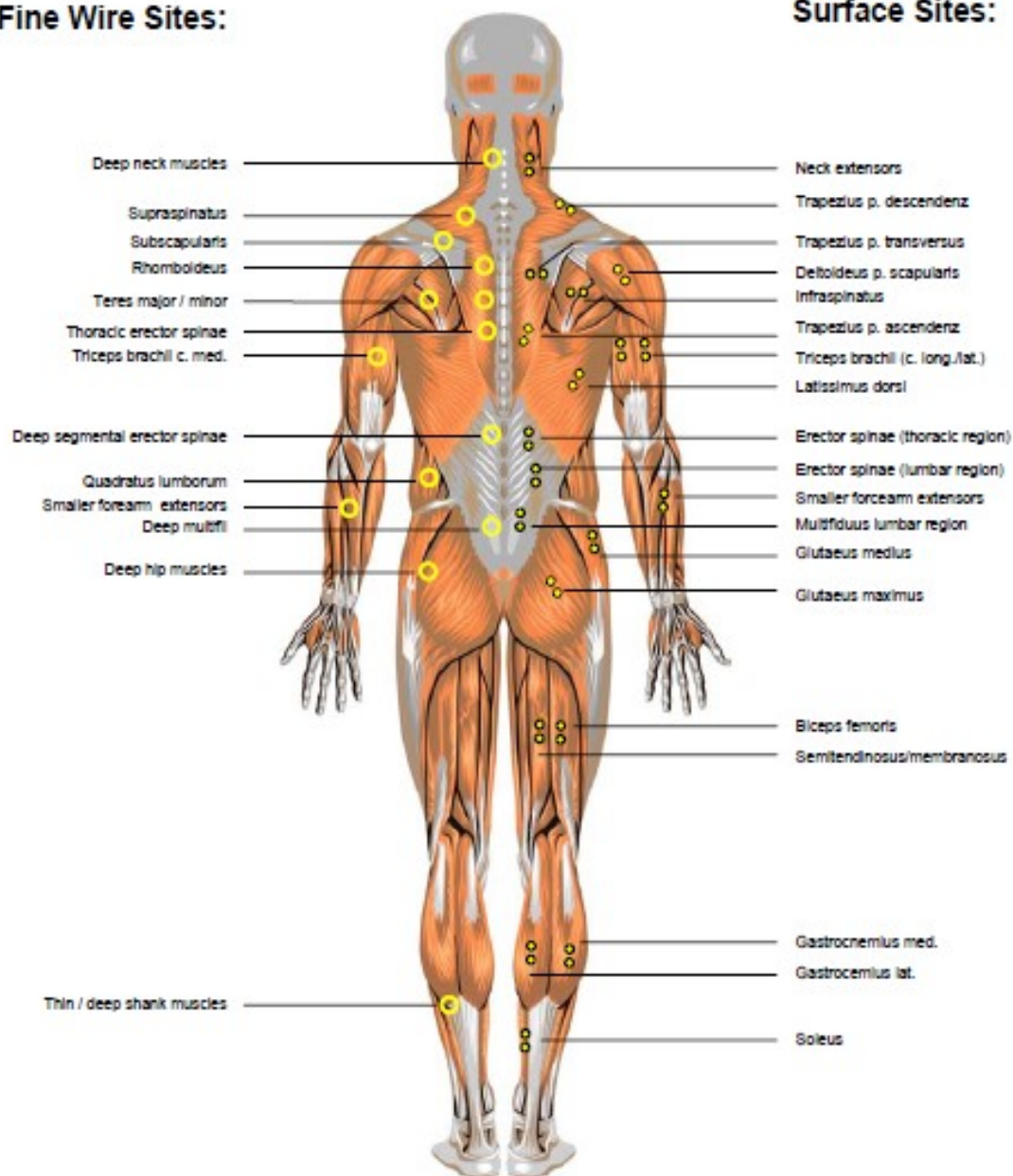


Figura 3.13: Visione dorsale del posizionamento degli elettrodi [12]

Gli elettrodi non devono essere posizionati sulle regioni dei punti motori, cioè aree con alta densità di placche motrici, del muscolo. In molti casi non è possibile evitare che un elettrodo si avvicini a una regione del punto motore. Quest'ultimi possono essere rilevati da generatori di stimoli a bassa frequenza che producono impulsi ad angolo retto. Ogni elettrodo dovrebbe essere applicato tra l'unità motoria e l'inserzione del tendine o tra due unità motorie, in direzione parallela alla fibra muscolare e va anche evitato il posizionamento sul tendine in quanto il segnale potrebbe essere soggetto a cross-talk a causa dei muscoli antagonisti.

Negli studi dinamici è molto importante posizionare la coppia di elettrodi in una posizione centrale sopra la pancia del muscolo tenendo presente la possibile migrazione muscolare al di sotto del sito dell'elettrodo durante il movimento articolare.

Per questo gli elettrodi vanno posizionati in modo tale che rimangano il più vicino possibile al centro del muscolo, in quanto durante la contrazione il muscolo si sposta e questi potrebbero non essere più centrati. Vengono utilizzati nastro normale, cinghie elastiche o bende a rete per fissare ogni elettro e vitando di esagerare tensione e consiglia di non applicare il nastro direttamente sugli elettrodi per mantenere una pressione di applicazione costante per tutti gli elettrodi. Questo metodo evita i movimenti del cavo e riduce al minimo il rischio di separare gli elettrodi dalla pelle, così da evitare gli artefatti del movimento

CAPITOLO 4: STUDI RIGUARDANTI COME LA VARIAZIONE DELLA VELOCITA' INFLUENZA IL SEGNALE EMG

In letteratura sono presenti numerosi studi che trattano come la variazione della velocità durante il cammino influenzi il segnale EMG.

Gli studi sono strutturati nel seguente modo:

- INTRODUZIONE, dove viene spiegato l'obiettivo dell'articolo.
- METODI, in cui si spiega come viene svolto l'esperimento, attraverso la descrizione dei soggetti che prendono parte all'esperimento, la strumentazione che viene usata per registrare il segnale EMG e l'elaborazione dei dati che vengono acquisiti.
- RISULTATI dello studio
- CONCLUSIONI, in cui vengono spiegati i risultati che sono derivati dall'esperimento.

4.1 SPEED DEPENDENCE OF AVERAGED EMG PROFILES IN WALKING

4.1.1 INTRODUZIONE

Questo studio, intitolato appunto "Speed dependence of averaged EMG profiles in walking", è stato pubblicato nel 2001 sulla rivista *Gait & Posture*, da A.L. Hof, H. Elzinga, W. Grimmius e J.P.K. Halbertsma.

Lo scopo principale di questo articolo è presentare un set di normali profili EMG, coprendo un range di velocità di deambulazione da utilizzare negli studi clinici. Nei laboratori di deambulazione vengono registrati elettromiogrammi di superficie (EMG) di pazienti durante il cammino e una procedura standard consiste nell'elaborare le registrazioni, a partire da un certo numero di passi, in un profilo EMG medio rettificato. Questi profili medi possono essere confrontati con profili standard di soggetti sani ottenuta dalla letteratura e la più nota è quella di Winter [2], i cui profili sono stati raccolti su una velocità non specificata. I profili EMG possono cambiare con la velocità, quindi in questo studio i dati EMG sono stati registrati a cinque diverse velocità per coprire il range di velocità di camminata in soggetti sani. [15]

4.1.2 METODI

SOGGETTI, PROCEDURA E NORMALIZZAZIONE DELLA VELOCITA'

I profili EMG medi sono stati ottenuti da due gruppi di nove e undici giovani uomini sani. La divisione in due gruppi è stata fatta per ragioni pratiche e i soggetti sono stati scelti più omogeneamente possibile, con età $21,9 \pm 1,5$ anni, statura $1,847 \pm 0,049$ m, lunghezza delle gambe $0,984 \pm 0,039$ m e massa corporea $75,3 \pm 7,8$ kg. In ciascun gruppo sono stati registrati gli EMG di otto muscoli, tabella1, di cui due, il gastrocnemio mediale (GM) e il semitendinoso (ST), sono stati registrati per controllare se i due gruppi potessero essere comparati o meno. I soggetti hanno camminato su una passerella coperta di 10 m a velocità di 0,75, 1,00, 1,25, 1,50 e $1,75 \pm 0,05$ m/s e la velocità media di deambulazione è stata valutata da due raggi infrarossi posti all'estremità della passerella a circa 7 m di distanza. Dopo ogni giro la velocità misurata è stata confrontata con la velocità specificata e i soggetti sono stati istruiti a regolare di conseguenza la loro velocità di camminata. I soggetti erano liberi di scegliere la lunghezza del loro passo, la durata del ciclo del passo e il momento pre-swing, conosciuto anche come "toe off", che vengono riportati nella tabella 4.1. Le differenze di altezza avrebbero potuto complicare il confronto delle velocità tra i soggetti, quindi per questo motivo la velocità di camminata (v) sarà espressa in forma normalizzata (\tilde{v}) come in cui l_0 è la lunghezza della gamba e g l'accelerazione di gravità.

$$\tilde{v} = \frac{v}{\sqrt{gl_0}} \quad (1)$$

Speed (ms^{-1})	Speed (normalised)	Stride time (s)	RTO (% of stride)
0.75 ± 0.05	0.24 ± 0.02	1.60 ± 0.11	67 ± 1
1.00 ± 0.05	0.32 ± 0.02	1.36 ± 0.06	65 ± 1
1.25 ± 0.05	0.41 ± 0.02	1.18 ± 0.06	64 ± 1
1.50 ± 0.05	0.49 ± 0.02	1.10 ± 0.05	62 ± 1
1.75 ± 0.05	0.57 ± 0.02	1.02 ± 0.04	61 ± 1

Tabella 4.1: Velocità, velocità normalizzata, tempo di passo, "toe off" destro

REGISTRAZIONE EMG

Gli EMG di superficie sono stati registrati con elettrodi di superficie bipolari monouso, con preamplificatori montati direttamente sugli elettrodi e su un postprocessore. La coppia di elettrodi è stata posizionata nel senso della lunghezza del muscolo della gamba destra e il loro posizionamento segue le raccomandazioni del comitato SENIAM e sono descritti nella tabella 4.2. Le specifiche del preamplificatore erano maggiori di 110 dB reiezione di modo comune, l'rms del livello di rumore sarà minore di 2 μ V e l'impedenza di ingresso maggiore di 500 M Ω . Gli EMG preamplificati sono stati filtrati con il filtro Butterworth del terzo ordine passa banda da 20 Hz-10 kHz, e rettificati e livellati con filtro Butterworth del terzo ordine passa basso a 25 Hz. Successivamente gli EMG rettificati sono stati convertiti da analogico a digitale a 100 Hz, 12 bit. Il rumore dell'amplificatore, degli elettrodi e il cross talk dei muscoli adiacenti possono essere considerati insignificanti, se si hanno EMG levigati con livelli inferiori a 10 μ V. Per quello che riguarda i contatti dei piedi a terra, sono state utilizzate strisce di alluminio nastrato poste sul tallone e sulla punta delle scarpe, per registrarli.

	Name	Group	Electrode position	PD	
1	SO	Soleus	2	Medial and anterior from Achilles tendon	2/3
2	GM	Gastrocnemius medialis	1,2	Middle of muscle bulge	1/3
3	GL	Gastrocnemius lateralis	1	Middle of muscle bulge	1/3
4	PL	Peroneus longus	2	On line between head of fibula and lateral malleolus	1/4
5	TA	Tibialis anterior	1	Ventral side of lower leg, just lateral from tibia	1/3
6	VM	Vastus medialis	1	Anteromedial muscle bulge thigh	4/5
7	VL	Vastus lateralis	1	Anterolateral muscle bulge thigh	2/3
8	RIF	Rectus femoris	1	Between VM and VL	1/2
9	BF	Biceps femoris, long head	1	Dorsolateral side of thigh	1/2
10	ST	Semitendinosus	1,2	Dorsomedial side of thigh	1/2
11	SM	Semimembranosus	2	In fossa poplitea, between tendons of BF and ST	4/5
12	GX	Gluteus maximus	2	On line between greater trochanter and sacrum	1/2
13	GD	Gluteus medius	2	On line between greater trochanter and crista iliaca	1/2
14	AM	Adductor magnus	2	On line between tuberculum pubis and medial epicondylus	1/2

Tabella 4.2: Elenco dei muscoli indagati, con posizione degli elettrodi

ELABORAZIONE DATI

I dati campionati sono stati interpolati linearmente a 100 punti (p) per passo, il conteggio inizia con il contatto del tallone destro e sono stati esclusi quelli con evidenti artefatti o contatti errati dei piedi. Per ogni soggetto (i) che ha fatto almeno dieci passi a una qualsiasi velocità (v), viene calcolata una media individuale e (p, m, \tilde{v} , i). Le e (p, m, \tilde{v} , i) dei 9 e 11 soggetti in un gruppo sono state

mediate per ottenere una media generale $E(p, m, \tilde{v})$ per ogni muscolo m con velocità normalizzata \tilde{v} .

$$E(p, m, \tilde{v}) = \frac{1}{ni} \sum_{i=1}^{i=n} e(p, m, \tilde{v}, i) \quad (2)$$

Le 14×5 funzioni $E(p, m, \tilde{v})$ possono essere approssimate da una combinazione di un numero molto inferiore di funzioni. La qualità di questa approssimazione $E^*(p, m, \tilde{v})$ è stata valutata dalla determinazione dell' rmse (radice dell'errore quadratico medio) tra la media individuale dei pattern EMG $e(p, m, i)$, la media sperimentale $E(p, m, \tilde{v})$ e la $E^*(p, m, \tilde{v})$ stimata, per una singola velocità $\tilde{v} = 0,405$, $v = 1,25$ m/s. Al fine di rendere le ampiezze dell'individuo $e(p, m, i)$ comparabili, sono state normalizzate. Innanzi tutto, è stato determinato un fattore di proporzionalità $g(m, i)$ dalla regressione lineare senza intercetta.

$$g(m, i) = \frac{\sum_p (e(p, m, i) E(p, m))}{\sum_p E^2(p, m)} \quad (3)$$

Quindi l'rmse è stato determinato tra $e(p, m, i) / g(m, i)$ ed $E(p, m)$:

$$rmse(m, i) = \sqrt{\frac{1}{100} \sum_{p=1}^{100} \left(\frac{e(p, m, i)}{g(m, i)} - E(p, m) \right)^2} \quad (4)$$

Un'espressione simile è stata usata per $E^*(p, m)$

4.1.3 RISULTATI

Se i coefficienti di correlazione tra le medie dei due gruppi presi in considerazione erano compresi tra 0,988 e 0,996 per GM e tra 0,887 e 0,940 per ST, i due gruppi sono stati considerati comparabili.

RELAZIONE TRA L'EMG E LA VELOCITA'

Dalla figura 4.1(a), che rappresenta i profili EMG medi per il muscolo GM durante cammini a velocità di 0,75, 1,00, 1,25, 1,50, 1,75 m/s (dal basso verso l'alto), valutiamo che i profili della media aggregata mostrano cambiamenti con la velocità. Parti del profilo del grafico aumentano con la velocità mentre altre parti non sono cambiate.

La figura 4.1(b) rappresenta i profili EMG medi a una singola percentuale del passo, in funzione della velocità di camminata normalizzata nel muscolo GM. Le percentuali del passo, in questo esempio, sono $p = 30\%$, 40% , 46% e la dipendenza della velocità può essere descritta dalla relazione lineare

$$E^*(p, m, \tilde{v}) = f_0(p, m) + (\tilde{v} - 0.16)f_1(p, m) \quad (5)$$

Dove $E^*(p, m, \tilde{v})$ è la versione stimata di $E(p, m, \tilde{v})$.

Nella figura 4.1©, per ogni muscolo, le cinque funzioni $E(p, m, \tilde{v})$ alle 5 diverse velocità, possono essere previste mediante interpolazione lineare di due funzioni, $f_1(p, m)$ e $f_0(p, m)$. La funzione $f_1(p, m)$ rappresenta l'incremento del profilo EMG per unità di incremento della velocità normalizzata e viene raffigurata con una linea spessa e può essere interpretata come la pendenza delle linee in Figura 1b per ogni percentuale di passo p . La funzione $f_0(p, m)$ è costituita dalle intercette di queste linee alla velocità normalizzata 0,16, che nella figura b sono rappresentate da frecce. Il fattore 0,16 è stato scelto più o meno arbitrariamente, per dare funzioni f_0 che sono sempre positive. Ci sono due eccezioni alla regola dell'aumento lineare, uno per il retto femorale (RF) e uno per il tibiale anteriore (TA).

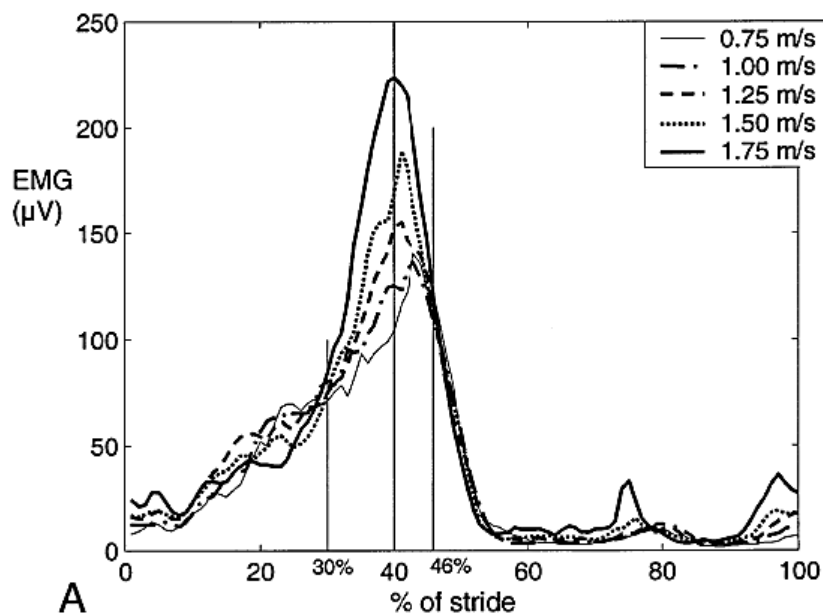


Figura 4.1(a): Profili EMG medi per il muscolo GM alle velocità di camminata 0.75, 1.00, 1.25, 1.50, 1.75 m/s

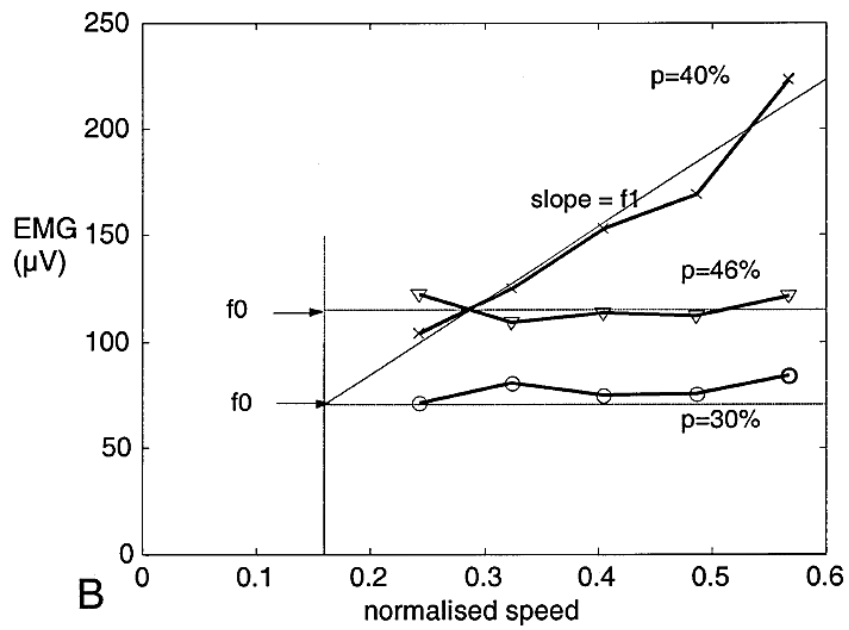


Figura 4.1(b): Profili EMG medi alle percentuali di passo $p=40\%$, 46% , 30%

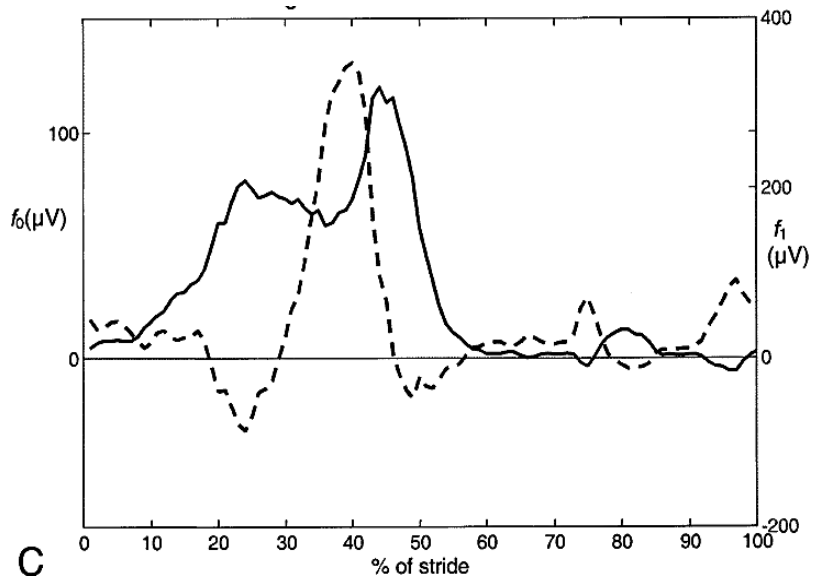


Figura 4.1(c): Funzioni $f_0(p)$ (linea spessa) e $f_1(p)$ (tratteggiato) per GM.

CORRELAZIONI TRA f_0 E f_1

Le funzioni f_0 e f_1 dei muscoli anatomicamente correlati hanno mostrato notevoli somiglianze. Possono essere identificati quattro gruppi:

- muscoli del polpaccio (soleo (SO), gastrocnemio medialis (GM), gastrocnemio laterale (GL) e peroneo lungo (PL)),
- quadricipite (vasto mediale (VM), vasto lateralis (VL) e RF),
- muscoli posteriori della coscia (bicipite femorale (BF), semitendinosus (ST) e Semimembranosus (SM))
- gluteo (grande gluteo (GX) e gluteo medius (GD))

Tibialis anterior (TA) e adductor magnus (AM) non mostrano elevate correlazioni con altri muscoli.

ESTRAZIONE DI F_0 , F_1 , F_2

Le elevate correlazioni tra i muscoli hanno permesso di condensare le 2×14 funzioni f_0 e f_1 in un insieme più piccolo patterns fondamentali. Un numero di gruppi cellulari che presentano improvvisi "burst" a fasi fisse del ciclo del passo, descritti dalle sei funzioni F_0 , dieci funzioni F_1 e da F_2 .

Le $f_0(p, m)$ dei muscoli nei vari gruppi sono state dotate di un fattore di proporzionalità costante $D_0(m, k)$ determinato da regressione lineare senza intercetta:

$$D_0(m, k) = \frac{\sum_p (f_0(p, m) F_0(p, k))}{\sum_p F_0^2(p, k)} \quad (6)$$

Per i muscoli modello $D_0(m, k) = 1$. La funzione f_0 per TA potrebbe essere composta come una combinazione lineare delle funzioni dell'hamstrings e swing, $F_0(3)$, GD stance, $F_0(4)$, e TA swing, $F_0(6)$. Le funzioni $F_0(p, k)$ sono elencate nella Tabella 4.3 e rappresentate nella figura 4.2(a), la matrice risultante D_0 è stata data nella Tabella 4.4. In questo modo potrebbe essere calcolata una qualsiasi delle quattordici funzioni $f_0(p)$, dalle sei funzioni $F_0(k, p)$ da:

$$f_0(p, m) = \sum_k F_0(p, k) D_0(k, m) = F_0 D'_0 \quad (7)$$

D'_0 è la matrice trasposta di D_0 .

Le funzioni $F_1(p, k)$ sono elencate nella Tabella 4.3 e sono rappresentate nella figura 4.2(b). I gruppi del polpaccio, del quadricipite e dell'hamstrings hanno avuto un tipico "burst" che si è verificato in tutti i muscoli del gruppo ($k = 1, 2$ e 3), rispettivamente. Entrambi i glutei avevano la funzione F_1

continua, con i valori più alti nella “early stance” (k = 4). TA ha avuto uno sforzo improvviso del muscolo(k=6) per un'accettazione del peso e AM aveva la funzione F1 continua (k = 7). SO e PL hanno mostrato un'attività prolungata nella “late swing” e nella “early stance” (k = 8). In PL questa attività era generalmente presente, in nove soggetti su dieci, ma in SO si è verificato meno comunemente, in due casi su dieci. SO, PL, TA e tutti i GD hanno mostrato un'attività di “swing” (k = 5), ed è stato chiamato "abductor swing ". SM aveva un'attività in “stance” non trovata negli altri muscoli posteriori della coscia (k = 9). I fattori D1 (m, k) sono stati determinati da l'equivalente dell'equazione (6).

Per quello che riguarda BF, esso ha mostrato un picco, all'inizio dello swing, intorno 60%, che era assente a basse velocità, ma molto prominente ad alte velocità e alla velocità intermedia di 1,25 m/s ed era presente in cinque soggetti su nove. E 'stato trovato che questo picco potrebbe essere adattato in modo soddisfacente solo da una proporzionalità quadratica della velocità. Questo “burst” è stato così posto in una funzione F2 separata. La funzione finale sarà data dalla combinazione delle equazioni (5) e (6).

$$E * (p, m, \tilde{v}) = F_0 D'0 + (\tilde{v} - 0.16) F_1 D'1 + (\tilde{v} - 0.16)^2 F_2 D'2 \quad (8)$$

Le matrici D0, D1, D2 sono presentate nella tabella 4.4.

Nella figura2, Le linee tratteggiate verticali indicano il contatto del tallone destro (RHC) = 0 = 100%. Le linee a puntini verticali danno un range del “toe off” destro (RTO). Come elencato nella tabella2 la tempistica di questo evento cambia con la velocità. Molti patterns sono alti intorno a RHC, per questo motivo la scala orizzontale va da 0 a 100 a 50%.

La tabella4.5 fornisce la differenza rms, alla velocità di 1.25m/s tra:

- la stima $E * (p, m)$ e la E misurata (p, m)
- i singoli profili e (p, m, i) ed E (p, m), media su tutti i soggetti
- e (p, m, i) ed $E * (p, m)$

La maggior parte della differenza tra $E * (p, m)$ ed E (p, m) era correlato al 'livello del rumore nei periodi di inattività tra gli sforzi improvvisi.

La figura 4.3 fornisce i profili stimati e misurati di GM alla velocità di 1.25m/s, dove la linea continua rappresenta il profilo medio di GM, la linea tratteggiata rappresenta la stima calcolata con le funzioni f0 e f1 attraverso l'equazione (5) e la linea a puntini rappresenta la stima calcolata con le funzioni F0 e F1 attraverso l'equazione (8). Entrambe le funzioni F0(1) e F1(1) provengono dai profili SO.

	Description	From-to (% of stride)	Peak (μV)	Peak at (%)	From
F_0					
1	Calf stance	8–63	60	46	SO
2	Quad stance	1–47	20	16	VM
3	Hamstrings end swing	91–19	71	0	ST
4	GD stance	0–49	58	12	GD
5	Adductor swing	49–86	22	67–74	AM
6	TA swing	61–100	63	74	TA
F_1					
1	Calf push-off	25–52	295	38–43	SO
2	Quad weight acceptance	79–20	285	4–7	VM
3	Hamstrings late swing	77–98	376	89	ST
4	Glutei	0–100	134	2–8	GX
5	Abductor swing	54–82	113	62	PL
6	TA weight acceptance	80–10	664	0	TA
7	Adductor	0–100	124	10–24, 91	AM
8	SO/PL late swing/early stance	90–19	126	–	SO
9	SM stance	92–51	168	12, 39	SM
F_2	BF early swing	41–70	675	58	BF

Tabella 4.3: Lista delle F_0 , F_1 e F_2

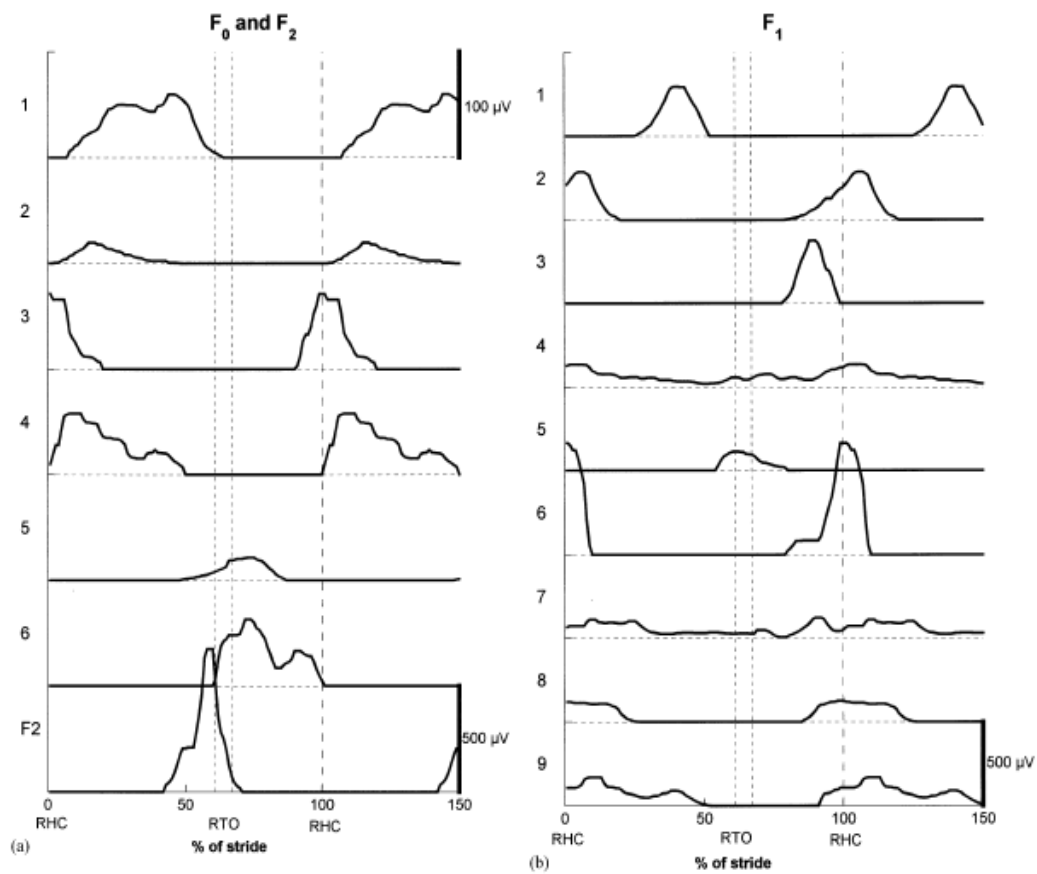


Figura 4.2(a), (b): Funzioni F_0 , F_1 , F_2

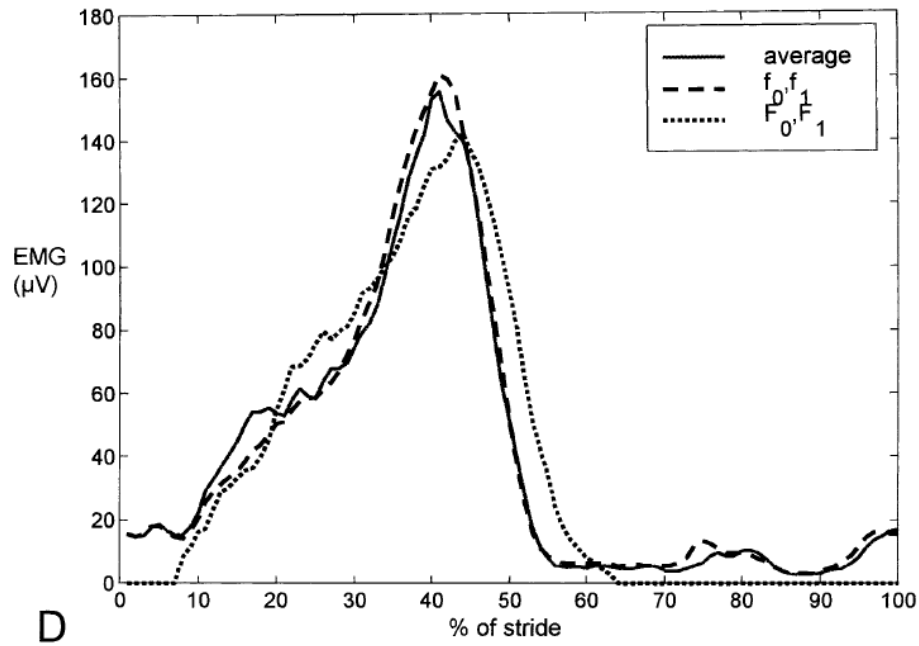


Figura 4.3: Profili stimati e misurati di GM alla velocità di 1.25m/s

Number		D ₀						D ₁						D ₂		
		1	2	3	4	5	6	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	SO	1	0	0	0	0	0	1				0.39	0	0	1	0
2	GM	1.50	0	0	0	0	0	0.83	0	0	0	0	0	0	0	0
3	GL	0.25	0	0	0	0	0	0.64	0	0	0	0	0	0	0	0
4	PL	0.61	0	0	0	0	0	0.91	0	0	0	1	0	0	1.10	0
5	TA	0	0	0.50	0.94	0	1	0	0	0	0	1.72	1	0	0	0
6	VM	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
7	VL	0	1.19	0	0	0	0	0	0.84	0	0	0	0	0	0	0
8	RF	0	1.31	0	0	0	0	0	0.78	0	0	0	0	0	0	1
9	BF	0	0	0.55	0	0	0	0	0	0.44	0	0	0	0	0	0
10	ST	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0
11	SM	0	0	0.30	0	0	0	0	0	0.58	0	0	0	0	1	0
12	GX	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
13	GD	0	0	0	1	0	0	0	0.60	0	1.00	1	0	0	0	0
14	AM	0	0	0.22	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0

Tabella 4.4: Matrici D

DISCUSSIONE DEI RISULTATI

Il picco iniziale della "swing" di BF (F2), descritto da una relazione quadratica con la velocità, è stata recentemente studiata ed è stato scoperto che era strettamente correlato all'accelerazione della gamba. Infatti, oltre alla sua funzione come un flessore dell'anca, il BF sembra rallentare la flessione del ginocchio durante l'oscillazione iniziale, che è iniziata dai flessori e tricipiti dell'anca, questo spiega perché è evidente solo alle velocità più elevate. Una nuova scoperta, a nostra conoscenza, è un comune "abductor swing" F1 (5), che potrebbe essere distinto in GD, TA, PL e in SO e la sua funzione potrebbe essere quella di dare alcuni movimenti verso l'esterno della gamba oscillante. Funzionalmente, l'attività SO potrebbe essere un'azione antagonista contro TA e servono a stabilizzare la caviglia in "swing".

Muscle		$E - E^*$ (μV_{rms})	$e - E$ (μV_{rms})	$e - E^*$ (μV_{rms})
1	SO	7.0	15.2	16.4
2	GM	14.7	16.5	21.1
3	GL	7.2	5.0	8.6
4	PL	10.6	17.1	18.7
5	TA	14.4	29.0	32.0
6	VM	3.3	7.0	7.7
7	VL	5.2	8.7	9.7
8	RIF	11.7	14.4	18.5
9	BF	8.4	9.2	12.1
10	ST	8.6	13.3	15.8
11	SM	11.8	9.5	14.6
12	GX	4.2	6.5	7.6
13	GD	13.5	16.9	21.5
14	AM	6.3	8.9	10.3

Tabella 4.5: rms alla velocità di 1.25m/s

FILTRAGGIO DELL'EMG RETTIFICATO

Nel precedente studio di Winter, gli EMG erano stati filtrati da un filtro passa-basso a 3 Hz, con l'effetto che l'EMG filtrato sembra simile alla forza muscolare isometrica, ma ciò ha un numero di svantaggi. Dai nostri risultati si è visto che diversi profili mostrano transizioni veloci dell'EMG rettificato e per non degradarle la frequenza di taglio del filtro Butterworth del terzo ordine passa-basso non può essere ridotta sotto i 25 Hz.

Un secondo argomento contro il filtraggio a 3 Hz è che le azioni dei muscoli durante il cammino in genere non sono isometriche, cioè non si ha una contrazione muscolare statica dove la lunghezza del muscolo e l'angolo articolare non cambiano, nonostante la forza di contrazione possa variare sensibilmente.

Quando si preferisce, il 3 Hz il filtraggio può essere applicato, in seguito, al segnale $E^*(p, m)$, così da poterlo confrontare con i dati di Winter.

4.1.4 CONCLUSIONI

A una frequenza di passo più alta i profili EMG medi vengono semplicemente riprodotti più velocemente, ma non sono cambiati in fase.

L'approssimazione dell'equazione (8) era solo leggermente inferiore di quella derivata dall'equazione (5) come è possibile notare nella Figura 4.3 e nella Tabella 4.5. La differenza tra la media aggregata misurata e stimata, nella prima colonna della Tabella 4.5, variava da 3 a 15 μV rms. Si è visto, tuttavia, che le differenze tra singoli profili EMG e il profilo medio, nella seconda colonna della tabella 4.5, erano nella maggior parte dei casi notevolmente più grandi, dimostrando che il profilo medio previsto era solo leggermente meno accurato rispetto alla media misurata rispetto ai profili individuali, terza colonna rispetto alla seconda. Di conseguenza, i profili EMG per qualsiasi velocità possono essere ottenuti attraverso l'equazione (8).

La disponibilità di normali profili EMG, strettamente abbinato alla velocità effettiva di camminata, può essere utile nel distinguere profili normale e anormale negli studi clinici.

4.2 COMPARING SURFACE AND FINE-WIRE ELECTROMYOGRAPHY ACTIVITY OF LOWER LEG MUSCLES AT DIFFERENT WALKING SPEEDS

4.2.1 INTRODUZIONE

Questo studio, intitolato appunto “comparing surface and fine-wire electromyography activity of lower leg muscles at different walking speeds”, è stato pubblicato nel 2009 sulla rivista *Gait & Posture*, da autori péter a, andersson e, hegyi a, finni t, tarassova o, cronin n, grundström h, arndt a.

L'elettromiografia è spesso utilizzata nella ricerca e negli ambienti clinici per esaminare le eccitazioni muscolari in condizioni normali e patologiche. Esistono due forme predominanti di misurazione EMG, di superficie e intramuscolare.[16]

L'EMG di superficie non è invasivo e ampiamente utilizzato per muscoli superficiali, grandi e facilmente accessibili, ma ha alcune limitazioni. Ad esempio, non sono possibili registrazioni selettive da muscoli profondi e a causa dell'area di rilevamento relativamente ampia degli elettrodi, possono essere registrati segnali indesiderati.

L'EMG intramuscolare è un metodo invasivo ed è quindi usato raramente. Viene utilizzato principalmente per studiare i muscoli profondi e muscoli che hanno una piccola area della sezione trasversale. Uno dei principali vantaggi dell'EMG intramuscolare rispetto all'EMG di superficie è che è adatto a rilevare selettivamente i segnali EMG di un muscolo durante condizioni statiche e dinamiche, riducendo al minimo il cross-talk.

Questo studio andrà a valutare come il segnale EMG intramuscolare e di superficiale, vari al variare della velocità, confrontandoli, poi, tra di loro, per scegliere il metodo più adatto e con minore cross-talk per misurare l'attività muscolare.

4.2.2 METODI

Questo studio ha registrato simultaneamente l'attività EMG di superficie e intramuscolare dai muscoli flessori dell'alluce lungo FHL (flexor hallucis longus), SOL(soleus), MG(medial gastrocnemius), LG(lateral gastrocnemius) e TA(tibialis anterior) a diverse velocità di deambulazione per esaminare se i segnali EMG registrati con i due metodi mostrano differenze nell'ampiezza EMG a qualsiasi punto della fase di appoggio della deambulazione.

PARTECIPANTI, VELOCITA' E PROCEDURA

Dopo il campionamento, 10 individui sani e fisicamente attivi, sei maschi, quattro femmine; età 29,6 \pm 7,4 anni, altezza 174,0 \pm 12,5 cm, massa corporea 70,6 \pm 12,7 kg, senza una storia di disturbi neuromuscolari.

In primo luogo, i partecipanti hanno camminato alla loro velocità costante auto-selezionata lungo l'area di misurazione, al cui inizio e fine sono state installate fotocellule, mentre sono state registrate le attività EMG di superficie e intramuscolari della gamba destra e le forze di reazione al suolo. Delle cinque prove, le prove più lente e più veloci sono state escluse e delle velocità delle tre prove rimanenti viene calcolata la media per definire la velocità di deambulazione preferita di ciascun individuo. Quindi hanno camminato a tre velocità ordinate in modo casuale, che erano il 30% più lente e il 30% più veloce della velocità di camminata preferita, e alla velocità di camminata massima, in cui ai partecipanti è stato chiesto di camminare più velocemente possibile.

Gli elettrodi FHL sono stati posizionati dietro il malleolo mediale a 16 mm per ridurre il cross-talk. Per i muscoli MG, LG e TA sono state seguite le raccomandazioni SENIAM [17] con lievi aggiustamenti in base alle morfologie muscolari dell'individuo. In questo studio abbiamo posizionato gli elettrodi di superficie SOL lateralmente, nella posizione prossimale-distale a due terzi della linea tra il condilo femorale mediale e il malleolo mediale, come raccomandato dal SENIAM. Gli elettrodi sono posizionati a 22 mm l'uno dall'altro in tutti i muscoli a parte l'FHL.

Gli elettrodi intramuscolari che sono stati inseriti, sono a uncino, d'argento a sette fili rivestiti in teflon in configurazione bipolare con una distanza tra le punte di \approx 5 mm. Gli elettrodi EMG intramuscolari per i muscoli SOL, MG, LG e TA sono stati inseriti sotto gli elettrodi di superficie. Gli elettrodi intramuscolari FHL sono stati inseriti a 5-10 cm prossimalmente agli elettrodi di superficie, sul lato laterale della gamba.

L'attività EMG di superficie e intramuscolare di tutti i muscoli è stata registrata contemporaneamente utilizzando un sistema telemetrico con una frequenza di campionamento di 3000 Hz. I segnali sono stati trasmessi in modalità wireless a un convertitore A / D, collegato a un personal computer.

Una soletta che misura la pressione plantare è stata posizionata nella scarpa destra per definire i tempi di HC e TO per tutti i passaggi. A metà della distanza percorribile a piedi dell'area di misurazione, sono state installate in serie due piattaforme di forza 3D e i dati tridimensionali sulla forza di reazione al suolo sono stati raccolti dalla gamba destra.

ANALISI

Sono stati definiti i tempi HC (Hip Crossing) e TO (Toe Off) per ogni passaggio nell'area di misurazione sulla base della forza di reazione al suolo verticale di 10N.

Sono state inoltre definite le sottofasi della stance, "early stance" (0-16,5%), "mid stance" (16,5-50%), "late stance" (50-83%) e "pre-swing" (83-100%).

ATTIVITA' EMG

I segnali dell'elettromiografia di tutti i muscoli sono stati analizzati nelle stance phase dei cicli di passo. I segnali EMG di superficie e intramuscolari sono stati filtrati passa-banda tra 20 e 500 Hz utilizzando un filtro Butterworth di 4 ° ordine e successivamente i segnali filtrati e rettificati sono stati livellati con un filtro passa-basso da 10 Hz (Butterworth di 4 ° ordine). I segnali per ciascuna fase di appoggio sono stati normalizzati nel tempo (1–101 frame) utilizzando l'interpolazione lineare e mediati all'interno di ogni condizione di deambulazione per ogni partecipante e muscolo. Per diminuire la variabilità individuale, i segnali EMG sono stati normalizzati all'attività di picco della camminata veloce preferita.

DESCRIZIONE EMG DI SUPERFICIE E INTRAMUSCOLARE

Di seguito sono elencati EMG superficiale (linea continua) ed intramuscolare (linea tratteggiata) di FHL, SOL, MG, LG alle velocità di deambulazione lenta, preferita, veloce e massima ($1,01 \pm 0,13$, $1,43 \pm 0,19$, $1,84 \pm 0,23$ e $2,20 \pm 0,38$ m/s, rispettivamente) nelle diverse "stance phase". Le ampiezze delle curve EMG livellate e normalizzate nel tempo sono state normalizzate all'attività di picco nella camminata veloce preferita (% picco). Ciascuna curva rappresenta la media di tutti i passi a velocità di camminata lenta, preferita, veloce e massima.

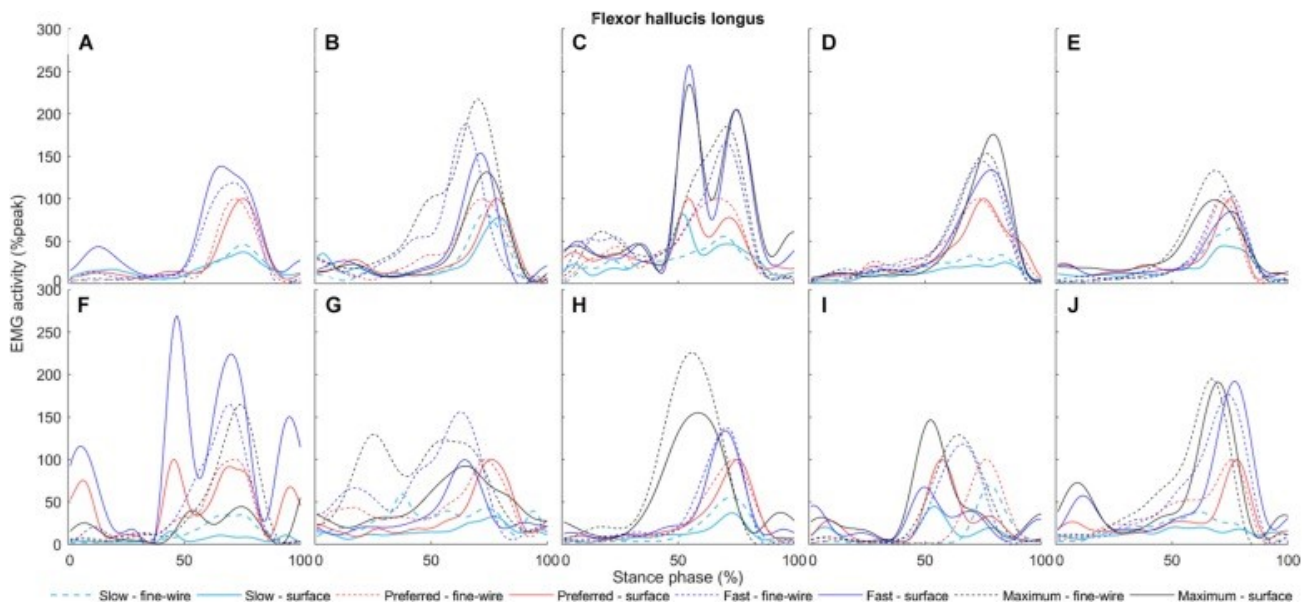


Figura 4.4: EMG superficiali e intramuscolari del FHL

Nella FHL abbiamo riscontrato differenze in “late stance” alla camminata lenta, preferita e a velocità massima (lenta: 65,7-74% della fase di appoggio, $p < 0,001$, preferita: 64,8-70,9%, $p = 0,003$, velocità massima di camminata: 60,1-66,7 %, $p = 0,005$). Abbiamo trovato differenze specifiche del soggetto tra i modelli EMG di superficie e intramuscolari in FHL a tutte le velocità di deambulazione. (Figura 4.4)

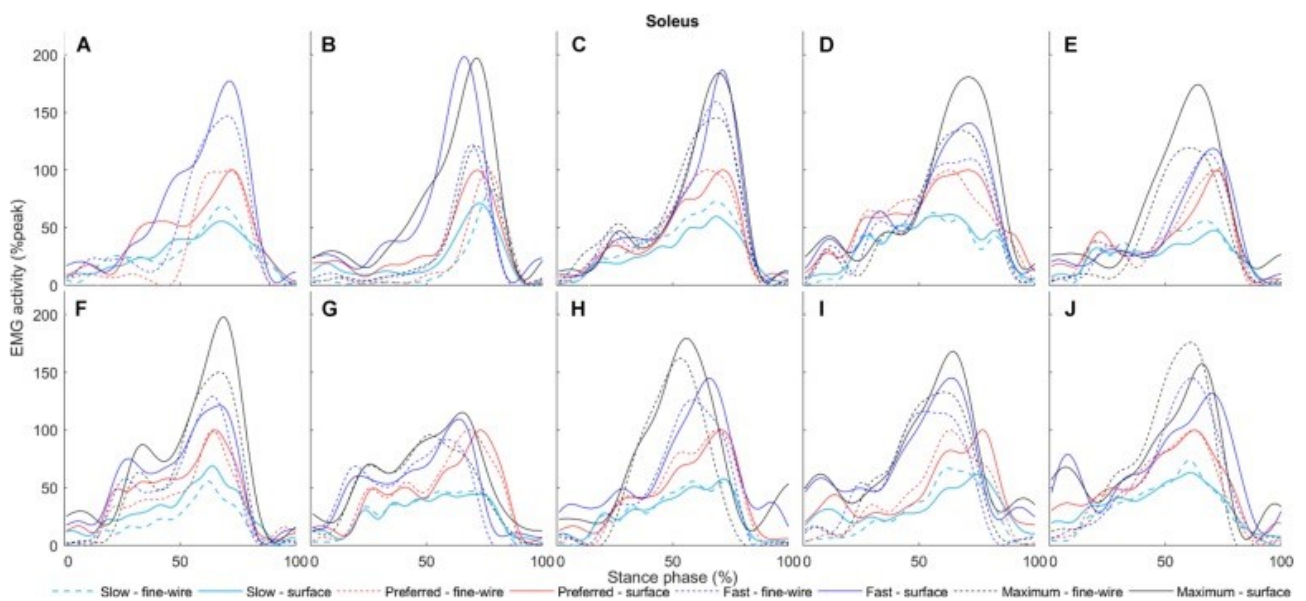


Figura 4.5: EMG superficiali e intramuscolari del SOL

In SOL, c'erano differenze nella "early stance" a tutte le velocità di deambulazione (lento: 0–7,3%, $p = 0,004$, preferito: 0–5,3%, $p = 0,008$, veloce: 0–1,4%, $p = 0,045$, massimo: 0–5,2%, $p = 0,02$) e in "late stance" a tutte le velocità tranne quella lenta (preferito: 72,7-73,6%, $p = 0,047$, veloce: 68,5-84,2%, $p < 0,001$, massimo: 63,8-86,6%, $p < 0,001$). C'erano anche differenze nel "pre-swing" a tutte le velocità eccetto la velocità preferita (lento: 95,3-98,6%, $p = 0,03$, veloce: 68,5-84,2% e 95,3-100%, $p < 0,001$ e $p = 0,016$, rispettivamente, massimo: 63,8–86,6% e 95,2–100%, $p < 0,001$ e $p = 0,023$, rispettivamente). (Figura 4.5)

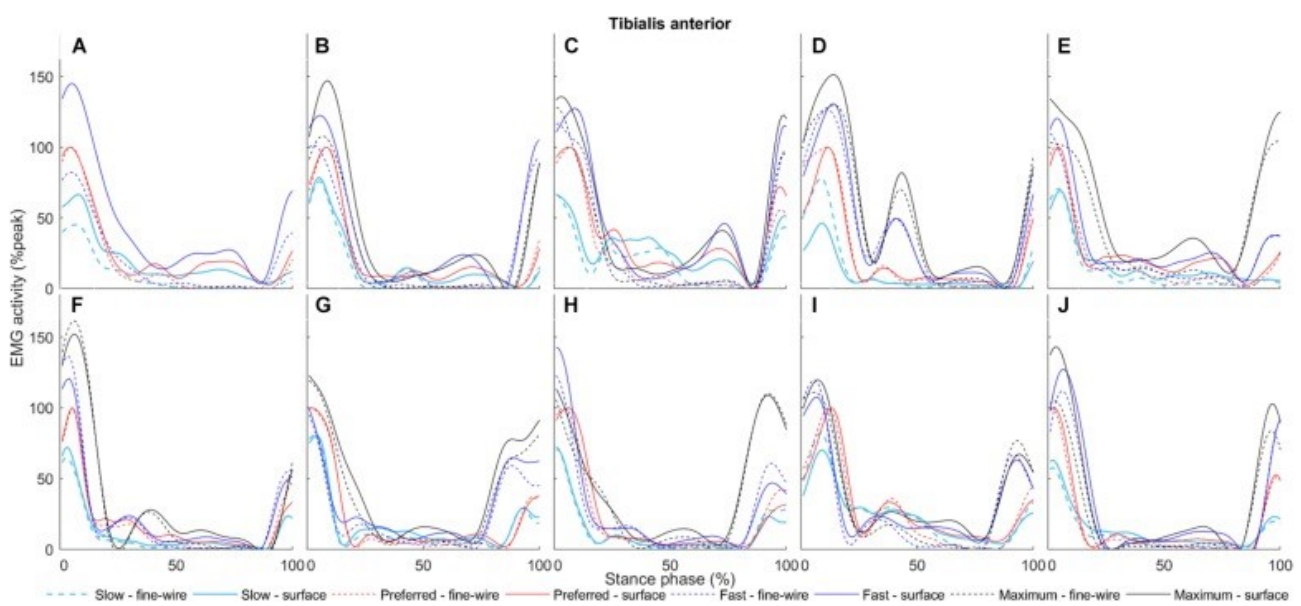


Figura 4.6: EMG superficiali e intramuscolari di TA

In TA, sono presenti differenze nella "mid stance" a tutte le velocità di deambulazione (lento: 43,7-44,3 e 47,5-67,2%, $p = 0,049$ e $p < 0,001$, rispettivamente, preferito: 45,9-85,3%, $p < 0,001$, veloce: 39,4– 70,2%, $p < 0,001$, massimo: 25,7–30,4 e 35,6–67,2%, $p = 0,015$ e $p < 0,001$, rispettivamente). Allo stesso modo, c'erano differenze nella "late stance" a tutte le velocità di deambulazione (lento: 47,5-67,2 e 78,6-83,3%, $p < 0,001$ e $p = 0,023$, rispettivamente, preferito: 45,9-85,3%, $p < 0,001$, veloce: 39,4-70,2 %, $p < 0,001$, massimo: 35,6–67,2%, $p < 0,001$). C'erano anche differenze nel pre-swing a velocità lenta e preferita (lento: 78,6–83,3%, $p = 0,023$, preferito: 45,9–85,3%, $p < 0,001$). (Figura 4.6)

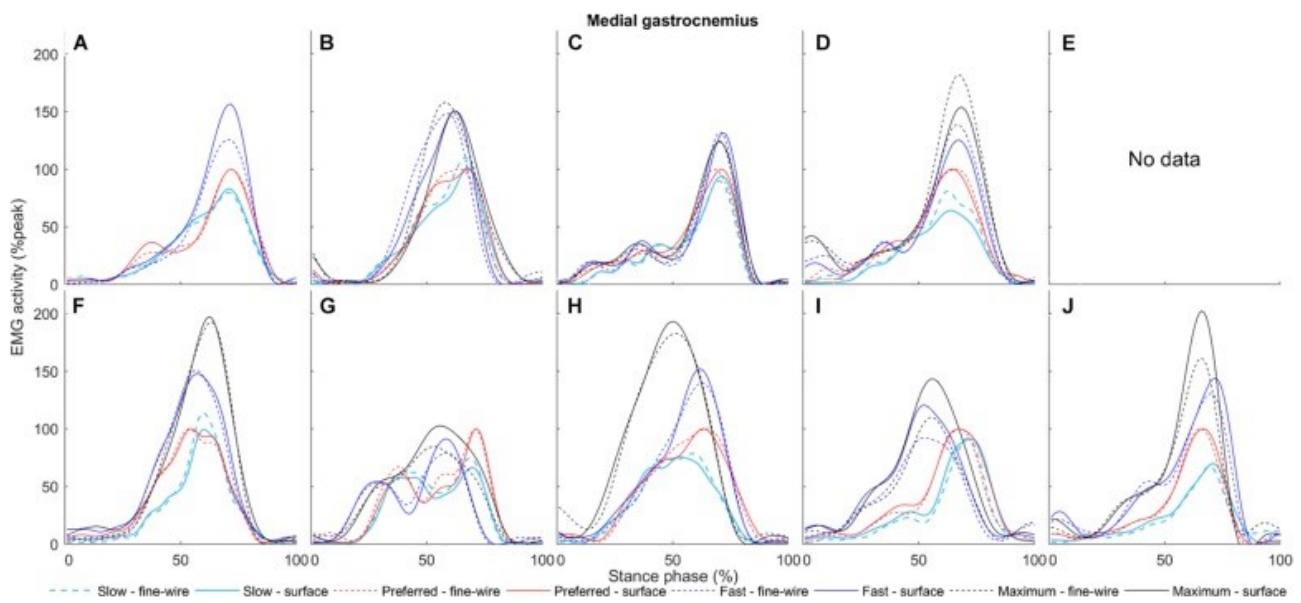


Figura 4.7: EMG superficiali e intramuscolari di MG

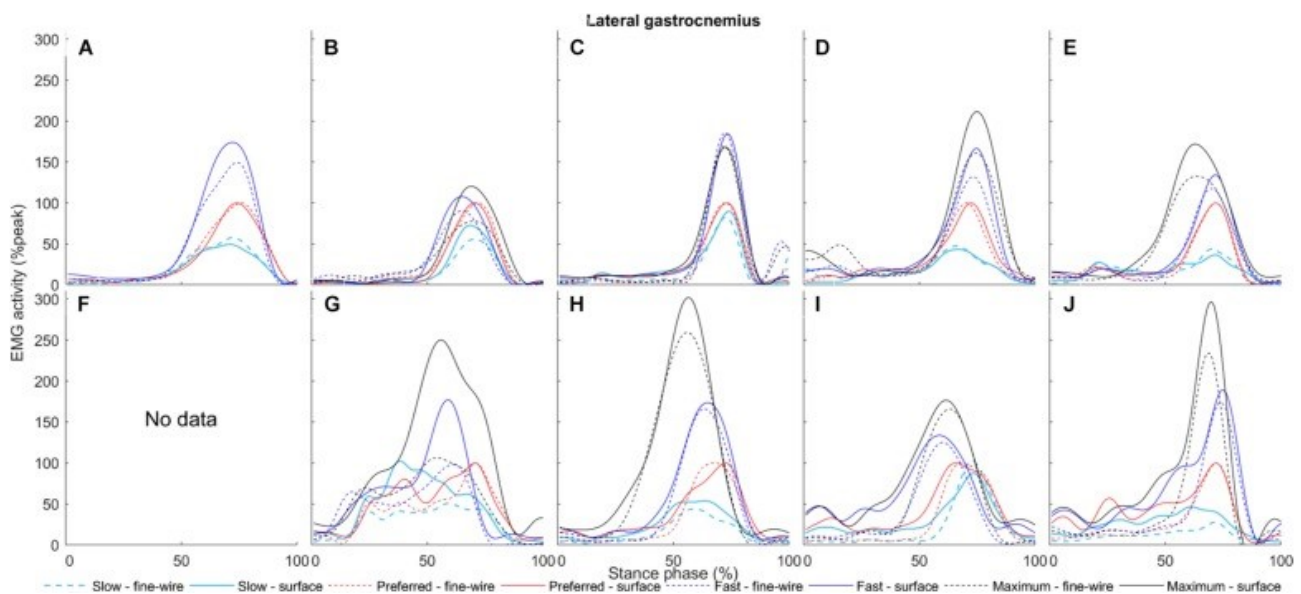


Figura 4.8: EMG superficiali e intramuscolari di LG

In MG non c'era differenza tra EMG di superficie ed intramuscolare a qualsiasi velocità di deambulazione, o camminando a velocità lenta o preferita in LG. Tuttavia, a velocità più elevate abbiamo riscontrato differenze nell'LG nella "late stance" e nel pre-swing (veloce: 71,8-86,3%, $p < 0,001$, velocità massima di camminata: 82-85%, $p = 0,036$).

4.2.3 RISULTATI

Lo studio ha confrontato l'attività EMG superficiale e intramuscolare dei muscoli flessori plantari durante il cammino a velocità diverse, confrontando le ampiezze delle registrazioni EMG superficiali e intramuscolari di partecipanti sani.

Nella FHL, è principalmente attivo nel push-off e nonostante l'attenta posizione degli elettrodi e la ridotta distanza tra gli elettrodi, lo studio ha rivelato differenze tra i modelli EMG di superficie e intramuscolari nella FHL a range di velocità di deambulazione.

Il SOL è per lo più attivo nella "mid stance" all'inizio della fase di pre-swing durante la deambulazione ed è inattivo nella fase di swing. Nello studio è stata rilevata l'attività con EMG di superficie nella "early stance" a tutte le velocità e nella fase di pre-swing a tutte le velocità eccetto la velocità preferita, suggerendo che l'EMG di superficie era soggetto a cross-talk. Inoltre, abbiamo trovato differenze tra le ampiezze del segnale EMG di superficie e intramuscolare in SOL intorno all'attività di picco alla camminata preferita, veloce e massima.

In MG non abbiamo trovato differenze tra le ampiezze EMG di superficie e intramuscolari a qualsiasi velocità di camminata, suggerendo che l'EMG di superficie è un metodo adatto con la posizione dell'elettrodo di superficie utilizzato e la distanza interelettrodica.

Sebbene LG abbia un volume sostanzialmente inferiore, l'EMG di superficie sembra valido alla camminata lenta e preferibile, ma sono state osservate piccole differenze in tre partecipanti (partecipanti G, I e J). Tuttavia, gli elettrodi di superficie LG sembrano raccogliere una certa attività dai muscoli circostanti a velocità più elevate. Ciò può essere dovuto all'aumentata attività dei muscoli vicini e all'alterazione delle strategie di coordinazione intermuscolare all'aumentare della velocità di deambulazione. I nostri risultati suggeriscono che il cross-talk EMG di superficie è ridotto al minimo per LG, almeno alla camminata lenta e preferita.

Studi precedenti hanno mostrato due picchi distinti di TA nell'attività EMG intramuscolare nella "stance phase" della deambulazione, vicino al tallone e TO, rispettivamente, mentre l'AT non era attiva nelle "mid stance" o "mid swing" in individui sani.

4.2.4 CONCLUSIONI

I nostri risultati suggeriscono che l'EMG di superficie è generalmente un metodo adatto per misurare l'attività muscolare in MG e LG a diverse velocità di camminata, invece l'attività SOL e TA misurata con l'EMG di superficie deve essere interpretata con cautela nelle sottofasi rilevanti del cammino.

Per FHL, l'EMG di superficie non è raccomandato. Studi futuri dovrebbero esplorare potenziali fonti di cross-talk e se possono essere ulteriormente ridotte al minimo, ad esempio, diminuendo la distanza tra gli elettrodi, migliorando così la capacità di registrare selettivamente da ciascun muscolo delle gambe.

4.3 ESTIMATION OF MUSCLE ACTIVATION DURING DIFFERENT WALKING SPEEDS WITH TWO MATHEMATICAL APPROACHES COMPARED TO SURFACE EMG

4.3.1 INTRODUZIONE

Questo studio, intitolato appunto “estimation of muscle activation during different walking speeds with two mathematical approaches compared to surface emg”, 2019 sulla rivista Gait & Posture, da ursula trinler, fabien leboeuf, kristen hollands, richard jones, richard baker.

Disturbi neuromuscoloscheletrici che si verificano come conseguenza di malattie, lesioni o invecchiamento sono un peso considerevole per la nostra assistenza sanitaria sistema. L'analisi clinica dell'andatura aiuta nell'identificazione e nella comprensione delle cause di queste menomazioni misurando il movimento e coppia dei giunti. Conoscere l'attivazione e i profili di forza dei singoli muscoli durante i vari movimenti possono aiutare ad approfondire le cause delle menomazioni e informare i trattamenti mirati. [18]

Questo studio ha cercato di convalidare la stima dell'attivazione muscolare degli arti inferiori utilizzando due modelli matematici (ottimizzazione statica SO, controllo muscolare computerizzato CMC). Il (CMC), combina dinamiche inverse e dirette per tenere traccia della cinematica registrata, sebbene più veloce di CMC, SO non incorpora la contrazione dell'eccitazione dinamica del muscolo, che potrebbe essere cruciale per pazienti con una fisiologia neuromuscolare compromessa.

4.3.2 METODI

Dieci adulti sani (5 F / 5 M, media \pm DS di età 28 ± 5 anni, altezza $1,72 \pm 0,08$ m, massa 69 ± 12 kg) sono stati reclutati tra studenti e personale universitario.

SETUP SPERIMENTALE

È stato utilizzato un sistema di acquisizione del movimento con dieci telecamere e con quattro piastre di forza incorporate nella passerella. L'EMG di superficie è stato raccolto in parallelo con un sistema Noraxon wireless a 16 canali che utilizza un filtro passa basso integrato di 500 Hz e seguendo le linee guida SENIAM, è stata preparata la pelle e gli elettrodi sono stati posizionati sui muscoli seguenti: retto femorale, vasto mediale e laterale, semitendinoso, tibiale anteriore, soleo e gastrocnemio mediale e laterale. I marker sono stati posizionati sui seguenti punti di riferimento anatomici simile a un modello CAST e adattato dal modello gait2392 proposto in OpenSim, che è un software open source per la modellazione, la simulazione e l'analisi biomeccaniche e il suo scopo è di fornire strumenti gratuiti e ampiamente accessibili per condurre ricerche di biomeccanica e scienze di controllo motorio. Secondo il modello i marker si vengono posti in diversi punti: acromion, colonna iliaca anteriore superiore, punto medio di entrambe le spine iliache posteriori superiori, tre marker sulla coscia e gambe, epicondilo mediale e laterale al ginocchio, mediale e malleolo laterale, tallone, mesopiede laterale, punta laterale e mediale (1° e 5° metatarso) e la punta del primo dito. Questo modello muscoloscheletrico descrive un soggetto maschio con un'altezza del corpo di 1,80 m e una massa corporea di 75,16 kg. Consiste di 12 segmenti del corpo rigido (torso, bacino, coscia, gambo, astragalo, piede, dita dei piedi) che sono circondati da 92 attuatori muscolo-tendinei che sommano fino a 72 muscoli (Fig. 1) fornendo in totale 21° di libertà (3 DoF della parte superiore del corpo, 6 DoF di bacino, 3 DoF dell'anca, 2 DoF del ginocchio, 1 DoF della caviglia).

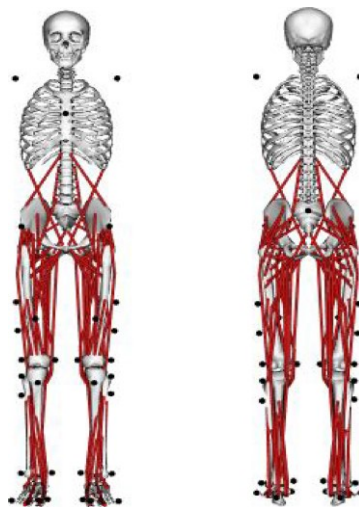


Figura 4.9: Modello muscoloscheletrico gait2392

RACCOLTA DATI

Dopo un processo statico in piedi, il partecipante gli ha camminato ha una velocità auto-selezionata sulle piastre di forza su una passerella di dieci metri. Questa procedura è stata ripetuta per il 20% e 40% di velocità di camminata più lenta e più veloce nel seguente ordine: auto-selezionata, 20% lenta, 40% lenta, 20% veloce, 40% veloce. La velocità è stata monitorata con dei sensori posti a cinque metri di distanza tra l'inizio e la fine della passerella e ai partecipanti è stato fornito un feedback sulla loro velocità per guidarli a camminare alla velocità prescritta per raggiungere la velocità target entro l'1%.

ELABORAZIONE DATI

Le traiettorie dei marker sono state pre-elaborate in Vicon da un pipeline personalizzato per calcolare diversi punti di riferimento virtuali e centri comuni per il ridimensionamento statico. Gli eventi di deambulazione sono stati definiti tramite forza rilevata della piastra e da una verifica visiva. I GRF sono stati filtrati in MATLAB e la cinematica in OpenSim, entrambi con un filtro Butterworth di 2° ordine passa-basso a 6 Hz, poi i segnali EMG sono stati corretti, rettificati e filtrati con passa-alto a 20 Hz Fast Fourier transform filter e, per creare un lineare involuppo, con un filtro Butterworth di secondo ordine passa-basso a 6 Hz.

I GRF sono utilizzati per stimare le eccitazioni muscolari con due approcci di modellazione: SO e CMC. Queste tecniche di stima sono state scelte per il loro uso frequente in letteratura e per la loro indipendenza dall'EMG, ciò consente un confronto imparziale con EMG.

ANALISI DEI DATI

Tutti i dati sono stati normalizzati al 100% del ciclo del passo dopo di che, stimati i profili di attivazione muscolare, sono stati confrontati qualitativamente, tramite ispezione visiva, ai profili delle attivazioni muscolari registrate. È stata scelta una prova rappresentativa della gamba dominante di ogni partecipante, con velocità scelta da un esperto, della quale veniva registrato il segnale EMG, ed è stata confrontata l'attivazione individuale osservata con l'attivazione muscolare stimata correlata. L'attivazione muscolare stimata è stata normalizzata alla massima attivazione della prova di marcia auto-selezionata. I dati venivano ulteriormente analizzati per calcolare l'errore medio assoluto (MAE) tra SO e CMC, SO e EMG, così come CMC ed EMG di ciascuno dei 101 punti dati (n):

$$MAE = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |A1_i - A2_i| \right)$$

A1_i: rappresenta l'attivazione muscolare nell'i-esimo passo temporale del ciclo del passo in una delle tre condizioni (CMC, EMG);

A2_i: l'attivazione del muscolo contemporaneamente alla fase di una delle altre condizioni.

Inoltre, la correlazione lineare dei 101 punti dati, era analizzata utilizzando il coefficiente di correlazione di Spearman r per ogni partecipante e sono state calcolate le velocità di cammino tra SO e CMC, SO e EMG, nonché tra CMC ed EMG. Per verificare la correlazione, Veniva utilizzata la classificazione di Cohen ($0,1 < |r| < 0,3$ debole correlazione, $0,3 < |r| < 0,5$ correlazione moderata, $0,5 < |r|$ forte correlazione).

4.3.3 RISULTATI

L'attivazione del picco muscolare aumenta con velocità di camminata più elevate per l'attivazione muscolare stimata e osservata, Figura 4.10. Solo il tibiale anteriore mostra una dipendenza bassa dalla velocità per SO ed EMG e quasi nessuna con CMC. Vastus lateralis presenta cambiamenti simili per approcci diversi in stance ma non in swing, dove SO mostra quasi nessuna attivazione per tutte le velocità rispetto a CMC ed EMG. Un'ispezione qualitativa mostra che i valori di picco sono confrontabili tra i diversi approcci di modellazione ad eccezione del retto femorale e del semitendinoso, soprattutto per le velocità di camminata veloce.

L'analisi delle tendenze, Figura 4.11, mostra la media delle attivazioni a velocità più elevate rispetto a quelle più lente sia per CMC che per SO. La camminata lenta (SO, CMC) e molto lenta (SO, EMG) per il tibiale anteriore, lenta (CMC) per il gastrocnemio lateralmente, lenta (SO, CMC, EMG) per il gastrocnemio mediale, e lenta (EMG) e molto lenta (EMG) per semitendinoso sono intorno al 0% e hanno deviazioni standard parziali superiori allo zero.

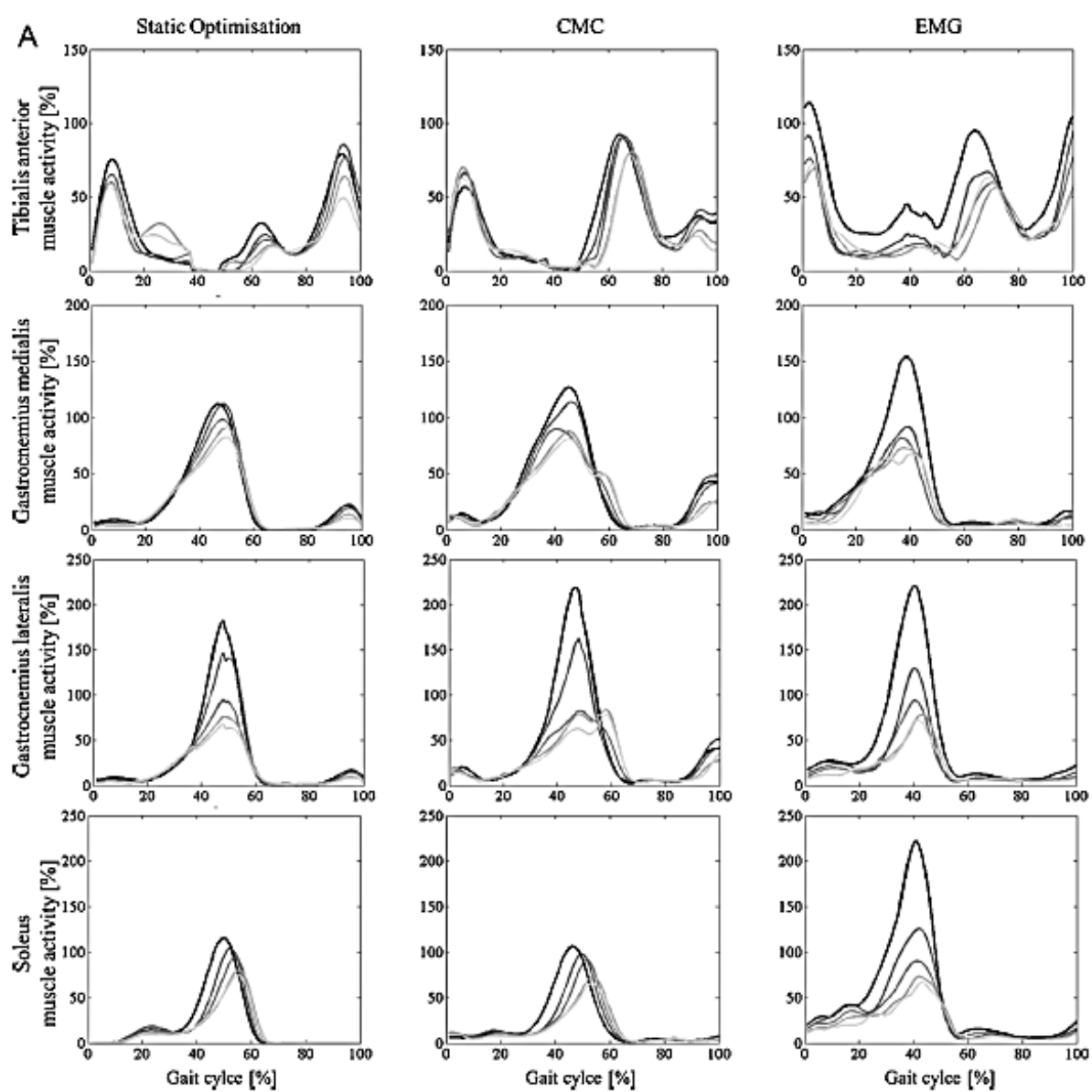


Figura 4.10: SO, CMC, EMG per tutte e cinque le velocità di camminata

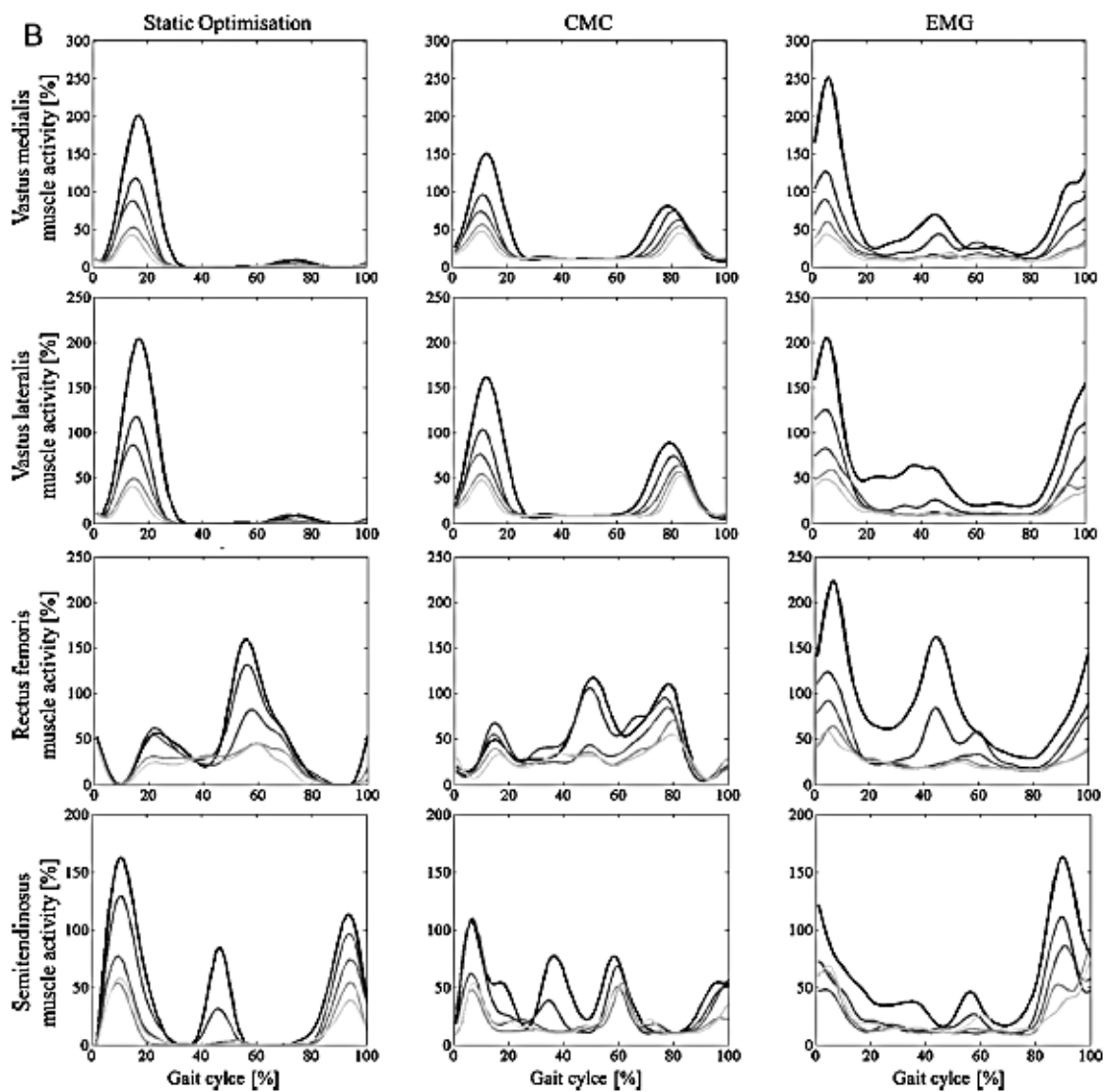


Figura 4.11: SO, CMC, EMG per tutte e cinque le velocità di camminata

Questo studio mirava a confrontare le attivazioni muscolari stimate di SO e CMC per registrare l'EMG dei muscoli degli arti inferiori in dieci partecipanti sani che camminano a cinque velocità diverse. I risultati dello studio mostrano deviazioni elevate tra approcci di modellazione e EMG e l'accordo più forte con EMG, per entrambi gli approcci di modellazione, si è verificato a velocità inferiori, ma solo per alcuni muscoli.

4.3.4 CONCLUSIONI

La differenza tra l'attivazione del muscolo stimata e registrata e la correlazione non lineare per alcuni muscoli, indica che la stima delle attivazioni muscolari e, quindi, la stima delle forze muscolari, necessita ulteriori miglioramenti prima che possano essere implementati in una routine di un

contesto clinico. Né SO né CMC hanno portato a un migliore accordo con EMG. In futuro sarà necessario un ulteriore sviluppo nella modellazione muscolare specifica per soggetto per ridurre al minimo gli errori di stima.

4.4 EFFECT OF WALKING SPEED CHANGES ON TIBIALIS ANTERIOR EMG DURING HEALTHY GAIT FOR FES ENVELOPE DESIGN IN DROP FOOT CORRECTION

4.4.1 INTRODUZIONE

Questo studio, intitolato appunto “effect of walking speed changes on tibialis anterior emg during healthy gait for fes envelope design in drop foot correction”, 2007 sulla rivista Gait & Posture, da j electromyogr kinesiol, autori c a byrne, d t o'keeffe, a e donnelly, g m lyons, pubblicato 2007

La compromissione della normale funzione umana derivante da ictus varia a seconda dell'area cerebrale interessata e entità della lesione cerebrale. In genere, i soggetti che subiscono un ictus perdono il controllo muscolare che colpisce un lato del corpo, denominato emiplegia e la stimolazione elettrica funzionale (FES) è una dei metodi utilizzati nella riabilitazione dell'andatura per correggere il piede cadente. Con questa tecnica, un elettrodo viene posizionato sopra il nervo peroneo comune al collo del perone e un secondo elettrodo posizionato sopra il punto motore del tibiale anteriore (TA). [19]

4.4.2 METODI

Suzuki et al. nel 1999 [20] ha riportato un aumento della velocità di deambulazione da 0,54 m a 0,89 m/s dopo quattro settimane di riqualificazione dell'andatura su brevi distanze. Burrige et al. nel 1997 [21] ha riportato miglioramento della velocità di deambulazione da 0,62 m/s a 0,73 m/s dopo un periodo di riabilitazione utilizzando FES e fisioterapia.

È stato quindi proposto di registrare l'EMG dall'AT durante un'andatura sana su un intervallo di velocità di deambulazione auto-selezionato $\pm 50\%$, che in genere darebbe velocità di camminata in intervallo 0,56–1,67 m/s.

SOGGETTI

Dieci volontari maschi sani (24 anni ± 2) sono stati reclutati tra gli studenti universitari dell'Università di Limerick, i soggetti hanno un'età compresa tra 20 e 30 anni. L'EMG di superficie era registrato dal

muscolo TA e i tre i segnali erano registrati utilizzando un sistema di acquisizione dati. Arsenault ha dimostrato che la scelta della gamba è insignificante e che il profilo registrato da entrambe le gambe è quasi identico, quindi i dati sono stati registrati da una sola gamba per ciascuna soggetto.

SISTEMA DI ACQUISIZIONE DATI

Il soggetto camminava a piedi nudi su un tapis roulant con tre diversi sensori attaccati alla gamba destra. Interruttori basografici FSR sono stati utilizzati per misurare gli eventi di contatto del piede del ciclo dell'andatura, un interruttore era posizionato sul tallone e il secondo sotto l'alluce. Tutti e due gli interruttori basografici erano fissati con nastro adesivo alla pianta del piede utilizzando nastro adesivo medico per registrare il tallone e la punta del piede.

L'acquisizione dei dati è stata eseguita utilizzando un sistema di misurazione PowerLab. I due interruttori basografici e un canale analogico EMG erano registrati simultaneamente a una frequenza di campionamento di 1 kHz con risoluzione a 12 bit. Un preamplificatore EMG di superficie è stato posizionato sul muscolo tibiale anteriore della gamba del soggetto ed elettrodi circolari argento-argento di cloruro (Ag / AgCl) sono stati montati sul preamplificatore, facendo un segno sulla gamba a un terzo della distanza tra la testa del perone e la punta del malleo mediale, a indicare la posizione corretta del preamplificatore TA EMG. Un filtro passa-alto con una frequenza di taglio di 10 Hz è stato implementato sul preamplificatore per rimuovere gli artefatti da movimento a bassa frequenza dal segnale registrato.

PROTOCOLLO DI DEAMBULAZIONE

I soggetti hanno camminato per la prima volta sul tapis roulant alla velocità auto-selezionata e i dati erano registrati da tutti e tre i canali. La velocità di camminata è stata quindi modificata a intervalli del 10% della velocità auto-selezionata fino a registrazioni di un totale di 11 velocità, che vanno dal -50% auto-selezionato, all'auto-selezionato + 50%, per ogni soggetto.

La Figura 4.12 mostra una rappresentazione grafica della procedura di elaborazione del segnale e le seguenti fasi di elaborazione:

-I dati EMG di superficie sono stati prima filtrati passa banda tra 20 e 400 Hz per rimuovere la bassa frequenza di artefatti da movimento e rumore ad alta frequenza, successivamente filtrati utilizzando un filtro Butterworth di secondo ordine con una frequenza di taglio di 9 Hz per produrre una rappresentazione dell'involuppo lineare dei dati.

-I segnali basografici sono stati filtrati utilizzando un filtro passa-basso Butterworth di secondo ordine con una frequenza di taglio di 50 Hz per rimuovere eventuali piccole anomalie. Tipicamente, queste anomalie consistevano in piccoli picchi, dovuti al contatto con il tapis roulant durante l'oscillazione iniziale, che influenzavano l'accuratezza del rilevamento del contatto del piede. La Compensazione per questo ritardo veniva ottenuta portando i dati dell'interruttore a pedale indietro di 2 ms. Utilizzando i dati compensati dell'interruttore basografico, la durata di ogni falcata è stata normalizzata al 100% per consentire per i confronti tra falcata e tra soggetti.

-Per un dato soggetto, per ogni velocità, sono state calcolate le medie dell'insieme.

-Per un dato soggetto, la normalizzazione dell'ampiezza era effettuata per misurare i cambiamenti nelle medie dell'insieme a velocità diverse.

-La normalizzazione veniva ottenuta registrando i valori massimi (picco) del toe-off burst (TOB) e Heel-Strike Burst (HSB) per tutte le undici velocità e quindi i picchi TOB erano normalizzati, per velocità diverse, al picco TOB, registrato alla velocità auto-selezionata. I picchi HSB, per velocità diverse, erano normalizzati al picco HSB, registrato alla velocità auto-selezionata.

Il processo è stato ripetuto per ogni soggetto e completato ottenendo le medie e le deviazioni standard dei picchi TOB normalizzati e dei picchi HSB alle diverse velocità tra i soggetti.

-I Grafici sono stati tracciati per illustrare le differenze nel picco livelli di ampiezza al variare della velocità di deambulazione.

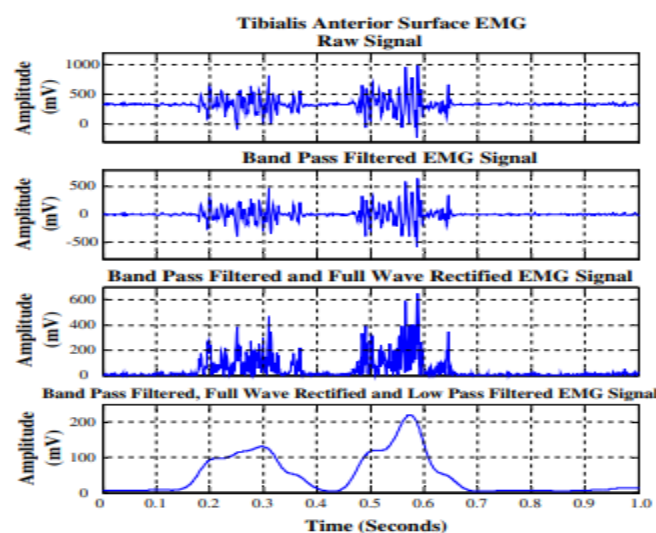


Figura 4.12: EMG di Superficie di TA

4.4.3 RISULTATI

Come affermato in precedenza tutti i soggetti hanno camminato in 11 differenti velocità di camminata. La velocità di camminata auto-selezionata è stata indicata con le lettere "ss", le velocità di camminata più lente, invece, dalla lettera " m ", per meno, con il numero adiacente che rappresenta la diminuzione percentuale della velocità auto-selezionata. Ogni camminata più veloce era indicata dalla lettera "p ", per più e i numeri adiacenti indicavano l'aumento percentuale al di sopra della velocità di marcia auto-selezionata.

I due principali "burst" di TA EMG, HSB e TOB, erano analizzati separatamente per determinare l'effetto della velocità del cammino in ogni fase di attivazione EMG, considerando che entrambi i picchi variano a ogni velocità di marcia. La figura 4.13, mostra la media e la deviazione standard dei valori normalizzati.

Per l'HSB c'è stato un aumento di ampiezza del picco EMG di superficie con l'aumento della velocità di deambulazione. Alla velocità auto-selezionata, tutti i soggetti hanno mostrato livelli di ampiezza di picco aumentati, eccetto il soggetto 6 che ha mostrato un picco di ampiezza leggermente ridotto alla velocità auto-selezionata più il dieci per cento. Le velocità e le variazioni dell'ampiezza del picco sono state normalizzate all'ampiezza del picco registrata alla velocità di marcia auto-selezionata. I risultati delle variazioni di TOB nell'ampiezza del picco differivano leggermente dai risultati dell'HSB. Dalla figura 4.13, l'ampiezza del picco del gruppo TOB cambia al variare della velocità di deambulazione. I cambiamenti di velocità di camminata sono classificati in relazione alla velocità di deambulazione auto-selezionata e le variazioni dell'ampiezza del picco sono state normalizzate all'ampiezza di picco registrata alla velocità di marcia auto-selezionata.

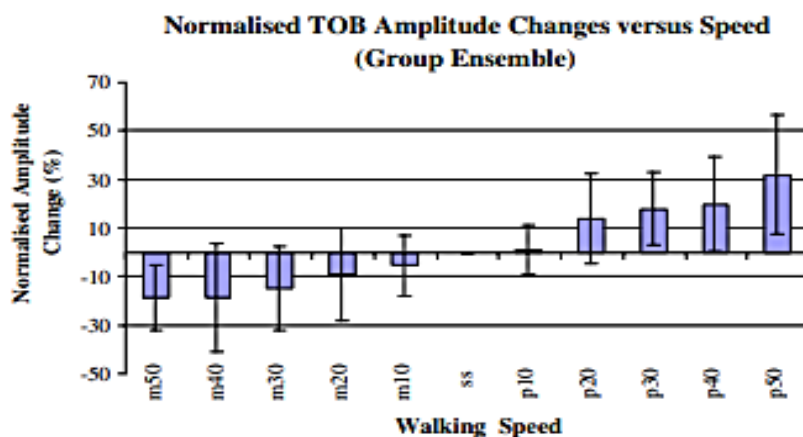


Figura 4.13: Come l'ampiezza del picco del gruppo TOB cambia al variare della velocità di deambulazione.

Per ogni soggetto, a ciascuna velocità di deambulazione, è stato calcolato un rapporto della relazione tra l'ampiezza del picco TOB, l'ampiezza del picco HSB.

DURATA DEL CICLO DEL PASSO

La Figura 4.14 mostra i cambiamenti della durata del ciclo del passo con il cambiamento della velocità di camminata, che è diminuita all'aumentare della velocità di camminata. La durata media del ciclo per la velocità di camminata più lenta era di 1,58 s, che si riduceva a 0,96 s alla massima velocità di marcia, invece, per la velocità di deambulazione auto-selezionata era di 1,12 s. In generale, i valori di deviazione standard della durata del ciclo sono diminuiti in dimensione all'aumentare della velocità di camminata.

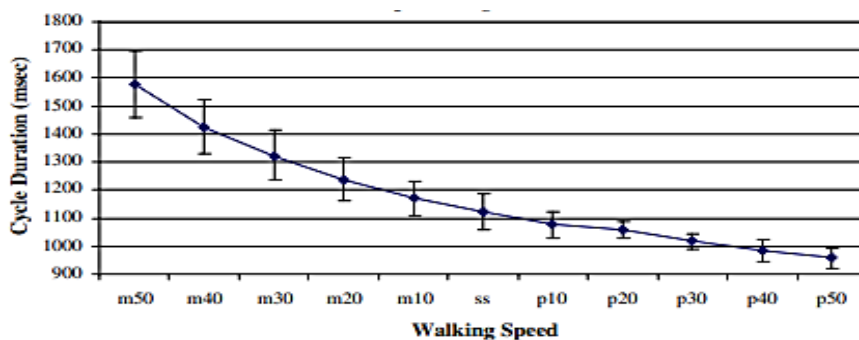


Figura 4.14: Durata del ciclo del passo

È stata calcolata la durata dei picchi HSB e TOB dalla media dell'insieme prodotta a ciascuna velocità per tutti soggetti. Nella figura 4.15 il punto di partenza TOB è stato calcolato come il punto di svolta, dove il livello di attività EMG ha iniziato ad aumentare alla fine della fase di appoggio, il punto finale della durata TOB, è stato contrassegnato come punto minimo tra TOB e HSB, ovvero la posizione dell'inter-picco (IP). Il punto della partenza della durata dell'HSB era la posizione IP e il punto finale si è verificato, dove l'attività EMG ha raggiunto la linea di base.

Dalle Figura 4.16 e 4.17 si può vedere che entrambe le durate del "burst" oscillano leggermente con velocità variabile.

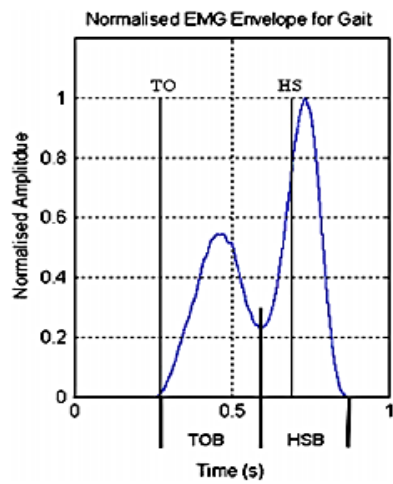


Figura 4.15: Ampiezze normalizzate di TOB e HSB

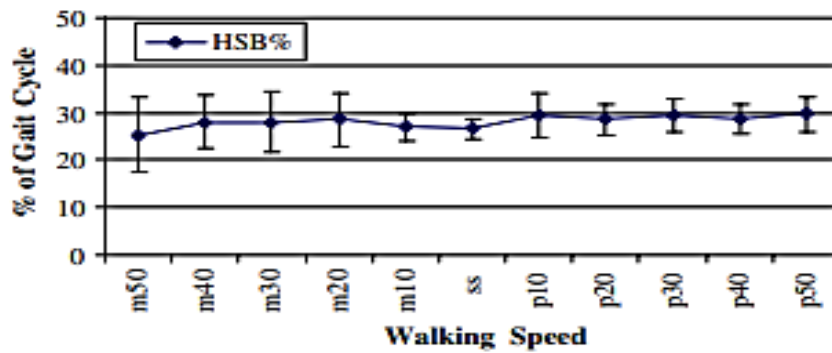


Figura 4.16: Heel Strike burst

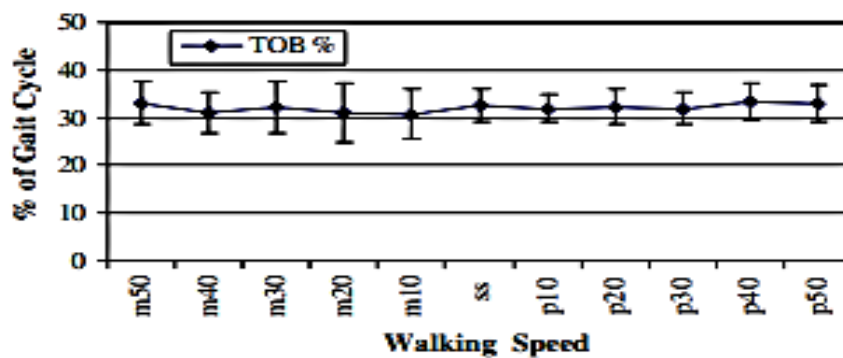


Figura 4.17: Toe off burst

DISCUSSIONE

In questo studio è stato analizzato il pattern di attivazione dell'AT in 10 soggetti sani in un'ampia gamma di velocità controllate mediante tapis roulant. Lo scopo dello studio era quello di determinare l'effetto della velocità di deambulazione su l'attivazione dell'EMG di TA per avere la giusta intensità di stimolazione adattativa per la correzione dell'emiplegico piede cadente. I risultati di questo studio mostrano che l'ampiezza del L'HSB aumenta in modo quasi lineare per tutta la gamma di camminata velocità.

La variazione dell'ampiezza del picco nella maggior parte dei casi era dovuta alla velocità di camminata che cambia. A velocità di camminata più veloci, l'arto si muove attraverso un arco di movimento maggiore in uno più breve periodo di tempo e quindi richiedono maggiori forze muscolari accelerative e decelerative.

4.4.4 CONCLUSIONE

Esiste una relazione lineare tra variazioni di velocità e ampiezza di picco per HSB durante l'andatura mentre i cambiamenti di ampiezza del picco TOB sono minori e anche non lineare.

L'intensità della stimolazione applicata per la correzione della caduta del piede emiplegico dovrebbe avere una fase di ampiezza maggiore del "toe off", con una minore fase di ampiezza del contatto iniziale quando i soggetti camminano alle velocità tipiche della deambulazione emiplegica.

Questi risultati richiedono ulteriori indagini per indagare se ci sono differenze significative con soggetti di sesso femminile e per vedere se questi risultati vengono replicati in soggetti anziani sani il cui profilo di età corrisponderebbe quello delle persone con piede cadente emiplegico.

4.5 DISCUSSIONE

Gli studi presentati verificano come il segnale EMG, acquisito da soggetti sani che camminano con una diversa frequenza di passo, si modifichi al variare della velocità di cammino.

Nel primo studio, il cui scopo è quello di presentare un set di profili EMG in un range di velocità di cammino, i profili EMG medi a diverse velocità possono essere stimati, sia mediante l'interpolazione lineare delle funzioni $f_0(p, m)$ e $f_1(p, m)$, che mi descrivono l'incremento lineare del segnale EMG per unità di incremento della velocità normalizzata dei muscoli esaminati a determinate percentuali di passo, che mediante le funzioni $F_0(p, k)$, $F_1(p, k)$, $F_2(p, k)$, che descrivono i "burst" a fasi fisse del ciclo del passo. Alla fine, risulta che il profilo EMG stimato è leggermente meno accurato rispetto

all' EMG medio misurato dai profili individuali.

Anche il terzo studio cerca di stimare l'attivazione muscolare a diverse velocità, questa volta con due modelli matematici SO (ottimizzazione statica) e CMC (controllo muscolare computerizzato), ma i due approcci di modellazione e l'EMG mostrano deviazioni molto elevate, quindi non potranno essere implementate in un contesto clinico.

Per registrare l'attivazione elettrica prodotta dai muscoli scheletrici esistono due forme predominanti di misurazione EMG, superficiale e intramuscolare.

Nel secondo studio, quindi, verranno confrontate queste due tipologie di EMG a diverse velocità di camminata, per andare a valutare come entrambi i segnali EMG varino al variare della velocità nella "stance phase" del ciclo del passo e se le differenze tra le ampiezze delle registrazioni EMG superficiali e intramuscolari siano trascurabili oppure no, per decidere quale tipologia sia più giusto usare per un determinato muscolo.

Infine, nel quarto ed ultimo studio, si valuta l'intensità della stimolazione elettrica funzionale FES, uno dei metodi utilizzati nella riabilitazione dell'andatura per correggere il piede cadente di pazienti emiplegici, analizzando i due principali "burst" dell'EMG del tibiale anteriore, HSB e TOB, per determinare l'effetto della velocità del cammino in ogni fase di attivazione EMG, considerando che entrambi i picchi variano a ogni velocità di marcia.

In tutti gli studi, anche se hanno scopi diversi, si evince che il reclutamento muscolare è fortemente influenzato dalla velocità, infatti all'aumentare della frequenza del passo i profili EMG verranno riprodotti più velocemente.

CAPITOLO 5: SVILUPPO DI UN DATABASE DI SEGNALI EMG PER LA VALUTAZIONE DELL'EFFETTO DELLA VELOCITA' SUL CAMMINO

Lo scopo principale di questa tesi è sviluppare un database di segnali EMG acquisiti in soggetti adulti sani durante il cammino a diverse velocità e valutare come il segnale EMG cambi al variare della velocità, al fine di fornire un riferimento sperimentali per eventuali studi futuri sull'effetto della velocità sul reclutamento muscolare durante il cammino.

5.1 SOGGETTI

I segnali EMG sono stati acquisiti durante una serie di trial sperimentali presso il Laboratorio di analisi del Movimento del dipartimento di Ingegneria dell'Informazione-Università Politecnica delle Marche, dal 2012 a oggi. Ventuno soggetti sani di età compresa tra i 20 e i 30 anni sono stati reclutati per le acquisizioni. I soggetti non presentano patologie neurologiche e ortopediche, dolori cronici, piede piatto e andatura anormali. Ai soggetti, scelti il più omogeneamente possibile per quello che riguarda l'età, l'altezza e il peso, è stato registrato il segnale EMG di cinque muscoli di entrambi gli arti inferiori durante il cammino a piedi nudi su pavimento (ground), o su tapis roulant (treadmill) per 5 minuti a diverse velocità auto-selezionate o scelte dall'operatore in un range di velocità che va da 1 km/h a 6 km/h.

5.2 ACQUISIZIONE DEI SEGNALI

I segnali, acquisiti con frequenza di campionamento di 2000 Hz ed elaborati dal sistema di registrazione multicanale Step32, Medical Technology, sono stati rilevati da elettrodi superficiali Ag / Ag-Cl (produttore: Medical Technology, distanza interelettrodica minima: 12 mm, guadagno: 1000, filtro passa-alto: 10 Hz, impedenza di ingresso > 1,5 G, CMRR > 126 dB, rumore di riferimento in ingresso $\leq 200 \mu V_{rms}$) applicati, seguendo le raccomandazioni SENIAM[17] per la posizione degli elettrodi e l'orientamento sul muscolo rispetto ai tendini, su cinque dei muscoli in entrambi gli arti inferiori: GM (Gastrocnemio mediale) o GL (Gastrocnemio Laterale), TA (Tibiale Anteriore), RF (Retto Femorale), MH (Hamstring Mediale), VL (Vasto Laterale) o VM (Vasto Mediale).

I segnali EMG sono stati ulteriormente amplificati e filtrati con filtro passa-basso (450 Hz) dal sistema di registrazione ed è stato essere scelto un guadagno complessivo, compreso tra 1000 e 50.000, per soddisfare le esigenze del muscolo specifico osservato.

Prima di posizionare gli elettrodi, la pelle deve essere rasata, pulita con pasta abrasiva e bagnata con un panno inumidito e, successivamente, per assicurare il corretto contatto elettrodo-pelle gli elettrodi vengono rivestiti con gel altamente conduttivo.

Ogni soggetto è stato dotato di tre interruttori basografici, posizionati sotto il tallone e sotto il primo e quinto metatarso di ciascun piede, che rilevano il contatto del piede a terra, e di elettro-goniometri del ginocchio (accuratezza: 0,5°) fissati al lato laterale di ciascun arto inferiore per misurare gli angoli dell'articolazione del ginocchio nel piano sagittale.

Durante l'acquisizione si sospettava un cross-talk quando due muscoli nella stessa sezione degli arti mostravano un'attività simultanea con una modulazione di ampiezza simile, ad esempio il cross-talk dell'attività di VL nell' RF durante la risposta al carico. Inoltre, poiché l'attività dei segnali EMG dal peroneo lungo non è stata acquisita, veniva considerata la possibilità che il cross-talk tra TA e peroneo lungo potesse influenzare l'analisi. Così, come suggerito, il test è stato ripetuto con posizioni degli elettrodi leggermente diverse su TA.

5.3 COMPILAZIONE DATABASE

I dati acquisiti nel laboratorio dell'Ingegneria dell'Informazione durante la registrazione del segnale EMG a diverse velocità di cammino, per essere più facilmente analizzati e confrontati, sono stati ordinati in un database creato con Microsoft Excel.

Il database presenta tre differenti fogli Excel, denominati Tabella, Protocollo, Differenze.

Il foglio Tabella è organizzato in 14 campi. I primi cinque elencano i dati personali di ogni soggetto ai quali è stato registrato il segnale EMG, che sono:

- nome,
- cognome,
- età
- peso
- altezza

NOME	COGNOME	ETA'	PESO (kg)	ALTEZZA
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65

Figura 5.1: campi “nome”, “cognome”, “età”, “peso”, “altezza”

I campi successivi saranno:

- data, cioè la data in cui avviene l’acquisizione

DATA
30/01/2012
30/01/2012
30/01/2012
30/01/2012
30/01/2012
30/01/2012
28/03/2012
28/03/2012
28/03/2012

Figura 5.2: campo “data”

- velocità, dove sono elencate le diverse velocità di cammino di ogni soggetto a cui è stato registrato il segnale EMG. Il range delle velocità andrà da 1 m/s a 5,5 m/s e alcune velocità saranno auto-selezionate da ogni soggetto

VELOCITA'(km/h)
2.8
4.5
2.8
4.5
2.8
4.5
2.8
4.5
2.8
4.5

Figura 5.3: campo “velocità”

- numero file, quanti file abbiamo per ogni soggetto

NR FILE
1
2
3
4
5
6
1
2

Figura 5.4: campo "nr file"

- nome file, il nome dei diversi file, con estensione (.sig), di tutte acquisizione di ogni soggetto a diverse velocità di cammino su treadmill o su ground.

NOME FILE(.sig)
sogg1_Ground_2.8
sogg1_Ground_4.5
sogg1_Tread_2.8
sogg1_Tread_4.5
sogg1_Tread_2.8_set
sogg1_Tread_4.5_set
sogge1_ground_2.8
sogg1_ground_4.5
sogg1_tread_2.8
sogg1_tread_4.5

Figura 5.5: campo "nome file"

- numero canali, numero di canali di acquisizione utilizzati per ogni soggetto

NR CANALI
14
14
14
14
14
14
14
14
14

Figura 5.6: campo "nr canali"

- segue protocollo, se il soggetto segue il protocollo inserirò si, altrimenti no.

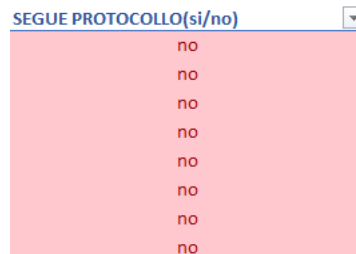


Figura 5.7: campo "segue protocollo"

- apri differenze o protocollo, nel caso in cui il soggetto segua il protocollo attraverso la funzione Excel, si creerà un collegamento ipertestuale al foglio Protocollo, nel caso contrario, si creerà un collegamento ipertestuale al foglio Differenze, che mi porterà alla riga corrispondente al soggetto nel foglio Differenze.



Figura 5.8: campo "apri differenze o protocollo"

- numero campioni, che sono elencati per tutte acquisizione di ogni soggetto e che viene ricavato attraverso il codice MATLAB (Read_STEP32_sig)

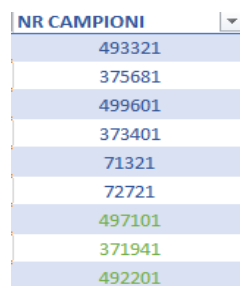


Figura 5.9: campo "nr campioni"

- durata, che si ricava dividendo il numero di campioni per la frequenza di campionamento di 2000 Hz, diviso 60. Il range della durata del cammino dei diversi soggetti va da 0,5 a 12 minuti.

DURATA (min)
4,111008333
3,130675
4,163341667
3,111675
0,594341667
0,606008333
4,142508333
3,099508333
4,101675

Figura 5.10: campo "durata"

Dato che per ogni studente vengono registrati più segnali EMG a diverse velocità, per differenziare i vari soggetti sono stati usati colori differenti e passando con il cursore sul nome dello studente comparirà una nota dove saranno elencati i dati mancanti, la velocità e dove è stata svolta l'acquisizione, su ground o treadmill.

DATABASE DI SEGNALI EMG PER LA VALOTAZIONE DELL'EFFETTO DELLA VELOCITA' SUL CAMMINO

TABELLA

NOME	COGNOME	ETA	PESO (kg)	ALTEZZA(m)	DATA	VELOCITA'(km/h)	NR FILE	NOME FILE(.sig)	NR CANALI	SEGUE PROTOCOLLO(si/no)	APRI DIFFERENZE O PROTOCOLLO	NR CAMPIONI	DURATA (min)
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,50	1,68	30/01/12	2.8	1	sogg1_Ground_2.8	14	no	apridifferenze	493321	4,111008333
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,50	1,68	30/01/2012	4.5	2	sogg1_Ground_4.5	14	no	apridifferenze	375681	3,130675
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,50	1,68	30/01/2012	2.8	3	sogg1_Tread_2.8	14	no	apridifferenze	499601	4,163341667
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,50	1,68	30/01/2012	4.5	4	sogg1_Tread_4.5	14	no	apridifferenze	373401	3,111675
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,50	1,68	30/01/2012	2.8	5	sogg1_Tread_2.8_set	14	no	apridifferenze	71321	0,594341667
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,50	1,68	30/01/2012	4.5	6	sogg1_Tread_4.5_set	14	no	apridifferenze	72721	0,606008333
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	2.8	1	sogg2_ground_2,8km	14	no	apridifferenze	491921	4,099341667
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	4.5	2	sogg2_ground_4,5km	14	no	apridifferenze	372681	3,105675
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	/	3	sogg2_ground_selfselectedspeed	14	no	apridifferenze	490401	4,086675
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	2.8	4	sogg2_tread_2,8_km	14	no	apridifferenze	491461	4,095508333
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	4.5	5	sogg2_tread_4,5_km	14	no	apridifferenze	373741	3,114508333
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	2.8	6	sogg2_tread_2,8_set	14	no	apridifferenze	71321	0,594341667
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,20	1,65	14/03/2012	4.5	7	sogg2_tread_4,5_set	14	no	apridifferenze	73281	0,610675
n_soggetto3	c_soggetto3	21	64,3	1,75	28/09/2011	/	1	sogg3_ground	14	no	apridifferenze	625321	5,211008333
n_soggetto3	c_soggetto3	21	64,3	1,75	28/09/2011	/	2	sogg3_set	14	no	apridifferenze	208581	1,738175
n_soggetto3	c_soggetto3	21	64,3	1,75	28/09/2011	2	3	sogg3_trade2km	14	no	apridifferenze	635841	5,298675
n_soggetto3	c_soggetto3	21	64,3	1,75	28/09/2011	3	4	sogg3_trade3km	14	no	apridifferenze	615661	5,130508333
n_soggetto3	c_soggetto3	21	64,3	1,75	28/09/2011	4	5	sogg3_trade4km	14	no	apridifferenze	607141	5,059508333

n_soggetto3	c_soggetto3	21	64,3	1,75	28/09/2011	5.5	6	sogge3_trade5.5km	14	no	<u>apridifferenze</u>	611181	5,093175
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	2	1	sogg4_ground_2km	14	no	<u>apridifferenze</u>	133901	1,115841667
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	4	2	sogg4_ground_4km	14	no	<u>apridifferenze</u>	131781	1,098175
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	/	3	sogg4_ground_Self_selected	14	no	<u>apridifferenze</u>	494101	4,117508333
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	2	4	sogg4_tread_2km	14	no	<u>apridifferenze</u>	95101	0,792508333
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	4	5	sogg4_tread_4km	14	no	<u>apridifferenze</u>	109581	0,913175
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	5.5	6	sogg4_tread_5.5km	14	no	<u>apridifferenze</u>	202761	1,689675
n_soggetto4	c_soggetto4	24	75,1	1,81	23/11/2011	5.5	7	sogg4_tread_5.5km_bis	14	no	<u>apridifferenze</u>	296881	2,474008333
n_soggetto5	c_soggetto5	22	67,8	1,73	14/12/2011	2.8	1	sogg5_ground_2,8km	14	no	<u>apridifferenze</u>	493041	4,108675
n_soggetto5	c_soggetto5	22	67,8	1,73	14/12/2011	4.5	2	sogg5_ground_4,5km	14	no	<u>apridifferenze</u>	372681	3,105675
n_soggetto5	c_soggetto5	22	67,8	1,73	14/12/2011	2.8	3	sogg5_tread_2,8km	14	no	<u>apridifferenze</u>	492801	4,106675
n_soggetto5	c_soggetto5	22	67,8	1,73	14/12/2011	4.5	4	sogg5_tread_4,5km	14	no	<u>apridifferenze</u>	373081	3,109008333

Tabella 5.1: Foglio Excel "Tabella"

Nel foglio Protocollo è presente l'informazione che riguarda la frequenza di campionamento a cui si segnali sono stati acquisiti che sarà 2000Hz e inoltre sono elencati i 14 canali di acquisizione e quale dovrebbe essere la loro posizione anatomica standard. I primi 7 canali riguardano la gamba sinistra, gli altri la gamba destra.

PROTOCOLLO
FREQUENZA DI CAMPIONAMENTO 2000 HZ

CHANNEL	POSIZIONE ANATOMICA
0	Foot_L (Basografico)
1	Gonio_Kne_L/ Gonio_Hip_L (Elettrogoniometro)
2	Emg_TA_L (Tibiale Anteriore)
3	Emg_MGS_L/MGS_L (Gastrocnemio Laterale/Mediale)
4	Emg_RF_L (Retto Femorale)
5	Emg_MH_L (Hamstring mediale)
6	Emg_VL_L/ VM_L (Vasto Laterale/ Mediale)
7	Foot_R (Basografico)
8	Gonio_Kne_R/ Gonio_Hip_R (Elettrogoniometro)
9	Emg_TA_R (Tibiale Anteriore)
10	Emg_MGS_R/MGS_R (Gastrocnemio Laterale/Mediale)
11	Emg_RF_R (Retto Femorale)
12	Emg_MH_R (Hamstring mediale)
13	Emg_VL_R/ VM_R (Vasto Laterale/Mediale)

Tabella 5.2: Foglio Excel "Protocollo"

Nel foglio differenze per prima cosa sono elencati i nomi, cognomi e il nome del file dei soggetti le cui acquisizioni non seguono il protocollo e le colonne successive riportano i diversi canali di acquisizione in cui vengono elencate le posizioni anatomiche corrispondenti a ogni canale.

Nel caso in cui il soggetto abbia dei canali a cui corrispondono posizioni anatomiche diverse o aggiuntive la casella sarà di colore rosso, nel caso contrario, in cui il soggetto segue il protocollo, la casella sarà di colore verde.

Con il simbolo (/) sono indicati quei canali che vengono saltati durante l'acquisizione del segnale.

n_soggetto4	c_soggetto4	sogg4_tread_2km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto4	c_soggetto4	sogg4_tread_4km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto4	c_soggetto4	sogg4_tread_5.5km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto4	c_soggetto4	sogg4_tread_5.5km_b is	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto5	c_soggetto5	sogg5_ground_2,8km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto5	c_soggetto5	sogg5_ground_4,5km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto5	c_soggetto5	sogg5_tread_2,8km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R
n_soggetto5	c_soggetto5	sogg5_tread_4,5km	FOOT_L	EMG_TA_L	EMG_LGS_L	EMG_RF_L	EMG_MH_L	EMG_VL_L	/	/	FOOT_R	GONIO_HIP_R	GONIO_KNE_R	EMG_TA_R	EMG_LGS_R	EMG_RF_R	EMG_MH_R	EMG_VL_R

Tabella 5.3: Foglio Excel “Differenze”

5.4 CONCLUSIONI

Grazie al database l'operatore avrà elencati in maniera compatta e organizzata tutti i dati delle diverse acquisizioni per ogni studente.

Il Database riporta più segnali di ogni soggetto a diverse velocità di cammino specificando dove avviene la registrazione, treadmill o ground. Come è possibile notare dalla figura 5.11, che è un estratto del database, per entrambi i soggetti presi in considerazione sono elencate più acquisizioni.

NOME	COGNOME	ETA'	PESO (kg)	ALTEZZA	DATA	VELOCITA'(km/h)	NR FILE	NOME FILE(.sig)
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68	30/01/2012	2.8	1	sogg1_Ground_2.8
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68	30/01/2012	4.5	2	sogg1_Ground_4.5
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68	30/01/2012	2.8	3	sogg1_Tread_2.8
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68	30/01/2012	4.5	4	sogg1_Tread_4.5
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68	30/01/2012	2.8	5	sogg1_Tread_2.8_set
n_soggetto1	c_soggetto1	24	61,5	1,68	30/01/2012	4.5	6	sogg1_Tread_4.5_set
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65	28/03/2012	2.8	1	sogge1_ground_2.8
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65	28/03/2012	4.5	2	sogg1_ground_4.5
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65	28/03/2012	2.8	3	sogg1_tread_2.8
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65	28/03/2012	4.5	4	sogg1_tread_4.5
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65	28/03/2012	2.8	5	sogg1_tread_2.8_set
n_soggetto2	c_soggetto2	23	56,2	1,65	28/03/2012	4.5	6	sogg1_tread_4.5_set

Figura 5.11: Estratto del foglio Excel "Tabella"

Nel campo velocità potremo andare a controllare le diverse velocità di camminata sia nel caso in cui i soggetti camminino su ground o su treadmill, informazione che possiamo ricavare o attraverso le note oppure grazie il nome del file. Quindi nella colonna nome file, i nomi dei file saranno elencati in modo da dividere tra di loro i segnali registrati su ground da quelli registrati su treadmill, figura 5.12.

VELOCITA'(km/h)	NR FILE	NOME FILE(.sig)
2.8	1	sogg1_Ground_2.8
4.5	2	sogg1_Ground_4.5
2.8	3	sogg1_Tread_2.8
4.5	4	sogg1_Tread_4.5
2.8	5	sogg1_Tread_2.8_set
4.5	6	sogg1_Tread_4.5_set
2.8	1	sogge1_ground_2.8
4.5	2	sogg1_ground_4.5
2.8	3	sogg1_tread_2.8
4.5	4	sogg1_tread_4.5
2.8	5	sogg1_tread_2.8_set
4.5	6	sogg1_tread_4.5_set

Figura 5.12: Nome file e velocità corrispondente

Tali segnali potranno essere utili per studi futuri, ad esempio, chi usa il database potrà verificare come i segnali EMG varino al variare della velocità durante il cammino o su ground o su treadmill, in modo da indagare su come cambi l'attivazione muscolare su uno stesso soggetto o su soggetti differenti. L'operatore potrà, inoltre, valutare come il segnale EMG medio dei diversi soggetti, calcolati a una stessa velocità, varino al variare della velocità. Le velocità a cui i soggetti cammineranno saranno auto-selezionate o scelte dall'operatore in un range che va da 1 km/h a 6km/h, le velocità più frequenti saranno 4,5 km/h e 2,8km/h. Alcuni soggetti sono stati fatti camminare a velocità molto basse, come ad esempio 1 km/h, per riprodurre, su treadmill, una camminata di un soggetto anziano.

Grazie al Foglio Tabella l'operatore potrà estrapolare velocemente i dati che interessano per un eventuale studio. Ad esempio, cliccando sulla freccetta vicino in nome del campo, le acquisizioni nel database potranno essere filtrate a determinate condizioni.

Ad esempio, per quanto riguarda la velocità, potranno essere cercate nella barra "cerca" le acquisizioni a una velocità di interesse, nel caso invece si vogliono estrapolare dalla raccolta dati più acquisizioni a determinate velocità, quest'ultime verranno selezionate. Infine, le acquisizioni potranno essere elencate anche dalla velocità minore a quella maggiore o viceversa, figura 5.13.

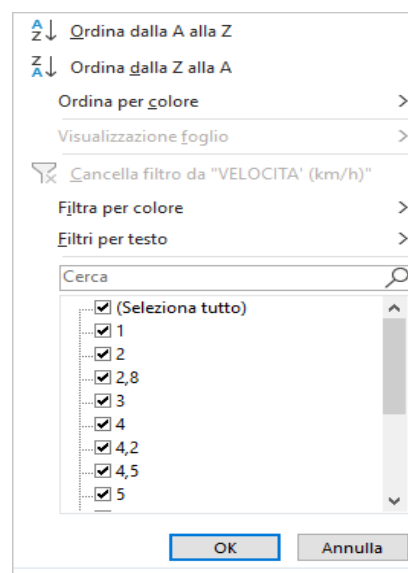


Figura 5.13: Come filtrare le acquisizioni

Questa tipologia di filtraggio può essere applicata a tutti i campi del database.

Un altro campo molto importante sarà la durata dell'acquisizione, che varia in un range che va da 0.5 a 12 minuti. Le acquisizioni di durata più lunga sono quelle che riguardano i segnali EMG durante fatica muscolare.

I segnali che saranno rilevati saranno quelli basografici, goniometrici ed elettromiografici, su entrambi gli arti inferiori. Dal foglio protocollo emerge che due dei quattordici canali, 0 (piede sinistro) e 7 (piede destro), rileveranno il segnale basografico di entrambi i piedi. Come è possibile rilevare Tabella 5.1, nessuno delle acquisizioni degli studenti seguirà il protocollo, infatti il canale del segnale basografico del piede sinistro sarà sempre l'ottavo, ciò può essere visto nella tabella Differenze, Tabella 5.3. Il segnale basografico, mediante interruttori basografici (on/off) posti sotto il piede, individuerà le durate medie delle fasi del ciclo del passo. Essendo il cammino un fenomeno ciclico, occorrerà definire un riferimento convenzionale di inizio del ciclo che generalmente si identifica nell'istante di contatto del tallone con il suolo, pertanto il ciclo sarà definito come l'intervallo tra due successivi contatti tallone-suolo dello stesso piede. Le fasi individuate saranno il contatto del tallone (heel strike), il contatto del piede piatto (foot contact), la fase di spinta (heel rise) e di oscillazione (swing), del singolo e del doppio supporto per entrambi i lati destro e sinistro. Il primo passo sarà quello di identificare i diversi cicli basografici e questa prima elaborazione, chiamata segmentazione della camminata, viene effettuata in modo indipendente dall'operatore e consente il riconoscimento automatico dei passi simili e del ciclo basografico più ripetitivo all'interno della camminata registrata. Il segnale basografico, quindi, evidenzierà i parametri spazio-temporali utili a segmentare il segnale in passi.

Un ulteriore segnale che sarà rilevato su entrambi gli arti inferiori è il segnale goniometrico, che rende possibile la rilevazione diretta delle misure angolari, cioè gli spostamenti reciproci di due segmenti corporei in corrispondenza di un'articolazione. I goniometri sono stati applicati al ginocchio e all'anca. Il segnale elettrogoniometrico del ginocchio fornisce un'informazione cinematica fondamentale del cammino, cioè l'angolo di articolazione di flessione ed estensione del ginocchio nel piano sagittale. I canali 1 (arto inferiore sinistro) e 9 (arto inferiore destro), dovrebbero acquisire i segnali goniometrici, ma nessuno degli studenti segue il protocollo. In alcuni casi il segnale elettrogoniometrico di uno dei due arti inferiori non vengono rilevati, altre volte ben due canali sono destinati alla rilevazione del segnale del goniometro sia del ginocchio che dell'anca, per uno o per entrambi gli arti inferiori.

Attraverso il segnale elettromiografico, verrà rilevata l'attivazione elettrica durante il cammino, dei muscoli presi in considerazione. Nel protocollo, i canali dedicati all'acquisizione del segnale elettromiografico sono cinque per ogni arto inferiore.

Come è possibile notare nel foglio Differenze, i canali di acquisizione sono diversi rispetto al Protocollo e dato che le acquisizioni dei diversi studenti provengono da studi differenti, i muscoli analizzati saranno molto diversi tra i vari soggetti. Alcuni muscoli, come il Tibiale Anteriore (TA) e il Gastrocnemio (GM) sono sempre presenti in ogni acquisizione e questo permetterà di fare studi completi sui 21 soggetti per i muscoli di flessione plantare, e dorsale della caviglia.

Nelle acquisizioni elencate nel database possiamo notare che nessun soggetto seguirà il protocollo e attraverso il link "apridifferenze" si creerà un collegamento ipertestuale al foglio differenze nella riga corrispondente all'acquisizione del soggetto preso in considerazione.

Tutte le registrazioni del segnale EMG, quindi, si differenziano per quello che riguarda numero di canali e/o posizione anatomica dei canali, e/o posizioni anatomiche aggiuntive.

Nel foglio Differenze, Tabella 5.3, nello stesso modo del foglio tabella, Tabella 5.2, l'operatore, potrà estrarre le differenziazioni dal protocollo per ogni soggetto e confrontare le differenze tra le varie acquisizioni di ogni studente.

Per concludere, grazie a questo database, organizzato in soli tre fogli di Microsoft Excel, l'operatore avrà organizzate in maniera compatta tutte le informazioni riguardanti il segnale, quindi chi userà il database sarà facilitato nell'estrapolazione dei segnali EMG di interesse che potranno essere usati in studi futuri.

CAPITOLO 6: CONCLUSIONI

Dalla letteratura si evince che l'attività EMG, registrata su pazienti sani durante il cammino a diverse velocità è fortemente dipendente dalla velocità, infatti a una frequenza di passo più alta i profili EMG medi vengono riprodotti più velocemente.

Data la quantità dei segnali EMG registrati è una molto utile avere a disposizione un Database che organizzi le diverse acquisizioni in modo sistematico.

Al fini della pratica clinica, studiare il cammino di pazienti sani a diverse velocità permette di individuare le situazioni di normalità che attraverso il confronto con altri segnali EMG saranno di riferimento per valutare eventuali condizioni patologiche. Per facilitare il confronto e l'estrazione delle varie acquisizioni a diverse velocità di marcia, sarà necessario, per l'operatore, disporre di un database grazie al quale avrà elencati in maniera compatta e organizzata tutti i dati delle diverse registrazioni EMG di un soggetto. Per essere funzionale il database dovrà contenere un numero elevato di prove a diverse velocità, che sono state eseguite sullo stesso o più soggetti e grazie a queste informazioni sarà possibile valutare come i segnali EMG varino al variare della velocità durante il cammino o su ground o su treadmill, in modo da indagare su come cambi l'attivazione muscolare.

Inoltre, per essere usato in modo semplice e veloce, il database dovrà essere ordinato in modo tale che il recupero delle informazioni essenziali sulla casistica e sulle prove effettuate sia semplice e funzionale.

Per concludere, avere a disposizione un database bene organizzato, permette di poter usufruire in maniera semplice e veloce delle registrazioni EMG, che potranno essere usati in studi futuri.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. Perry, *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*, Slack Inc., USA, 1992.
- [2] DA. Winter, *The biomechanics and motor control of human gait*, second ed. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press, 1991.
- [3] Y. Blanc, C. Balmer, T. Landis, F. Vingerhoets, Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: normative data for healthy adults, *Gait Posture*, 1999 Oct, 10(2), 97-108.
- [4] DH. Sutherland, The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics, *Gait Posture*, 2002 Oct, 16(2), 159-79.
- [5] DH. Sutherland, The evolution of clinical gait analysis part III--kinetics and energy assessment, *Gait Posture*, 2005 Jun, 21(4), 447-61.
- [6] R.F. Donato, G. Ambrosi, *Anatomia dell'uomo seconda edizione*, 2010, 68-85.
- [7] A. Ciulli, *La valutazione della funzione cammino, introduzione della gait analysis e fondamenti di cinesiologia del movimento*, 2017.
- [8] J.R. Gage, *Gait Analysis in Cerebral Palsy*, 1991.
- [9] L. Galvani, *De viribus electricitatis in motu musculari Commentarius De Bononiensi Scientiarum et Artium Instituto atque Academia Commentarii* 7, 1791, 363-418.
- [10] E.D. Adrian, The electrical reactions of muscles before and after nerve injury, *Brain Dev*, 1916, 39, 1-33.
- [11] D. Denny-Brown, Interpretation of the electromyogram. *Arch Neurol Psychiatry*, 1949, 61, 99-128.
- [12] P. Konrad, «The abc of emg», *Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr.*, vol. 1, 2005.
- [13] B. Freriks, H.J. Hermens, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10 (5), 2000, 361-374.
- [14] A.L. Hof, H. Elzinga, W. Grimmius e J.P.K. Halbertsma, Speed dependence of averaged EMG profiles in walking, *Gait Posture*, 2002 Aug, 16(1), 78-86.
- [15] A. Péter, E. Andersson, A. Hegyi, T. Finni, O. Tarassova, N. Cronin, H. Grundström, A. Arndt, Comparing Surface and Fine-Wire Electromyography Activity of Lower Leg Muscles at Different Walking Speeds, *Front Physiol*, 2019 Oct 10;10:
- [16] B. Freriks, H. Hermens, C. Disselhorst-Klug, G. Rau, The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. In: Hermens H, editor. *European*

recommendations for surface electromyography. Enschede: Roessingh Research and Development, 1999.

[17] U. Trinler, F. Leboeuf, K. Hollands, R. Jones, R. Baker, Estimation of muscle activation during different walking speeds with two mathematical approaches compared to surface EMG, *Gait Posture*, 2018, 64, 266-273

[18] CA. Byrne, DT. O'Keeffe, AE. Donnelly, GM. Lyons, Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction, *J Electromyogr Kinesiol*, 2007, 17, 605-16.

[19] F.R. Edwards, G.D. Hirst, H. Suzuki, Unitary nature of regenerative potentials recorded from circular smooth muscle of guinea-pig antrum, *J Physiol*, 1999, 19 Pt 1, 235-50

[20] J.H. Burridge, P.N. Taylor, S.A. Hagan, D.E. Wood, I.D. Swain, The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking: a randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients, *Clin Rehabil*, 1997, 11, 201-10.

SITOGRAFIA

[S1] Elettromiografia, l'esame funzionale di muscoli e nervi di Silvia Stabellini

www.nurse24.it/studenti/indagini-diagnostiche/elettromiografia-esame-funzionale-muscoli-nervi.html

[S2] Il tessuto muscolare scheletrico: cos'è e come funziona

www.youcoach.it/it/articolo/il-tessuto-muscolare-scheletrico-cosè-e-come-funziona

[S3] La contrazione muscolare

sites.google.com/site/lacontrazionemuscolare/home/componenti-e-struttura-muscolare/reticolo-sarcoplasmatico

[S4] Miofibrille e sarcomero

www.my-personaltrainer.it/fisiologia/miofibrille-sarcomero.html

[S5] Contrazione muscolare di Riccardo Monzoni

www.espertiformatorisportivi.it/2019/07/01/contrazione-muscolare-muscolo-scheletrico/

[S6] Le neuroscienze: dal cervello al neurone

www.isc.cnr.it/public-outreach/divulgazione/neuroscienze/

[S7] La straordinaria sinergia di neuroni e fibre

www.fitnessway.it/sinergia-neuroni-fibre-muscolari/

[S8] Pompa sodio potassio, cos'è e a cosa serve

www.prezzisalute.com/Alimenti-Cucina/Pompa-Sodio-Potassio.html

[S9] Potenziale d'azione

www.osteolab.net/potenziale-dazione/

[S10] Arto Inferiore

www.pinterest.at/pin/836754805751521685/

[S11] Elettromiografia

guarinodaniele99.altervista.org/index.php/mano-bionica/l-elettromiografia

