



**Politecnico
di Torino**

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

A.a. 2021/2022

Sessione di Laurea 2022

TESI MAGISTRALE

**La distribuzione di ampiezza del segnale EMG degli
sprinter a differenti velocità si può considerare omogenea
su tutto il muscolo oppure ha un'attività localizzata?**

Relatori:

Taian Martins Vieira

Andrea Cereatti

Candidato:

Riccardo Nicola

Sommario

Indice delle figure.....	2
ABSTRACT	6
INTRODUZIONE	7
STATO DELL'ARTE	10
Atletica leggera	10
Il ciclo della corsa.....	12
Infortuni nell'atletica leggera	14
Tapis roulant Vs pista di atletica	15
Parametri a differenti velocità	16
Anatomia	19
Muscolo e contrazione muscolare	22
Introduzione elettromiografia.....	25
Segnale EMG	27
Modalità di prelievo	29
Elettromiografia in dinamica.....	31
Posizionamento e EMG ad alta densità di elettrodi.....	32
MATERIALI E METODI	34
Soggetti:	34
Protocollo sperimentale:.....	35
Strumentazione e preparazione:	39
Segnale EMG	39
Segnale inerziale	42
Sincronizzazione	43
Processing del segnale:.....	43
Statistica	46
RISULTATI	48
Effetto della velocità di corsa sulla distribuzione dell'ampiezza EMG.....	54
DISCUSSIONE e CONCLUSIONI	58
L'eccitazione muscolare varia in funzione della velocità di corsa.....	59
Variazioni regionali dell'eccitazione muscolare con la velocità di corsa	60
Limitazioni e sviluppi futuri.....	61
BIBLIOGRAFIA.....	64
Allegato A	68

Indice delle figure

Figura 1 Pista di atletica dove si sono svolte le prove di questo studio, Stadio Primo Nebiolo, Torino	10
Figura 2 Schematizzazione delle fasi della corsa: partenza, accelerazione, massima velocità e decelerazione.....	12
Figura 3 schema delle fasi del ciclo del passo nella corsa definito da due contatti con il terreno consecutivi con lo stesso piede. Si suddividono in fase di volo e fase di appoggio che a loro volta si possono suddividere rispettivamente in recupero dell'arto, pre-attivazione, frenata e propulsione.	13
Figura 4 differenze tra corsa su un tapis roulant (linea tratto punto) e una corsa su pista di atletica (linea continua). Tratto da An analysis of overground and treadmill sprinting (Barry A, Frishberg 1983).	16
Figura 5 rappresentazione dei parametri dei tempi del ciclo, dello stance, di contatto e di swing al crescere della velocità, tratto da Mero, A., Komi, P. v, & Gregor, R. J. (1992).....	17
Figura 6 specifica degli angoli di anca, ginocchio e caviglia Errore. Il segnalibro non è definito.	
Figura 7 muscoli posteriori della coscia con focus sul bicipite femorale con le inserzioni sulla tuberosità ischiatica e sulla testa della fibula	19
Figura 8 anatomia del bicipite con i punti in cui sono stati studiati i parametri della pennazione nello studio	20
Figura 9 muscolo gastrocnemio, tratto da my personal trainer	21
Figura 10 schematizzazione della struttura del muscolo tratto da: il sistema muscolare salesianibra.it..... Errore. Il segnalibro non è definito.	

Figura 11 rappresentazione schematica di due motoneuroni tratto da slide del corso di riabilitazione, professor Gazzoni.....	Errore. Il segnalibro non è definito.
Figura 12 potenziale d'azione tratto da Wikipedia	24
Figura 13 Esempio di prelievo differenziale con una schiera di 16 elettrodi con simulazione di una unità motoria (a sinistra) ed un esempio di segnale elettromiografico in cui si vede la propagazione lungo le fibre con la forma a “V” (a destra). Tratto da Barbero M., Merletti R., Rainoldi A. (2012) Generation, Propagation, and Extinction of Single-Fiber and Motor Unit Action Potentials. In: Atlas of Muscle Innervation Zones. Springer, Milano. https://doi.org/10.1007/978-88-470-2463-2_3	26
Figura 14: schema a blocchi della catena di prelievo e amplificazione del segnale EMG.	27
Figura 15: modello completo dell'interfaccia elettrodo-cute.....	29
Figura 16 Configurazione di acquisizione monopolare	30
Figura 17 sistema di acquisizione bipolare a sinistra e una matrice di elettrodi a destra. Errore. Il segnalibro non è definito.	
Figura 18 rappresentazione dei segnali subito dopo l'acquisizione in cui il 33-esimo canale rappresenta il trigger, il tracciato rappresenta una camminata iniziale, la prova di corsa di 80 metri e poi il ritorno camminando prima del secondo stimolo di trigger.....	37
Figura 19 posizionamento delle matrici di elettrodi e dei due amplificatori su gastrocnemio e bicipite femorale di un soggetto dello studio	38
Figura 20 posizionamento delle matrici su un soggetto	41
Figura 21 sistema INDIP costituito da una soletta con 16 sensori di pressione, protetta con una soletta di tessuto più morbido e sensore inerziale, pannello A; lo stesso sistema posizionato	

all'interno delle scarpe chiodate di un soggetto prima della prova di corsa, pannello B. **Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 22 in alto un segnale di pressione di un sensore solo con la definizione degli istanti iniziali e finali; in basso: un segnale di pressione normalizzato dei 16 sensori di pressione delle solette durante una prova di corsa**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 23 Figura 3: Identificazione dei canali da includere per l'analisi nel muscolo gastrocnemio. Sono stati selezionati solo i canali situati sopra l'aponeurosi superficiale del muscolo, dove l'architettura del gastrocnemio è profondamente pennata dal punto di vista EMG. Questi canali sono stati identificati perché non presentano le caratteristiche tipiche - zona di innervazione e propagazione del potenziale d'azione - osservate quando i canali consecutivi sono allineati parallelamente alle fibre muscolari. Entrambe le caratteristiche possono essere osservate solo nell'estremità molto distale del muscolo, dove le fibre sono disposte parallelamente alla pelle.....**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 24 boxplot dei tempi cronometrati ai 10 soggetti durante una singola prova per ogni velocità 48

Figura 25 involuppi mediati tra i soggetti e tra i cicli della corsa, la linea continua rappresenta la media ed è rappresentato l'errore standard, in figura i valori sono normalizzati**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 26 Statistical Parametric Mapping (SPM) creata per la statistica di tipo F lungo la media dei cicli di corsa per il bicipite femorale**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 27 Statistical Parametric Mapping (SPM) creata per la statistica di tipo F lungo la media dei cicli di corsa per il gastrocnemio mediale**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 28 SPM compiuta per il test statistico di tipo t sul gastrocnemio mediale per evidenziare quando avvengono le differenze che sono emerse dal test statistico di tipo F; la linea rossa tratteggiata rappresenta la soglia di t critico. E' stata applicata la correzione di Bonferroni**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 29 SPM compiuta per il test statistico di tipo t sul bicipite femorale per evidenziare quando avvengono le differenze che sono emerse dal test statistico di tipo F; la linea rossa tratteggiata rappresenta la soglia di t critico. È stato applicata la correzione di Bonferroni**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 30 distribuzione dei valori dei centroidi per la velocità bassa e alta in corrispondenza dei cluster SPM{t} significativi del bicipite femorale**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 31 distribuzione dei valori dei centroidi per la velocità bassa e alta in corrispondenza del cluster SPM{t} significativo del gastrocnemio mediale (in alto) e per la velocità media e alta del bicipite femorale (in basso)**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 32 rappresentazione spazio-temporale degli involuppi EMG del muscolo bicipite femorale per un singolo partecipante e per la velocità di corsa del 70%, i pallini indicano i canali segmentati con attività maggiore del 70%, mentre il cerchio con la croce indica il centroide; entrambi calcolati per la porzione del ciclo di corsa (78-100%) associata al cluster SPM {t} più grande**Errore. Il segnalibro non è definito.**

Figura 33 rappresentazione spazio-temporale degli involuppi EMG del muscolo bicipite femorale per un singolo partecipante e per la velocità di corsa del 70%, i pallini indicano i canali segmentati con attività maggiore del 100%, mentre il cerchio con la croce indica il centroide; entrambi calcolati per la porzione del ciclo di corsa (78-100%) associata al cluster SPM {t} più grande 57

ABSTRACT

Gli infortuni muscolari al bicipite femorale e al gastrocnemio mediale sono molto frequenti e debilitanti in diversi sport basati sulla corsa, come nelle gare di sprint. È risaputo che queste lesioni si verificano soprattutto durante la corsa ad alta velocità e avvengono più comunemente in specifiche regioni muscolari, come la parte prossimale del bicipite femorale. Per questo motivo in questo studio utilizziamo l'EMG (elettromiografia) di superficie ad alta densità per verificare se la distribuzione dell'eccitazione muscolare dipende dalla velocità di corsa nei velocisti. In particolare, ci chiediamo se la distribuzione dell'ampiezza EMG nei due muscoli cambi quando gli atleti corrono a velocità progressivamente più vicine alla loro velocità massima. Dieci atleti agonisti, dopo un adeguato riscaldamento, hanno corso alla massima velocità per 80 metri. Successivamente gli atleti hanno corso, in ordine casuale, 80m al 70%, 85%, 100% della propria velocità massima, per ogni velocità sono state effettuate due prove. Due matrici da 32 elettrodi sono state utilizzate per l'acquisizione EMG, mentre solette con sensori di pressione e sensori inerziali sono state utilizzate per l'acquisizione di dati cinematici. I segnali sono stati filtrati, suddivisi in cicli di corsa e mediati; dopodiché per ogni prova sono stati calcolati il valore ARV (Average Rectified Value). I valori ARV superiori al 70% del massimo sono stati identificati e considerati per il calcolo del baricentro e della regione di eccitazione muscolare. L'effetto della velocità di corsa sui descrittori EMG è stato effettuato tramite analisi statistica con il metodo Statistical Parametric Mapping (SPM).

INTRODUZIONE

Gli infortuni muscolari al bicipite femorale e al gastrocnemio mediale sono molto frequenti e debilitanti in diversi sport basati sulla corsa, come nelle gare di sprint, di fatti gli atleti impegnati in sport legati allo sprint spesso subiscono lesioni da sforzo muscolare degli arti inferiori.

Nell'atletica, ad esempio, le lesioni muscolari hanno colpito quasi il 35% degli atleti che partecipano ai campionati internazionali, con la disciplina dello sprint che ne è la causa principale.

In particolare, durante i campionati internazionali avvenuti tra il 2009 ed il 2019 un'alta incidenza di infortuni ai muscoli della coscia è stata trovata nelle specialità che richiedono velocità maggiori, mentre ai muscoli della gamba nelle specialità a velocità inferiore. ([1]. [2] Numerosi studi hanno dimostrato che il muscolo maggiormente affetto da infortuni, durante la corsa, è il bicipite femorale con un'incidenza del 80% tra tutti gli infortuni muscolari della coscia. In particolare, la porzione prossimale del capo lungo del bicipite femorale è quella maggiormente interessata dalle lesioni rispetto a quella mediale e quella distale. I muscoli con maggior incidenza di infortuni sono quindi il bicipite femorale, per la coscia e il gastrocnemio, per la gamba; essi sono tra i muscoli che partecipano più attivamente durante le varie fasi del ciclo della corsa [3].

Considerate le spiacevoli e frustranti conseguenze degli infortuni muscolari, sono emersi molti studi che hanno contribuito all'identificazione dei fattori e agenti responsabili degli infortuni muscolari durante gli sprint. Due sono le ricerche rilevanti che si sono diffuse. In primo luogo, le sperimentazioni sugli animali hanno rivelato che il grado massimo di sollecitazione è il fattore determinante del cedimento muscolare [4][5], sostenendo quindi l'idea che gli infortuni al bicipite femorale si verificano quando il muscolo si allunga al massimo durante il ciclo di corsa - late swing e late stance [6][7]. In secondo luogo, i modelli animali hanno rivelato che, prima di strapparsi, i muscoli hanno un potenziale di accumulo di energia molto maggiore quando vengono tirati durante la contrazione rispetto a quando sono a riposo[8].

Tenendo in considerazione che il grado di eccitazione del bicipite femorale è maggiore quando è massimamente allungato durante il ciclo di corsa, è stato suggerito che l'eccitazione potrebbe contribuire a proteggere il muscolo dallo strappo [9].

Nonostante queste intuizioni, una questione ancora da approfondire è se l'eccitazione muscolare, e quindi il potenziale di prevenzione del cedimento, dipende o meno dal sito durante la corsa.

La possibilità che il cedimento si verifichi in punti diversi del muscolo deriva dall'osservazione che il punto di cedimento dipende dalla velocità dello sforzo muscolare. Aumentando la velocità di sforzo assiale da 40 cm/s a 100 cm/s nei campioni di tessuto, Best et al. [4] hanno osservato che la deformazione massima, e quindi il sito di cedimento, si verificano rispettivamente alla giunzione muscolo-tendinea e al ventre del muscolo.

Siccome l'eccitazione muscolare protegge dallo strappo, è probabile che si osservino differenze regionali nella stimolazione muscolare per diverse velocità di carico e quindi di corsa. Alcuni studi hanno documentato l'effetto della velocità di corsa sul grado di eccitazione di diversi muscoli degli arti inferiori, dimostrando che le velocità maggiori impongono generalmente una maggiore richiesta di eccitazione muscolare [10][11].

In questi studi, l'eccitazione muscolare è stata desunta dall'ampiezza degli elettromiogrammi di superficie (EMG) rilevati da un singolo punto del muscolo, escludendo la possibilità di valutare i cambiamenti specifici della stimolazione con la velocità di corsa.

Recentemente, tuttavia, Hegyi et al [9] hanno utilizzato un vettore di elettrodi per campionare gli EMG di superficie da diversi siti del bicipite femorale e del semitendinoso, rivelando che la velocità di corsa non ha alcun effetto sulla distribuzione dell'eccitazione nella regione prossimo distale di entrambi i muscoli.

Nonostante l'approccio metodologico rigoroso, basato su EMG di superficie ad alta densità (HD-EMG [12]), lo studio di Hegyi et al. [9] era limitato alla corsa su tapis roulant e a velocità di corsa sub massimali (fino al 75%). L'impedimento dato dai sistemi convenzionali per l'acquisizione di HD-EMG è presumibilmente il fattore limitante per valutare i cambiamenti regionali dell'eccitazione muscolare in condizioni più naturali. Considerando peraltro le differenze metaboliche e cinematiche tra la corsa su tapis roulant e quella su terreno, con la prima associata a gradi inferiori di stimolazione dei muscoli degli arti inferiori [13], a un'escursione ridotta e aumentata rispettivamente nelle fasi di swing e stance [14] e a un minore dispendio energetico per una determinata velocità di corsa [15], appare evidente estendere il lavoro pionieristico di Hegyi et al [9] agli sprint su terreno.

In questo studio affrontiamo questo problema con sistemi miniaturizzati e indossabili sviluppati nel nostro laboratorio per l'acquisizione di dati HD-EMG [16] di cinetica e cinematica del piede [17]. Con entrambi i sistemi, studiamo se, all'interno del ciclo di corsa, la distribuzione della stimolazione muscolare negli atleti d'élite dipenda dalla velocità di corsa durante la corsa su terreno. In particolare, ci chiediamo se la distribuzione dell'ampiezza EMG nel bicipite femorale e nel gastrocnemio mediale cambi quando gli atleti, velocisti, corrono a velocità progressivamente più vicine alla loro velocità massima. L'intervallo di velocità di corsa qui

coperto, dal 70% al 100% della velocità massima di sprint, integra quello valutato in precedenza con l'HD-EMG durante la corsa su tapis roulant [9].

Ci aspettiamo che l'ampiezza degli EMG aumenti con la velocità di corsa [6][10]. Soprattutto, se l'aumento della velocità di corsa modifica il sito di massima sollecitazione, come riportato per tassi di carico maggiori negli esperimenti su animali [4], ci aspettiamo di osservare cambiamenti regionali nella distribuzione dell'ampiezza degli EMG con la velocità di corsa. Oltre a far progredire le nostre conoscenze sullo schema spaziale della stimolazione di due potenti muscoli estensori, spesso lesi durante la corsa ad alta velocità [1][18][19].

I nostri risultati rappresentano probabilmente un riferimento metodologico per la valutazione dell'eccitazione muscolare con EMG di superficie durante la corsa su pista.

STATO DELL'ARTE

Atletica leggera

L'atletica leggera è un insieme di discipline sportive che possono essere sommariamente suddivise in: corse su pista (Figura 1), concorsi (lanci, salti in elevazione e salti in estensione), prove multiple, corse su strada, marcia; per quanto riguarda le corse esistono le corse piane, che si suddividono in gare di velocità e di resistenza, gare con gli ostacoli e le staffette. L'atletica leggera venne inserita nei Giochi olimpici fin dalla prima edizione del 1896, da allora è sempre rimasta nel programma olimpico. L'ente internazionale dell'atletica leggera è la World Athletics ([Https://Worldathletics.Org](https://Worldathletics.Org)), precedentemente nota come International Association of Athletics Federations (IAAF). La World Athletics organizza i campionati del mondo di atletica leggera, con cadenza biennale che sono la massima competizione di atletica insieme alle Olimpiadi. In Italia, l'attività dell'atletica leggera è regolata dalla Federazione Italiana di Atletica Leggera (FIDAL).

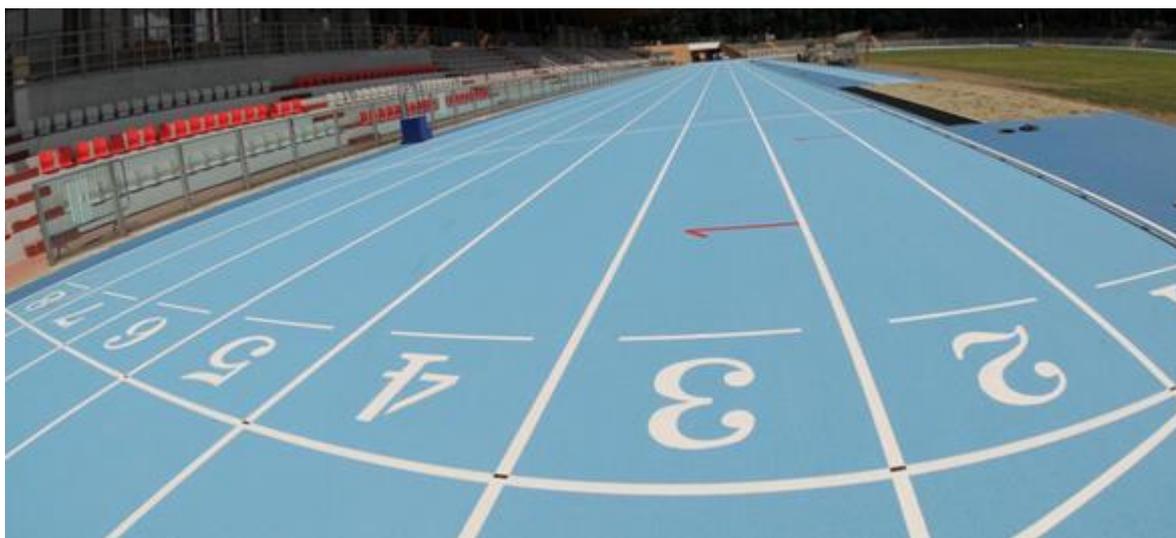


Figura 1 Pista di atletica dove si sono svolte le prove di questo studio, Stadio Primo Nebiolo, Torino

In tutte le specialità, la velocità ricopre un ruolo importante, in quanto anche nelle corse più lunghe, come le gare di mezzofondo o le maratone, vince sempre l'atleta che ci mette meno tempo a percorrere la distanza della gara e quindi è l'atleta che è stato più veloce degli avversari. Inoltre, anche in numerosissimi altri sport di squadra e individuali la velocità assume un ruolo fondamentale basti pensare al basket o al calcio in cui un giocatore se più veloce dell'avversario può arrivare prima sulla palla oppure il baseball in cui l'atleta deve raggiungere rapidamente la

base, per non essere eliminato o ancora il volteggio nella ginnastica artistica. Tornando all'atletica, doti di rapidità dei movimenti e di corsa sono utili nella rincorsa del giavellotto e nei salti ma certamente è fondamentale ed è portata ai massimi livelli nelle prove di sprint e nei salti in estensione, in particolare le prove di 100 metri e 200 metri richiedono velocità massime raggiunte che, negli atleti di élite, superano i 10 m/s, con picchi oltre i 12 m/s ovvero più di 43 km/h. Ogni atleta in queste discipline deve provare a raggiungere la propria massima velocità rimanendo nella corsia che gli è stata assegnata senza invadere la corsia e ostacolare gli avversari. Possiamo suddividere le gare di velocità pura in differenti fasi (Figura 2)[3]:

- una fase di partenza, in cui l'atleta deve reagire allo sparo dello starter, per essere considerata una partenza valida il tempo di reazione deve superare i 100 ms. Lo sparo avviene dopo altri due comandi dello starter che sono rispettivamente: "ai vostri posti" con il quale gli atleti sono chiamati a posizionarsi sul proprio blocco di partenza, che era stato in precedenza posizionato nella corsia assegnata, con la distanza scelta dall'atleta stesso e "pronti" con il quale si solleva il bacino e si stacca un ginocchio da terra, per prepararsi ad esprimere la maggior potenza una volta avvenuto lo sparo.
- La seconda fase di una gara di sprinter prevede l'accelerazione, nella quale l'atleta, che è partito da fermo, cerca di raggiungere efficacemente un assetto di corsa che gli permetta di raggiungere la massima velocità in breve tempo; durante questa fase lo sprinter si alza gradualmente con il busto e cerca di esprimere la maggior forza possibile nella giusta direzione.
- Abbiamo poi la fase di massima velocità che è la fase in cui l'atleta raggiunge il suo picco massimo di velocità, che per gli atleti d'élite, si trova, nella gara dei 100 m, tra i 40/50 m e gli 80/90 m, e dipendente da vari fattori, in base alle caratteristiche e alle capacità del singolo atleta, questa fase è strettamente legata con la performance e ovviamente dovrà essere più ampia possibile per garantire performance migliori.
- Infine, l'ultima fase della corsa è quella di decelerazione dovuta ad effetti di fatica che si manifestano negli ultimi metri della gara (indicativamente dopo i 90 metri). [3]

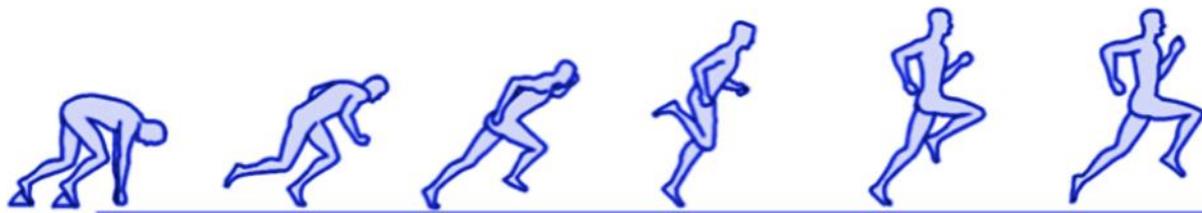


Figura 2 Schematizzazione delle fasi della corsa: partenza, accelerazione, massima velocità e decelerazione.

Il ciclo della corsa

Diversi studi sono stati fatti sull'analisi del movimento, sia per quanto riguarda lo studio di parametri spazio-temporali sia dal punto di vista dell'elettromiografia. Tuttavia, il maggior numero di studi si concentra sull'analisi del cammino o di una corsa a bassa velocità mentre per quanto riguarda alte velocità sono in numero minore gli articoli che si trovano in letteratura. Indicativamente la velocità associata ad una camminata si aggira intorno ai $2/3$ m/s, aumentando la velocità si passa al jogging ($\approx 4/5$ m/s) per poi arrivare fino alle velocità caratteristiche dello sprinter che superano, per gli atleti d'élite, i 10 m/s. Per definire correttamente i parametri spazio-temporali, poter quindi avere una misura oggettiva su cui basarsi e su cui poter fare i confronti, c'è bisogno di definire il ciclo del passo della corsa (Figura 3). Esso è definito, analogamente al ciclo del passo nella camminata, dall'appoggio del piede su terreno, Contatto Iniziale (IC), fino al successivo appoggio dello stesso piede. All'interno di questo ciclo si ha il susseguirsi di due fasi una, detta di stance, che a sua volta si divide in una sottofase di frenata e una di propulsione, ed una fase di swing, che a sua volta è suddivisibile in due sottofasi: una di recupero dell'arto libero e una di pre-attivazione. A differenza della camminata dove l'inizio del ciclo del passo inizia con l'appoggio del tallone sul terreno, quindi con una fase di frenata rilevante; invece, nella corsa ad alta intensità gli sprinter professionisti sono in grado di ridurre al minimo la fase di frenata per non perdere la velocità acquisita, per fare questo l'appoggio del piede a terra non avviene mai con il tallone ma con una zona più in prossimità dell'avampiede. È molto importante il tempo e la modalità di contatto del piede a terra, perché permette all'atleta di proiettarsi in avanti alla ricerca della massima velocità possibile: la fase di propulsione, infatti, permette una più efficace fase di volo con un recupero dell'arto libero più veloce e con il ginocchio alto. Fattori importanti sono la frequenza del passo e la sua ampiezza che sono i parametri che permettono di correre più veloci, in quanto il miglior compromesso, tra un alto numero di passi nell'unità di tempo e una ampia distanza percorsa per ogni falcata, porta al miglior risultato possibile per ogni atleta. Le caratteristiche personali, quali altezza, peso,

rapidità, elasticità possono anche variare molto tra i velocisti per questo diverse combinazioni di frequenza e ampiezza dei passi possono portare agli stessi risultati cronometrici per atleti diversi. Negli ultimi istanti del ciclo della corsa la muscolatura dell'atleta si contrae per preparare il corpo all'impatto con il terreno e consentire la giusta rigidità articolare. Proprio in questa fase sembra che si concentrino un alto numero degli infortuni che avvengono durante le gare e gli allenamenti di velocità. Tuttavia, il dibattito sull'istante in cui avvengono la maggior parte delle lesioni è un punto ancora molto discusso in letteratura [20]. Le due ipotesi più probabili sono che l'infortunio sia provocato dal grande lavoro del muscolo nella fase di propulsione con conseguente lesione durante il primo periodo di appoggio del piede a terra oppure che l'infortunio avvenga durante la fase eccentrica nel tardo periodo di swing ovvero proprio quando il muscolo si prepara per l'impatto con il terreno e quindi tende ad accorciarsi ma allo stesso tempo sta finendo il suo allungamento elastico richiesto durante la fase di volo della corsa veloce.

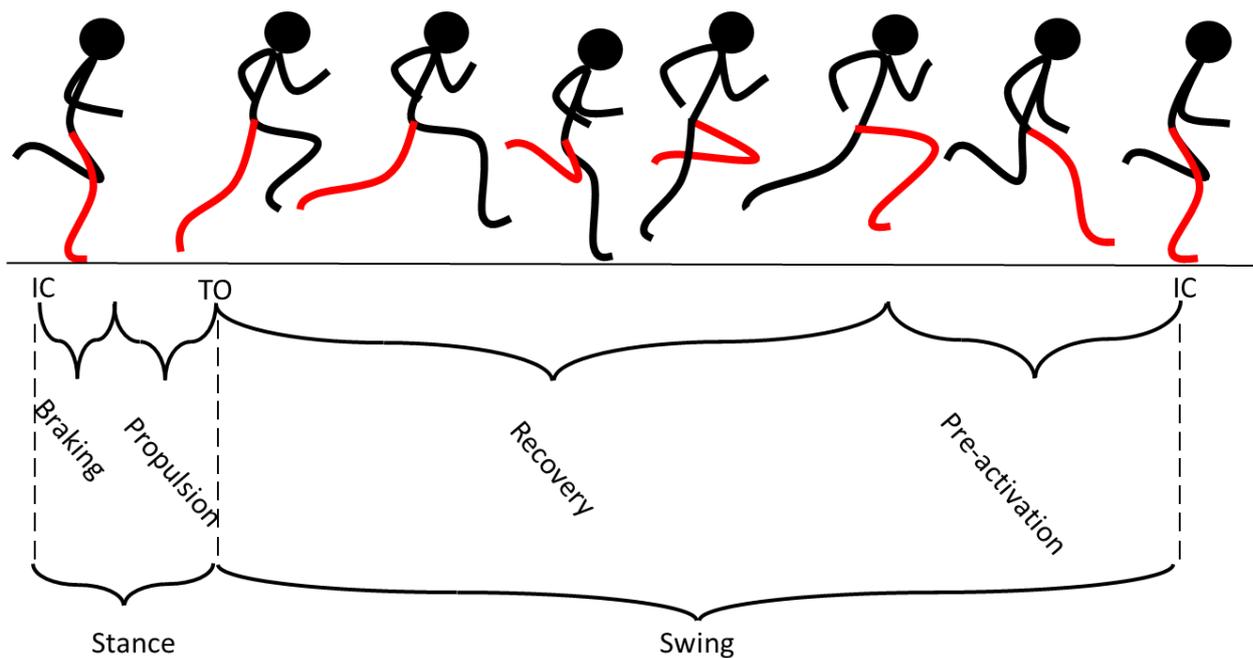


Figura 3 schema delle fasi del ciclo del passo nella corsa definito da due contatti con il terreno consecutivi con lo stesso piede. Si suddividono in fase di volo e fase di appoggio che a loro volta si possono suddividere rispettivamente in recupero dell'arto, pre-attivazione, frenata e propulsione.

Infortuni nell'atletica leggera

In tutti gli sport e a qualsiasi livello esso venga praticato, l'infortunio è piuttosto ricorrente in diverse forme e gravità. Nella maggior parte dei casi ne consegue una perdita di tempo, periodi di riposo forzato, che allontanano l'atleta dal conseguimento dei propri obiettivi portandosi dietro anche molti problemi economici, soprattutto negli sport individuali e su atleti non professionisti. Oltre alle già citate conseguenze spesso ci sono anche da considerare alte probabilità di ricadute, per esempio per gli infortuni muscolari, e anche fattori psicologici associati con l'infortunio. Le principali cause di infortunio nello sport sono da attribuirsi ad un riscaldamento non adeguato, ad una predisposizione genetica, ad una preparazione fisica non adeguata, ad un'eccessiva rigidità muscolare, ad un evento traumatico, etc. Per quanto riguarda l'atletica le prove ad alta velocità hanno un consistente numero di infortuni e questi avvengono principalmente sui muscoli della coscia e della gamba, più nello specifico la maggior parte degli infortuni avvengono durante prove o gare alla massima velocità. [18][1] hanno dimostrato come negli eventi internazionali di atletica leggera tra il 2007 e il 2018 il maggior numero degli infortuni è avvenuto negli sprinter sia per quanto riguarda gli atleti di sesso maschile sia per quanto riguarda le atlete di sesso femminile. Inoltre, sempre nello stesso studio, nella specifica popolazione degli sprinter e, anche in questo caso, per entrambi i sessi il maggior numero di infortuni è avvenuto nella coscia (52% per i maschi e 37.8% per le donne). Il muscolo maggiormente affetto da infortuni durante questi tipi di sforzi è il bicipite femorale con un'incidenza del 80% tra tutti gli infortuni muscolari della coscia. [2] hanno studiato per tre anni gli infortuni della coscia di sportivi dimostrando come 124 soggetti su 154 avevano un infortunio del bicipite femorale, più precisamente hanno notato come gli infortuni avvenissero in una porzione prossimale con maggiore incidenza (54/124) rispetto ad una porzione mediale (48/124) e quella distale (22/124). Per quanto riguarda le diverse specialità si è notata una dipendenza tra la probabilità di infortunio/ la localizzazione dell'infortunio e la velocità, i muscoli della coscia subiscono con maggior probabilità un infortunio durante le specialità ad alta velocità mentre i muscoli della gamba sono più a rischio nelle discipline a più bassa velocità [1]. Pur sapendo come vengono attivati i muscoli degli arti inferiori durante la corsa e con evidenze scientifiche che dimostrano come il bicipite femorale sia il muscolo maggiormente lesionato durante queste prove, la comunità scientifica è dibattuta su quale fase del ciclo della corsa avviene con maggior probabilità l'infortunio. Le due ipotesi più accreditate sono che la lesione avviene nell'ultimo periodo di swing, ovvero quando il muscolo si contrae per prepararsi all'appoggio, oppure durante il primo periodo di appoggio del piede. Nel primo caso

il bicipite femorale si trova in una contrazione eccentrica e compie un lavoro negativo mentre durante il secondo caso ci sono carichi in gioco molto alti ed il bicipite femorale deve generare una coppia elevata [20].

Tapis roulant Vs pista di atletica

Per molto tempo il tapis roulant è stato utilizzato in studi scientifici e per vari test, come per esempio: corsa a differenti velocità, analisi di dispositivi, riabilitazione motoria, studi di patologie cardiorespiratorie, ecc. Il suo utilizzo è sicuramente vantaggioso in quanto non è suscettibile a condizioni meteo, ha bisogno di poco spazio e i movimenti sono contenuti in un'area ristretta, inoltre permette di utilizzare anche dei dispositivi di analisi cablati. Queste caratteristiche rendono il tapis roulant molto comodo da utilizzare per studi sulla locomozione e più nello specifico sulla corsa; un altro vantaggio ulteriore è la possibilità di gestire con precisione e agevolmente diverse condizioni di velocità e di inclinazione per riprodurre situazioni reali. Tuttavia, ci sono evidenze scientifiche sulla differenza della corsa tra il tapis roulant e la pista di atletica. [13] riportano come ci siano differenze sia nell'attivazione muscolare sia in diverse variabili cinematiche tra le due condizioni e che in generale durante la corsa sul tapis roulant si cerca una maggiore sicurezza. Più nello specifico si è notata una minore ampiezza di corsa, minori movimenti verticali e una minore variazione di velocità durante la corsa non sul campo. Anche l'angolo tra il terreno e la suola della scarpa (durante il primo contatto con il terreno) e i tempi di contatto sono minori nel caso di tapis roulant, inoltre è stato notato come la maggior parte dei soggetti aumenta la lunghezza del passo e diminuisce la frequenza durante una corsa sul tartan della pista di atletica. [21] hanno dimostrato che i vincoli dati dal correre su un tapis roulant portano ad un cambiamento/ adattamento del sistema nervoso centrale sulla strategia di corsa. Anche [15] evidenziano numerose differenze tra le due condizioni di corsa soprattutto nella fase di appoggio del piede come mostrato dalle figure sottostanti (Figura 4). Durante l'appoggio del piede nella condizione di corsa sul campo l'arto ha una posizione più eretta, un minore range di movimento ed una velocità angolare più bassa. Per quanto riguarda l'attivazione muscolare: [13] hanno notato differenti pattern di attività in base alla superficie sulla quale il soggetto correva, in particolare nel loro studio, il retto femorale ed il bicipite femorale erano maggiormente attivi nella corsa su pista rispetto al tapis roulant e alla corsa su un prato. I risultati sono stati confermati anche da [22].

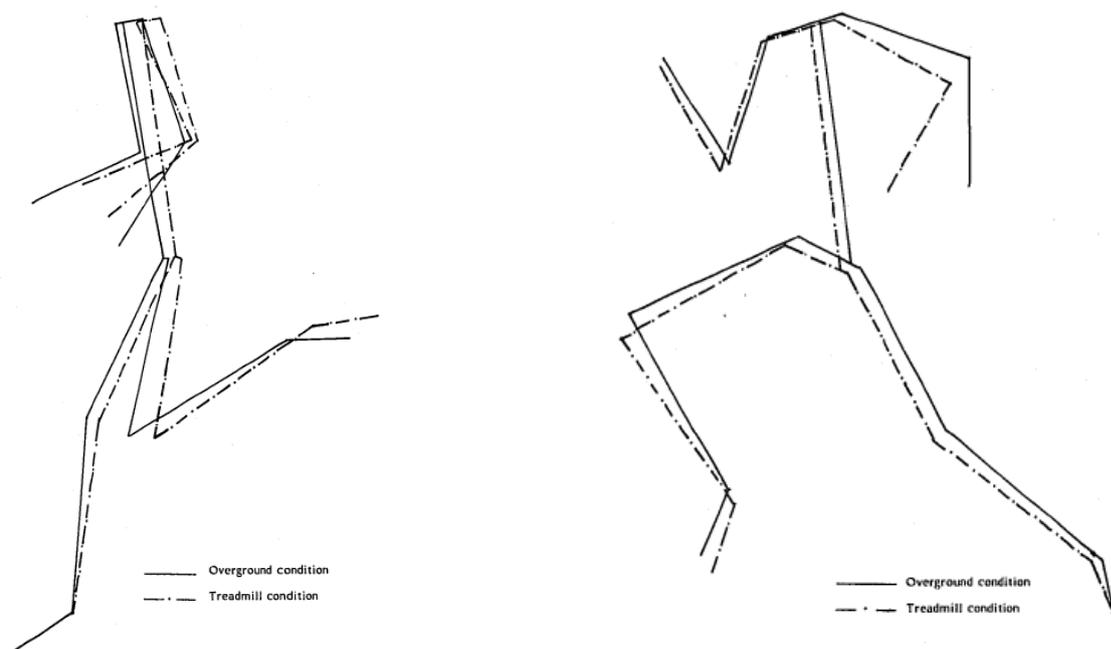


Figura 4 differenze tra corsa su un tapis roulant (linea tratto punto) e una corsa su pista di atletica (linea continua). Tratto da *An analysis of overground and treadmill sprinting* (Barry A, Frishberg 1983).

Parametri a differenti velocità

All'interno dell'atletica leggera abbiamo visto che ci sono diverse specialità e poiché sono molto varie è facile immaginare come siano diverse le velocità in gioco; saranno molto alte nelle gare di sprint puro e nei salti mentre via via sempre più controllate mano a mano che le distanze si allungano. Ma cosa cambia in un atleta per andare piano o forte? Quali sono le caratteristiche per cui un mezzofondista non corre veloce come un velocista o per cui un atleta è più veloce di un altro? In letteratura si trovano parecchi di questi studi, le risposte sono molteplici e l'argomento può allargarsi a dismisura parlando di composizione dei muscoli, percentuale di fibre rosse e fibre bianche, allenamenti e condizionamenti esterni, ma anche risparmio energetico della corsa. A riguardo di questi studi vorrei citare [23] che riportano uno studio sulle differenze di corsa tra un gruppo di velocisti ed un gruppo di mezzofondisti. Per esempio, si notano differenze nel tempo di appoggio del piede a terra, nella posizione del bacino nel momento di appoggio, nella velocità di richiamo dell'arto libero, negli angoli di anca e di ginocchio durante la massima distensione e di conseguenza delle differenze nei parametri spazio-temporali. Inoltre, è molto importante concentrarsi su cosa avviene a differenti velocità perché, come abbiamo visto in precedenza, la maggior parte degli infortuni avviene quando l'atleta si avvicina al suo massimo sforzo e, quindi, riuscire ad indagare i cambiamenti sarebbe importante per gli atleti e per gli allenatori. I programmi di allenamento prevedono delle corse

ad intensità diverse ed in linea di massima sub-massimali, è quindi una realtà quotidiana nell'atletica ma anche in altri sport che prevedono la corsa, il saper gestire differenti velocità di corsa.

Ci sono quindi parecchi punti da osservare ma, parlando di prove di velocità pura, per analizzare oggettivamente le differenze muscolari, meccaniche, tecniche tra diverse velocità occorre avere dei parametri da confrontare. I primi parametri analizzati sono stati la frequenza del passo e la lunghezza che sono due indici molto importanti per aumentare la velocità, si è visto come in genere per aumentare la velocità gli atleti attuano due strategie: aumentare il numero di passi e quindi la frequenza ed aumentare la lunghezza della falcata; tuttavia, si è visto come in realtà è il miglior compromesso tra questi due parametri che permette una maggiore velocità. Se si confronta una camminata con delle corse a velocità sempre crescente, come rappresentato in Figura 3, si nota come sia evidente il fatto del minore tempo nel ciclo della corsa nello sprint rispetto ad andature più tranquille. La diminuzione del tempo dell'intero ciclo è dovuta non solo ad un evidente diminuzione del tempo di contatto, vuol dire che per correre più velocemente gli atleti sono più reattivi a terra, ma anche ad un minore tempo di volo, il che vuol dire che anche se si aumenta lo spazio percorso il movimento dell'arto è sensibilmente più rapido man mano che la velocità aumenta (Figura 5).

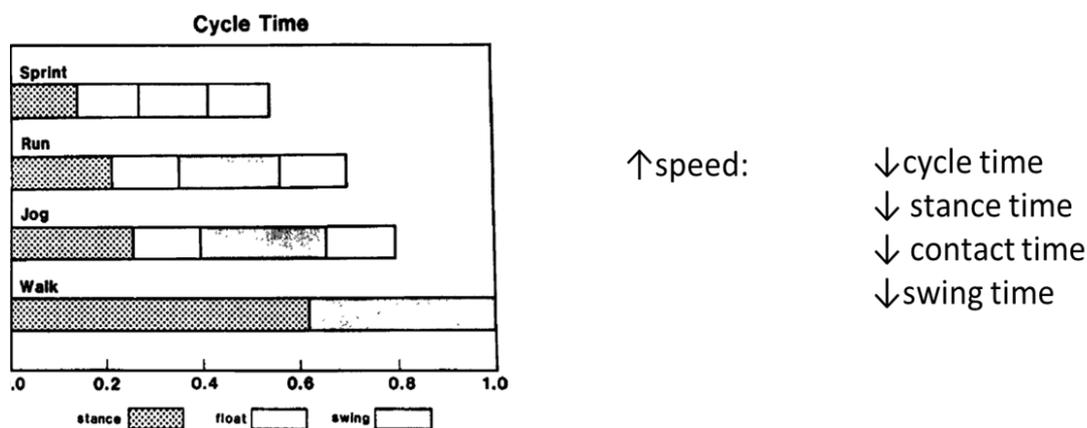


Figura 5 rappresentazione dei parametri dei tempi del ciclo, dello stance, di contatto e di swing al crescere della velocità, tratto da Mero, A., Komi, P. v, & Gregor, R. J. (1992)

Un altro parametro studiato è l'attività muscolare e si è visto come si ha un aumento di attività in tutte le fasi del ciclo della corsa con l'aumento della velocità. Queste osservazioni vanno di pari passo con altri studi che dimostrano come, più nello specifico, aumenta la forza espressa dai muscoli, cresce anche il lavoro negativo svolto dai muscoli maggiormente impiegati nella corsa come gastrocnemio e i muscoli della coscia al crescere della velocità di corsa. Mano a

mano che si avvicina la velocità massima crescono i parametri sopracitati ma non si osserva un significativo cambiamento nella lunghezza del muscolo che rimane pressochè invariata sia a basse velocità sia in sprint massimali. Come alcuni dei parametri visti in precedenza anche gli angoli di ginocchio e anca sono facilmente ricavabili da video e, quindi, consentono una acquisizione non invasiva, che permette di essere utilizzata anche in manifestazioni internazionali, senza andare ad intaccare la performace atletica. Proprio per questi fatti un gruppo di ricercatori ha avuto la possibilità di posizionare delle telecamere, durante competizioni internazionali, per poter analizzare i video ed estrarre informazioni sui parametri spazio-temporali nello sprint [24][25].

Per quanto riguarda gli angoli di ginocchio e gli angoli di anca, è stato notato che, a maggiori velocità, si ha un angolo inferiore dell'anca e maggiore di ginocchio secondo la rappresentazione nell'immagine seguente (Figura 6). Questo è in linea con i risultati precedenti in quanto si intende che un atleta per correre alla sua massima velocità deve alzare maggiormente le gambe durante la corsa e a cascata quindi si avrà una maggiore attività muscolare, una lunghezza del passo maggiore e così via.

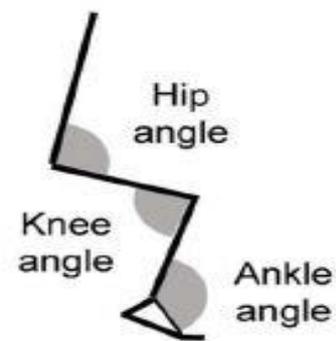


Figura 6 specifica degli angoli di anca, ginocchio e caviglia

Un altro risultato in linea con i precedenti è riportato da [10] e riguarda la rigidità articolare calcolata come il rapporto tra una forza e una lunghezza. Nel loro studio hanno prelevato segnale muscolare di vari muscoli degli arti inferiori con un sistema di acquisizione bipolare a differenti percentuali della velocità massima. Nelle stesse prove hanno misurato anche la forza sul terreno, il momento angolare e gli angoli di ginocchio, anca e caviglia, arrivando alla conclusione che a velocità crescenti si ha una rigidità che tende ad essere sempre maggiore.

Infine, per comprendere al meglio tutte le informazioni e i parametri legati alla corsa e poter trarre delle conclusioni in base ai risultati ottenuti, serve sapere in che modo si attivano i muscoli. Per questo motivo è molto importante sapere i tempi di attivazione dei muscoli maggiormente interessati nella corsa e come cambiano al variare della velocità; per poterlo fare occorre esprimere i tempi di attivazione in percentuale rispetto al ciclo della corsa. Per esempio, si nota un diverso pattern di attivazione del tibiale anteriore, dei muscoli peroneali e dei muscoli mediali della coscia così come dei tempi di attivazione simili ma non uguali su altri muscoli.

Anatomia

Come visto in precedenza i muscoli indagati in questo studio sono il bicipite femorale e il gastrocnemio mediale perché sono fondamentali per la corsa e sono i muscoli che vanno in contro con maggiore probabilità ad infortuni. Per poter comprendere in modo chiaro e trarre le giuste conclusioni sui risultati occorre conoscere le caratteristiche dei muscoli indagati. Il Bicipite Femorale (BF) è muscolo situato nella parte posteriore della coscia insieme al muscolo semitendinoso e semimembranoso compongono il gruppo degli ischi crurali. Come dice il nome, ha due teste di origine: il capo lungo ed il capo breve; il capo lungo ha origine dalla tuberosità ischiatica dove ha un tendine in comune con il semitendinoso e termina, insieme al capo breve, in un tendine che si inserisce sulla testa della fibula (perone)(Figura 7). Il capo lungo del BF è un muscolo bi-articolare in quanto la sua azione coinvolge sia l'articolazione dell'anca sia quella del ginocchio in particolare è coinvolto nell'estensione della coscia, nella flessione della gamba e nella rotazione interna del ginocchio quando è flesso.

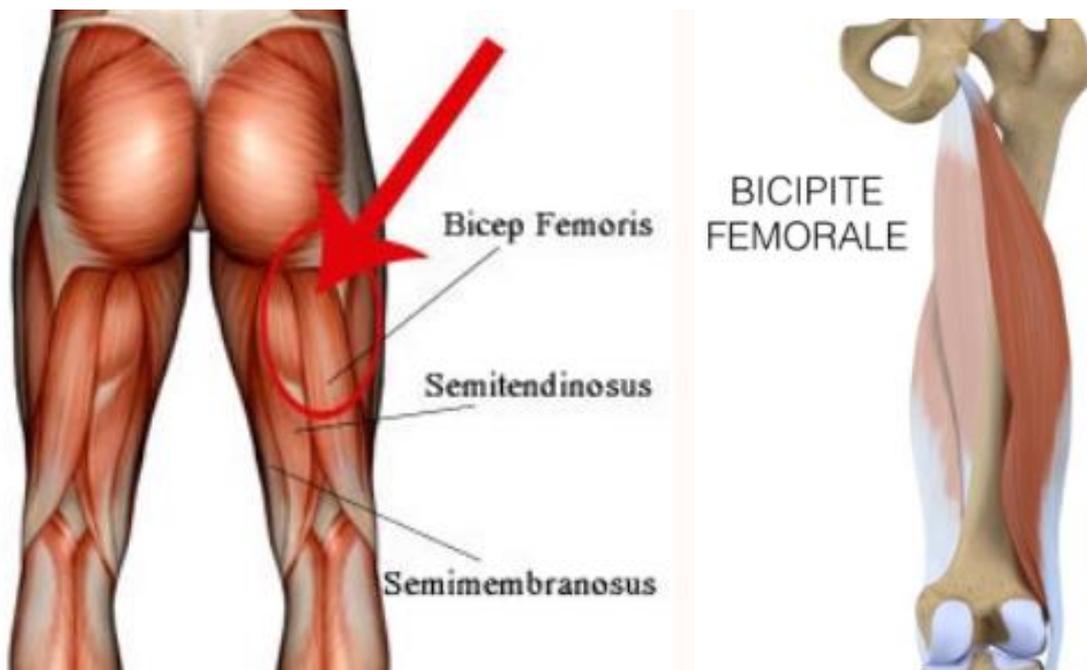


Figura 7 muscoli posteriori della coscia con focus sul bicipite femorale con le inserzioni sulla tuberosità ischiatica e sulla testa della fibula

La variabilità nella disposizione delle fibre lungo la lunghezza del muscolo è un fattore che può avere effetto sui parametri misurati. È possibile che la misurazione dell'angolo di pennazione (PA), lunghezza fascicolo (FL) e spessore muscolare (MT) in posizioni più distali possa differire rispetto a posizioni più prossimali. Se questo è il caso, studi diversi potrebbero

mostrare risultati diversi, a seconda del sito in cui le variabili architettoniche siano state misurate in quanto non viene esaminata la potenziale variabilità nella disposizione delle fibre muscolari lungo la lunghezza del muscolo. Per verificare questa possibilità sono stati effettuati studi su cadaveri, imbalsamati in posizione anatomica con angoli dell'anca e del ginocchio a 0 (estensione completa). L'orientamento delle fibre è stato analizzato in quattro regioni del muscolo (Figura 8). In particolare, a partire dall'estremità distale, i fascicoli sono stati misurati a circa 20% (sito distale), 40% (ventre medio 1), 60% (ventre medio 2) e 80% (sito prossimale) della lunghezza del muscolo. Una volta sezionato, il PA è stato misurato nei punti corrispondenti come l'angolo tra la linea che segna il fascicolo delineato e l'aponeurosi profonda (per il muscolo BF) usando un goniometro. I risultati dimostrano che l'angolo di pennazione, la lunghezza dei fascicoli e lo spessore del muscolo sono maggiori nella porzione prossimale e diminuiscono nella regione distale.

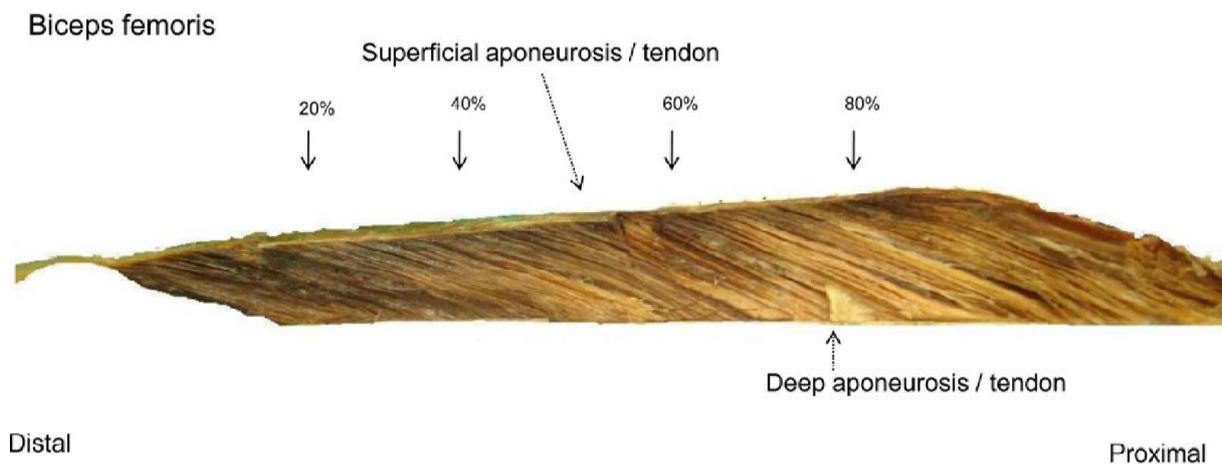


Figura 8 anatomia del bicipite con i punti in cui sono stati studiati i parametri della pennazione nello studio

Il gastrocnemio, detto anche muscolo dei gemelli, è il muscolo più superficiale di tutti i muscoli della parte posteriore della gamba. È costituito da due capi, la testa mediale e la testa laterale, che hanno l'inserzione superiore nel rispettivo condilo femorale e dalla parte adiacente della capsula articolare. Entrambe le teste plantaflettono il piede, flettono la gamba e insieme al tendine del soleo, formano il tendine d'Achille (Figura 9). Il gastrocnemio mediale è spesso scelto come muscolo di indagine anche perché la sua anatomia suggerisce che l'aponeurosi giacciono sulla superficie del muscolo e che la regione intramuscolare ha una struttura relativamente uniforme priva di grandi strutture tendinee che trasmettono il carico[26]. Nello stesso articolo gli autori evidenziano come i fascicoli muscolari hanno un angolo di pennazione maggiore (38 gradi) nella regione prossimale, diventando più parallele nella regione distale (20

gradi). I fascicoli nella porzione distale di MG potrebbero trasmettere, quindi, una maggiore forza rispetto alle fibre più prossimali.

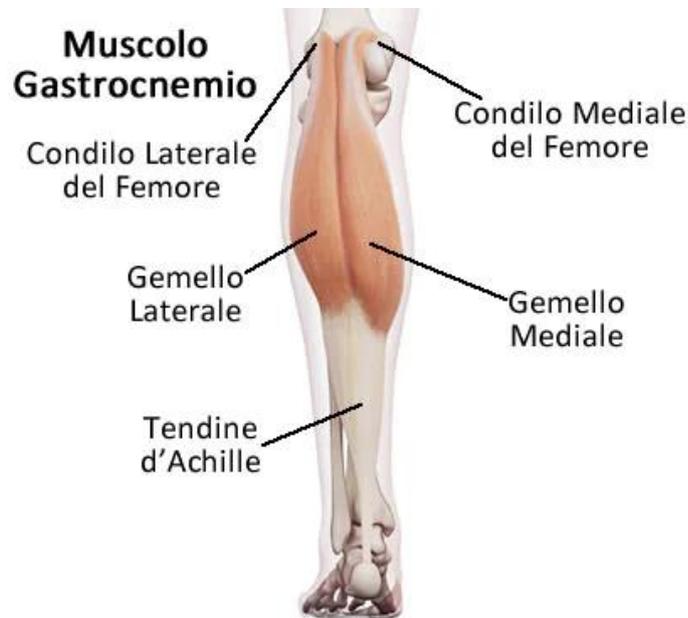


Figura 9 muscolo gastrocnemio, tratto da my personal trainer

Da un punto di vista funzionale, un angolo di pennazione più alto suggerisce che più fibre muscolari sono racchiuse nella stessa area del muscolo, aumentando così il suo potenziale di forza. Tuttavia, è noto che più alto è l'angolo di pennazione, minore è la forza che una fibra può esercitare lungo l'asse della linea di forza. Inoltre, i fascicoli più lunghi possono mostrare escursioni più elevate rispetto a quelli più corti. Questi risultati supportano precedenti suggerimenti che la variazione intramuscolare potrebbe consentire ad alcune regioni del muscolo di produrre forze più elevate mentre altre regioni sono in linea con il tendine per consentire una maggiore efficienza del trasferimento della forza.

Muscolo e contrazione muscolare

L'apparato muscolare ha la funzione di proteggere le ossa, scaldare il corpo ed è responsabile del sostegno e del movimento del nostro corpo. Svolgendo compiti molto vari che vanno da un piccolo gesto di precisione ad un movimento che richiede molta forza, dal battito cardiaco al mantenere la postura è necessario che ci siano diversi tipi di tessuto muscolare. Sulla base delle caratteristiche istologiche e fisiologiche il tessuto muscolare viene suddiviso in tessuto muscolare liscio e tessuto muscolare striato. La muscolatura liscia riveste le pareti di tutti quegli apparati devoluti alla vita vegetativa, ha una contrazione involontaria, molto lenta ma più prolungata ed efficiente infatti richiede meno ATP. Il muscolo striato invece si divide in scheletrico e miocardico, nel nostro caso analizzeremo il muscolo scheletrico che è responsabile del movimento. Il muscolo striato è generalmente costituito da una parte centrale, detta ventre, che si lega alle ossa tramite i tendini, la striatura è dovuta al suo funzionamento a livello cellulare, più nel dettaglio sono composti da fasci di fibre chiamati fascicoli (Figura 10). Ogni fascicolo è composto da diverse fibre muscolari che a loro volta sono suddivise in centinaia e migliaia di miofibrille. Le fibre si differenziano per metabolismo, diametro, comportamento fisiologico e meccanico; esistono infatti le fibre di Tipo I o fibre rosse e le fibre di Tipo II o fibre bianche.

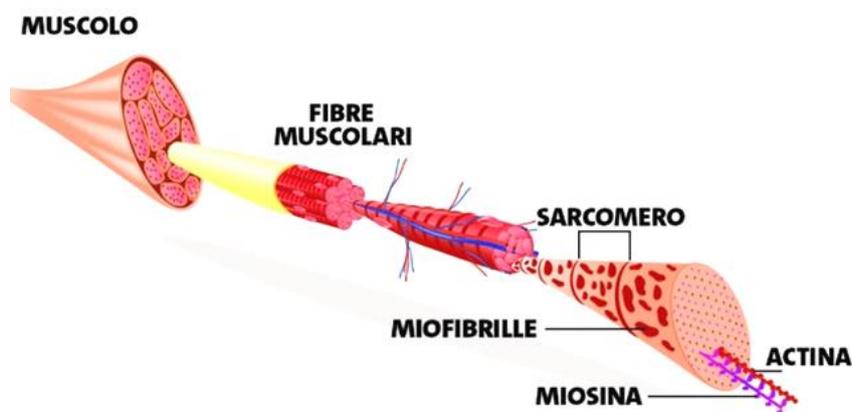


Figura 10 schematizzazione della struttura del muscolo tratto da: il sistema muscolare salesianibra.it

Le prime sono più piccole di diametro, producono forze inferiori, presentano velocità di contrazione meccanica e di conduzione elettrica inferiori e sono più resistenti alla fatica rispetto alle seconde che hanno velocità di contrazione meccanica, conduzione elettrica e producono forze superiori oltre ad essere più grandi e meno resistenti alla fatica. Proprio la struttura delle miofibrille, che presentano l'alternanza di bande scure e chiare, conferisce l'aspetto "striato" al muscolo. L'unità strutturale e funzionale di questa alternanza è detta sarcomero che è costituito

da filamenti spessi e sottili delimitati dalle così dette linee Z; i filamenti sono l'actina e la miosina che sono le principali proteine muscolari. La contrazione muscolare comporta un'interazione tra i filamenti spessi e sottili, in quanto i filamenti sottili possono scivolare sui filamenti spessi, provocando un avvicinamento delle strie Z. Il meccanismo di contrazione parte da un impulso nervoso per arrivare, grazie ad energia sotto forma di adenosintrifosfato (ATP) e a processi biochimici, a generare una forza che, attraverso il tendine, si trasmette alla leva ossea, consentendo il movimento. Più nel dettaglio il sistema nervoso centrale (SNC) genera uno stimolo elettrico che si propaga lungo le cellule nervose del midollo spinale e arriva alla giunzione neuromuscolare (cioè la zona di sinapsi tra una fibra muscolare e l'assone di un motoneurone) tramite un α -motoneurone (Figura 11). Qui, grazie ad un neurotrasmettitore, l'acetilcolina, si ha un'eccitazione della fibra ed una depolarizzazione che, partendo da questa zona di innervazione si propaga fino ai tendini in entrambe le direzioni. Ogni α -motoneurone innerva, tramite le sue diramazioni, parecchie fibre muscolari, queste strutture messe insieme costituiscono la più piccola unità funzionale che descrive il controllo neurale della contrazione muscolare ed è chiamata Unità Motoria (MU). Il numero di MU reclutate e la frequenza di attivazione delle MU combinate insieme modulano la forza esercitata durante le contrazioni volontarie. La depolarizzazione avviene grazie alla membrana delle fibre muscolari, il sarcolemma, che è permeabile agli ioni sodio Na^+ e potassio K^+ , i quali possono passare attraverso la membrana grazie alla presenza di specifici canali (Figura 12). A riposo esiste una differenza di potenziale V_m tra interno ed esterno della fibra muscolare di circa -70mV dovuta alle

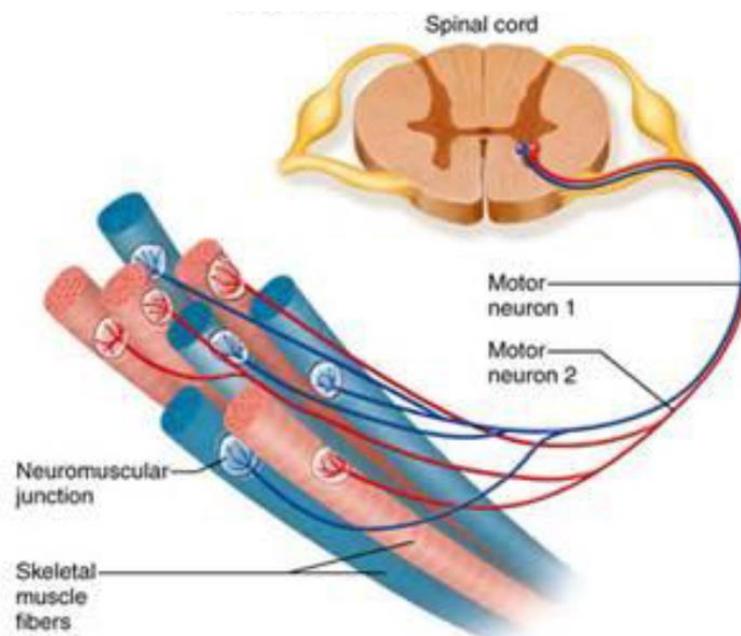


Figura 11 rappresentazione schematica di due motoneuroni tratto da slide del corso di riabilitazione, professor Gazzoni

concentrazioni ioniche (alta concentrazione ioni Na^+ fuori dalla cellula) e mantenuta costante dall'attività delle pompe sodio potassio che svolgono un trasporto attivo (contro gradiente di concentrazione). Se in un punto della membrana, a causa di un evento eccitatorio, si supera un certo potenziale di soglia si ha un ingresso massiccio di ioni sodio che portano alla depolarizzazione della membrana e alla generazione di un potenziale di azione, la differenza di potenziale raggiunge velocemente un valore di circa 30mV. Alla fase di depolarizzazione è seguita una fase di ripolarizzazione guidata dall'apertura dei canali del potassio con conseguente flusso degli ioni K^+ verso l'esterno della cellula. Il potenziale di azione, partendo dalla giunzione neuromuscolare, è in grado di far rilasciare ioni calcio (Ca^{2+}) nello spazio intracellulare che insieme ad una serie di processi chimici concatenati portano alla contrazione della fibra muscolare. Il potenziale si propaga in tutte e due le direzioni, ma sfruttando il periodo refrattario che si crea durante la depolarizzazione, la propagazione avviene sempre in avanti e non indietro. Compreso come avviene fisiologicamente la contrazione muscolare se si vuole prelevare informazioni sull'attività dei muscoli bisogna prelevare un segnale elettromiografico (EMG) che sarà spiegato nel prossimo paragrafo.

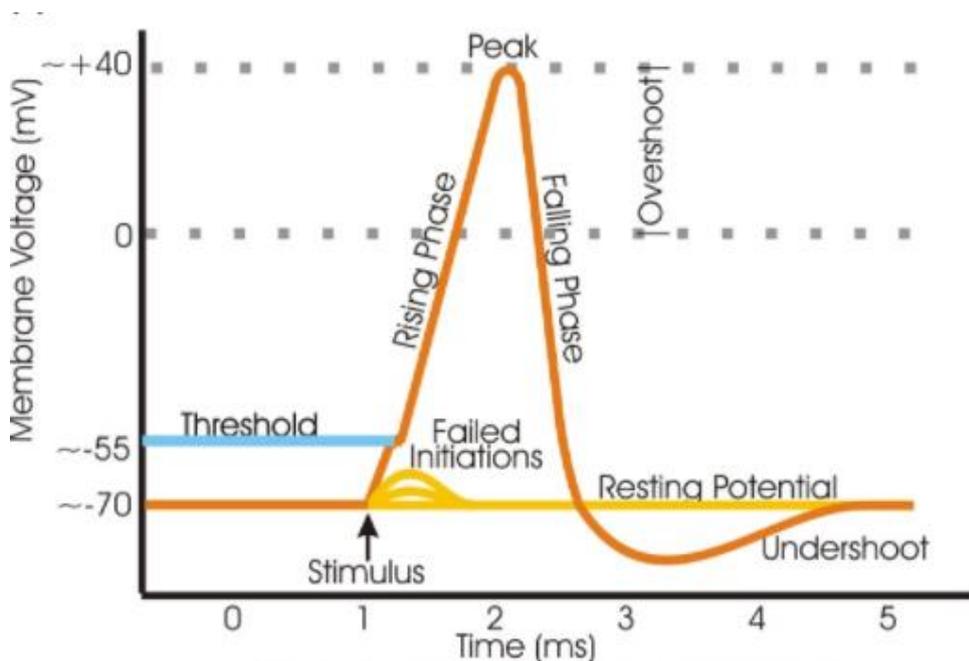


Figura 12 potenziale d'azione tratto da Wikipedia

Introduzione elettromiografia

L'elettromiografia è una tecnica diagnostica che permette la registrazione e l'analisi del segnale mioelettrico, ovvero del bio-potenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione. Questo segnale, generato secondo le modalità spiegate nei capitoli precedenti, può essere rilevato con adeguate apparecchiature per poter trarre importanti informazioni sull'attivazione muscolare. La prima registrazione del segnale mioelettrico avvenne a metà del XIX secolo da Raymond ma solo verso la fine del secolo successivo le tecniche di prelievo e di elaborazione subirono un notevole sviluppo. All'inizio veniva utilizzata una tecnica invasiva con elettrodi ad ago che si posizionavano direttamente sulle fibre muscolari ma una tecnica meno invasiva come l'elettromiografia di superficie ha riscosso sempre più successo visto i notevoli vantaggi e le nuove applicazioni cliniche possibili. Tra i vantaggi dell'elettromiografia di superficie oltre la tollerabilità e i minori rischi della tecnica si ha una migliore comprensione su informazioni anatomiche e geometriche delle unità motorie più superficiali (per esempio sulla zona di innervazione) ma soprattutto una visione globale dell'attività di un muscolo o di un gruppo muscolare (Figura 13). Questo porta alla possibilità di valutare più efficacemente l'effetto della fatica muscolare oppure l'effetto di un farmaco ma anche la possibilità di studiare movimenti dinamici e di più muscoli contemporaneamente (per esempio le sinergie muscolari). Sono numerose le applicazioni e gli usi possibili dell'EMG, le principali sono:

- Ricerca medica, per ortopedia, chirurgia, neurologia (deficit periferico di forza o sensibilità);
- Riabilitazione, post-operatoria, post-incidente, fisioterapia;
- Ergonomia, prevenzione del rischio (risposta dei muscoli), design ergonomico;
- Sport, biomeccanica, analisi del movimento, allenamento degli atleti (performance muscolare), riabilitazione sportiva.

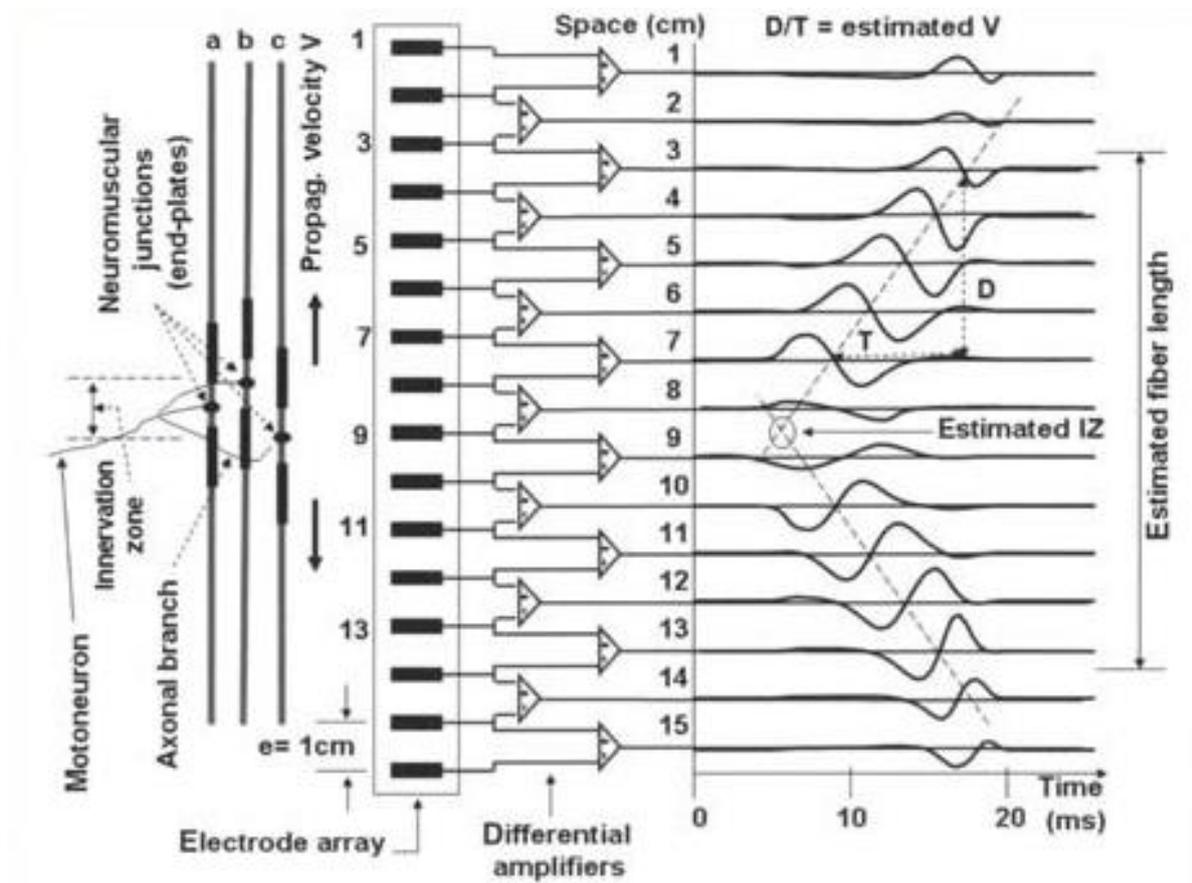


Figura 13 Esempio di prelievo differenziale con una schiera di 16 elettrodi con simulazione di una unità motoria (a sinistra) ed un esempio di segnale elettromiografico in cui si vede la propagazione lungo le fibre con la forma a "V" (a destra). Tratto da Barbero M., Merletti R., Rainoldi A. (2012) *Generation, Propagation, and Extinction of Single-Fiber and Motor Unit Action Potentials*. In: *Atlas of Muscle Innervation Zones*. Springer, Milano. https://doi.org/10.1007/978-88-470-2463-2_3

Segnale EMG

Un muscolo è costituito da tante unità motorie differenti dislocate in maniera irregolare che portano a delle differenze nel punto di innervazione e nella velocità di conduzione delle fibre di una unità motoria. Queste differenze fanno sì che le sorgenti di campo elettrico non siano perfettamente allineate nello spazio e quindi anche il tempo che il segnale impiega ad arrivare agli elettrodi di prelievo posizionati sulla cute sarà diverso. Ne consegue che il segnale risultante sarà la somma dei segnali delle singole unità motorie sfalsati nel tempo ed è indicato come Motor Unit Action Potential (MUAP). La singola unità motoria viene solitamente attivata più volte durante un movimento e quando ciò avviene si ha un treno di MUAP che sommati con i potenziali derivanti dalle altre unità motorie costituiscono il segnale mioelettrico di superficie (sEMG). La situazione appena descritta in cui il sistema nervoso attiva le unità motorie con frequenza diversa e che si sommano in modo asincrono generando un segnale interferente avviene con le contrazioni volontarie. Se invece il muscolo venisse stimolato dall'esterno da un sistema artificiale che genera una corrente in grado di far attivare le unità motorie i vari MUAP sarebbero tutti sincroni. Il segnale EMG di una contrazione volontaria nel caso di segnale di superficie può essere descritto con una distribuzione gaussiana delle ampiezze che variano da centinaia di μV_{pp} (picco-picco) a qualche mV_{pp} , con il maggior contributo in frequenza nella banda tra 10 e 400 Hz. Per il prelievo di segnale elettromiografico è necessaria una catena di amplificazione per bio-potenziali ed è costituita principalmente da:

- elettrodi di prelievo;
- un amplificatore;
- blocco di filtraggio del segnale;
- un convertitore analogico/digitale.

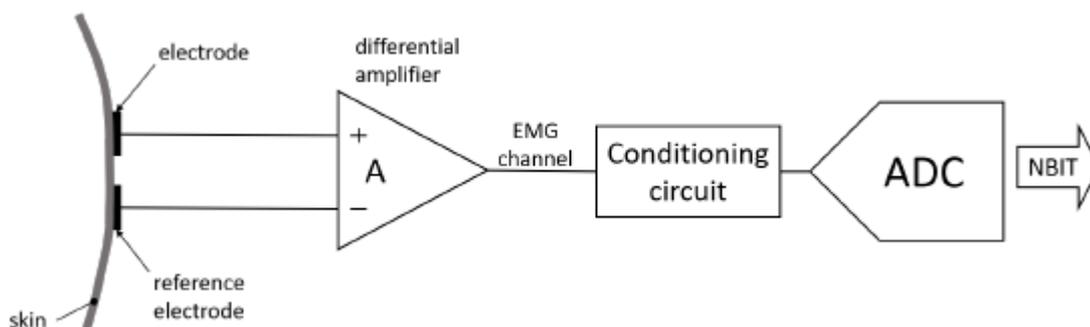


Figura 14: schema a blocchi della catena di prelievo e amplificazione del segnale EMG.

Il segnale per poter essere rilevato dal sistema di prelievo (gli elettrodi) deve passare attraverso uno strato corporeo costituito da cute e tessuto adiposo il cui comportamento è assimilabile ad un filtro passabasso. Una volta generato nel muscolo il segnale subisce delle “distorsioni” dovute ai tessuti che attraversa e va da sé l’importanza di conoscere le caratteristiche e la causa di questa fonte di rumore fisiologico per poter interpretare correttamente i segnali prelevati. A tale scopo viene studiata l’interfaccia tra l’elettrodo e la cute sia in termini di anatomia sia in termini di modellizzazione del suo comportamento in maniera ingegneristica. Lo strato di derma più in profondità è un tessuto connettivo denso ed irregolare e può essere modellizzato come un resistore; successivamente si trova uno strato basale, nel quale si generano le nuove cellule, ed uno strato corneo, rappresentabile con un parallelo tra una capacità e una resistenza, il tutto in serie ad un generatore di tensione. Anche la modellizzazione delle condizioni di sudorazione è rappresentata da un generatore di tensione in serie ad un parallelo tra una resistenza e una capacità. Il gel invece, essendo un elettrolita, ha un comportamento assimilabile ad un resistore; infine c’è la modellizzazione dell’elettrodo tramite la serie di un parallelo tra una capacità e una resistenza con il potenziale di semi cella (Figura 15). Gli elettrodi devono agire da trasduttori ovvero devono convertire la corrente ionica, causata dal flusso ionico in corrispondenza della membrana cellulare, in corrente elettrica data dagli elettroni che fluiscono all’interno del materiale di cui è composto l’elettrodo. Solitamente si usano elettrodi in Ag/AgCl che sono un buon compromesso per svolgere questo compito. È importante ricordare che il segnale EMG è influenzato da diversi fattori:

- l'orientamento delle fibre;
- la presenza di zone di innervazione sottostanti gli elettrodi;
- la variazione della distanza interelettrodica (soprattutto nel caso di sistema di prelievo bipolare);
- lo spessore del tessuto sottocutaneo che è prevalentemente di tipo adiposo (Farina et al. 2008) e va ad influenzare l'ampiezza del segnale con un comportamento simile ad un filtro passa-basso.

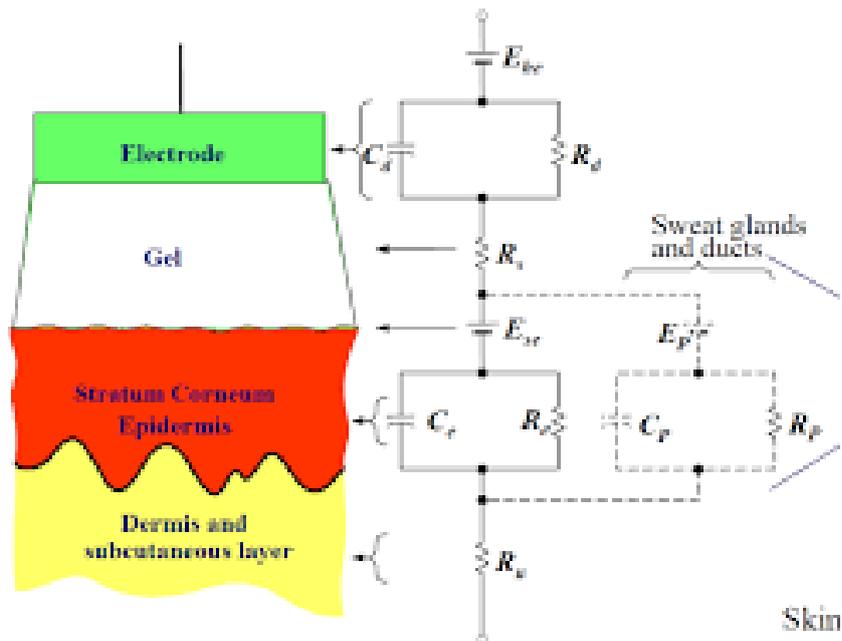


Figura 15: modello completo dell'interfaccia elettrodo-cute.

Modalità di prelievo

Le modalità di prelievo più comuni sono monopolare (Figura 16) e singolo differenziale ma spesso vengono combinate insieme per ottenere migliori caratteristiche di acquisizione. Con la prima modalità il prelievo viene effettuato utilizzando un elettrodo posto al di sopra della zona muscolare e uno di riferimento, posto lontano dal primo, al di fuori della zona elettricamente attiva, normalmente in corrispondenza di una protuberanza ossea. Il segnale prelevato è la differenza tra i due elettrodi ed è il risultato di contributi provenienti da un elevato numero di sorgenti di segnale mioelettrico ed è estremamente sensibile a vari disturbi quali: accoppiamento capacitivo del paziente con la rete elettrica, interferenza proveniente dall'attività di muscoli vicini (crosstalk), artefatto da stimolazione elettrica. Tuttavia, questa tecnica fornisce la massima informazione estraibile dal segnale EMG ed è per questo ancora utilizzata molto spesso soprattutto per l'acquisizione con sistemi con un alto numero di elettrodi.

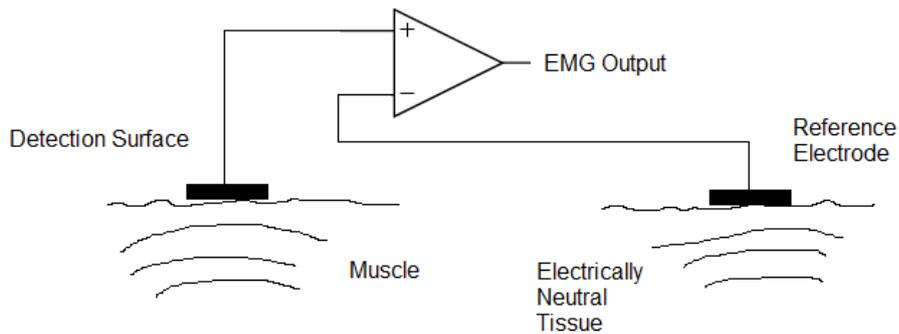


Figura 16 Configurazione di acquisizione monopolare

La seconda, detta anche bipolare, si ha quando viene effettuata la differenza tra i segnali prelevati da due elettrodi posti sopra al muscolo, generalmente nella parte di ventre muscolare. Normalmente la distanza tra due elettrodi è di 1-2 cm e cambiando fa variare il volume di muscolo indagato ovvero il volume di prelievo che è tanto maggiore quanto la distanza tra i due elettrodi è maggiore. Anche in questo caso viene posto un elettrodo di riferimento in una zona del corpo non interessata dalla contrazione. Il risultato che si ottiene è quello di un filtro spaziale e in questo modo vengono attenuate le componenti di modo comune. Due sistemi singoli differenziale in serie formano un nuovo sistema di prelievo chiamato doppio differenziale ed è particolarmente vantaggioso nel caso in cui si vuole una risoluzione spaziale maggiore. Per poter indagare meglio la distribuzione dell'attività muscolare, si è passati all'utilizzo dell'elettromiografia di superficie ad alta densità, ovvero all'uso di matrici di elettrodi, in modo da avere un'informazione bidimensionale e quindi in modo tale da vedere la distribuzione del potenziale nell'area studiata [27]. Infatti, l'informazione ottenuta da una coppia di elettrodi è piuttosto limitata ed influenzata dalla distanza interelettrodica a cui vengono posti gli elettrodi. Il prelievo del segnale EMG di superficie in modalità multicanale consiste nella registrazione del segnale in più punti al di sopra del muscolo e come detto in precedenza, avviene nella modalità monopolare. Gli elettrodi al di sopra del muscolo possono essere disposti lungo la direzione delle fibre muscolari, perpendicolarmente a questa o in entrambe le direzioni. L'informazione raccolta può quindi essere ritenuta più completa rispetto a quella ottenuta dal sistema di prelievo bipolare classico.

Elettromiografia in dinamica

Un ramo importante che si sta sviluppando sempre di più negli ultimi anni grazie all'avvento di nuove tecnologie è il segnale muscolare prelevato in condizioni dinamiche. Sebbene si tratti sempre di misurare un'attività muscolare, nascono diversi problemi e anche i metodi applicati cambiano. L'elettromiografia dinamica è particolarmente utile quando si vogliono analizzare più muscoli contemporaneamente durante una particolare attività oppure la sequenza e la durata con cui essi partecipano all'azione. Un esempio classico è dato dall'analisi del cammino che risulta particolarmente utile nel caso di diagnosi di malattie, nel percorso di riabilitazione, nell'ambito sportivo e consiste nel registrare segnale muscolare con elettrodi posizionati in punti specifici sugli arti inferiori durante una deambulazione. I principali problemi dell'elettromiografia in condizioni dinamiche sono:

- Artefatti da movimento dovuti allo scorrimento del muscolo sotto la pelle, durante l'accorciamento dovuto alla contrazione. La variazione di geometria determina dei cambiamenti spuri sia per quanto riguarda la forma sia per quanto riguarda l'ampiezza dei MUAP prelevati.
- L'interfaccia elettrodo-cute può non essere stabile durante la prova e generare dei potenziali spuri dovuti per esempio ad un parziale scollamento della matrice, dal variare dell'impedenza dell'elettrodo dovuta al sudore o da movimenti relativi della strumentazione. Lo spettro in frequenza di questi tipi di interferenze è solitamente localizzato in basse frequenze, fino a circa 25 Hz, cioè parzialmente sovrapposto al segnale utile. Per rimuoverli correttamente senza distorcere la misura è necessario adottare tecniche diverse dal normale filtraggio.
- Il crosstalk: ovvero l'attività di un muscolo vista da elettrodi posizionati su altri muscoli; il campo elettrico generato da un muscolo propaga attraverso il muscolo stesso, altri muscoli, lo strato adiposo e la cute e può essere rilevato da elettrodi posizionati su altri muscoli. Il crosstalk è maggiormente evidente durante le contrazioni dinamiche per le maggiori velocità e i maggiori movimenti in gioco e può influenzare negativamente l'analisi dei segnali.

Posizionamento e EMG ad alta densità di elettrodi

In letteratura si è sempre utilizzato un metodo di acquisizione del segnale elettromiografico bipolare, ovvero con due elettrodi che individuano un volume di prelievo, che è la zona del muscolo analizzato. Tuttavia, studi più recenti hanno evidenziato come in certi muscoli si ha un'attivazione localizzata per varie porzioni del muscolo, ovvero che per compiti diversi uno stesso muscolo attiva diverse regioni. Per questo motivo un sistema di acquisizione bipolare non risulta rappresentativo di tutto il muscolo ma solo di una porzione di esso, quella sotto il volume di prelievo (Figura 17). Una matrice con tanti elettrodi se posizionata su tutto il muscolo porterebbe al superamento di questo limite imposto dalla strumentazione in quanto, sarebbe in grado di fornire una mappa di quello che succede nell'intero muscolo [12]. In questa ottica sono stati fatti alcuni studi che sottolineano l'attivazione localizzata in varie condizioni: per esempio il gastrocnemio mediale si attiva diversamente tra la porzione prossimale e la porzione distale durante la postura eretta ma anche durante attività più dinamiche e durante la stimolazione elettrica [28], inoltre è stato studiato che anche quando è soggetto a fatica muscolare l'attività muscolare del gastrocnemio mediale si sposta in una zona più distale [29]. Anche per quanto riguarda il retto femorale è stata analizzata la localizzazione dell'attività muscolare in diversi task, per esempio durante un esercizio di flessione dell'anca si attiva maggiormente una zona prossimale mentre per una flessione del ginocchio si attiva maggiormente la porzione distale, anche durante la locomozione il muscolo retto femorale non ha gli stessi livelli di attività su tutto il muscolo [30], [31]. Per quanto riguarda il bicipite femorale in uno studio abbastanza recente è stato dimostrato come il posizionamento degli elettrodi non fosse un punto critico in quanto non si evidenziano particolari differenze nella localizzazione dell'attività [32]. Da questi studi si apprende come, soprattutto in muscoli bi-articolari, il pattern di attivazione varia in base al task e alla porzione di muscolo coinvolto, tuttavia, le condizioni in cui sono stati fatti questi esperimenti non sono dinamiche come una prova di sprint. In letteratura alcuni gruppi di ricerca hanno provato ad indagare la localizzazione dell'attività durante la corsa; in particolare [33] hanno analizzato 5 muscoli degli arti inferiori durante il cammino e la corsa su un tapis roulant utilizzando matrici di elettrodi con 64 elettrodi (disposti su 13 righe e 5 colonne).

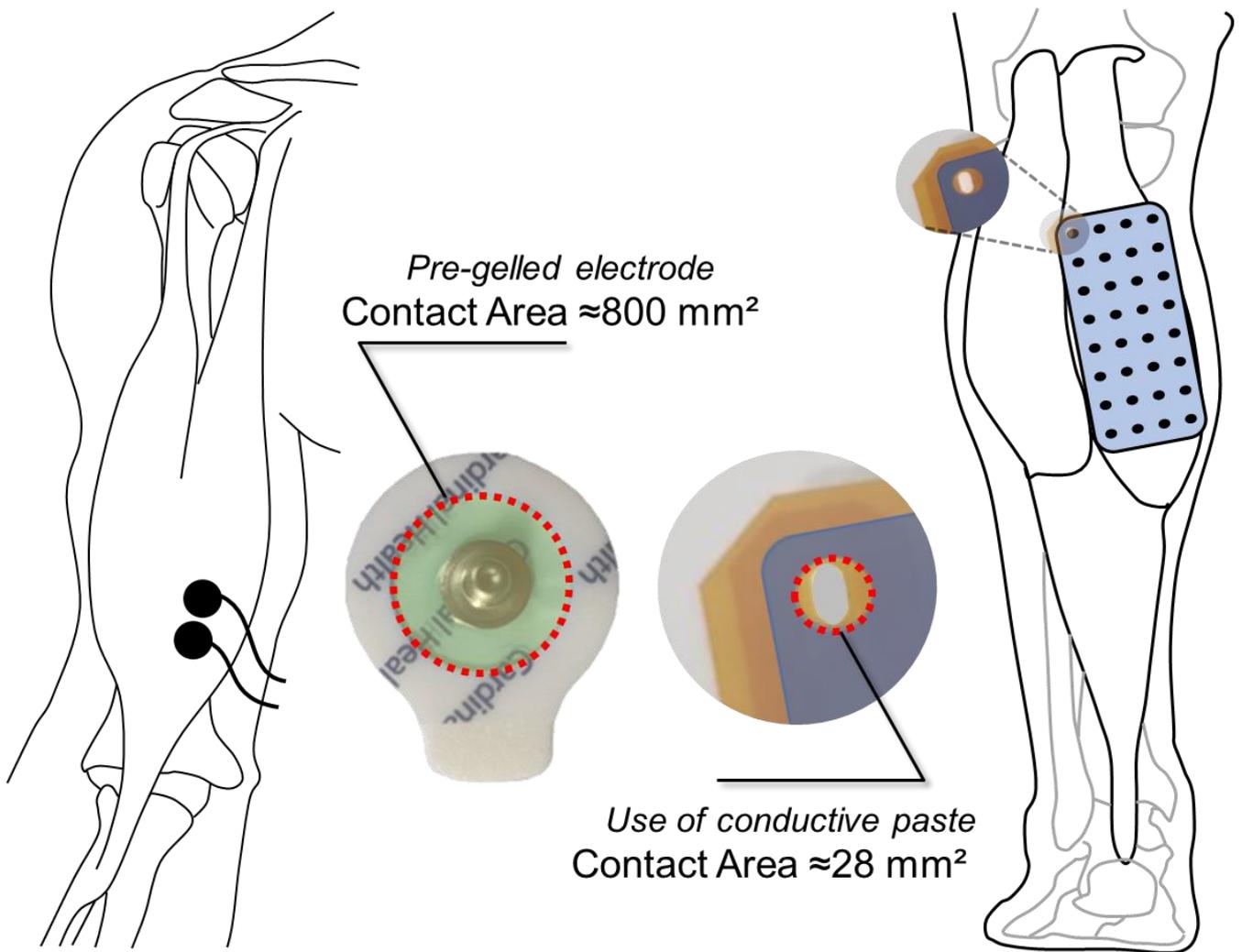


Figura 17 sistema di acquisizione bipolare a sinistra e una matrice di elettrodi a destra

MATERIALI E METODI

Soggetti:

Sono stati presi 10 atleti con almeno 5 anni di tesseramento presso una federazione di atletica leggera (9 di nazionalità italiana e 1 spagnola) e che non abbiano subito infortuni gravi agli arti inferiori negli ultimi 6 mesi. I 10 soggetti hanno un'altezza nel range [168; 198] cm, una massa corporea [59; 83] kg ed un'età [19; 31] anni. Gli atleti hanno un record personale di almeno 700 punti delle tabelle di punteggio World Athletics [34] nella gara di sprint, più nello specifico vuol dire che detengono un personal best inferiore a 11.66 secondi nei 100 metri. Tutti i soggetti sono corridori esperti, che si allenano più di 5 volte a settimana e sono impegnati in eventi agonistici da almeno 3 anni. Le procedure sperimentali sono conformi alla Dichiarazione di Helsinki e sono state approvate dal Comitato etico regionale.

Da tenere presente che i soggetti dello studio non sono tutti degli specialisti della velocità breve, anzi, la maggior parte dei soggetti sono specialisti dei 400 metri o 400 metri ad ostacoli con dei picchi anche superiori ai 1000 punti nella suddetta tabella (per esempio 51.05 s nei 400 metri ostacoli oppure 47.19 nei 400 metri); altri soggetti sono invece specialisti delle prove multiple o degli ostacoli alti (110 m con ostacoli). Tuttavia, il tempo medio e la deviazione standard dei personal best nei 100 metri dei 10 soggetti sono rispettivamente: $11,06 \pm 0,27$ s (secondi), inoltre essendo tutti atleti giovani e nel pieno della loro attività i migliori risultati sono stati ottenuti o nell'anno in corso oppure negli anni precedenti. Un consenso informato è stato firmato da ogni soggetto interessato dallo studio fornendo le informazioni su cosa dovessero svolgere e per sottolineare la volontarietà nel partecipare allo studio (vedi Allegato A in fondo alla tesi). Prima delle prove vengono presi alcuni parametri anatomici sui soggetti, come per esempio la lunghezza della gamba e della coscia ma anche il posizionamento delle matrici rispetto a dei punti di repere anatomici.

Protocollo sperimentale:

Il protocollo sperimentale segue la falsa riga degli studi fatti dal gruppo di ricerca [10] in condizioni dinamiche su velocisti. Gli atleti eseguono un riscaldamento libero per circa 40 min (a piacimento per ogni singolo atleta), la sessione di riscaldamento è stata pensata per sopprimere qualsiasi potenziale danno muscolare derivante dalle prove sperimentali, in cui ai soggetti è stato richiesto di correre a velocità massimale [24]. Dopo il riscaldamento, i soggetti hanno eseguito uno sprint di 80 m su una corsia di una pista ufficiale di 400 m.

Durante il riscaldamento gli atleti solitamente partivano con 5/10 minuti di corsa lenta, dopo di che effettuavano degli esercizi di stretching (generalmente dinamico) seguito da andature di corsa ad intensità crescente, per arrivare a fare degli allunghi/ progressivi su distanze variabili a seconda del soggetto per ottimizzare il riscaldamento. Solitamente gli atleti indossavano le scarpe chiodate per fare delle accelerazioni ed essere pronti per svolgere la prima prova di 80 metri, svolta nelle condizioni standard di allenamento del soggetto (indumenti a scelta del soggetto, scarpe chiodate e senza matrici ed amplificatori collegati). Lo scopo è quello di prendere il tempo di riferimento per le prove successive e poter fare un confronto a livello cronometrico dell'invasività del set up sperimentale.

Lo sprint inizia con il soggetto in posizione accovacciata a tre punti (Figura 2), dopo l'emissione di un comando audio da parte dello sperimentatore. La durata della prova di sprint è stata misurata con un cronometro manuale (Motus chronometry millennium MT50, sensibilità 1/1000 s) e poi presa come riferimento per definire la velocità di corsa media massima.

Dopo questa prima prova massimale il soggetto viene preparato per i successivi test e nello specifico vengono inserite due solette con sensori di pressione nelle scarpe chiodate, 2 sensori inerziali sul dorso delle stesse e due matrici di elettrodi con rispettivi amplificatori sui muscoli analizzati. Analogamente allo studio di Kuitunen et al [10], una volta completata la prova di sprint, sulla stessa porzione di pista di 80 m e partendo dalla posizione accovacciata a tre punti, ai soggetti è stato chiesto di correre due volte a tre diverse velocità: 70%, 85% e 100% della velocità massima; dove vengono registrati l'attività EMG e i parametri spazio-temporali.

Ad ogni soggetto è richiesto di mantenere il più possibile la velocità costante negli ultimi 40m della prova che sono la zona target e di rispecchiare l'andamento usuale delle gare di velocità

anche a velocità inferiori, ovvero con una fase di accelerazione iniziale, una fase di massima velocità e una di leggera decelerazione finale.

Le prove sono considerate valide se la velocità del soggetto è sensibilmente simile al target ed alla fine di ogni prova viene verificato che l'acquisizione sia andata a buon fine visualizzando il segnale (Figura 18). Per poter visualizzare il segnale subito dopo le prove di corsa viene condivisa una cartella Dropbox tra cellulare e computer per il trasferimento dei dati e su quest'ultimo viene lanciato uno script Matlab per vedere tutti i segnali appena raccolti. Quando si sono evidenziati dei problemi nei segnali la prova è stata ripetuta dopo un recupero adeguato, i problemi che si sono riscontrati sono legati ad un problema di visualizzazione del segnale di trigger nel 33-esimo canale o una perdita di pacchetti delle sonde durante la fase di corsa di interesse. Tra le varie prove di velocità un recupero di 3-5 min è stato definito per agevolare il soggetto a compiere lo sforzo e per evitare che si raffreddasse, come svolto da [35], il recupero è variabile in base alle necessità del soggetto ed in genere un recupero minore è stato utilizzato dopo le prove sub massimali (85% e 70%) e maggiore prima e dopo la prova massimale. La partenza delle varie prove avviene su tre appoggi (un braccio a terra).

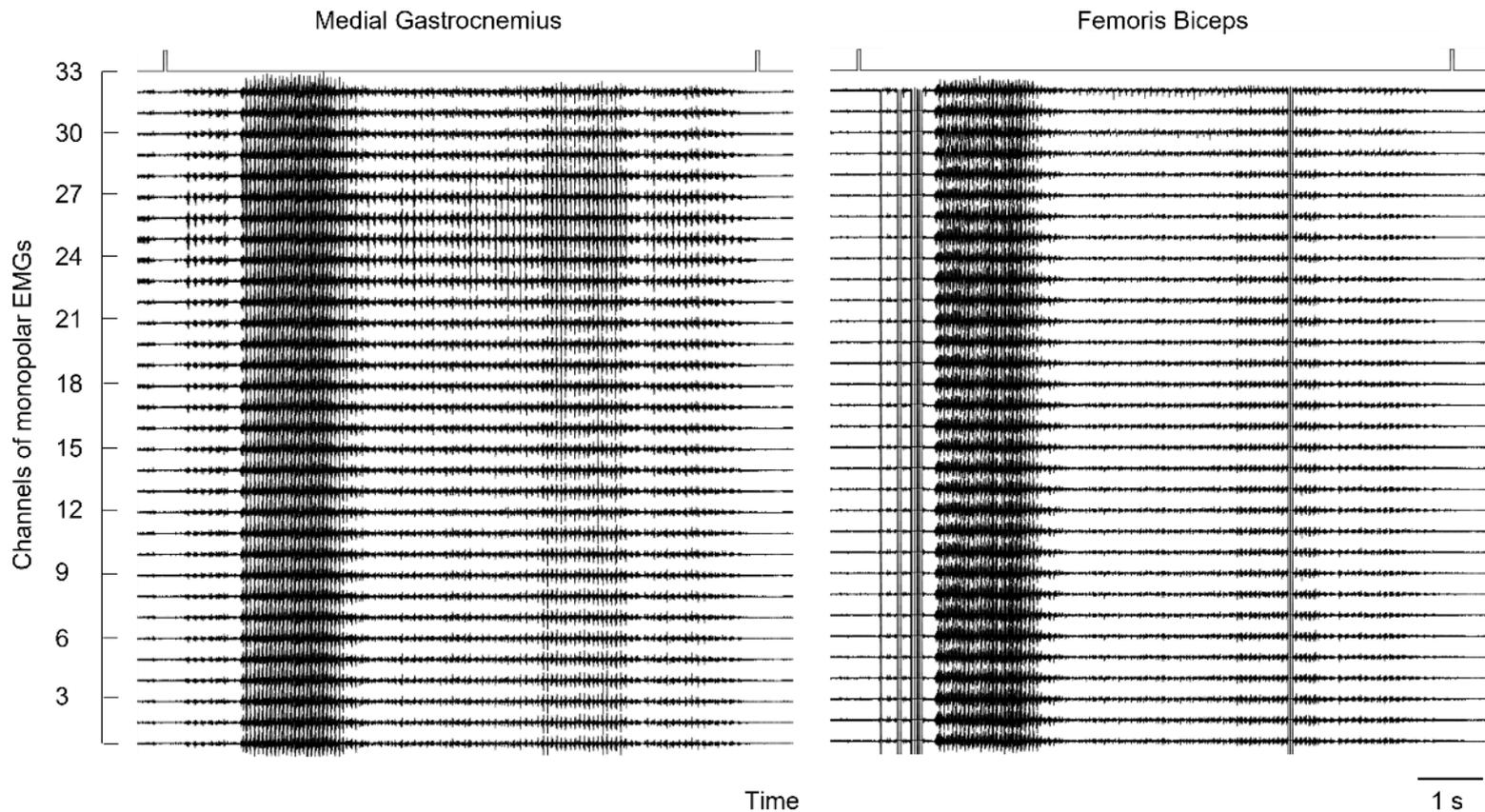


Figura 18 rappresentazione dei segnali subito dopo l'acquisizione in cui il 33-esimo canale rappresenta il trigger, il tracciato rappresenta una camminata iniziale, la prova di corsa di 80 metri e poi il ritorno camminando prima del secondo stimolo di trigger.

Per poter acquisire il segnale durante una prova di corsa in condizioni così dinamiche occorrono ovviamente dei sistemi wireless e degli accorgimenti per permettere di limitare gli errori. Il protocollo utilizzato prevede quindi l'utilizzo di due telefoni cellulari fissati sulle braccia del soggetto tramite appositi portacellulare da braccio con schermo trasparente e touch per permettere di registrare il segnale muscolare. Per una maggiore sicurezza i cellulari vengono fissati al braccio anche con delle fascette, mentre invece per ridurre al minimo artefatti da movimento ed interferenze le matrici e le sonde sono state ancorate alla cute tramite un nastro adesivo (Hypafix) e i cavi, che con il loro movimento creerebbero interferenze nel segnale, vengono fissati con delle bende autoadesive ma non adesive con la cute.



Figura 19 posizionamento delle matrici di elettrodi e dei due amplificatori su gastrocnemio e bicipite femorale di un soggetto dello studio

Strumentazione e preparazione:

Segnale EMG

Una precisa procedura è da seguire passo-passo per preparare gli elettrodi ed i soggetti nel modo corretto:

- scegliere il sistema di prelievo: nel nostro caso matrice 16x2 (15 mm di distanza interelettrodica tra le righe e 10 mm tra le due colonne) su Bicipite Femorale e matrice 32x1 (5 mm di distanza interelettrodica) su Gastrocnemio Mediale. Queste matrici sono state selezionate tra quelle disponibili in laboratorio in modo tale che, una volta applicate sulla cute, avessero una lunghezza comparabile con quella del muscolo sottostante.
- un foam bi-adesivo di dimensioni adeguate al sistema di prelievo di segnali EMG viene selezionato e ritagliato con lo scopo di creare una superficie adesiva che va in contatto con la matrice per stabilizzare il contatto. Stando attenti a centrare correttamente il foam in corrispondenza degli elettrodi si toglie il film e si appiccica sulla matrice dal lato corretto (nel nostro caso il lato del foam meno lucido)
- Una pasta conduttiva viene posizionata sugli elettrodi per riempire i vuoti d'aria tra la superficie metallica e quella cutanea con lo scopo di fornire un'interfaccia elettrodo-cute stabile. Deve essere riempito il foro con l'elettrodo sottostante con uno strato fine e regolare di pasta conduttiva, inoltre bisogna fare attenzione che non ci sia pasta in eccesso che possa causare un corto circuito tra due o più elettrodi.
- Prima di posizionare le matrici sulla pelle bisogna rimuovere i peli nella porzione di interesse, dopo di che per pulire la pelle si usa una pasta abrasiva (Nuprep) che viene messa su un panno di carta e strofinata con vigore sulla pelle fino a vedere del rossore sotto la zona. A questo punto viene tamponata un po' la cute con un pezzo di carta umido.
- Viene rimossa anche il secondo film adesivo del foam (la parte lucida con il segno blu nel nostro caso) e si posiziona seguendo lo specifico protocollo. Nel nostro caso il posizionamento del bicipite femorale viene fatto seguendo le linee guida Seniam (<http://seniam.org/bicepsfemoris.html>) per un sistema di acquisizione bipolare, che prevede di individuare il 50% della distanza tra la tuberosità ischiatica e l'epicondilo laterale della tibia. Il punto individuato viene preso come centro della matrice 16x2 e

l'orientamento intorno a questo punto viene fatto seguendo l'anatomia del muscolo, per farlo correttamente viene fatta svolgere al soggetto una contrazione isometrica ad un angolo di circa 130° facendo una resistenza manuale per poi segnare i bordi del muscolo. Per quanto riguarda il gastrocnemio mediale il posizionamento viene fatto seguendo le indicazioni [36] nella quale la schiera di 32 elettrodi è posizionata 2 cm distalmente rispetto alla fossa poplitea e circa 2 cm più medialmente rispetto alla divisione tra gastrocnemio mediale e laterale; la linea di divisione tra mediale e laterale viene identificata chiedendo una contrazione volontaria al soggetto. La schiera è stata allineata parallelamente all'asse longitudinale del muscolo, posizionato in corrispondenza della massa del muscolo e con l'elettrodo più prossimale situato 2 cm distalmente alla fossa poplitea.

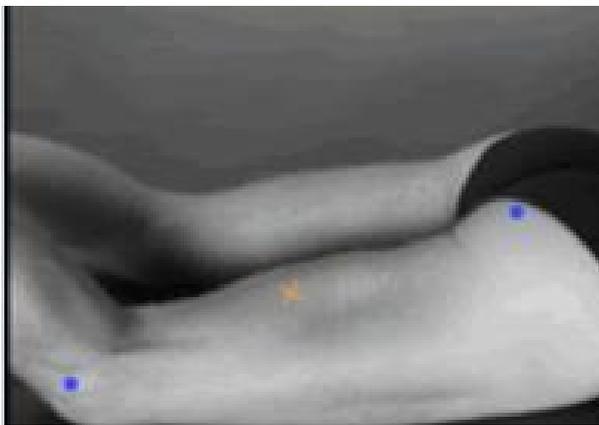


Figura 3 protocollo Seniam per il posizionamento di elettrodi bipolari sul muscolo bicipite femorale, tratto da Seniam.org

- Viene scelto un sito di posizionamento per l'elettrodo di riferimento: in genere si cerca una porzione di osso facile da identificare (malleolo, fibula, patella) o comunque una zona in cui il segnale neuromuscolare sia virtualmente assente. Nel nostro studio, per comodità, viene posizionato sulla fibula un elettrodo gellato a bottone che viene collegato agli amplificatori tramite un opportuno cavo, che sarà fissato per limitare il più possibile gli artefatti da movimento.
- Si collegano le sonde MEACS [16] alle matrici di elettrodi tramite apposito connettore aiutandosi con l'aiuto di una pinzetta. Le sonde vengono accese semplicemente premendo per 3 secondi il pulsante di accensione posto in un lato del dispositivo, aprendo il software *bp*® si possono vedere i segnali, controllare la qualità ed iniziare le acquisizioni. Prima di premere sul pulsante per iniziare la registrazione vengono inseriti i dati dell'atleta in modo che il software salvi tutto correttamente.

Il sistema sviluppato nel Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) è un amplificatore di segnali muscolari a 32 canali più uno ausiliario, facilmente utilizzabile con peso e dimensioni contenute (17 g, 3,4x3x1,5 cm). Le principali specifiche tecniche del sistema sono: il guadagno 192 ± 1 V/V, rapporto di reiezione di modo comune (CMRR) di 82 dB, frequenza di campionamento di 2048 sps e la larghezza di banda EMG 10 Hz – 500 Hz. Il sistema chiamato MEACS comunica in maniera wireless con il sistema di acquisizione che può essere installato su dispositivi diversi quali cellulari, tablet e computer, in più, l'assenza di cavi tra la matrice di elettrodi e il modulo di amplificazione lo rende ideale per protocolli sperimentali in dinamica, abbassando notevolmente gli artefatti da movimento (vedi "Elettromiografia in dinamica").



Figura 20 posizionamento delle matrici su un soggetto

Segnale inerziale

Due solette con 16 sensori di pressione (Padova, Italia; area di un sensore = 310 mm²; frequenza di campionamento = 100 Hz; soglia di forza = 5 N) vengono attaccate su una fine soletta e poi inserite nella scarpa chiodata del soggetto stando attenti a non piegare i sensori e a ricercare il massimo confort per l'atleta. Le solette sono collegate ad un'unità centrale che contiene anche un Magneto-IMU che viene accoppiata al soggetto tramite una clip che si lega con i lacci della scarpa sulla quale si posiziona la sonda [17]. I due sensori inerziali consentono di calcolare accelerazioni, velocità angolari e la proiezione del campo magnetico terrestre sui tre assi. Prima di partire con le prove il sistema ha bisogno di una calibrazione che viene fatta chiedendo al soggetto di restare qualche secondo fermo in appoggio mono podalico prima su un arto e poi

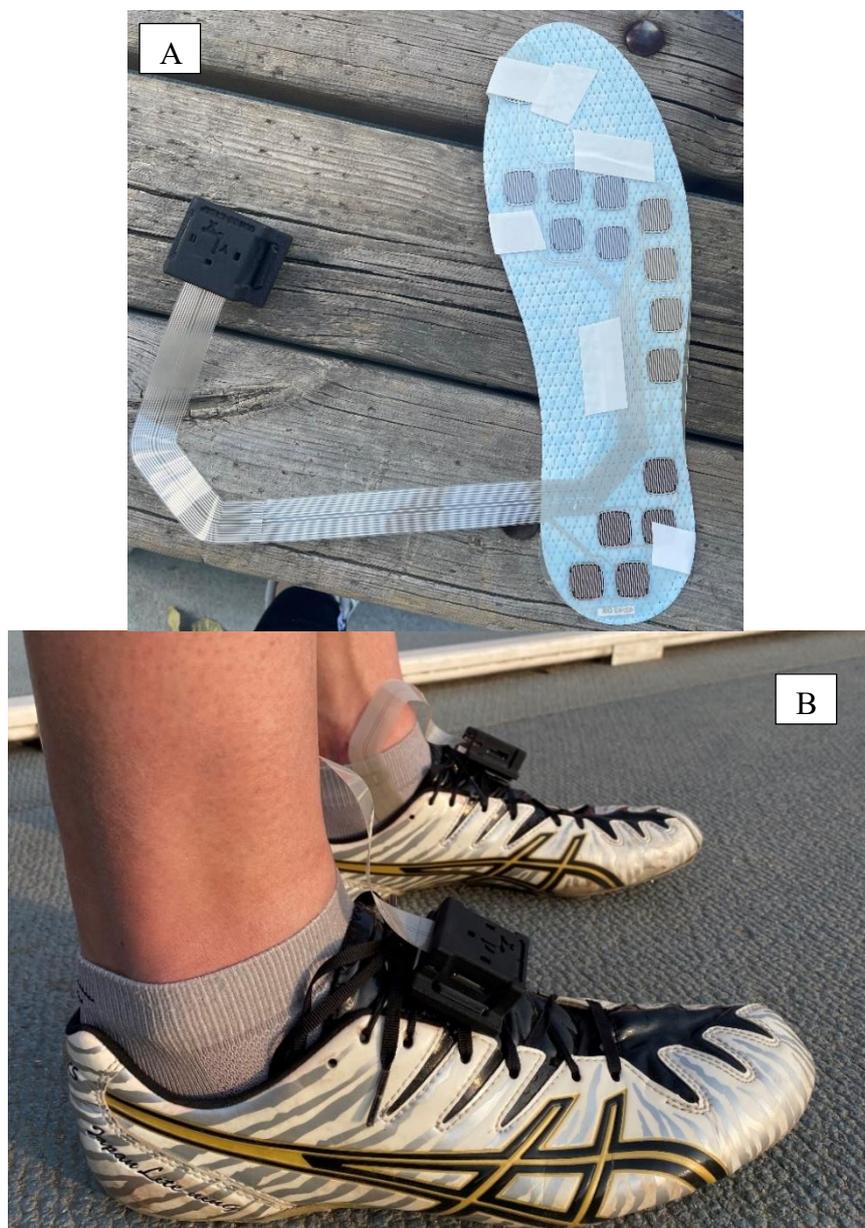


Figura 21 sistema INDIP costituito da una soletta con 16 sensori di pressione, protetta con una soletta di tessuto più morbido e sensore inerziale, pannello A; lo stesso sistema posizionato all'interno delle scarpe chiodate di un soggetto prima della prova di corsa, pannello B.

sull'altro, successivamente viene chiesto di fare qualche passo camminando. Durante le prove sperimentali i soggetti sono stati invitati a indossare le scarpe che preferivano, nelle quali sono state inserite le solette. I dati pressori e inerziali sono stati campionati a 100 Hz e memorizzati in un datalogger alloggiato all'interno dell'unità di controllo della soletta (Figura 21).

Sincronizzazione

I dispositivi (2 MEACS e 2 INDIP) sono sincronizzati tramite un sistema di trigger composto da un generatore di impulsi collegato ad un PC ed alla base degli INDIP, da due ricevitori collegati ai MEACS. Per quanto riguarda la sincronizzazione con il sensore inerziale avviene via bluetooth e viene fatto partire una sola volta prima delle acquisizioni e stoppato al termine della sessione, mentre la divisione tra le varie prove avviene grazie al fatto che il sensore riconosce sia l'impulso di trigger iniziale che quello di fine acquisizione. Nel caso dei MEACS invece viene fatta partire la registrazione manualmente prima di ogni prova, successivamente viene generato l'impulso ed il dispositivo permette di visualizzarlo nel 33esimo canale. In questo modo la sincronizzazione può avvenire con precisione identificando il fronte di salite dell'onda quadra dell'impulso di trigger. In questo modo vengono registrati i segnali grezzi sia di EMG sia dei segnali di pressione per circa 2 min, infatti, le acquisizioni vengono fatte partire vicino alla zona di partenza poi l'atleta si posiziona sulla linea e parte per la prova di corsa di 80 m. Alla fine della ripetuta, dopo il traguardo, l'atleta decellera e torna in zona di partenza camminando, dove viene inviato il secondo impulso di trigger che consente di stoppare l'acquisizione del sistema INDIP e dal software BP viene stoppata anche la registrazione dei segnali muscolari.

Processing del segnale:

Il ciclo di corsa è definito da due contatti iniziali dello stesso piede con il suolo. Il rilevamento dei contatti iniziali dai sensori di pressione si basa sul metodo proposto da Salis et al. e adattato alla velocità di corsa. Brevemente, gli istanti di salita dei segnali delle solette a pressione (cioè istanti di attivazione degli elementi di rilevamento) sono selezionati (**Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**). Poi, i cluster di almeno due elementi di rilevamento spazialmente vicini che si attivano con una distanza cronologica massima di 0,1 s sono identificati. Un contatto iniziale è definito come l'ultimo istante del primo cluster attivato in sequenza. Gli istanti degli appoggi espressi in campioni vengono opportunamente moltiplicati per una costante per passare dalla frequenza di campionamento dell'INDIP che è 100 Hz a

quella del MEACS: 2048 Hz. Solo gli appoggi tra il 40% del tempo impiegato per la prova e la fine della prova sono stati considerati nello studio.

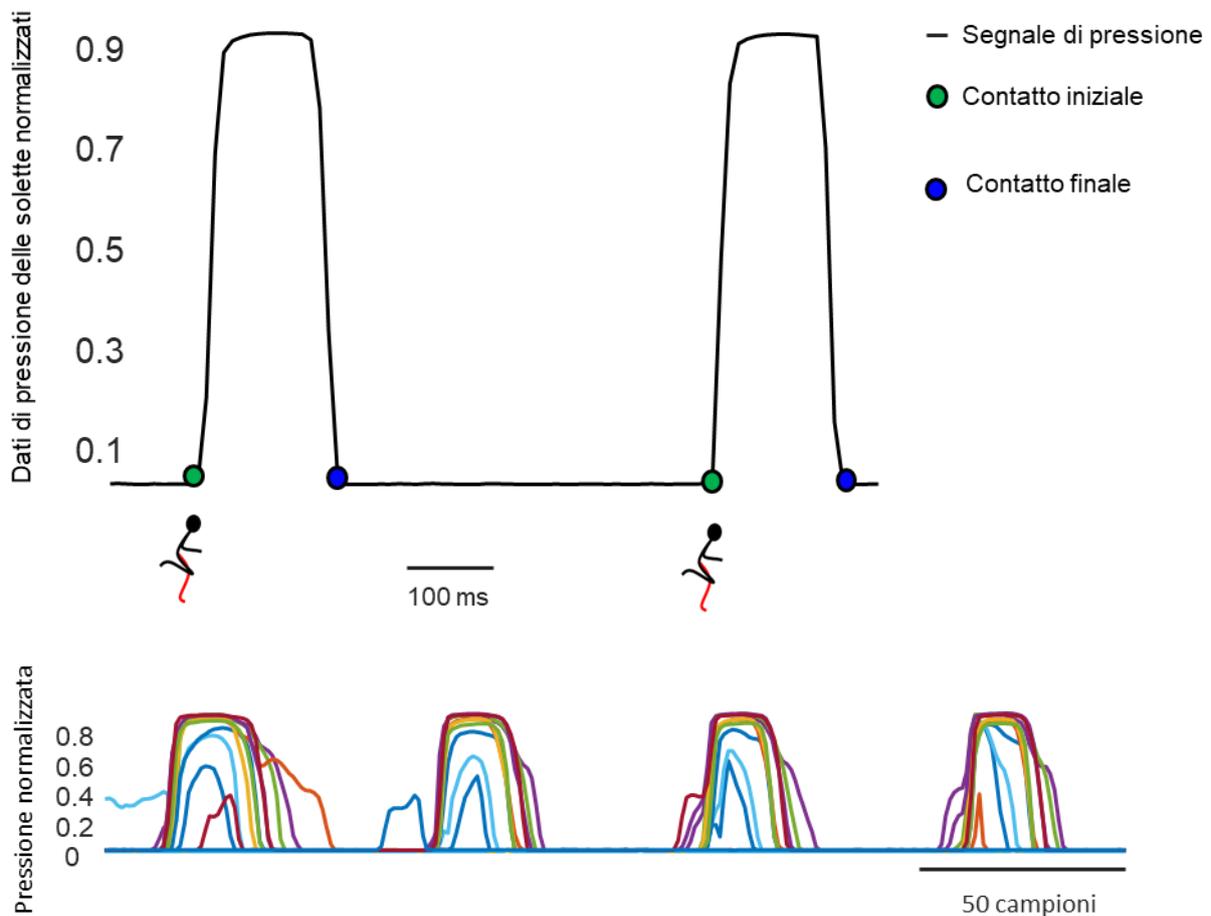


Figura 22 in alto un segnale di pressione di un sensore solo con la definizione degli istanti iniziali e finali; in basso: un segnale di pressione normalizzato dei 16 sensori di pressione delle solette durante una prova di corsa

I dati EMG vengono salvati in automatico dentro a delle cartelle con il nome dei soggetti, che viene inserito all'inizio delle prove sul software, e vengono caricati ed organizzati in delle strutture su Matlab grazie all'utilizzo di una tabella Excell sulla quale vengono inserite tutte le informazioni. Su Matlab il primo passaggio effettuato consiste nel controllare la qualità dei segnali per interpolare eventuali canali che presentano delle caratteristiche inaspettate, ovvero quei canali che magari per un problema di impedenza dell'elettrodo o per delle interferenze non presentano un andamento corretto. L'interpolazione viene effettuata sostituendo il tracciato del canale da interpolare con la media tra il canale precedente ed il canale successivo. Una volta effettuato questo passaggio si procede con l'individuare gli impulsi di trigger del 33esimo canale ed escludere eventuali casi in cui non si riesca a sincronizzare correttamente i segnali delle due sonde. Il fronte di salita dell'onda quadra dell'impulso di trigger viene preso come

riferimento per tagliare il segnale in modo da sincronizzare i segnali delle due sonde. I dati vengono filtrati con un filtro di Butterworth del quarto ordine con banda passante compresa tra 20 e 400 Hz e poi rettificati. Il filtraggio serve per eliminare le componenti del segnale non associate a quelle fisiologiche del muscolo per questo serve rimuovere le frequenze inferiori ai 20 Hz e superiori ai 400 Hz. Il sistema MEACS permette di acquisire i dati in modalità monopolare e per lo scopo di questo studio vengono calcolati anche i singoli differenziali: per il gastrocnemio i differenziali sono calcolati facendo la differenza tra segnali monopolari consecutivi mentre nel caso del bicipite femorale la differenza viene fatta tra le due colonne della matrice. Gli EMG differenziali sono stati quindi calcolati nelle direzioni longitudinale e trasversale rispettivamente per gastrocnemio mediale e bicipite femorale. Il risultato dell'operazione porta ad avere una matrice 31x1 e 16x1 per i due muscoli.

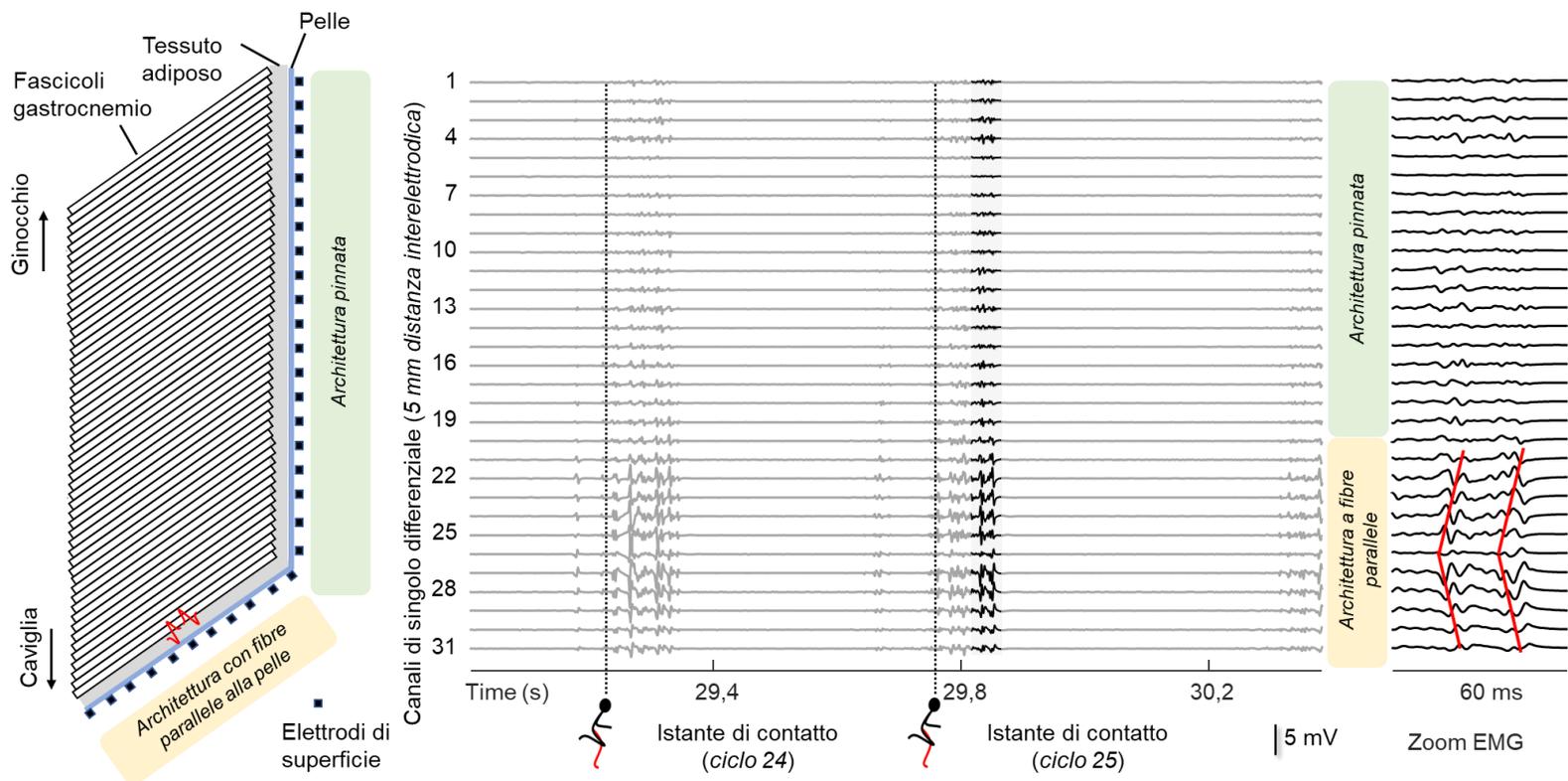


Figura 23 Figura 3: Identificazione dei canali da includere per l'analisi nel muscolo gastrocnemio. Sono stati selezionati solo i canali situati sopra l'aponeurosi superficiale del muscolo, dove l'architettura del gastrocnemio è profondamente pennata dal punto di vista EMG. Questi canali sono stati identificati perché non presentano le caratteristiche tipiche - zona di innervazione e propagazione del potenziale d'azione - osservate quando i canali consecutivi sono allineati parallelamente alle fibre muscolari. Entrambe le caratteristiche possono essere osservate solo nell'estremità molto distale del muscolo, dove le fibre sono disposte parallelamente alla pelle.

Successivamente, gli EMG differenziali sono stati rettificati e filtrati con filtro passa-basso (cutoff 10 Hz), producendo una serie di involuppi EMG lisci per ogni muscolo. Per il muscolo GM, i canali situati sulla regione cutanea parallela alle fibre muscolari sono stati esclusi dall'analisi, assicurando confronti simili tra loro in senso prossimale e distale sul muscolo (Figura 23). Gli involuppi EMG sono stati quindi segmentati in singoli cicli di corsa e il valore EMG medio su epoche corrispondenti al 2% del ciclo di corsa è stato calcolato e mediato tra i cicli [31]. Questa procedura ha fornito 50 valori di ampiezza per ogni EMG considerato, separatamente per ciascun muscolo e per ciascuna delle tre velocità di corsa testate. Le differenze regionali nell'eccitazione muscolare con la velocità di corsa sono state valutate attraverso il numero di canali che forniscono involuppi EMG superiori al 70% del valore massimo [37], il valore dell'involuppo in tutto il ciclo e il loro centroide normalizzato rispetto alla lunghezza del segmento corporeo (coscia e gamba per i due muscoli). I canali segmentati dovrebbero fornire una stima grossolana della dimensione della regione muscolare eccitata, mentre il centroide indica il punto in cui la regione eccitata è centrata nel muscolo [12]- Entrambi sono stati calcolati solo per i cluster temporali di involuppi EMG statisticamente dipendenti dalla velocità di corsa.

Statistica

È stata applicata la mappatura parametrica statistica (SPM) per verificare se gli involuppi EMG dipendono dalla velocità di corsa durante il ciclo di corsa. Questa procedura si è dimostrata più robusta agli errori di tipo I e II rispetto all'approccio convenzionale univariato applicato a un valore scalare calcolato da serie temporali di dati biomeccanici ed elettrofisiologici [38].

In breve, abbiamo calcolato la statistica F univariata considerando i 50 punti temporali normalizzati - i 50 percentili consecutivi del ciclo di corsa - e una matrice di disegno con 12 colonne di variabili dummy [39], corrispondenti agli effetti della velocità di corsa ($n=3$) e del soggetto ($n=9$).

Questa procedura ha prodotto un campo scalare di valori F, indicato come $SPM\{F\}$. Il problema principale è la determinazione della statistica critica del test associate alla significatività statistica imposta ($\alpha=0,05$). Ad esempio, l'errore familiare si gonfierebbe se la F critica fosse determinata arbitrariamente per uno qualsiasi dei 50 punti temporali [38]. Allo stesso modo, la correzione del livello di significatività (ad esempio, la correzione di Bonferroni) sarebbe eccessivamente conservativa, poiché è improbabile che i 50 punti temporali siano

indipendenti [38], [40]. La teoria del campo casuale è stata quindi applicata per calcolare la statistica critica del test più accuratamente associata al livello di significatività del 5%. Questa procedura considera la fluidità delle serie temporali nel definire la statistica critica del test, ossia quanto sono raggruppati i descrittori EMG all'interno del ciclo di corsa e quanto sono ampi temporalmente. Il p value associato a ciascun cluster indica la probabilità che un cluster altrettanto elevato (valore dell'involuppo EMG) e ampio (attraverso il ciclo di corsa) sia attribuibile a una fluttuazione casuale altrettanto regolare.

Ogni volta che l'SPM{F} ha rivelato un effetto della velocità di corsa, è stato applicato l'SPM{t} per una valutazione post-hoc con correzione di Bonferroni. Il campo delle statistiche t per ogni analisi accoppiata è stato calcolato come:

$$t_i = \mathbf{c} \cdot \mathbf{b}_i / \epsilon_i$$

dove $\mathbf{b}_i = [\beta_i^{70\%} \quad \beta_i^{85\%} \quad \beta_i^{100\%}]^T$ corrisponde alle stime dei minimi quadrati dei regressori associati alla corsa al 70%, 85% e 100% della velocità massima per il punto temporale i-esimo. \mathbf{c} è il vettore dei contrasti, che determina il confronto a coppie di interesse (e.g. $\mathbf{c} = [-1 \quad 1 \quad 0]$ for testing the hypothesis that $\beta_i^{70\%} < \beta_i^{85\%}$) e ϵ è l'errore standard associato al test di ipotesi determinato dai contrasti.

Ogni volta che è stato identificato un cluster di valori SPM{t} superiori alla soglia critica, l'immagine EMG all'interno di tale periodo è stata elaborata per i canali segmentati e il loro centroide. L'effetto della velocità su entrambi i descrittori è stato valutato con il test di Wilcoxon signed-rank, utilizzando la correzione di Bonferroni.

RISULTATI

I soggetti sono stati in grado di correre a velocità approssimativamente vicine al valore richiesto. Il tempo impiegato per completare il percorso di 80 m durante il primo sprint, senza indossare alcun sistema di acquisizione, è stato in media di 9,220 (9,012-9,563 s). Durante le prove sperimentali al 70%, 85% e 100% della velocità di sprint, i soggetti hanno impiegato rispettivamente 13,201s (12,151-13,751s), 11,091s (10,681-11,510s) e 9,255s (9,210-9,405s) per completare gli 80 m (Figura 24).

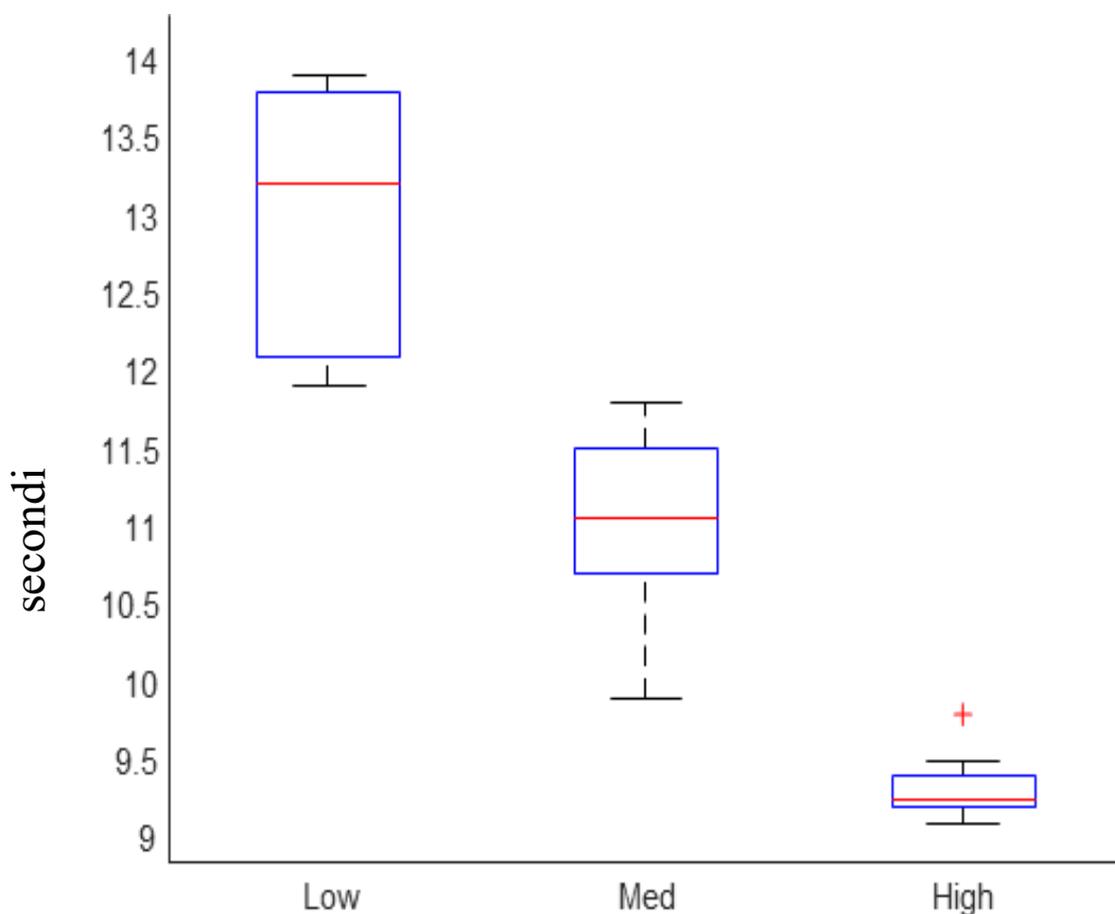


Figura 24 boxplot dei tempi cronometrati ai 10 soggetti durante una singola prova per ogni velocità

Effetto della velocità di corsa sull'ampiezza EMG

A causa di problemi tecnici, i dati di due soggetti sono stati scartati. Per un soggetto ci siamo resi conto di non aver raccolto il segnale di attivazione, perché il cavo del dispositivo di attivazione era rotto. Per l'altro soggetto il segnale di attivazione è stato registrato per le sonde EMG ma non per le solette. Gli inviluppi mediati lungo il ciclo della corsa e tra tutti i canali di tutti gli 8 soggetti utilizzati sono mostrati in (Figura 25)

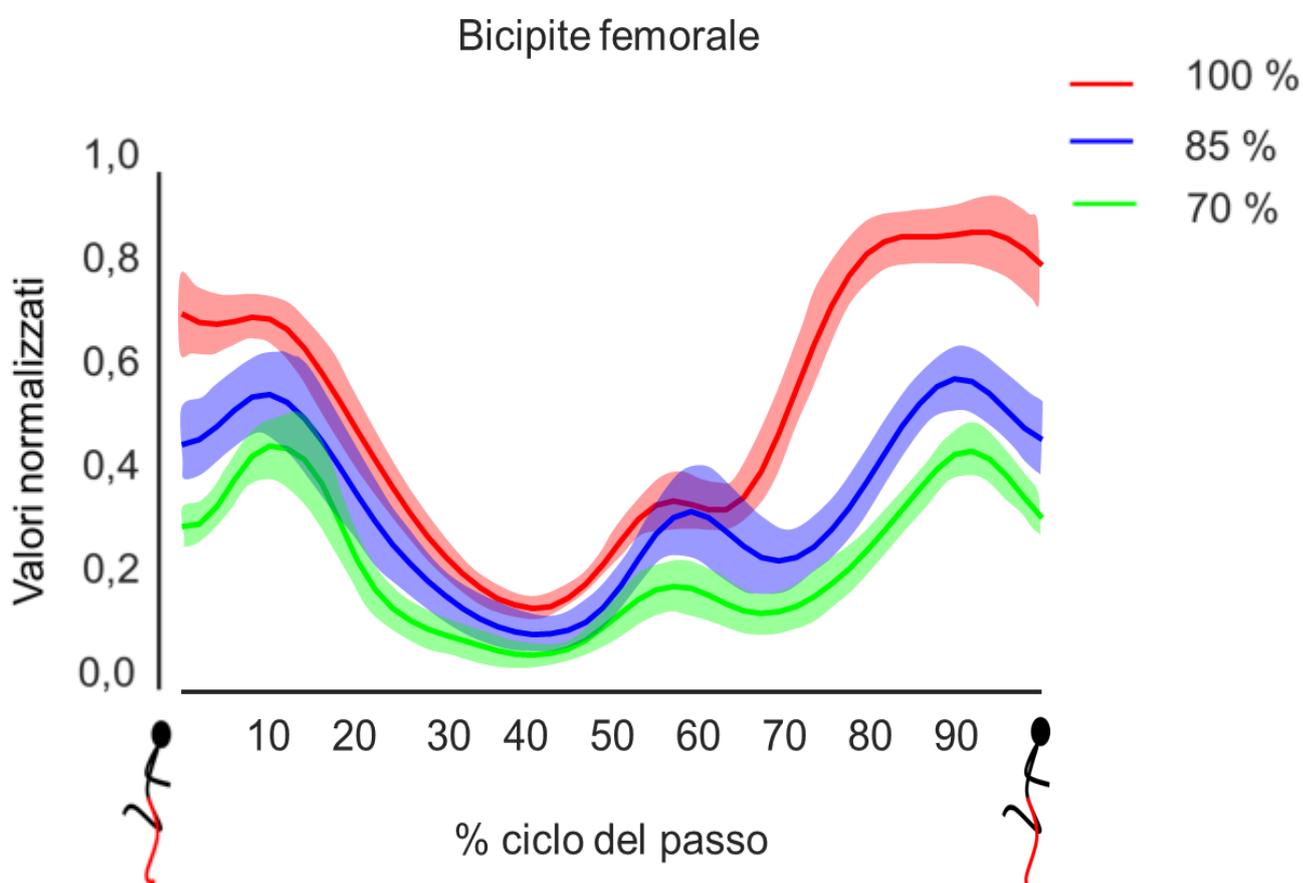
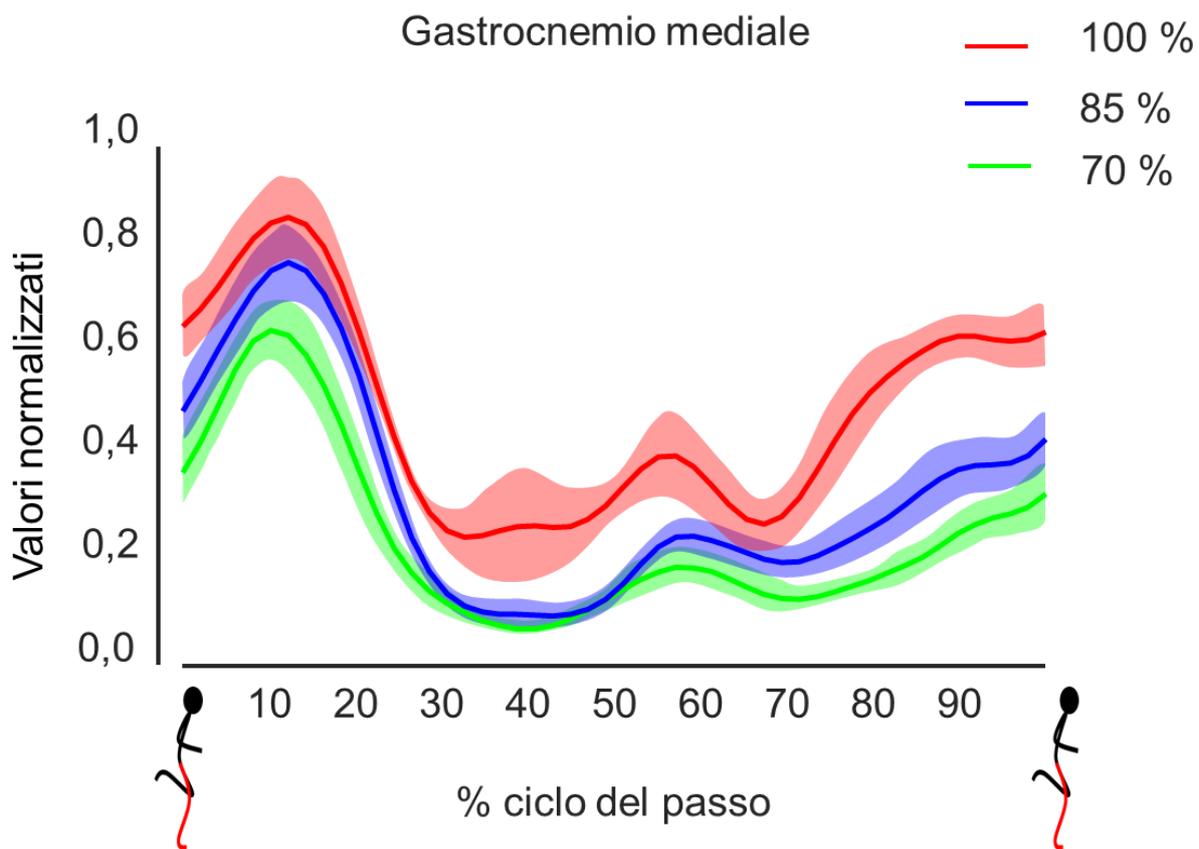


Figura 25 involucri mediati tra i soggetti e tra i cicli della corsa, la linea continua rappresenta la media ed è rappresentato l'errore standard, in figura i valori sono normalizzati

Sulla base dei dati dei restanti otto soggetti, l'SPM{F} ha rivelato un effetto della velocità di corsa sugli involucri EMG per i due muscoli valutati. Per il gastrocnemio mediale (Figura 27), un gruppo ampio ed elevato di valori F che superano la soglia critica è stato osservato alla fine dell'oscillazione e all'inizio dello stance, mentre per il bicipite femorale un gruppo altrettanto ampio era evidente alla fine dell'oscillazione (Figura 26). Per entrambi i muscoli sono stati osservati altri cluster significativi, anche se brevi e piccoli, di valori F oltre la soglia.

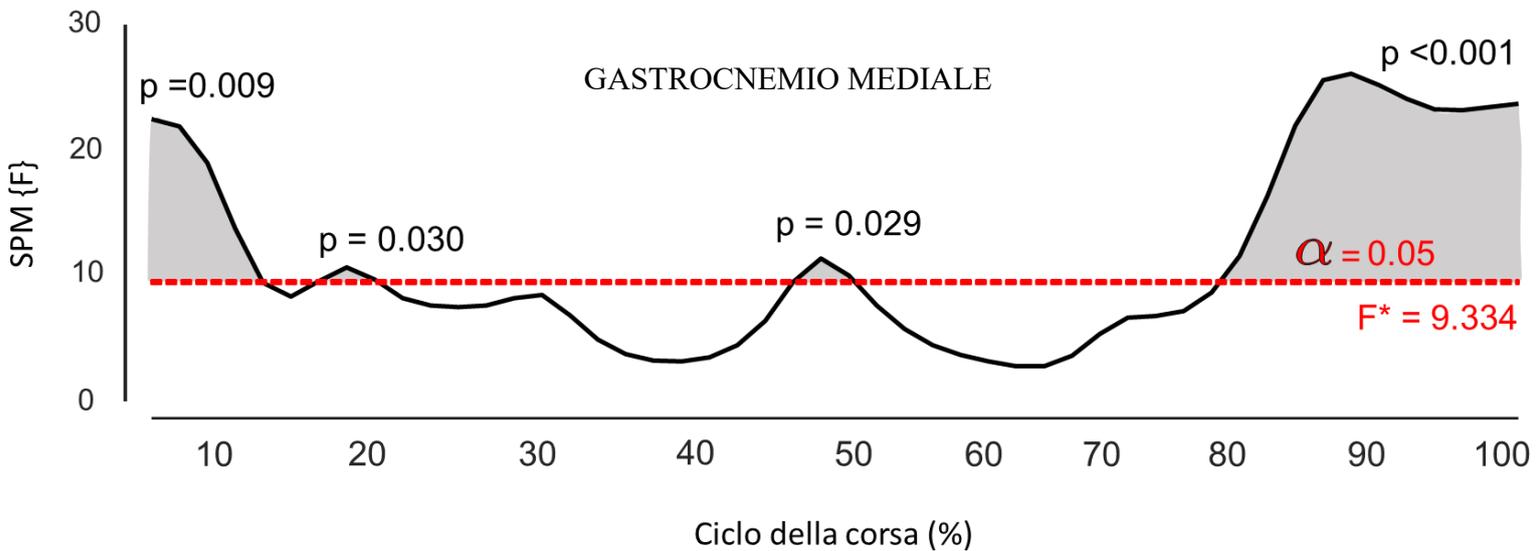


Figura 26 Statistical Parametric Mapping (SPM) creata per la statistica di tipo F lungo la media dei cicli di corsa per il bicipite femorale

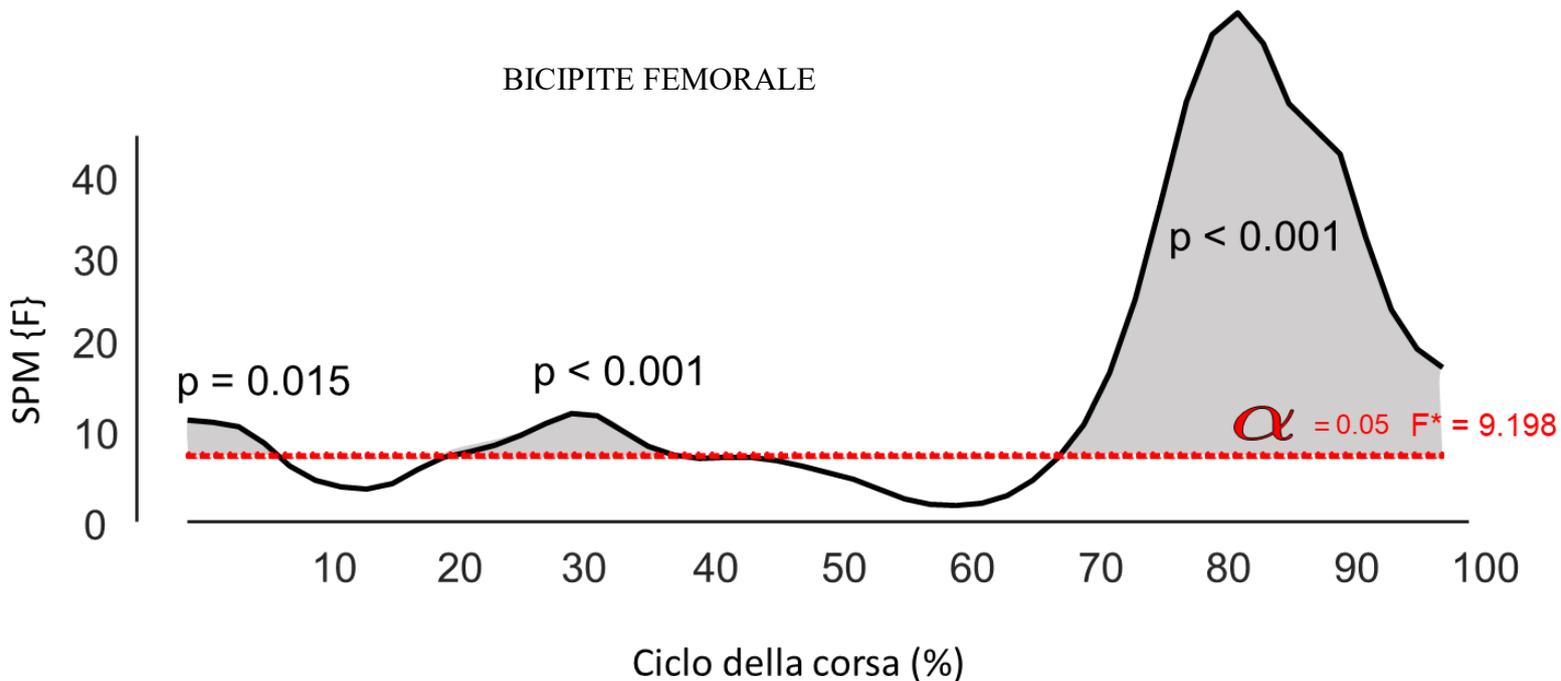


Figura 27 Statistical Parametric Mapping (SPM) creata per la statistica di tipo F lungo la media dei cicli di corsa per il gastrocnemio mediale

Le valutazioni post-hoc hanno rivelato differenze significative, accoppiate, solo in corrispondenza dei grandi gruppi di valori F. Durante lo stance tardivo, da circa il 75% al 100% del ciclo, sono stati osservati ampi gruppi di valori significativi di t per i due muscoli, confrontando il 70% e il 100% della velocità massima di corsa (Figura 28, Figura 29). Un piccolo gruppo, anche se significativo, di valori t sopra soglia è stato osservato per la BF tra l'85% e il 100% della velocità massima a circa l'80% del ciclo.

Gastrocnemio mediale

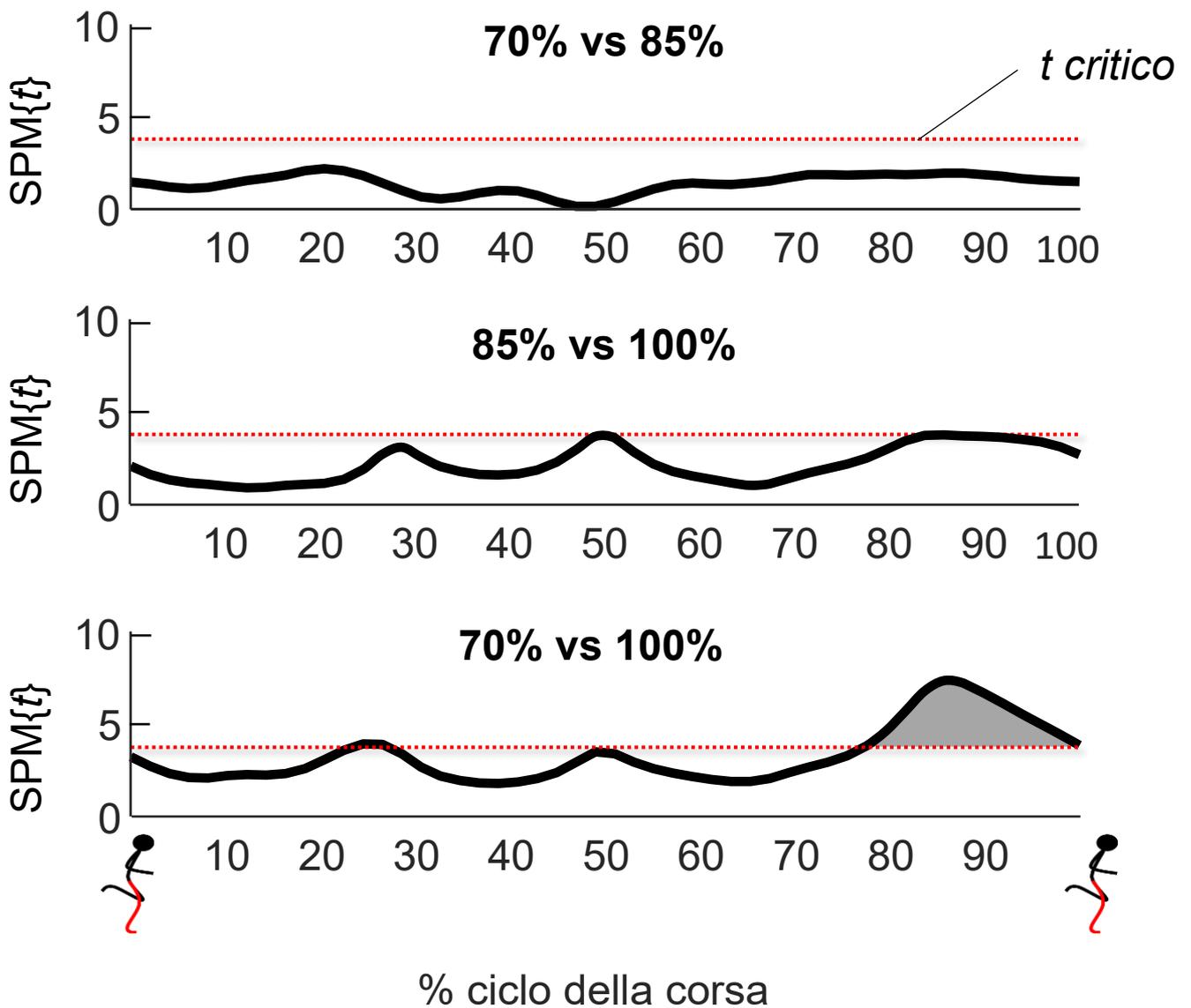


Figura 28 SPM compiuta per il test statistico di tipo t sul gastrocnemio mediale per evidenziare quando avvengono le differenze che sono emerse dal test statistico di tipo F; la linea rossa tratteggiata rappresenta la soglia di t critico. È stato applicata la correzione di Bonferroni

Bicipite femorale

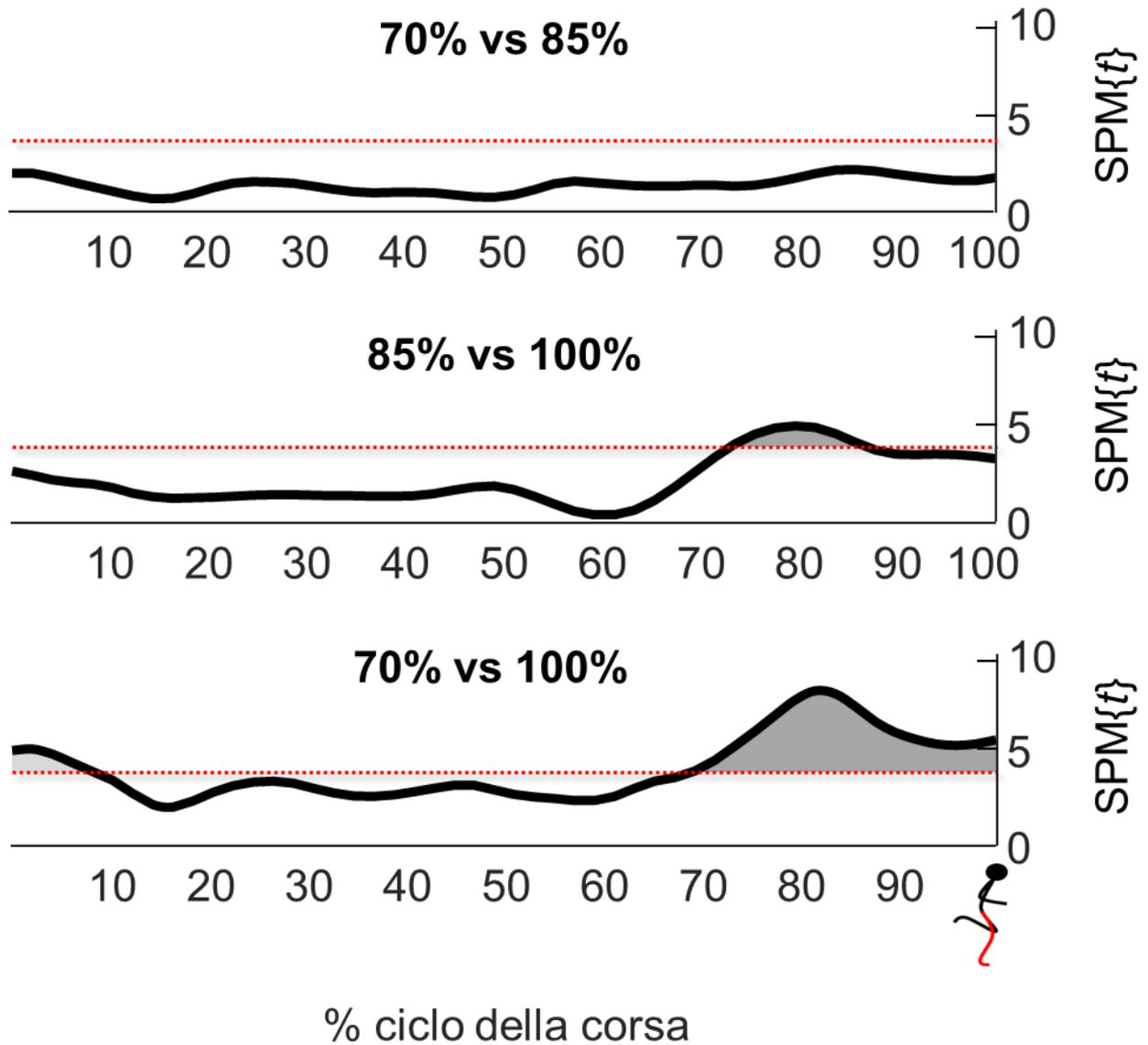


Figura 29 SPM compiuta per il test statistico di tipo t sul bicipite femorale per evidenziare quando avvengono le differenze che sono emerse dal test statistico di tipo F; la linea rossa tratteggiata rappresenta la soglia di t critico. E' stato applicata la correzione di Bonferroni

Effetto della velocità di corsa sulla distribuzione dell'ampiezza EMG

La posizione all'interno del muscolo bicipite femorale in cui sono stati rilevati i maggiori EMG variava a seconda della velocità di corsa. Confrontando le velocità di corsa del 70% e del 100%, durante l'oscillazione tardiva, il centroide dell'ampiezza EMG si è spostato verso l'esterno, per il singolo partecipante mostrato nella (Figura 32), e di circa il 5% della lunghezza della coscia per i dati del gruppo (Figura 30 test statistico accoppiato, $p=0,032$ dopo la correzione di Bonferroni). Come mostrato nella (Figura 31), per gli altri cluster SPM{t} che hanno raggiunto la significatività statistica (Figura 28, Figura 29), la velocità di corsa non ha influenzato la posizione dei centroidi nell'array ($p>0,381$).

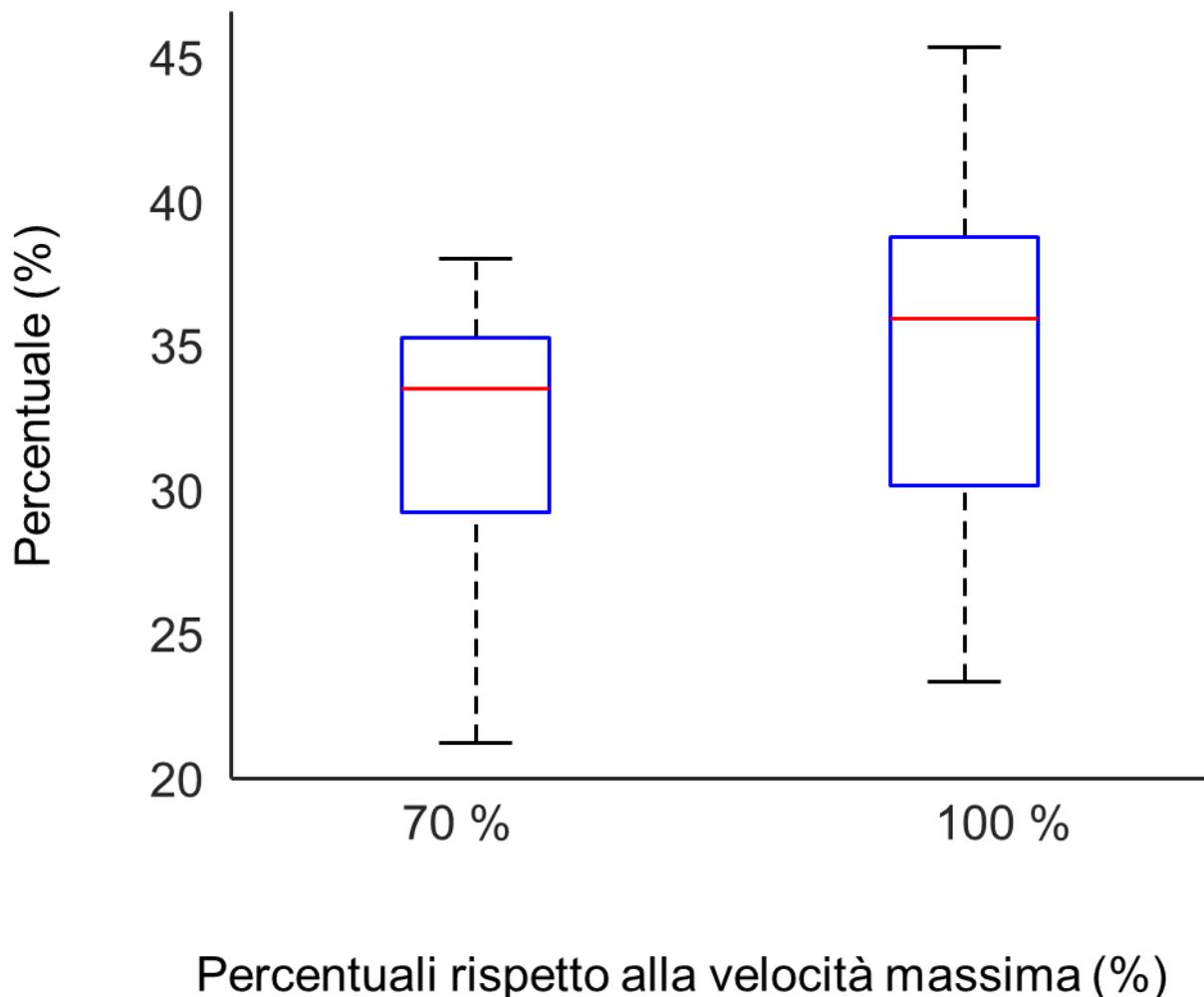


Figura 30 distribuzione dei valori dei centroidi per la velocità bassa e alta in corrispondenza dei cluster SPM{t} significativi del bicipite femorale

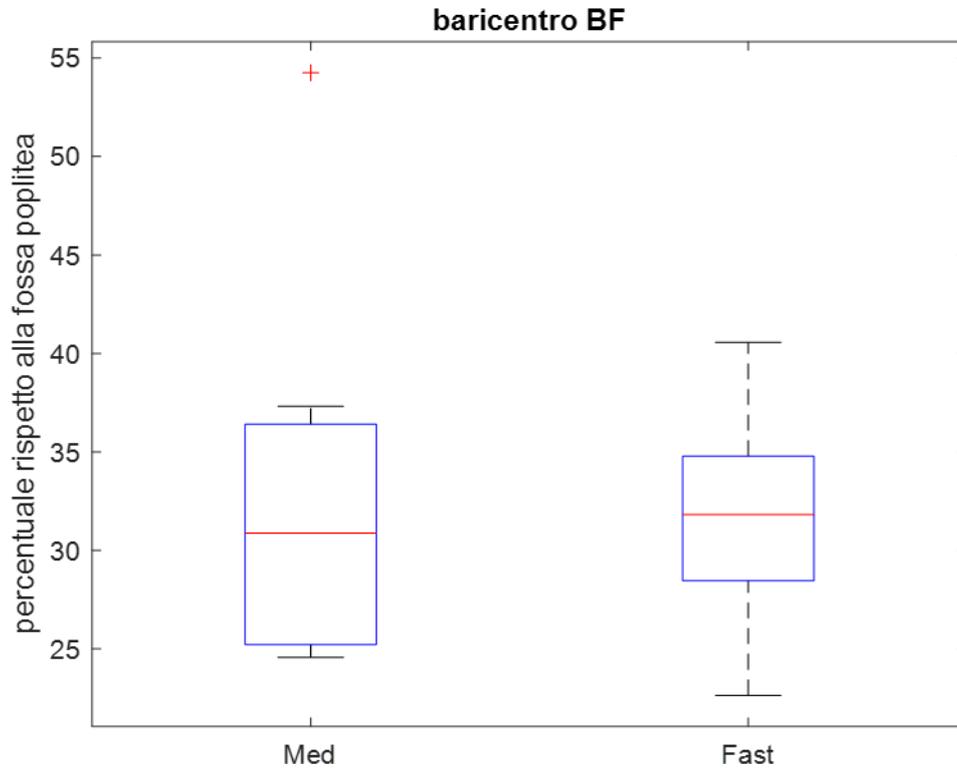
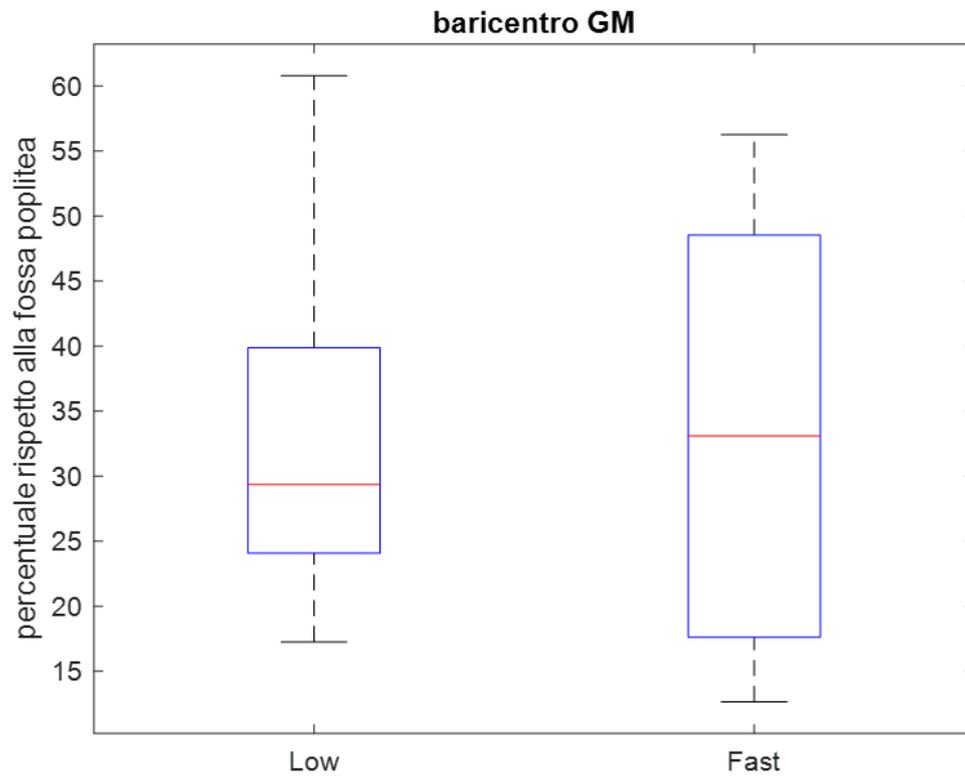


Figura 31 distribuzione dei valori dei centroidi per la velocità bassa e alta in corrispondenza del cluster SPM{t} significativo del gastrocnemio mediale (in alto) e per la velocità media e alta del bicipite femorale (in basso)

70 % della velocità massima

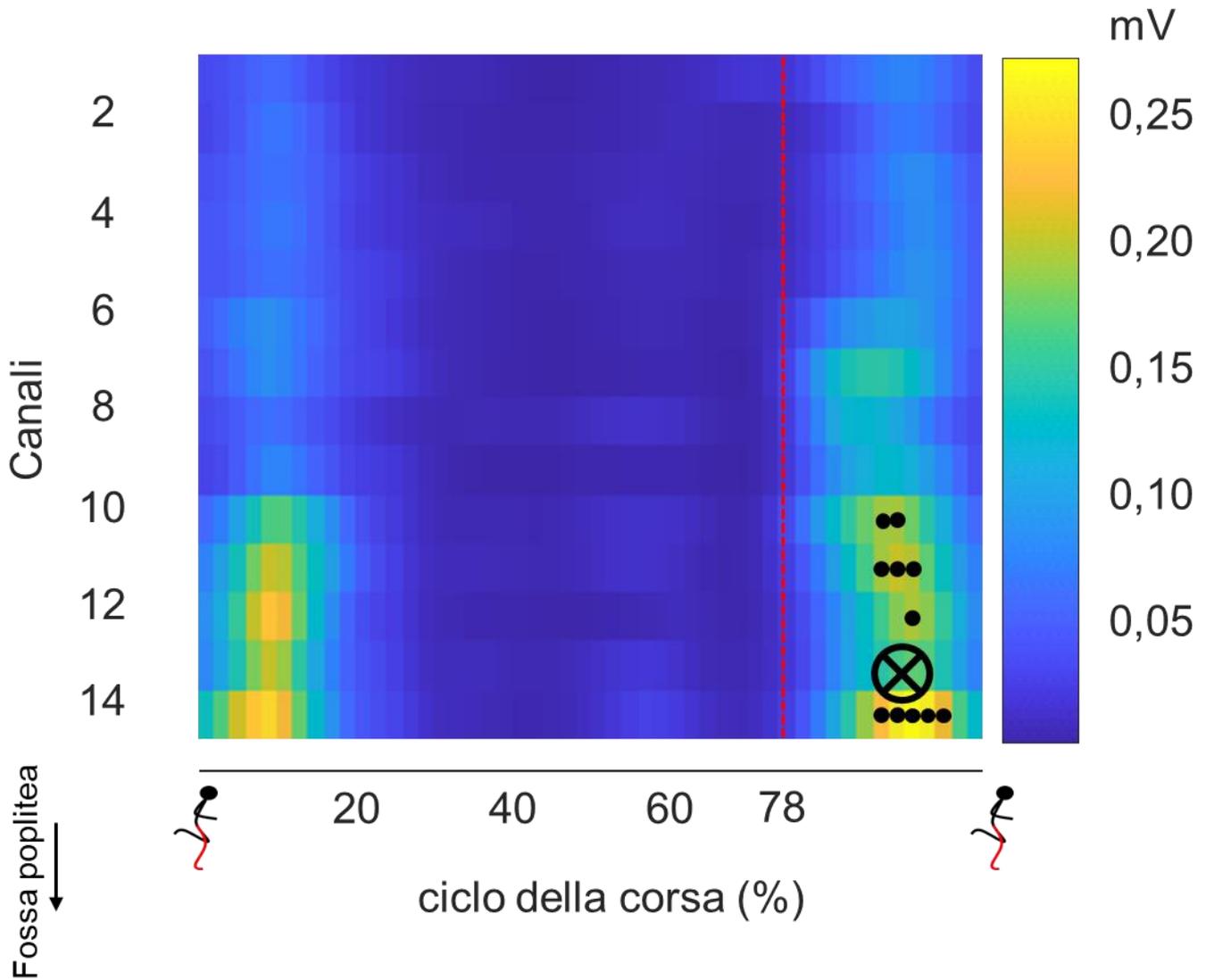


Figura 32 rappresentazione spazio-temporale degli involucri EMG del muscolo bicipite femorale per un singolo partecipante e per la velocità di corsa del 70%, i pallini indicano i canali segmentati con attività maggiore del 70%, mentre il cerchio con la croce indica il centroide; entrambi calcolati per la porzione del ciclo di corsa (78-100%) associata al cluster SPM {t} più grande

100 % della velocità massima

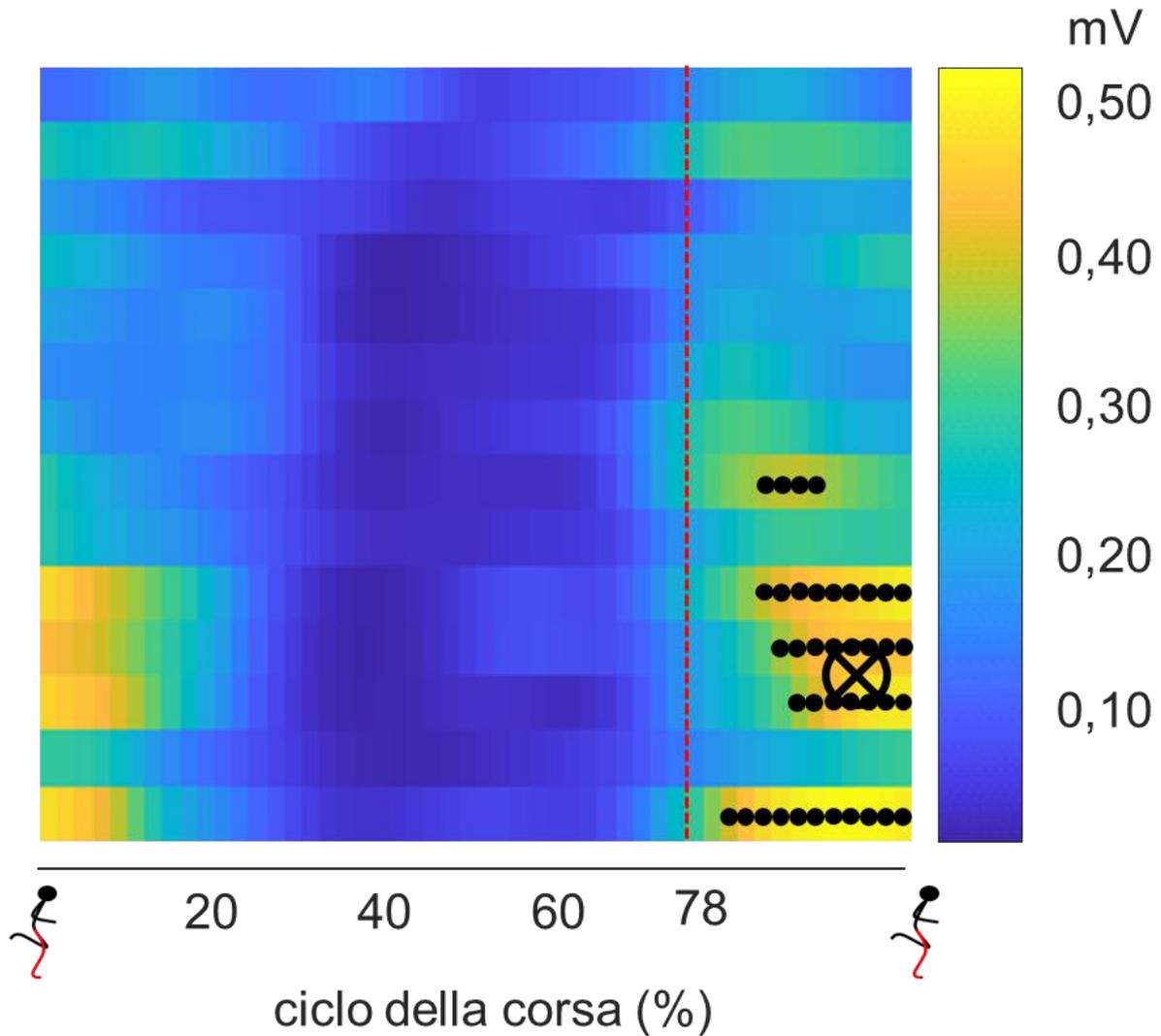


Figura 33: Rappresentazione spazio-temporale degli involucri EMG del muscolo bicipite femorale per un singolo partecipante e per la velocità di corsa del 70%, i pallini indicano i canali segmentati con attività maggiore del 100%, mentre il cerchio con la croce indica il centroide; entrambi calcolati per la porzione del ciclo di corsa(78-100%) associata al cluster SPM {t} più grande

DISCUSSIONE e CONCLUSIONI

In questo studio abbiamo testato l'ipotesi che la corsa su terreno a velocità diverse influisca sulla distribuzione dell'ampiezza degli EMG di superficie in due muscoli degli arti inferiori. Con array di elettrodi abbiamo campionato EMG di superficie a livello prossimo-distale da bicipite femorale e gastrocnemio mediale, mentre otto atleti d'élite correavano al 70%, 85% e 100% della loro velocità massima su una pista regolare. I risultati hanno rivelato un effetto significativo della velocità di corsa sull'ampiezza EMG. Per i due muscoli, la corsa al 100% della velocità massima ha prodotto EMG significativamente maggiori durante lo stance tardivo (Figura 25). Solo per il bicipite femorale, sono stati rilevati maggiori involucri EMG più prossimali nel muscolo quando la velocità di corsa è aumentata dal 70% al 100% della velocità massima Figura 32. I nostri risultati indicano che sia il grado che la localizzazione prossimale-distale dell'eccitazione del bicipite femorale cambiano con la velocità di corsa durante l'oscillazione tardiva, avvalorando la necessità di esplorare le associazioni sito-specifiche tra i cambiamenti nell'architettura del bicipite femorale e l'eccitazione durante la corsa.

Prima di discutere i nostri risultati, è necessario fare una nota sulla qualità degli EMG registrati. Esistono molteplici fonti, oltre al reclutamento e alla codifica del ritmo delle unità motorie, che influenzano l'ampiezza dell'EMG. I movimenti dei muscoli e dei cavi, le interferenze delle linee elettriche, gli spostamenti delle zone di innervazione e l'impedenza sbilanciata dell'interfaccia elettrodo-pelle, soprattutto per le griglie di piccoli elettrodi utilizzate nell'HD-EMG, sono esempi di variabili di disturbo [12],[41], [42]. La prima, tuttavia, è più preoccupante durante le contrazioni dinamiche, poiché i movimenti dei muscoli e dei cavi sono difficilmente soppressi. Il rilevamento sul campo dell'HD-EMG a velocità piuttosto elevate e su lunghe distanze ha rappresentato quindi una sfida tecnica nel nostro studio. Con i sistemi da noi sviluppati e utilizzati per l'acquisizione di HD-EMG [16] e di dati biomeccanici [17], per tutti i soggetti testati siamo riusciti a ottenere segnali di alta qualità (Figura 23). Poiché la griglia di elettrodi era collegata direttamente all'amplificatore e il cavo di riferimento era legato alla gamba, le fluttuazioni della linea di base EMG erano presumibilmente dovute al movimento dei muscoli rispetto agli elettrodi. In effetti, abbiamo osservato che le variazioni dell'angolo dell'articolazione della caviglia e della linea di base degli EMG monopolari del GM erano temporalmente simili. Il calcolo e il filtraggio degli EMG singolo differenziali ha eliminato con successo queste componenti a bassa frequenza, mantenendo i potenziali d'azione delle unità

motorie desiderate. È quindi probabile che i cambiamenti nei descrittori EMG qui riportati siano realmente associati alla velocità di corsa.

L'eccitazione muscolare varia in funzione della velocità di corsa

Le maggiori velocità di corsa richiedono una maggiore eccitazione muscolare, anche se in periodi specifici del ciclo di corsa. Mentre diversi studi hanno riportato che il grado medio di eccitazione muscolare aumenta con la velocità di corsa [6], [9], [10], non tutti hanno analizzato come cambia l'eccitazione di bicipite femorale e del gastrocnemio mediale all'interno del ciclo di corsa. Quelli che lo hanno fatto, confermando i nostri risultati, hanno riportato collettivamente profili temporali distinti di eccitazione tra i due muscoli. Ad esempio, abbiamo osservato una distribuzione bimodale dell'eccitazione del bicipite femorale durante il ciclo di corsa, con una maggiore ampiezza EMG subito prima e subito dopo il contatto con il piede (Figura 32). Profili di eccitazione bimodale, in fase di oscillazione tardiva e di fase di appoggio precoce, sono stati ugualmente riportati sia durante la corsa su tapis roulant che su terreno, a velocità inferiori [13] e comparabili [7], [10]a quelle testate qui. Le due modalità EMG sono state tuttavia influenzate in modo diverso dalla velocità di corsa. Quando i soggetti correvano a velocità maggiori, abbiamo osservato un aumento significativamente maggiore dell'eccitazione della BF durante l'oscillazione tardiva rispetto alla fase iniziale dello stance (Figura 26). Anche se per velocità di corsa inferiori, una simile dipendenza temporale dell'ampiezza EMG dalla velocità di corsa è stata riportata da altri [9]. A causa del maggiore potenziale del muscolo di assorbire energia quando viene eccitato durante le contrazioni eccentriche [8], è stato suggerito che questa pre-eccitazione offra protezione contro le lesioni da sforzo. In questo contesto, i nostri risultati sembrano estendere questa pre-eccitazione protettiva della bicipite femorale alle velocità massime di corsa. È interessante notare che un effetto significativo della velocità di corsa durante l'oscillazione tardiva è stato osservato anche per il muscolo gastrocnemio mediale: sebbene i picchi dell'involuppo EMG siano stati definiti più chiaramente subito dopo il contatto con il piede, sono stati apprezzati cambiamenti significativi con la velocità di corsa prima del contatto con il piede. Sono emerse delle divergenze per quanto riguarda l'effetto della velocità di corsa sull'eccitazione del GM. Mentre due studi hanno documentato la massima eccitazione del gastrocnemio mediale dall'oscillazione tardiva allo stance tardivo [6], [10], solo uno ha riportato l'ampiezza EMG all'oscillazione tardiva in scala con la velocità di corsa. Purtroppo, da entrambi gli studi non è

stato possibile ricavare altre informazioni metodologiche oltre all'IED utilizzato (38 mm in [6]; 20 mm in [10]), ostacolando l'identificazione delle fonti di discrepanza tra i loro risultati. I nostri risultati sono in accordo con quelli di Kyröläinen et al [6]. Oltre ad attribuire rilevanza pratica alla pre-eccitazione degli estensori della caviglia e dell'anca durante gli sprint, i nostri risultati supportano l'importanza di garantire che gli EMG siano maggiormente sensibili all'eccitazione muscolare, attraverso l'uso di una griglia di elettrodi o di IED prudentemente grandi [12][43].

Variazioni regionali dell'eccitazione muscolare con la velocità di corsa

A differenza di studi precedenti, in cui sono stati confrontati direttamente gli EMG provenienti da regioni discrete della bicipite femorale [9], abbiamo valutato le variazioni regionali dell'ampiezza EMG dal centroide dei canali segmentati (Figura 32, Figura 30, Figura 31). La nostra decisione è stata motivata da vincoli di anatomia e sensibilità. La discretizzazione degli EMG rilevati con un array di elettrodi, ad esempio, avrebbe dovuto tenere conto delle differenze anatomiche interindividuali. Poiché il numero di elettrodi e l'IED sono fissi nell'array, una diversa proporzione del muscolo verrebbe coperta da soggetti con gambe e quindi muscoli di lunghezza diversa. Di conseguenza, il numero di elettrodi che definiscono regioni prossimo distali discrete nei muscoli GM e bicipite femorale sarebbe variabile tra i soggetti. Considerando l'entità dell'accorciamento-allungamento muscolare durante la corsa [7], è probabile che regioni prossimo distali diverse siano definite da un diverso set di elettrodi per lo stesso soggetto. Calcolando e normalizzando il centroide dell'ampiezza EMG, abbiamo probabilmente minimizzato questo fattore di confondimento, riportando le variazioni regionali dell'eccitazione rispetto alle lunghezze delle gambe (GM) e delle cosce (bicipite femorale). Trascurando la necessità di impostare soglie di discretizzazione arbitrarie, ci si aspettava che il centroide fosse sensibile ai cambiamenti regionali nell'eccitazione: i centroidi riflettono la regione con i maggiori EMG (Figura 32).

La nostra analisi del centroide si è rivelata sufficientemente sensibile per rilevare i cambiamenti regionali nell'eccitazione della bicipite femorale con l'aumento della velocità di corsa. Con l'aumento della velocità di corsa, abbiamo osservato che l'eccitazione del BF si spostava verso la parte prossimale del 2%-10% (intervallo) della lunghezza della coscia (Figura 30, Figura 31). Ciò è in contrasto con lo studio di Hegyi et al [9], in cui non sono state rilevate differenze nell'ampiezza EMG a livello prossimale-distale del muscolo. A causa delle differenze

metodologiche tra gli studi, la fonte della discordanza non è prevedibile. A differenza di [9], abbiamo testato i soggetti mentre correvano su terreno, vicino e alla velocità massima, e utilizzando un approccio specifico per il soggetto per valutare le differenze regionali nell'ampiezza EMG. Sebbene questi tre fattori possano aver contribuito ai cambiamenti spaziali nell'eccitazione del bicipite femorale, la velocità di corsa è probabilmente determinante. Abbiamo osservato un'eccitazione del BF più prossimale solo confrontando il 100% e il 70% della velocità massima - il 75% era la velocità massima testata in [9]. I nostri risultati sembrano quindi incoraggiare il test di velocità estreme se si vuole studiare la sede delle lesioni del bicipite femorale durante la corsa. Yu et al. [7] hanno suggerito che le lesioni da sforzo possono manifestarsi alla giunzione bicipite femorale-tendine durante lo stance tardivo e al ventre del BF durante l'oscillazione tardiva, dopo aver osservato una maggiore velocità di allungamento del BF durante l'oscillazione tardiva. Il loro ragionamento deriva dall'osservazione che la velocità di deformazione assiale determina la sede dello strappo muscolare, con tassi bassi e alti che determinano rispettivamente lo strappo della giunzione muscolo-tendinea distale e del ventre muscolare [4]. Analogamente, data la maggiore capacità dei muscoli di assorbire energia prima di strapparsi quando sono eccitati [8], abbiamo ipotizzato che si verificano cambiamenti regionali nell'eccitazione nel caso in cui la corsa a velocità prossime a quella massima influisca sul sito di massima sollecitazione muscolare. Dato che abbiamo osservato uno spostamento dell'eccitazione della BF verso regioni più prossimali (Figura 32, Figura 30) prima del contatto con il piede, quando la velocità di corsa aumenta fino al massimo, sembrerebbe allettante proporre che questa pre-eccitazione, come osservato da altri con EMG bipolari, possa contribuire a proteggere il muscolo dallo strappo.

Limitazioni e sviluppi futuri

Vediamo due problemi che potrebbero compromettere i nostri risultati e le nostre interpretazioni. In primo luogo, riconosciamo che la dimensione del campione non è stata identificata a priori. Poiché non siamo stati in grado di identificare figure grossolane che riportassero la dimensione dell'effetto della velocità di corsa sui cambiamenti regionali dell'eccitazione muscolare in condizioni simili a quelle testate qui, non abbiamo potuto determinare la dimensione del campione più piccola associata a una potenza statistica accettabile (>80%). Questo aprirebbe la strada a un errore di tipo II. Ad esempio, si potrebbe sostenere che un campione di dimensioni maggiori avrebbe fatto emergere cluster significativi

nell'SPM{t} all'inizio e a metà dell'oscillazione (Figura 27, Figura 26). Tuttavia, va notato che le lesioni da sforzo durante gli sprint sono frequenti durante l'oscillazione tardiva e lo stance, quando abbiamo effettivamente osservato un effetto significativo della velocità sul grado di eccitazione muscolare. In secondo luogo, la nostra interpretazione presuppone che gli involucri EMG mostrati nella Figura 25 siano univocamente associati al grado di eccitazione muscolare. Si tratta di una questione delicata, considerando la condizione altamente dinamica che abbiamo testato. È preoccupante la possibilità che le variazioni dell'ampiezza EMG siano associate a fattori diversi dall'eccitazione muscolare [44]. Data la profonda architettura pennata [12] dei due muscoli valutati, ci aspetteremmo che i cambiamenti nell'architettura muscolare [45], piuttosto che, ad esempio, nella localizzazione delle zone di innervazione [46], siano la variabile principale e fastidiosa. Per far fronte a questo problema, abbiamo analizzato l'effetto della velocità di corsa sulle variazioni regionali dell'ampiezza EMG all'interno dei soggetti e delle epoche del ciclo di corsa, prevedendo che la cinematica muscolare rimanesse invariata in tutte le epoche. Sebbene la nostra ipotesi sia apparentemente plausibile per le velocità testate [47], sono necessari ulteriori studi per assicurarsi che i cambiamenti nei descrittori EMG qui riportati non siano dovuti a cambiamenti nella cinematica muscolare.

Nonostante queste potenziali limitazioni, la nostra metodologia dovrebbe porre le basi per futuri studi sull'elettrofisiologia e la biomeccanica della corsa in condizioni ecologiche. Da un lato, sono ben note le differenze tra la corsa su terreno e quella su tapis roulant [13]–[15], che attribuiscono una maggiore rilevanza applicativa ai risultati ottenuti nella prima condizione. D'altra parte, i setup sperimentali per la corsa su terreno non sono sempre fattibili o sono limitati a un periodo di corsa breve e forse non rappresentativo. In genere, infatti, le piastre di forza sono disposte in serie o viene utilizzata una piastra di forza lunga per l'identificazione dei cicli di corsa, su una distanza limitata (una singola falcata [11]; 10 m [10]; 20 m [47]). Le solette da noi sviluppate [17] hanno tuttavia dimostrato di poter superare le carenze tecniche imposte dalla corsa su terreno, consentendo l'identificazione di cicli di corsa multipli. Anche se il nostro interesse era rivolto all'andamento generale dell'eccitazione negli sprint di 80 m, la nostra metodologia è adatta allo studio delle diverse fasi di una prova di sprint completa. Yu et al. [7], ad esempio, hanno auspicato l'emergere di studi che valutino la fase di accelerazione degli sprint, ritenuta associata a una maggiore inclinazione in avanti del tronco e quindi a un maggior grado di sollecitazione degli hamstring [7]. Sebbene il nostro studio non sia il primo a condurre analisi elettrofisiologiche e biomeccaniche durante la corsa su strada ad alta velocità [7][14],

[15], è apparentemente il primo a dimostrare che questi studi possono essere estesi alla corsa su lunga distanza in ambienti più ecologici.

BIBLIOGRAFIA

- [1] P. Edouard *et al.*, “Lower limb muscle injury location shift from posterior lower leg to hamstring muscles with increasing discipline-related running velocity in international athletics championships,” *J. Sci. Med. Sport*, vol. 24, no. 7, pp. 653–659, Jul. 2021, doi: 10.1016/j.jsams.2021.02.006.
- [2] G. Koulouris and D. Connell, “Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury,” *Skeletal Radiol.*, vol. 32, no. 10, pp. 582–589, Oct. 2003, doi: 10.1007/s00256-003-0674-5.
- [3] A. Mero, P. V. Komi, and R. J. Gregor, “Biomechanics of Sprint Running,” *Sport. Med.*, vol. 13, no. 6, pp. 376–392, Jun. 1992, doi: 10.2165/00007256-199213060-00002.
- [4] T. M. Best, J. H. McElhaney, W. E. Garrett, and B. S. Myers, “Axial Strain Measurements in Skeletal Muscle at Various Strain Rates,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 117, no. 3, pp. 262–265, Aug. 1995, doi: 10.1115/1.2794179.
- [5] R. L. Lieber and J. Friden, “Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 74, no. 2, pp. 520–526, Feb. 1993, doi: 10.1152/jappl.1993.74.2.520.
- [6] H. Kyröläinen, J. Avela, and P. V. Komi, “Changes in muscle activity with increasing running speed,” *J. Sports Sci.*, vol. 23, no. 10, pp. 1101–1109, Oct. 2005, doi: 10.1080/02640410400021575.
- [7] B. Yu, R. M. Queen, A. N. Abbey, Y. Liu, C. T. Moorman, and W. E. Garrett, “Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting,” *J. Biomech.*, vol. 41, no. 15, pp. 3121–3126, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.09.005.
- [8] W. E. Garrett, M. R. Safran, A. V. Seaber, R. R. Glisson, and B. M. Ribbeck, “Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 15, no. 5, pp. 448–454, Sep. 1987, doi: 10.1177/036354658701500504.
- [9] A. HEGYI, B. A. M. GONÇALVES, T. FINNI, and N. J. CRONIN, “Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds,” *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 51, no. 11, pp. 2274–2285, Nov. 2019, doi: 10.1249/MSS.0000000000002060.
- [10] S. Kuitunen, P. V Komi, H. Kyröläinen, K. Kyrölä, and K. Kyröläinen, “Knee and ankle joint stiffness in sprint running,” 2002. [Online]. Available: <http://www.acsm-msse.org>
- [11] A. Higashihara, T. Ono, J. Kubota, T. Okuwaki, and T. Fukubayashi, “Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed,” *J. Sports Sci.*, vol. 28, no. 10, pp. 1085–1092, Aug. 2010, doi: 10.1080/02640414.2010.494308.
- [12] T. M. Vieira and A. Botter, “The Accurate Assessment of Muscle Excitation Requires the Detection of Multiple Surface Electromyograms,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 49,

no. 1, pp. 23–34, Jan. 2021, doi: 10.1249/JES.0000000000000240.

- [13] L. Wang, Y. Hong, and J. Xian Li, “Muscular Activity of Lower Extremity Muscles Running on Treadmill Compared with Different Overground Surfaces,” *Am. J. Sport. Sci. Med.*, vol. 2, no. 4, pp. 161–165, Jul. 2014, doi: 10.12691/ajssm-2-4-8.
- [14] V. Wank, U. Frick, and D. Schmidtleicher, “Kinematics and Electromyography of Lower Limb Muscles in Overground and Treadmill Running,” *Int J Sport. Med*, vol. 19, pp. 455–461, 1998.
- [15] A. Barry and Frishberg, “An analysis of overground and treadmill sprinting,” *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 15, no. 6, pp. 478–485, 1983.
- [16] G. L. Cerone, A. Botter, and M. Gazzoni, “A Modular, Smart, and Wearable System for High Density sEMG Detection,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 66, no. 12, pp. 3371–3380, Dec. 2019, doi: 10.1109/TBME.2019.2904398.
- [17] F. Salis, S. Bertuletti, T. Bonci, U. Della Croce, C. Mazzà, and A. Cereatti, “A method for gait events detection based on low spatial resolution pressure insoles data,” *J. Biomech.*, vol. 127, p. 110687, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110687.
- [18] P. Edouard, L. Navarro, P. Branco, V. Gremeaux, T. Timpka, and A. Junge, “Injury frequency and characteristics (location, type, cause and severity) differed significantly among athletics (‘track and field’) disciplines during 14 international championships (2007–2018): implications for medical service planning,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 54, no. 3, pp. 159–167, Feb. 2020, doi: 10.1136/bjsports-2019-100717.
- [19] G. Tokutake, R. Kuramochi, Y. Murata, S. Enoki, Y. Koto, and T. Shimizu, “Risk Factors of Hamstring Strain Injury Induced by High-Speed Running,” 2018. [Online]. Available: <http://www.jssm.org>
- [20] C. J. B. Kenneally-Dabrowski, N. A. T. Brown, A. K. M. Lai, D. Perriman, W. Spratford, and B. G. Serpell, “Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running,” *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, vol. 29, no. 8. Blackwell Munksgaard, pp. 1083–1091, Aug. 01, 2019. doi: 10.1111/sms.13437.
- [21] I. Mileti *et al.*, “Muscle Activation Patterns Are More Constrained and Regular in Treadmill Than in Overground Human Locomotion,” *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 8, Oct. 2020, doi: 10.3389/fbioe.2020.581619.
- [22] H. Baur, A. Hirschmüller, S. Müller, A. Gollhofer, and F. Mayer, “Muscular activity in treadmill and overground running,” IOS Press, 2007.
- [23] T. Bushnell and I. Hunter, “Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds,” *Sport. Biomech.*, vol. 6, no. 3, pp. 261–268, 2007, doi: 10.1080/14763140701489728.
- [24] N.-H. H. Kim *et al.*, “Biomechanics Research Project in the IAAF World Championships Daegu 2011,” *Korean Soc. Sport Biomech.*, pp. 46–55, 2011, [Online]. Available: <http://www.iaaf.or.jp/t-f/pdf/Daegu2011.pdf%5Cnwww.iaaf.or.jp/t-f/pdf/Daegu2011.pdf>
- [25] A. Dinsdale, A. Thomas, and A. Bissas, “Biomechanical Report for the IAAF World Indoor Championships Birmingham 2018,” 2017, 2018.

- [26] D. D. Shin, J. A. Hodgson, V. Reggie Edgerton, and S. Sinha, “In vivo intramuscular fascicle-aponeuroses dynamics of the human medial gastrocnemius during plantarflexion and dorsiflexion of the foot,” *J Appl Physiol*, vol. 107, pp. 1276–1284, 2009, doi: 10.1152/jappphysiol.91598.2008.-Velocity-encoded.
- [27] D. Farina, “Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions,” *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 34, no. 3, pp. 121–127, 2006. doi: 10.1249/00003677-200607000-00006.
- [28] M. Vinti, J.-M. Gracies, M. Gazzoni, and T. Vieira, “Localised sampling of myoelectric activity may provide biased estimates of cocontraction for gastrocnemius though not for soleus and tibialis anterior muscles,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 38, pp. 34–43, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.jelekin.2017.11.003.
- [29] B. R. Schlink, A. D. Nordin, C. N. Brooks, and D. P. Ferris, “Fatigue induces altered spatial myoelectric activation patterns in the medial gastrocnemius during locomotion,” *J. Neurophysiol.*, vol. 125, no. 5, pp. 2013–2023, May 2021, doi: 10.1152/jn.00602.2020.
- [30] K. Watanabe, T. M. Vieira, A. Gallina, M. Kouzaki, and T. Moritani, “Novel Insights Into Biarticular Muscle Actions Gained From High-Density Electromyogram,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 49, no. 3, pp. 179–187, Jul. 2021, doi: 10.1249/JES.0000000000000254.
- [31] K. Watanabe, M. Kouzaki, and T. Moritani, “Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait,” *J. Biomech.*, vol. 47, no. 14, pp. 3502–3508, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.001.
- [32] K. Watanabe, M. Kouzaki, and T. Moritani, “Effect of Electrode Location on Task-Dependent Electromyography Responses Within the Human Biceps Femoris Muscle,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 32, no. 1, pp. 97–100, Feb. 2016, doi: 10.1123/jab.2015-0017.
- [33] B. R. Schlink, A. D. Nordin, and D. P. Ferris, “Human myoelectric spatial patterns differ among lower limb muscles and locomotion speeds,” *Physiol. Rep.*, vol. 8, no. 23, Dec. 2020, doi: 10.14814/phy2.14652.
- [34] “<https://worldathletics.org>”.
- [35] G. KAKEHATA, Y. GOTO, S. ISO, and K. KANOSUE, “Timing of Rectus Femoris and Biceps Femoris Muscle Activities in Both Legs at Maximal Running Speed,” *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 53, no. 3, pp. 643–652, Mar. 2021, doi: 10.1249/MSS.0000000000002497.
- [36] F. V. dos Anjos, M. Gazzoni, and T. M. Vieira, “Does the activity of ankle plantar flexors differ between limbs while healthy, young subjects stand at ease?,” *J. Biomech.*, vol. 81, pp. 140–144, Nov. 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.09.018.
- [37] T. M. M. Vieira, R. Merletti, and L. Mesin, “Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 11, pp. 2149–2158, Aug. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.049.
- [38] T. C. Pataky, J. Vanrenterghem, and M. A. Robinson, “The probability of false positives in zero-dimensional analyses of one-dimensional kinematic, force and EMG trajectories,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 9, pp. 1468–1476, Jun. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.032.

- [39] R. E. Miller, “ANALYSIS OF VARIANCE,” in *Understanding Statistical Concepts Using S-plus*, vol. 92, no. 6, Psychology Press, 2001, pp. 246–256. doi: 10.4324/9781410600875-41.
- [40] T. C. Pataky, “Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 10, pp. 1976–1982, Jul. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.008.
- [41] A. D. Vigotsky, I. Halperin, G. S. Trajano, and T. M. Vieira, “Longing for a Longitudinal Proxy: Acutely Measured Surface EMG Amplitude is not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy,” *Sport. Med.*, vol. 52, no. 2, pp. 193–199, Feb. 2022, doi: 10.1007/s40279-021-01619-2.
- [42] R. Merletti, M. Avenaggiato, A. Botter, A. Holobar, H. MArateb, and T. Vieira, “Advances in Surface EMG: recent progress in Detection and Processing Techniques,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 27, no. 3–5, pp. 305–345, 1999.
- [43] T. M. Vieira, A. Botter, S. Muceli, and D. Farina, “Specificity of surface EMG recordings for gastrocnemius during upright standing,” *Sci. Rep.*, vol. 7, no. 1, p. 13300, Dec. 2017, doi: 10.1038/s41598-017-13369-1.
- [44] A. D. Vigotsky, I. Halperin, G. J. Lehman, G. S. Trajano, and T. M. Vieira, “Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences,” *Front. Physiol.*, vol. 8, no. JAN, Jan. 2018, doi: 10.3389/fphys.2017.00985.
- [45] T. M. Vieira, M. C. Bisi, R. Stagni, and A. Botter, “Changes in tibialis anterior architecture affect the amplitude of surface electromyograms,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 14, no. 1, p. 81, Dec. 2017, doi: 10.1186/s12984-017-0291-5.
- [46] F. D. Mancebo, H. V. Cabral, L. M. L. de Souza, L. F. de Oliveira, and T. M. Vieira, “Innervation zone locations distribute medially within the pectoralis major muscle during bench press exercise,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 46, pp. 8–13, Jun. 2019, doi: 10.1016/j.jelekin.2019.03.002.
- [47] A. G. Schache, T. W. Dorn, T. V. Wrigley, N. A. T. Brown, and M. G. Pandy, “Stretch and activation of the human biarticular hamstrings across a range of running speeds,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 113, no. 11, pp. 2813–2828, Nov. 2013, doi: 10.1007/s00421-013-2713-9.

Allegato A

CONSENSO INFORMATO

NOME E COGNOME: _____

ETA': _____ SESSO: _____ PESO: _____ ALTEZZA: _____

ANNI DI ATTIVITA': _____ PERSONAL BEST PIU' RILEVANTE:

LUOGO E DATA: _____

DESCRIZIONE DELL'ESPERIMENTO

Lo scopo dell'esperimento è quello di valutare il pattern di attivazione del bicipite femorale e del gastrocnemio mediale durante prove di corsa a diverse intensità per capire se esistono delle attivazioni localizzate e se ci sono differenze con il crescere della velocità.

Al soggetto è richiesto di svolgere un riscaldamento libero per circa 40 min (a piacimento per ogni singolo atleta) al fine di eseguire 1 prova massimale di 80 metri nella quale viene registrato il tempo da usare come riferimento per le prove successive. Successivamente vengono svolte in ordine casuale 6 prove sulla distanza di 80m: 70% - 70% - 85% - 85% - 100% - 100% della velocità massima. Ad ogni soggetto è richiesto di mantenere il più possibile la velocità costante negli ultimi 30m della prova. Tra le varie prove di velocità un recupero di circa 5 min è stato definito per agevolare il soggetto a compiere lo sforzo e per evitare che si raffreddasse.

La pelle viene preparata rimuovendo i peli e pulita tramite scrub con una pasta abrasiva; sul soggetto verranno posizionate: due matrici di elettrodi con rispettivi amplificatori, un elettrodo di riferimento, due solette con i sensori di pressione da mettere nella scarpa e due sensori inerziali da mettere sulla scarpa.

L'intera durata dell'esperimento è di circa due ore e si svolge in un campo di atletica regolare di 400m. Il soggetto può interrompere le prove in qualsiasi momento per evitare qualsiasi rischio.

POSSIBILI RISCHI:

Il protocollo sperimentale è totalmente sicuro e senza alcun rischio. Alla fine delle prove la cute potrebbe essere leggermente arrossata dopo la rimozione degli elettrodi ma nel giro di un'oretta questo fenomeno svanisce.

Ogni informazione personale rimarrà riservata e non verrà utilizzata o mostrata da nessuna parte. Le foto del set-up o durante le prove verranno prese solo dopo consenso da parte del soggetto ed eventualmente verranno aggiunte in studi scientifici o presentazioni senza tratti riconoscibili.

DICHIARAZIONE DEL CONSENSO INFORMATO

- IO DICHIARO CHE HO LETTO E COMPRESO OGNI PARTE DI QUESTO DOCUMENTO, HO RICEVUTO RISPOSTA COMPLETA AD OGNI MIA DOMANDA SULLO STUDIO E DO LA MIA DISPONIBILITA' PER PRENDERE PARTE ALLO STUDIO.

Firma del soggetto: _____

Firma del ricercatore: _____

LISIN, Politecnico di Torino, Corso Castelfidardo 42/a, CAP 10138, Torino (TO)