



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI ROMA
"TOR VERGATA"
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN SCIENZE E TECNICHE
DELLO SPORT**

Tesi di laurea

**ANALISI CINEMATICA E NEUROMUSCOLARE DELLA CORSA SU
SUPERFICI CON
DIFFERENTI CARATTERISTICHE DI STABILITA' E STIFFNESS**

RELATORE:

Prof. Giuseppe Annino

LAUREANDO:

Antonio Parigino

Matricola:0221042

CORRELATORE:

Prof. Nicola Silvaggi

Anno Accademico 2016/2017

Introduzione

CAPITOLO I: LA TECNICA DELLA CORSA

1.1. LA CINEMATICA

1.2. LA DINAMICA

1.2.1. Momento di ammortizzazione

1.2.2. Momento di sostegno

1.2.3. Momento di estensione

1.3 LA FASE AEREA

1.4 I SISTEMI ENERGETICI DELLA CORSA

CAPITOLO II: FISIOLOGIA DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

2.1. IL SEGNALE CONTRATTILE

2.2. CHE COS'E' L'ELETTROMIOGRAFIA

2.2.1. Usi principali dell'elettromiografia

2.3 ANALISI DELLO STRUMENTO

2.3.1 Gli elettrodi

2.3.2 I filtri

2.3.3 Amplificatore principale

2.3.4 Convertitore A/D

2.4 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

2.4.1 Preparazione della pelle

2.4.2 Applicazione degli elettrodi

2.4.3 Elaborazione del segnale

2.5 IL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO IN AMBITO SPORTIVO

CAPITOLO III: DIFFERENZE BIOMECCANICHE DI CORSA SU STRADA, TAPIS ROULANT E SU SUPERFICI IRREGOLARI

3.1. DIFFERENZE CINEMATICHE E CINETICHE DELLA CORSA SU STRADA E TAPIS ROULANT

3.2. CORSA SU SUPERFICI IRREGOLARI

CAPITOLO IV: STUDIO PILOTA

4.1 INTRODUZIONE

4.2 OBIETTIVO

4.3 CAMPIONE

4.4 MATERIALI E METODI

4.4.1 Il Muscle Lab

4.4.2 Il Reaxing Run

4.5 ANALISI STATISTICA DEI DATI

4.6 DISCUSSIONE

4.7 CONCLUSIONE

INTRODUZIONE

La corsa è certamente una delle attività più naturali per l'essere umano, una pratica che può essere svolta su strada in sentieri sterrati irregolari (corsa campestre) o su nastri motorizzati che permettono di correre sul posto. È normale quindi che un pubblico sempre più numeroso si avvicini alla corsa, spesso domandandosi che differenza possa esserci tra correre sulla strada o su un sentiero con un terreno irregolare oppure correre su un tapis roulant.

I tapis roulant sono utilizzati da chiunque, dal semplice utente il cui scopo di utilizzo è in funzione del consumo energetico per migliorare la propria composizione corporea, all'atleta che pratica fondo o mezzofondo con intenti agonistici finalizzati al successo sportivo. I tapis roulant motorizzati sono ampiamente utilizzati in studi di locomozione che vanno dalla fisiologia di base alla riabilitazione motoria e, di maggiore interesse per le finalità di questo elaborato, all'utilizzo sportivo che ne deriva. È estremamente interessante la possibilità che offre l'attrezzo di creare condizioni stabili e riproducibili per effettuare test su atleti. Queste condizioni stabili e riproducibili, tuttavia non possono essere distanti dalle condizioni naturali, in cui l'atleta si cimenta quando svolge la propria pratica agonistica, presupposto fondamentale che devono tenere in considerazione tutti coloro che offrono il proprio contributo nelle scienze dello sport.

Diversi autori hanno chiarito quali siano le differenze quando si corre su un tapis roulant rispetto a quando si corre su strada. Alcuni, riportano differenze sulla cinematica segmentale, altri aspetti che differenziano le due modalità sono legati alla familiarità che ha il soggetto con il tapis roulant.

Altre differenze di indubbio rilievo sono quelle caratteristiche legate all'economia di corsa. È certo che quando si corre su un tapis roulant venga meno la resistenza che l'aria offre rispetto a quando si corre all'aperto dove bisogna "passare attraverso l'aria", aspetto che soprattutto nella corsa veloce non può non essere considerato.

Nella biomeccanica e nella bioenergetica della corsa l'elasticità muscolare svolge un ruolo molto importante, per questo motivo nell'ambito della

modellizzazione della corsa l'interpretazione concettuale di tale modello, può essere attribuito alla stiffness neuromuscolare.

Il recupero dell'energia elastica immagazzinata nella fase eccentrica permetterebbe quindi una diminuzione della spesa energetica [13;14;15] inoltre il ruolo svolto dal recupero di energia elastica sarebbe ancor più rilevante a velocità di corsa elevate [11].

Questo aspetto decrementa sul tapis roulant a causa della deformazione che ha il nastro trasportatore quando il nostro piede prende contatto con esso. Sulla base di questi studi potrebbe non essere possibile affermare che il tapis roulant e la corsa a terra siano cinematicamente identici, e resta da mostrare se le strategie di controllo motorio siano simili tra le due condizioni.

L'elettromiografia di superficie (EMG) fornisce una valutazione indiretta dell'input neurale ai muscoli. La corsa è considerata un comportamento naturale, e come tale, il sistema nervoso centrale agisce controllando gruppi di muscoli legati a specifiche esigenze meccaniche [55]. Il sistema nervoso centrale controlla la corsa, così come altri comportamenti motori complessi, per mezzo di un insieme di sinergie muscolari o come una selezione di muscoli che vengono reclutati in una sequenza di temporizzazione specifica.

Poco si conosce invece per quanto riguarda il controllo motorio quando si deve far fronte a difficoltà legate all'instabilità dinamica ad esempio quando si corre su terreni dissestati.

Tuttavia bisogna riconoscere che questo modello di corsa è stato il primo a svilupparsi, l'uomo preistorico correva per cacciare, la finalità della corsa era la sopravvivenza della specie, per questo motivo esso è riuscito ad adattarsi alle caratteristiche dell'ambiente dando origine a schemi motori che gli permettessero di sopravvivere. Sarebbe difficile se non impossibile determinare attivazioni muscolari quando si corre su queste superfici naturali.

Considerato quindi che non si conoscono ancora in maniera univoca le differenze di corsa sulle suddette condizioni, questo studio si è posto l'obiettivo di indagare attraverso una analisi cinematica e neuromuscolare, le differenze che si riscontrano tra la corsa su tapis roulant e su strada e in condizioni di instabilità. E' stato possibile individuare pattern di attivazione muscolare di

specifici muscoli grazie ad un nuovo tapis roulant motorizzato il "Reaxing sudden interference Run", esso è stato progettato con l'idea di creare instabilità a chi vi corre sopra proprio come quando si corre su un terreno disomogeneo. Tre atleti tutti corridori amatoriali, sono stati reclutati e fatto eseguire cinque diverse prove, l'unica costante nelle prove è stata la velocità fissata a 12 Km/h. Essi hanno corso su tapis roulant in piano, su strada e su tapis roulant con tre livelli di instabilità crescenti. I risultati ottenuti, tramite l'ausilio di analisi statistica ci hanno fornito risultati interessanti riguardo alle diverse misurazioni effettuate.

Questo studio vuole essere un primo tassello di sperimentazioni future che prenda in considerazione un numero campionario maggiore visti i risultati interessanti ed originali ottenuti, in modo da essere generalizzabili al gruppo di atleti di riferimento e sensibilizzare tecnici e studiosi dello sport nell'ideare mezzi e metodi di allenamento che tengano in considerazione delle diverse strategie di controllo motorio che si attuano quando le condizioni ambientali perturbano la biomeccanica classica della corsa.

CAPITOLO I

LA TECNICA DELLA CORSA

La corsa è un particolare tipo di locomozione che l'uomo realizza per spostarsi velocemente.

Apparentemente semplice e facile, perchè istintiva, quando usata per rincorrere un tram, diventa gesto complesso e ricco di fini concatenazioni motorie ed oggetto di sofisticate ma irrinunciabili speculazioni della realtà tecnico pratica, quando la si utilizza per sviluppare velocità oltre i 12 metri al secondo, 43 Km/h circa.

È cosa certa che correre non è difficile, mentre difficile è saper correre, poichè questo diventa il presupposto per correre più velocemente [62].

La corsa si può definire una consecuzione di passi in cui, a momenti di appoggio singolo dei piedi a terra, si succedono momenti di volo, in una sequenza di movimenti delle gambe che si ripetono in maniera omologa alternata.

Il termine alternato sta a significare che i movimenti degli arti inferiori, pur corrispondenti, si sviluppano in sensi opposti, vale a dire che al movimento di un arto in avanti corrisponde lo spostamento indietro dell'altro, per ritrovarsi in fase di congiunzione, nel momento del contatto a terra del piede, ed in fase di disgiunzione o divaricazione, nel momento di abbandono al suolo.

Questi due momenti rappresentano l'inizio delle due fasi principali della corsa:

- Fase di appoggio singolo
- Fase di volo

Per una più comprensibile esposizione della tecnica di corsa, si ritiene necessario analizzare il fenomeno nelle due componenti di cinematica e dinamica, cosa che del resto vale per qualsivoglia attività sportiva, che si propone finalità di alto rendimento.

La cinematica rappresenta la geometria di un gesto e si riferisce all'insieme delle posizioni che i diversi segmenti corporei assumono durante l'esecuzione indipendentemente dalle cause che l'hanno determinato, come si potrebbe vedere in una cronofotografia o in una sequenza stroboscopica.

La dinamica invece, riguarda l'analisi e lo studio delle cause che provocano il movimento e cioè lo sviluppo ed il cambiamento delle posizioni; si riferisce, cioè, alle forze che animano la cinematica.

1.1 LA CINEMATICA

L'analisi inizia dal contatto del piede al suolo che avviene con l'arto completamente disteso, mentre questo si piega, quello libero, già flesso al ginocchio, avanza oscillando determinando il già citato momento di congiunzione con l'altro. Sul prosieguo dell'avanzamento al bacino, l'arto libero continua nella sua oscillazione, salendo con il ginocchio verso l'orizzontale, mentre l'arto si estende raddrizzandosi. Riassumendo, questa fase è caratterizzata da due movimenti sincroni e perfettamente coordinati degli arti inferiori: uno di piegamento-estensione di quello d'appoggio; e l'altro di oscillazione di quello libero che, nel suo avanzamento, si troverà prima in fase di congiunzione, e poi in fase di divaricazione a conclusione dell'appoggio ed all'inizio del volo. (Fig.1)

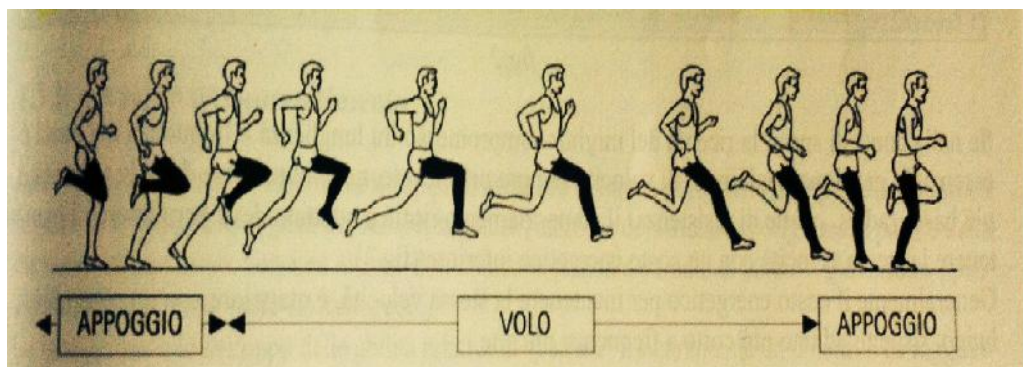


Fig. 1 sequenza a segmenti della corsa

L'arto che si stacca dal suolo ora inizia ad avanzare flettendosi al ginocchio, mentre l'altro si estende in basso, arretrando verso il bacino, pronto a scambiarsi con il primo la funzione d'appoggio e ritrovarsi, in una nuova congiunzione, nel momento del suo piegamento.

Le braccia oscillano in coordinazione incrociata con il movimento delle gambe. Alle oscillazioni avanti e indietro, corrispondono rispettivamente la flessione e

l'estensione degli arti inferiori dei lati opposti. In sintesi sul distacco del piede dal suolo, i due punti di massima divaricazione delle gambe e di massima oscillazione delle braccia, pur coincidenti, sono raggiunti dagli arti dei lati opposti. In visione frontale le braccia si muovono su due piani paralleli ed aderenti al tronco; viste di fianco esse risultano più chiuse o più aperte al gomito a seconda che si trovino nella parte anteriore o posteriore dell'oscillazione.

Quando il braccio viene avanti, l'angolo al gomito si chiude al di sotto dei 90° e la mano risulta all'altezza del viso; quando il braccio va indietro, l'angolo al gomito si apre oltre i 90°.

Il busto, durante tutto il suo percorso, in fase aerea e di contatto, rimane pressocchè nella medesima posizione di leggera flessione ed inclinazione in avanti.

1.2 LA DINAMICA

Suddiviso il passo di corsa in due fasi principali di contatto e di volo, ci si rende conto, da una più attenta e minuziosa osservazione che nella prima si possono distinguere tre momenti (fig. 2):

1. Piegamento ammortizzazione
2. Sostegno
3. Raddrizzamento-estensione

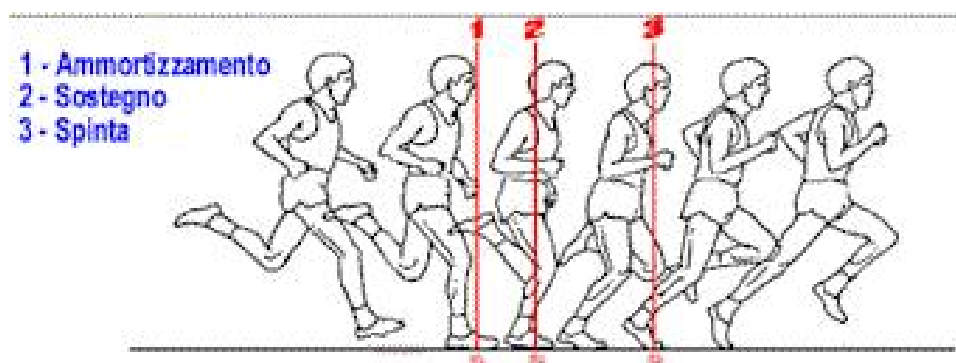


Fig. 2 fasi della gamba durante il contatto al suolo

La rilevanza che assume la fase di contatto risiede nel fatto che, da tutto ciò che in essa avviene, dipende l'efficacia dell'impulso che accelera il corpo dell'atleta ed il suo lineare procedere e che tutto quanto si compie in fase aerea ne è la immediata e diretta conseguenza[2]. La fase di contatto rappresenta il momento della realizzazione dell'impulso al quale concorrono: l'arto in appoggio, quello libero e le braccia. L'azione o movimento che l'arto inferiore sviluppa nel momento dell'appoggio al suolo rappresenta un vero e proprio rapido molleggio nel quale, però, nonostante la breve durata di pochi millesimi di secondo, si evidenziano fenomenologie ricche di passaggi delicati e rilevanti (Fig.3).

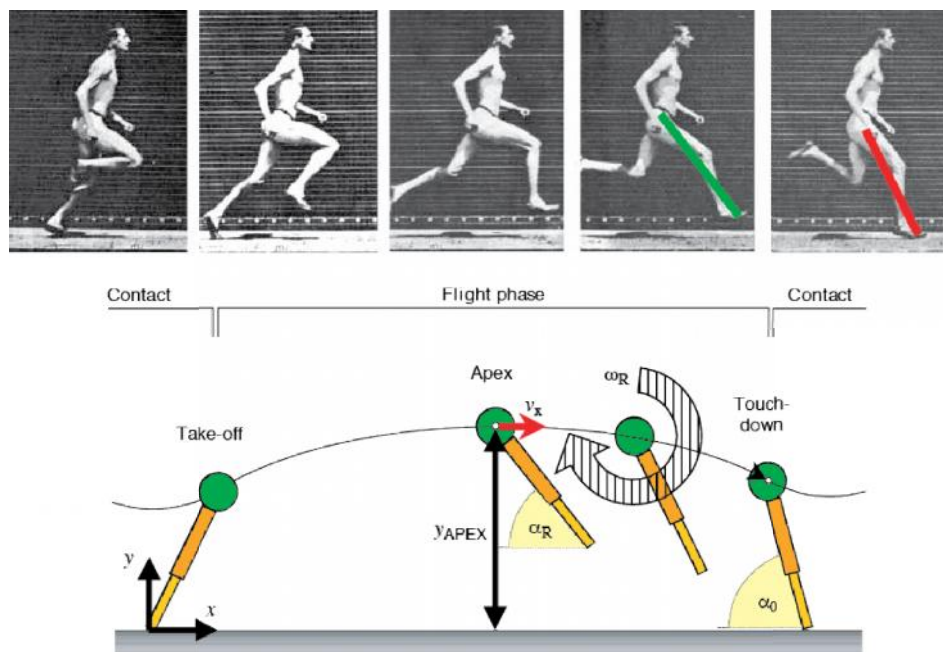


Fig. 3 momento dell'appoggio del piede dal suolo.

1.2.1 Momento di ammortizzazione

Ha inizio con la presa di contatto del piede sul terreno che, visto di fronte, presenta delle differenze a seconda delle tensioni muscolari che, velocità più o meno elevate, esigono.

Nel caso di velocità relative il piede si presenta in leggera supinazione a prendere contatto con il 5° metatarsale, per scendere rapidamente ed in maniera

elastica, su tutta la pianta. Se le velocità sono elevate, anche l'impegno muscolare sarà molto consistente, e la posizione del piede cambia sostanzialmente; giacchè è indispensabile, al fine di realizzare un successivo molleggio rapido ed oltremodo reattivo, che esso sia tenuto in flessione dorsale, dal muscolo tibiale anteriore, coadiuvato da un sollevamento dell'alluce, che preme sulla tomaia della scarpa. Questo stimolerà una "preattivazione" dei muscoli gastrocnemi e sinergici, che sul contatto reagiranno più rapidamente esaltando le loro capacità di stiffness [63]. Espediente questo indispensabile per determinare una presa di contatto più piena e solida del piede attraverso le articolazioni metatarsali, contemporaneamente, e, quindi, ridurre la deformazione muscolare da stiramento per contenere entro i limiti sempre più ristretti il tempo di contatto. L'arto, come è stato detto, risulta leggermente flesso già prima del contatto. Il piede scende rapidamente ad impostarsi sul terreno con i metatarsi scaricando su questi tutta l'energia che l'atleta possiede, giacchè il tallone pur abbassandosi, non si appoggia sul terreno, ma lo sfiora appena per non scaricare le tensioni raggiunte dalla muscolatura del polpaccio (fig. 4) .

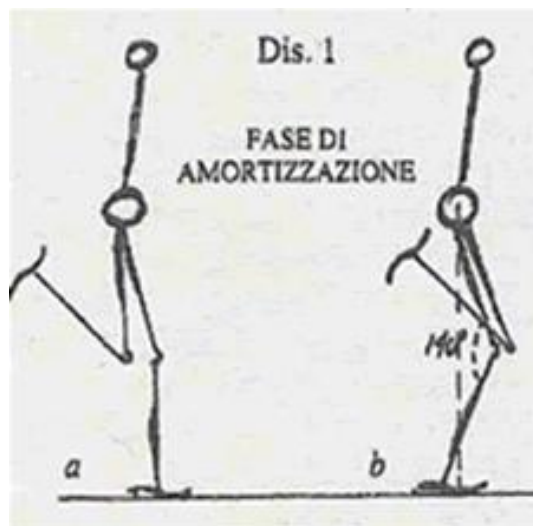


Fig.4 fase di ammortizzazione

Contemporaneamente, sull'avanzamento del bacino, tutto l'arto inferiore si piega sulle tre articolazioni: quella dell'anca, del ginocchio e della caviglia. L'ammortizzazione si ritiene per convenzione conclusa quando le ginocchia si

trovano pari alla stessa altezza (momento di congiunzione) e la proiezione verticale del baricentro dell'atleta cade pressochè sulla parte metatarsale del piede. Nella successiva fase di sostegno, infatti, i rapporti tra i segmenti dell'arto inferiore in appoggio non si modificano. La ulteriore chiusura che da una osservazione scrupolosa si può osservare sulla caviglia credo si possa giudicare poco determinante ai fini dinamici. Molti errori nella corsa dipendono da come viene interpretata ed impostata questa delicata fase preparatoria: la dinamica dell'impulso. Sulla presa di contatto a terra, nella muscolatura estensoria o antigravitazionale dell'arto inferiore si sviluppano, in tempi brevissimi, forti tensioni agevolate verosimilmente da uno stato di attivazione nel quale la muscolatura si trova già prima che il piede prenda contatto (preattivazione). La solidità del contatto, la rapidità ed elasticità del piegamento, consentono una limitata riduzione della velocità ed una più consistente restituzione della forza nella successiva estensione dell'arto e quindi l'entità delle tensioni che si sviluppano in fase di ammortizzazione, dipendenti dalle capacità di durezza e di consistenza o meglio, come dicono gli anglosassoni di stiffness del complesso muscolo tendineo degli estensori, a determinare la grandezza degli effetti di propulsione (Fig.5) [1;2;3].

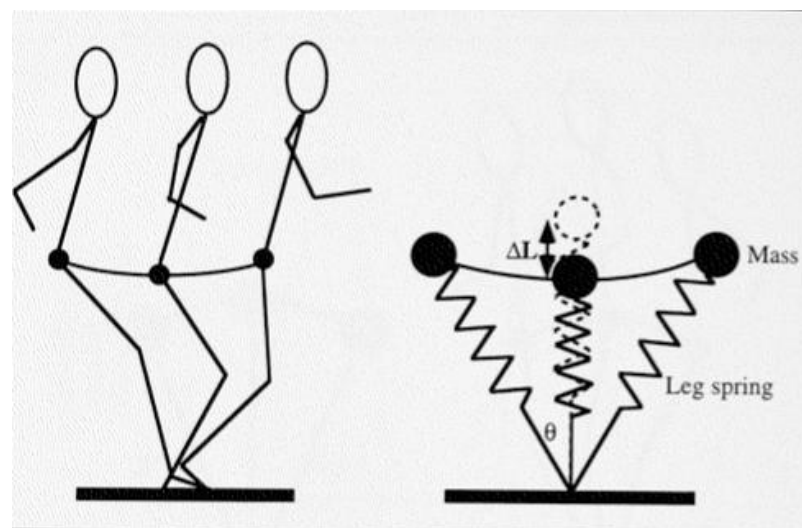


Fig. 5 modello spring-mass-model

Si può in un paragone suggestivo e verosimile, immaginare che il sistema biomeccanico dell'arto inferiore si comporti, nel momento dell'appoggio, come

una molla che, venendo sottoposta ad una pressione, subisce una deformazione il cui valore e tempo di durata saranno inversamente proporzionali alla resistenza, solidità e consistenza del materiale e della forza di coesione delle particelle che lo compongono (nel muscolo il riferimento è alla forza di attrazione delle miofibrille). Se ne deduce che la rapidità di restituzione della molla, nonostante la grandezza del carico sopportato è direttamente proporzionale al tempo di deformazione, il che è come dire che tempi brevi di restituzione sono legati a rapide deformazioni [11]. Non a caso, nella corsa veloce è il tempo di contatto (tempo di durata del doppio ciclo ammortizzazione-estensione) ad incidere sulla più o meno elevata frequenza del passo. Molto importante per il successivo sviluppo di un rapido recupero dell'arto inferiore d'impulsione e, quindi, di una più elevata frequenza dei passi e l'assetto che il bacino assume in questo momento del contatto che viene influenzato dalla postura del tronco.

Il presupposto cinematico che crea le migliori condizioni dinamiche nella muscolatura flessoria della coscia per un rapido recupero in avanti di tutto l'arto, più che verso l'alto, è determinato da una postero-ersione del bacino che si ottiene più agevolmente qualora questo sia coinvolto da una posizione del tronco (soprattutto della parte lombare del rachide) che trasformi in cifosi, la sua lordosi naturale, con una leggera flessione che lo faccia scendere in basso e in avanti, mantenuto sotto controllo da un'ottimale e continua tensione dei muscoli addominali. L'atteggiamento "curvato" del tronco, nel tratto lombare e la conseguenza postero-ersione del bacino, rappresentano la postura classica che favorisce uno stiramento elastico più solido e reattivo dei muscoli flessori della coscia sul bacino e, quindi, una reazione di contrazione più efficace per una velocizzazione del recupero avanti dell'arto.

1.2.2 Momento di sostegno

Sul prosieguo dell'avanzamento del bacino si evidenzia nell'arto in appoggio, un comportamento originale ed inedito che non si riscontra, in nessun altro movimento di impulsione. Si può anzi dire che a distinguere questi diversi momenti, impulso nella corsa e nei salti, sia proprio la mancanza di questi

ultimi, del momento di sostegno. Subito dopo l'ammortizzazione si evidenzia nella corsa una rotazione di tutto il sistema arto inferiore sul piede che sposta il suo punto fisso di appoggio dal metatarso alle dita con un sollevamento del tallone, senza modificazione alcuna del rapporto tra gamba e coscia ma soltanto con l'apertura dell'angolo al bacino, per effetto della velocità sulla quale influisce anche l'energia che l'arto oscillante sviluppa nella sua flessione (Fig. 6).

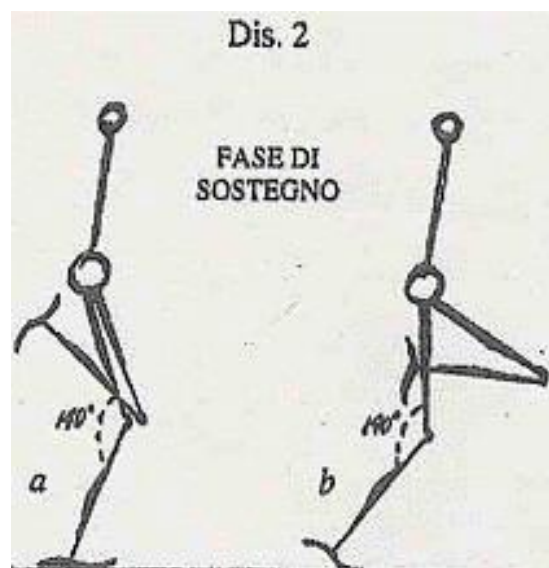


Fig. 6 momento di sostegno

L'estensione dell'arto sul ginocchio e sulla caviglia, ha inizio soltanto quando il femore si trova sulla verticale, cioè quando nel suo prosieguo potrà spingere il bacino in avanzamento orizzontale. Il momento di sostegno, dunque, è determinato al fine di far proseguire il bacino in uno spostamento in avanti il più lineare ed orizzontale possibile. Se nella corsa il raddrizzamento cominciasse invece subito dopo l'ammortizzazione, il bacino riceverebbe una troppo forte spinta verticale che gli provocherebbe una parabola troppo ampia. Accadrebbe proprio ciò che, in dimensione più macroscopica, per l'assenza del momento di sostegno, si verifica nei salti durante il movimento di impulsione finale che prepara lo stacco da terra. Ma alla più forte spinta verticale, in queste ultime specialità concorre ed in maniera determinante anche l'impostazione

dell'arto di spinta che si trova più inclinato indietro rispetto al terreno e sempre più inclinato a misura che cresce l'esigenza di andare in alto.

1.2.3 Momento di estensione

Il movimento di estensione raddrizzamento dell'arto in appoggio, causato dalla forza reattiva dei muscoli antigravitazionali, la cui entità dipende dalla capacità di stiffness, produce un impulso che favorisce la riaccelerazione fino ad un momento prima del distacco del piede dal terreno. L'estensione delle dita, infatti, non produce forza e, quindi, accelerazione. Il raddrizzamento dell'arto di impulsione si realizza a partire dal ginocchio per la rotazione-avanzamento della testa del femore e del bacino, sollecitati dall'energia sviluppata dall'arto libero e dalla concomitante rapida contrazione reattiva, a mo di "frustata" dei muscoli estensori quadricipitali, che fanno punto fisso sulla loro inserzione distale del tendine rotuleo. L'estensione del ginocchio, però non è mai completa bensì si arresta intorno ai 168-172° (Fig. 7) [49].

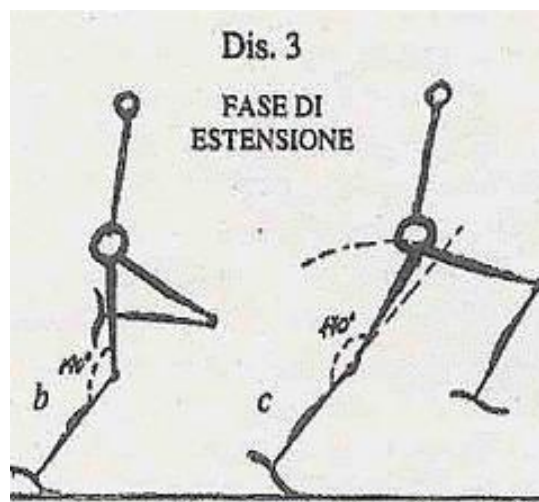


Fig. 7 fase di estensione

Se il bacino si trova perfettamente fermo (senza velocità orizzontale) ed allineato sul prolungamento dell'arto, l'estensione del ginocchio risulta completa fino a 180°, come avviene in un balzo verticale da fermo, o sulla prima spinta del blocco di partenza. Se al contrario, come avviene durante l'appoggio a terra nella corsa, il bacino, nel suo avanzamento, si angolerà sempre di più con il femore, allora l'estensione risulterà sempre incompleta. Le

variazioni evidenziabili dell'angolo al ginocchio, sul completamento dell'impulso, dipendono per lo più da un ridotto avanzamento del bacino e da una conseguente minore inclinazione dell'arto rispetto al terreno. Si evidenzia, quindi, una condizione biomeccanica che può essere sostenuta ed animata soltanto da una risposta di contrazione reattiva a mo di frustata, di tutto il quadricipite, giacché immediatamente si instaura una inibizione di tre dei suoi "capi" ed, al contrario, un forte stiramento elastico del quarto: il retto, bi articolare e di gran lunga il più forte.

La forza tensiva del retto e dei suoi sinergici: il sartorio ed il tensore della fascia lata, cresce di efficacia se il bacino si trova nella posizione di leggera posteroversione, giacché i punti di origine dei suddetti muscoli sono rispettivamente: la spina iliaca anteriore inferiore e la spina iliaca anteriore superiore. Tale presupposto dinamico permette una volta completato l'impulso, un rapido recupero in avanti di tutto l'arto che ne limiterà l'ampiezza. Una eccessiva scioltezza di tutto il complesso rachide-anche-bacino, invece, favorisce una accentuata anteroversione di quest'ultimo ed un eccessivo sviluppo della parte "posteriore" del movimento dell'arto. Mentre si sta completando l'azione della coscia, interviene il piede a concludere con una frustata reattiva, la fase di impulsione. La funzione dell'arto libero è quella di ottimizzare, in senso orizzontale la corsa del bacino e lo spazio che questo percorre sull'appoggio. L'energia che l'arto libero sviluppa nella sua oscillazione in avanti-alto, agisce sul bacino sollecitando, però, maggiormente l'anca corrispondente che si troverà così, a conclusione dell'impulso, più avanti dell'altra in una posizione di diagonalità.

Quella porzione di spazio che l'anca corrispondente all'arto libero percorre in più è stata definita passo pelvico, giacché va ad influire sulla lunghezza totale del passo. La salita del ginocchio aumenta e diminuisce con il crescere o il calare della velocità così come aumenterà o diminuirà il passo pelvico alla stessa maniera.

Nella corsa veloce di un atleta che ha trovato il giusto compromesso ritmico fra ampiezza e frequenza dei passi, lo spazio che il bacino percorre sull'appoggio deve essere approssimativamente quello della lunghezza del suo arto inferiore,

ed il tempo di appoggio, a seconda della lunghezza dell'arto, può variare da 80 a 90 millesimi circa. Sembra veramente impossibile che in tempi così brevi possano verificarsi così tanti e sofisticati comportamenti. Questo è possibile soltanto perchè le forze utilizzate, di natura reattiva, sono le più rapide, essendo prodotte per via riflessa e non volontaria. Il termine migliore da usare nel gergo sportiva per far meglio comprendere l'essenza dinamica di questo delicato passaggio sia il rimbalzo. È un vero e proprio rimbalzo quello che il piede compie sul contatto con il suolo. È chiaro quindi che tutte le forze utili allo sviluppo della velocità nella corsa vengono espresse durante la fase di appoggio e questo riguarda l'intervento sia dell'arto portante sia di quello libero oscillante.

La pressione esercitata sul terreno da un arto ben tonico, resistente e solido, crea, subito dopo il passaggio del bacino, oltre la verticale sul piede, una immediata e proporzionalmente potente forza di reazione che si evidenzia in una risultante lungo l'arto che progressivamente, a misura che agisce sul bacino, viene in gran parte convogliata in avanti, all'azione flessoria dell'arto libero e della co-contrazione dei muscoli iperestensori dell'anca, a sommarsi alla velocità che l'atleta già possiede. Soltanto una minima parte di questa forza viene indirizzata verso l'alto a costituire la componente verticale della parabola. Ove, in una corsa veloce, l'avanzamento del bacino fosse ottimale, lo spostamento del baricentro sul piano verticale, tra il punto più basso (momento di ammortizzazione), e quello più alto (parte centrale della parabola) dovrebbe aggirarsi intorno a 4-5 centimetri.

1.3 LA FASE AEREA

In essa si evidenziano i movimenti di recupero degli arti inferiori per creare l'alternanza della loro funzione.

A conclusione di questa fase, infatti, l'arto che era in appoggio diviene libero e l'opposto accade all'altro (Fig. 8).

Tutto ciò viene eseguito e prodotto a terra nel momento dell'impulsione, dove si creano le condizioni di proiettare il corpo in aria, ed in questo momento l'atleta non può far nulla per tentare di accelerare il proprio corpo o di

correggere eventuali errori commessi in fase di contatto. Può al contrario, soltanto compromettere la scorrevolezza, la fluidità e la continuità del suo procedere, quindi la sua velocità. Per comprendere l'importanza del significato di quanto affermato basta ricordare che l'energia sviluppata dagli arti inferiori, durante i movimenti di impulsione, viene utilizzata non solo per propellere il corpo ma anche per recuperare se stessi.



Fig. 8 la fase aerea

Non va dimenticato che è la rapidità del rimbalzo del piede a terra a favorire la rapidità del recupero delle gambe e, quindi, il numero dei loro giri. L'atleta deve svolgere una semplice azione di controllo muscolare e di guida dei movimenti in una situazione di ottimale scioltezza e di agilità che permettano l'esatto svolgersi delle azioni e la loro armonizzazione in una ritmica di assieme quale è la corsa.

Facilmente si comprende come i movimenti dei due arti inferiori debbano svolgersi in perfetta connessione e coordinazione, affinché arrivino all'appuntamento con il contatto a terra nella situazione migliore per realizzare la più efficace somma di impulsi che coinvolgeranno il bacino perfettamente impostato a riceverli ed allora, mentre il piede, in conseguenza del rimbalzo, sale rapidamente per flessione della gamba sulla coscia, quest'ultima avanza. A misura che questo si svolge, la gamba flessa in avanti si distende in basso ed arretra tornando verso il bacino, per prendere contatto con il piede leggermente

avanti ad esso. In sintesi, una gamba si flette ed avanza, mentre l'altra si estende ed arretra.

Del resto tale simultaneità dei movimenti dei due arti inferiori si svolge molto naturalmente se non viene disturbata da azioni inconsulte, giacchè con il corpo in aria, diviene condizione determinate il mantenimento dell'equilibrio dinamico delle masse per consentire al baricentro si spostarsi secondo una traiettoria già determinata allo stacco da terra. È nel rispetto di questa esigenza fisica a cui un corpo in movimento in aria è soggetto, che le gambe si muovono e si spostano senza poter più influire, se non negativamente sulla velocità o sull'andamento generale del centro di gravità. Allo spostamento di un settore o segmento del corpo corrisponde il movimento in senso contrario, di una parte di esso del lato opposto che sviluppa una equivalente quantità di energia.

La rapida salita-avanzamento del piede e di tutto l'arto, conseguente al potente rimbalzo a terra, è determinato dall'effetto di reazione elastica di tutta la sua muscolatura flessoria (dell'anca, della gamba e del piede) che, nell'avanzamento del bacino, viene fortemente stirata. Il movimento verso il basso-dietro dell'altro arto avviene, invece, per effetto di un controllo tensivo dei muscoli estensori della coscia e della gamba. La discesa e l'arretramento dell'arto flessa avanti è un movimento la cui importanza non deve essere sottovalutata, poichè favorisce la perdita della velocità del piede e di tutto l'arto permettendo un contatto morbido e poco frenante. Si può ora meglio comprendere che il motivo del marcato sollevamento della coscia libera, durante il contatto, risiede nella sua complessa funzione, di riconoscere alla realizzazione dell'impulso e di permettere all'arto stesso di guadagnare un maggiore spazio in avanti rispetto al bacino da sfruttare, poi, in un movimento di ritorno più ampio che gli fa perdere più velocità nel senso della corsa, permettendogli un contatto meno violento e frenante. Esaminando l'andamento del piede in aria si può osservare come esso, dopo la salita, subisce un abbassamento a causa della oscillazione in avanti della gamba propriamente detta sul ginocchio. Questa oscillazione dovrebbe essere ridotta se si facesse salire meno il piede per fare avanzare più presto e più in alto il ginocchio, guidato dai muscoli flessori e con un controllo dell'ischio-crurali che

impediscono la fuga in avanti della gamba propriamente detta e del piede, arrotondandone la traiettoria.

Una accentuata salita della coscia non solo comporterebbe i tanti vantaggi già chiariti in fase di impulsione ma salvaguarderebbe la muscolatura ischio-crurale da eventuali traumi che una repentina oscillazione in avanti della gamba potrebbe facilmente comportare. Il sincronismo di flessione della gamba sulla coscia e di questa sul bacino che si evidenzia sul distacco del piede dal terreno, e che chiude fortemente tutto l'arto è favorito ed agevolato, come all'inizio è già stato anticipato, dalla posteroversione del bacino che rende più potente lo slittamento elastico dei flessori della coscia e più pronta la loro reazione che provocherà, così, un avanzamento più rapido dell'arto.

La rapidità della flessione della gamba sulla coscia viene, invece, favorita dalla reazione elastica dei flessori del piede che, fortemente stirati durante l'impulsione, lo riportano in flessione dorsale. Questa, stimolando un aumento di tensione dei gastrocnemi biarticolari (la loro origine è sui condoli femorali) collabora con i muscoli ischio-crurali all'azione flessoria.

A questi ultimi, sembrerebbe che, sul distacco del piede dal terreno, venga inibita la loro azione iperestensoria determinata nell'impulso, a favore di quella flessoria che la loro biarticolarietà consente. Si determina, in sintesi come conseguenza delle tensioni da stiramento sprigionate durante l'impulso, una serie di reazioni elastiche che provoca un sinergismo flessorio ed un tempestivo avanzamento dell'arto. Il tragitto che il piede compie in aria dovrebbe contenuto in ampiezza e risultare il più rotondo possibile, per un recupero più rapido ed una migliore continuità dei movimenti. Lo spazio che si percorre sull'appoggio è circa uguale alla lunghezza dell'arto inferiore, che si percorre in volo è circa 1,5/1,6 volte la sua misura.

Sull'azione delle braccia, enunciata nella parte cinematica è necessario chiarire che i motivi di quei comportamenti sono di carattere biomeccanico che incidono sulla parte dinamica, anche se, nella corsa lanciata la funzione delle braccia è soltanto equilibratrice. L'esigenza biomeccanica che si crea, tende a controbilanciare lo spostamento della masse e dell'energia cinetica degli arti inferiori, con un efficace oscillazione di quelli superiori che porti dietro il

braccio opposto dell'arto inferiore disteso, piuttosto aperto per sviluppare una maggiore energia cinetica e proietti avanti l'altro, opposto all'arto inferiore flessso, più chiuso per accrescere la sua velocità di rotazione. Si raggiunge in tal modo un equilibrio dinamico delle masse tale da non creare nessun movimento rotazione disturbatore, e senza coinvolgere in queste azioni compensative, come spesso avviene, il tronco e le spalle con i movimenti di torsione che romperebbero la linearità di avanzamento del bacino.

Altre caratteristiche biomeccaniche di interesse nella corsa sono le strutture proprie del piede e dei muscoli che intervengono nel movimento della corsa, i muscoli del polpaccio (gemelli più superficiali e soleo più profondo), i muscoli tibiali (anteriori posteriori). Il ruolo principale del piede durante la corsa è quello di sostenere il peso del corpo amplificato dalle sollecitazioni che avvengono durante il gesto motorio, e per svolgere questo ruolo la struttura portante deve essere ben in asse, quindi in equilibrio dando una certa stabilità. Un piede che pronato (verso l'interno) o un piede che supinato (verso l'esterno) non dà stabilità all'appoggio, Per svolgere la sua funzione di appoggio e stabilità durante la corsa il piede deve appoggiare con la maggior base possibile, non di tallone, non di punta, ma con una superficie più ampia. Occorre quindi verificare la tipologia di appoggio di un atleta che pratica corsa (supinatore, pronatore o neutro), ed indossare scarpe idonee al peso corporeo e al tipo di appoggio.

1.4 I SISTEMI ENERGETICI DELLA CORSA

La contrazione del muscolo scheletrico è possibile grazie all'utilizzo di una molecola denominata ATP (Adenosina trifosfato), la quale grazie alla sua scissione tramite una reazione di idrolisi produce una grande quantità di energia libera. In biochimica l'energia libera è la frazione di energia utilizzabile per compiere lavoro. Risulta quindi evidente il ruolo fondamentale della molecola di ATP per l'essere umano, che però ne possiede all'interno del proprio organismo solo una quantità limitata, la sua concentrazione infatti ammonta a 24mmol/kg, che è una quantità sufficiente per assicurare l'attività

contrattile del muscolo per soli 2 secondi di attività alla massima intensità!!! Risultano quindi fondamentali i sistemi che permettono la resintesi della molecola di ATP [36].

Questi sistemi energetici (Fig. 9) sono quindi delle “vie” metaboliche utilizzate dall’organismo per formare ATP e hanno delle caratteristiche particolari. I tre principali sistemi energetici sono:

- sistema del fosfagene o ATP-Cp o anaerobico alattacido
- glicolisi o anaerobico lattacido
- fosforilazione ossidativa o meccanismo aerobico

Il primo sistema è quello che tramite l’utilizzo della fosfocreatina (PCr) riesce a produrre ATP anche in assenza di ossigeno e senza la produzione di lattato. Questo sistema assicura un ripristino di ATP pressoché immediato e gioca un ruolo chiave durante gli esercizi ad elevata intensità. Purtroppo le scorte di PCr sono limitate e sono situate quasi esclusivamente nelle fibre di tipo II.

Il sistema del fosfagene quindi è in grado di fornire energia per sforzi massimali ma per pochissimi secondi.

La glicolisi è un sistema energetico che utilizza esclusivamente come substrato i carboidrati e diviene fondamentale in tre condizioni:

- quando c’è un’improvvisa richiesta energetica, come ad esempio una variazione nell’intensità dell’esercizio;
- in condizioni di scarso apporto di ossigeno come ad esempio in una contrazione isometrica;
- quando l’intensità dell’esercizio supera il 60% del VO₂max in uno stato stazionario d’intensità.

Come abbiamo detto il prodotto iniziale della reazione della glicolisi è il carboidrato e nello specifico il glicogeno, che alla fine restituirà due molecole di ATP più due molecole di piruvato. Il destino del piruvato dipende dalla presenza o meno dell’ossigeno, infatti in presenza di O₂ proseguirà il suo cammino nel ciclo di Krebs e quindi nella fosforilazione ossidativa, mentre nel

caso di assenza di O₂ e a causa della presenza di ioni H⁺, si tramuterà in acido lattico [8].

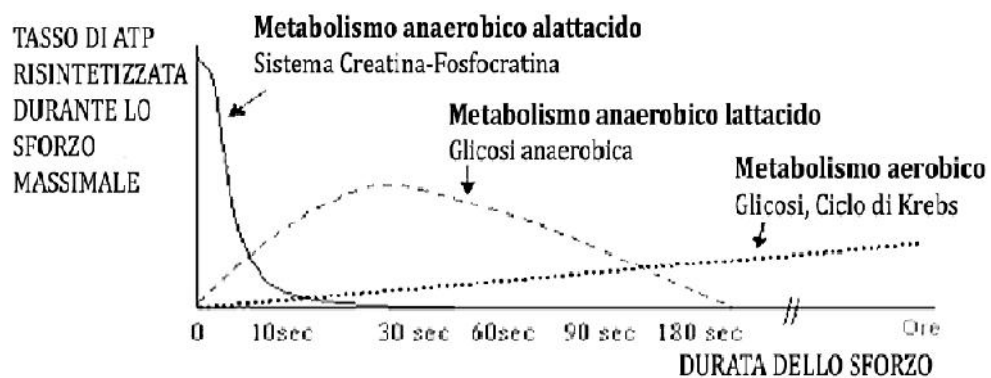
L'acido lattico quando si accumula nelle cellule muscolari a concentrazioni molto alte determina un abbassamento del pH intracellulare. Questo comporta una parziale inibizione del meccanismo della contrazione muscolare e ad una aumentata percezione del dolore a livello delle terminazioni nervose [16].

Questo significa che la glicolisi ci fornisce energia per esercizi intensi ma per pochi minuti.

La fosforilazione ossidativa, invece, è il sistema energetico che garantisce circa il 90% della produzione totale di ATP dell'organismo. E' composta da una serie di reazioni chimiche tra cui il ciclo di Krebs e la catena di trasporto degli elettroni. E' una via metabolica dipendente dall'ossigeno ed utilizza prevalentemente le fibre di tipo I.

Questo sistema fornisce meno potenza di quello anaerobico ma può sostenere sforzi di durata molto maggiore.

La capacità aerobica rappresenta infatti la massima quantità di ossigeno che si è in grado di fornire alle cellule muscolari per la sintesi di ATP; essa prende il nome di consumo massimo d'ossigeno (VO₂max) [41; 42; 43].



Contributo relativo dei differenti sistemi energetici nel produrre ATP durante esercizi massimali di diversa durata

Fig. 9 sistemi energetici corsa

Va inoltre ricordato che i tre sistemi vengono sempre attivati contemporaneamente, poi sarà l'intensità e la durata che determineranno la prevalenza di uno rispetto agli altri (Tab. 1).

DURATA DELLO SPRINT	MECCANISMO AEROBICO	MECCANISMO ANAEROBICO LATTACIDO	MECCANISMO ANAEROBICO ALATTACIDO
30SEC	38%	45%	17%
11-22 SEC	30%	47%	23%
<10SEC	CIRCA 10%	45%	50%
1,5-3SEC	NON SIGNIFICATIVO	TRA IL 50% E IL 20%	TRA IL 50% E L 80%

TAB. 1 UTILIZZO DEI DIVERSI SISTEMI ENERGETICI IN BASE ALLA DURATA DELLA VARIAZIONE D'INTENSITÀ PER VARIAZIONI FINO A 30 SECONDI (BISCIOTTI IL NUOVO CALCIO 2011)

Altro fattore importante per chi pratica corsa di fondo è la capacità da parte del corridore di utilizzare gli acidi grassi come substrato energetico, questa particolare capacità prende il nome di potenza lipidica [40].

Senza dubbio lo studio dei processi biologici che sono alla base dello sviluppo di prestazioni legate alla corsa sono molto interessanti e stimolanti.

La ricerca migliora quotidianamente le nostre conoscenze, in virtù del fatto che si hanno a disposizione strumentazioni capaci di fornirci parametri funzionali dell'atleta sempre più dettagliati ed oltretutto eseguibili negli ambienti "naturali" quindi dove si svolge la pratica sportiva. In questo contesto si inserisce in modo importante se non decisivo la valutazione funzionale [64].

Tutta la metodologia moderna infatti si basa su processi allenanti che devono portare il nostro atleta ad attivare dei meccanismi di supercompensazione, ma se non si è in grado di valutare questi cambiamenti tutto il lavoro sarà risultato vano.

I principali mezzi di valutazione fino allo sviluppo e alla ricerca di test sufficientemente validi erano le gare stesse, ma si può intuire come ciò sia molto legato alle condizioni presenti in quel momento e non diano un valore oggettivo.

La valutazione funzionale oggi invece è un fondamentale strumento d'indagine, diretta o indiretta, alla quale si ricorre per rilevare e valutare capacità e attitudini, siano esse fisiche, psichiche, psicologiche. Nel nostro caso si parla di test di valutazione atletica, cioè di prove attraverso le quali si può determinare quantitativamente e in modo obiettivo il grado di efficienza fisica, la capacità organica e le abilità di un atleta [9; 10]. Queste prove sono suddivise in test metabolici e in test neuromuscolari. La valutazione fisiologica quindi insieme ai rilevamenti biomeccanici di ergonomia della prestazione si prefigge i seguenti obiettivi fondamentali:

- **Controllo ed ottimizzazione dell'allenamento.** Diagnosi del grado di adattamento del carico allenante, dello stato di fatica e riscontro precoce della sindrome da sovrallenamento. Ottimizzazione dell'allenamento, scelta del volume, dell'intensità ottimale e dei periodi di recupero e riposo.
- **Diagnosi funzionale.** Valutazione e controllo dell'evoluzione biologica sia specifica che generale indotta dall'allenamento.
- **Ricerca ed identificazione del talento.** Valutazione delle capacità funzionali e confronto con modelli di riferimento specifici secondo le discipline sportive da praticare.
- **Valutazione delle qualità fisiche.** Identificazione e quantizzazione delle caratteristiche fisiche morfologiche e funzionali che influenzano la prestazione.

Affinché avvenga ciò un test deve possedere determinati requisiti : riproducibilità, validità, obiettività, specificità e deve essere logisticamente realizzabile. La riproducibilità o attendibilità esprime la possibilità di ottenere risultati simili in prove successive da parte dello stesso soggetto. La validità rappresenta la capacità diagnostica di evidenziare caratteristiche specifiche e ben determinate con valenze proprie di natura fisiologica, senza offrire possibilità alcuna a fattori esterni non controllabili. L'obiettività riguarda il fatto che il test non deve essere influenzabile dall'operatore. Infine il test deve

essere logisticamente realizzabile e specifico, deve cioè rispettare i criteri fisiologici e biomeccanici della disciplina esaminata.

Nella corsa i test più utilizzati sono i seguenti:

- Determinazione del VO₂max
- Determinazione della Soglia Anaerobica tramite test da campo (Conconi) o da laboratorio (Mader)
- Determinazione del massimo lattato in stato stazionario (MLSS)

Il più diffuso parametro per la valutazione della capacità metaboliche è la misurazione del massimo consumo d'ossigeno. Questo infatti rappresenta una misura di tipo generale aspecifico e valuta la capacità del corpo di captare dall'aria ossigeno e di trasportarlo ai muscoli che lo utilizzano, trasformando così energia biochimica in lavoro meccanico.

Questo lavoro rappresenta la massima capacità del soggetto di trasformare energia biochimica in lavoro meccanico utilizzando il metabolismo aerobico che richiede l'attivazione massima dei sistemi cardiocircolatorio, respiratorio e tissutale. Nello specifico i fattori coinvolti sono rappresentati da:

1. ventilazione a livello degli alveoli polmonari;
2. capacità di diffusione dell'ossigeno dai polmoni verso il sangue e dell'anidride carbonica dal sangue verso i polmoni, a livello della membrana che divide gli alveoli dai capillari polmonari;
3. capacità del sangue di legare e trasportare ossigeno e anidride carbonica;
4. gittata cardiaca, cioè il volume di sangue che viene pompato dal cuore nelle arterie in un minuto;
5. Circolazione periferica, soprattutto quella diretta ai muscoli che sono impegnati nell'esercizio e quella che consente l'irrorazione degli organi che sono comunque coinvolti nel mantenere le funzioni vitali del soggetto;
6. capacità di diffusione dell'ossigeno dal sangue ai capillari alle cellule e dell'anidride carbonica dalla cellula al sangue, a livello dei tessuti in attività;

7. capacità di utilizzare l'ossigeno a livello cellulare periferico.

Tutti i fattori sono collegati fra loro in serie e il primo che raggiunge il valore massimale risulta essere quello limitante qualunque prestazione di tipo aerobico [5].

I protocolli per misurare il VO₂max sono diversi. Generalmente l'atleta dopo un periodo di riscaldamento (5-10 min.) viene sottoposto ad uno sforzo con carichi crescenti della durata di 10-14 min. Durante il lavoro si misura la quantità d'ossigeno consumato e del CO₂ eliminato oltre alla frequenza ventilatoria ed alla frequenza cardiaca. Atleti impegnati in discipline di resistenza posseggono un VO₂max maggiore tra 70ml/kg/min (mezzofondo atletica leggera e ciclismo su strada) a 90/95 ml/kg/min (sci di fondo).

Occorre ricordare che per effettuare questo tipo di test oltre ad avere costi elevati per la strumentazione, si richiede all'atleta uno sforzo massimale, pertanto spesso si cerca di utilizzare valutazioni sub massimali per una stima indiretta.

Fra le prove più usate occorre ricordare:

- il test di Astrand –Ryhming
- il test di Margaria
- il test di Havard- I.R.I.
- il test di Leger o a navetta
- il test di Cooper

La soglia anaerobica è una stima della capacità di sostenere uno sforzo prolungato. Il suo valore indica la massima intensità di esercizio corrispondente ad un livello costante nella concentrazione ematica di lattato.

Rappresenta altresì il punto di attivazione massiccia del meccanismo anaerobico cioè quel punto di demarcazione fra esercizio moderato ed intenso. Oltre questo punto la produzione di anidride carbonica CO₂, la ventilazione polmonare (atti respiratori al minuto), ed il livello di acido lattico prodotto crescono rapidamente Fig.10.

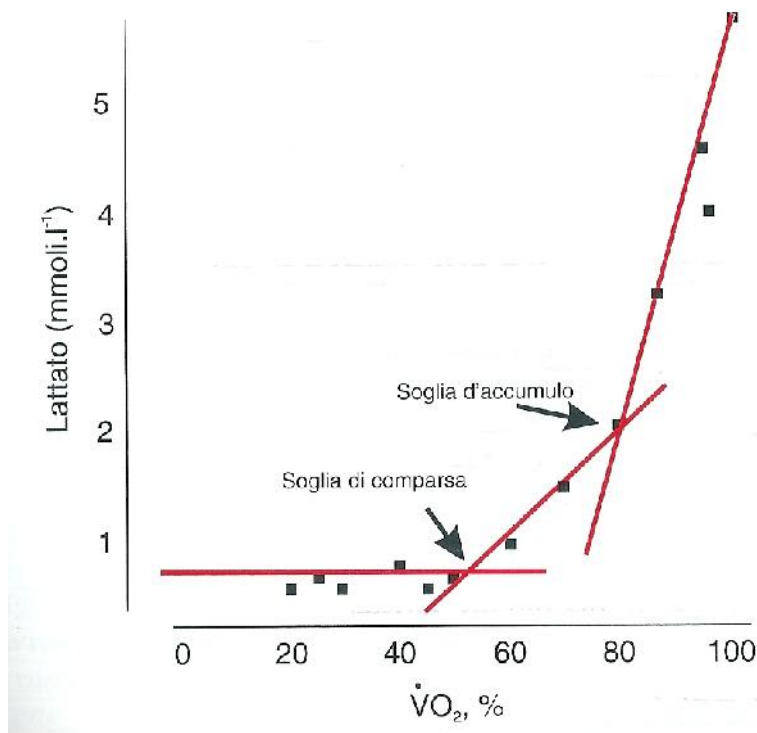


Fig. 10 aumentando l'intensità dell'esercizio, si nota che il lattato comincia a comparire nel sangue (soglia di comparsa). Aumentando ancora l'intensità, si ha una perdita di linearità tra aumento dello sforzo e aumento del lattato. Il lattato si accumula progressivamente e rapidamente (soglia di accumulo)

Il valore di soglia anaerobica varia da soggetto a soggetto, questo vale anche per i valori di concentrazione di acido lattico corrispondenti alla soglia anaerobica.

Negli anni 80 Alois Mader scoprì che circa l'80% di un rilevante campione statistico di atleti di diversa levatura e praticanti diversi sport giungevano presto ad esaurimento quando il valore del lattato ematico superava le 4mmol/l. Un dato così importante sembrava indicare che una concentrazione pari a 4mmol/l di lattato ematico fosse un parametro certo ed affidabile per la determinazione delle diverse intensità di allenamento.

Per molto tempo (e ancora oggi) il valore delle 4mmol/l è stato utilizzato come riferimento per una presunta soglia anaerobica che dovrebbe indicare inequivocabilmente l'intensità per cui il sistema glicolitico anaerobico diviene preponderante nell'erogazione dell'energia per la sintesi di ATP.

Il protocollo del test di Mader prevede una prova massimale con step di 4/5 min con prelievo ematico dal lobo dell'orecchio.

Uno dei test maggiormente usati per la valutazione della soglia anaerobica è il test Conconi.

Nel 1976 il Prof. Conconi analizzando la correlazione tra frequenza cardiaca (FC) e carico di lavoro (velocità), osservò che questa ad un certo punto perdeva la sua linearità. Il punto di deflessione della curva così delineata venne individuato come la soglia anaerobica (Fig. 11).

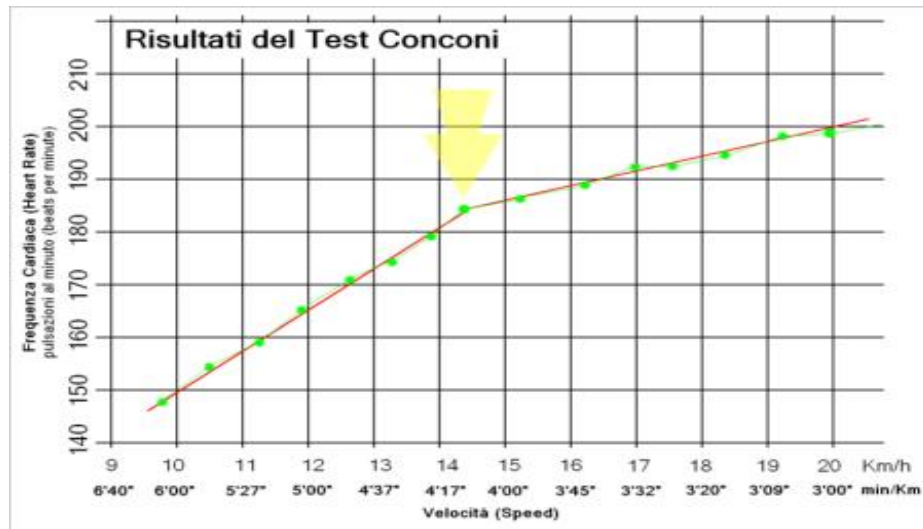


Fig. 11 risultato di un test Conconi

La velocità e la frequenza cardiaca di soglia anaerobica così desunte dal test determina un impegno organico che teoricamente l'atleta dovrebbe essere in grado di sostenere per circa un'ora. Il numero di rilevamenti così ottenuti fuori soglia indica la capacità dell'atleta di lavorare in presenza importante di acido lattico; lo spostamento della curva, della velocità di soglia e della pendenza della retta indicano, rispetto ai test precedenti, un miglioramento o un peggioramento delle condizioni fisiche.

Il protocollo di questo test prevede un impegno incrementale massimale. I soggetti partono da una velocità iniziale relativamente contenuta e, a intervalli regolari, aumentano costantemente il ritmo di corsa, sino ad effettuare nelle fasi finali della prova, uno sprint massimale.

Una volta calcolata la velocità di soglia anaerobica è possibile calcolare le diverse andature per eseguire gli allenamenti o per impostare il ritmo gara.

Poichè, come già detto in precedenza, la soglia anaerobica rappresenta la massima velocità sostenibile per un'ora di corsa circa, il percorrere distanze che

sarebbero superiori all'ora di corsa, comporterebbe una diminuzione di tale velocità per una certa percentuale, viceversa distanze più corte permettono velocità superiori.

L'allenamento di un atleta podista ha quindi la duplice funzione di innalzare il limite della soglia anaerobica (consentendo così una minore produzione di lattato) e di migliorare la capacità di smaltimento del lattato durante la corsa.

CAPITOLO II

FISIOLOGIA DEL SEGNALE EMGS

I muscoli scheletrici appartengono alla classe dei muscoli striati e costituiscono la maggior parte della massa muscolare corporea e sono responsabili della postura, stabilità e movimento dei vari segmenti ossei (articolazioni) dello scheletro.

La forza che il muscolo produce attraverso la contrazione dipende da diversi fattori, ma uno comune è la dimensione trasversa del muscolo stesso.

La macchina muscolare dimostra nel suo comportamento proprietà plastiche, di adattabilità e modifica della propria struttura in seguito a input esterni: un muscolo allenato ha caratteristiche ben diverse da uno non allenato, come anche ogni muscolo allenato è ben diverso a seconda degli esercizi a cui è sottoposto.

I muscoli scheletrici sono innervati da grosse fibre nervose, le cui origini sono i motoneuroni alfa, situati nelle corna anteriori del midollo spinale. Questi nervi si portano al muscolo tramite i loro prolungamenti assionali (fibra nervosa), le cui ramificazioni terminali (sinapsi) prendono ciascuna contatto con una singola fibra muscolare Fig.2.1.

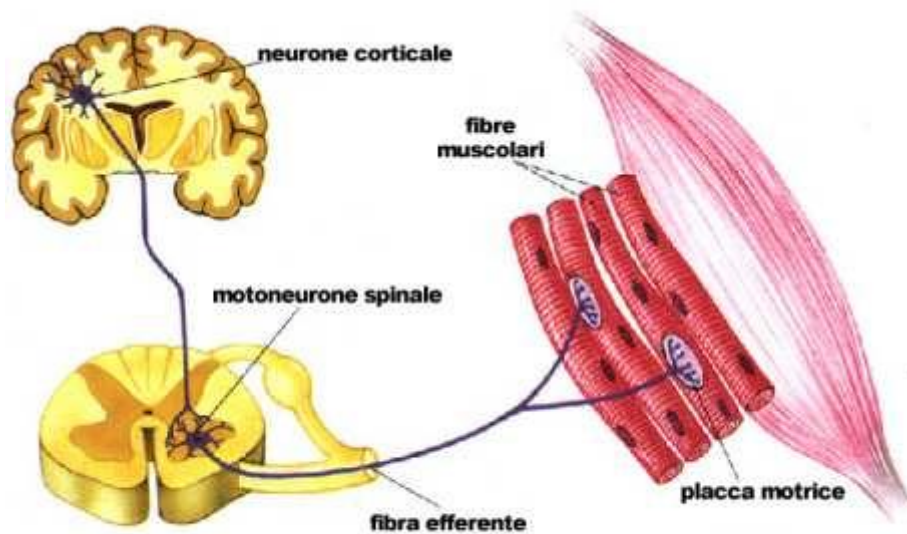


Fig. 2.1 tipica rappresentazione del controllo neuromotorio

I primissimi cenni all'esistenza di una relazione tra attività elettrica e contrazione muscolare si trovano nei lavori di F. Redi nel 1666, ma solo due secoli più tardi, nel 1844, C. Matteucci ne diede una spiegazione e una prova.

A cinque anni di distanza, nel 1849, risale la prima registrazione di un segnale elettromiografico realizzata dal francese Emil du Bois-Raymond, sebbene solo dal 1890 da Marey fu effettivamente introdotto il termine elettromiografia.

Gasser ed Erianger, nel 1922, mediante l'impiego di uno dei primi tubi a raggi catodici, riuscirono per la prima volta a visualizzare su uno schermo oscillografico il segnale EMG. A questi studiosi venne assegnato, nel 1944, il premio Nobel per le interpretazioni che essi diedero a tale attività elettrica.

I miglioramenti più significativi di rilevazione del segnale sono stati a cavallo tra gli anni '30 e '50, grazie alla crescita dell'elettronica, che offrì strumenti sempre più affidabili. Ciò permise a neurologi, chinesologi e ortopedici di fare un uso sempre più ampio e frequente dell'elettromiografia. I primi usi clinici dell'elettromiografia di superficie per il trattamento delle patologie risale agli anni '60.

Con gli elettrodi ad ago e cutanei (di argento - cloruro di argento, poiché elettricamente stabili e poco rumorosi) si sviluppò, da un lato, lo studio sulla morfologia dei cosiddetti "*potenziali d'azione di unità motoria*" per una diagnosi di patologia neuro muscolare e, dall'altro, quello relativo al cammino e in generale all'attività globale del muscolo.

2.1 IL SEGNALE CONTRATTILE

I muscoli scheletrici sono innervati da grosse fibre nervose, le cui origini sono i motoneuroni alfa, situati nelle corna anteriori del midollo spinale. Questi nervi si portano al muscolo tramite i loro prolungamenti assonali (fibra nervosa), le cui ramificazioni terminali (sinapsi) prendono ciascuna contatto con una singola fibra muscolare.

Il *neurone*, cellula nervosa elementare, è costituito da una parte centrale che costituisce il corpo cellulare, detto soma, in cui risiedono il nucleo e gli organelli. Dal soma hanno origine numerosi dendriti, i quali formano l'organo

di entrata del neurone, e l'assone, il quale costituisce l'organo di uscita del neurone (e via dei neurotrasmettitori). L'assone può essere rivestito da una guaina, detta mielina, e lungo esso sono presenti i nodi di Ranvier (se l'assone è mielinizzato).

Due importanti caratteristiche fanno della cellula nervosa un punto importante nella trasmissione delle informazioni:

- l'*eccitabilità*, cioè la capacità di generare un potenziale d'azione qualora la si ecciti con uno stimolo di ampiezza e durata opportune (trigger);

la *conduttività*, cioè la capacità di propagare tale potenziale per una distanza rilevante e ad una velocità praticamente costante.

Gli stimoli sono raccolti dal corpo cellulare e dai dendriti e trasmessi all'assone. I singoli neuroni sono funzionalmente connessi tra loro mediante particolari zone di contatto, dette *sinapsi*, preposte alla trasmissione dell'impulso nervoso. In ogni caso, la trasmissione dell'impulso nervoso avviene in una sola direzione, il che permette di distinguere, in una sinapsi, la componente pre e post-sinaptica. La componente pre-sinaptica si presenta espansa, costituendo il bulbo pre-sinaptico, caratterizzata dalla presenza di numerosi mitocondri e di vescicole, queste ultime contenenti il mediatore chimico, acetilcolina (Ach) per i muscoli scheletrici, responsabile della trasmissione dello stimolo e dell'avvio dell'accoppiamento eccitazione-contrazione delle fibre sulle placche motrici [22].

2.2 CHE COS'È L'ELETTROMIOGRAFIA

Per elettromiografia (EMG) si fa riferimento ad una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi del segnale mioelettrico, ovvero del biopotenziale elettrico che concerne l'attività muscolare durante la contrazione [54].

2.2.1 Usi principali dell'EMG

Considerare l'indagine elettromiografica come strumento di confronto ha permesso il suo utilizzo in molteplici campi [21]:

- *Ricerca medica*, per ortopedia, chirurgia (analisi pre-chirurgica), 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, tecniche e regimi di allenamento), riabilitazione sportiva.

2.3 ANALISI DELLO STRUMENTO

Un possibile schema a blocchi riassuntivo di un elettromiografo può essere rappresentato (fig.2.2):

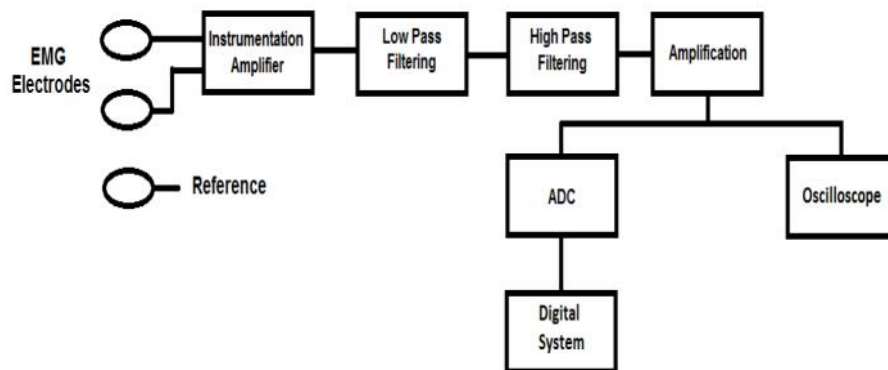


Fig. 2.2 schema a blocchi di un elettromiografo

Più in generale il soggetto dello studio rappresenta la sorgente del segnale; gli elettrodi sono i sensori; filtri, amplificatori e sistemi di conversione A/D appartengono al blocco di manipolazione del segnale; l'oscilloscopio o sistemi digitali quali PC o microcontrollori costituiscono il blocco di visualizzazione [18].

2.3.1 Gli elettrodi

A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, a diretto contatto con la pelle e non invasivi; per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad

ago, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva.

Gli elettrodi di superficie più comunemente utilizzati sono quelli di tipo Ag-AgCl, in gel, adesivi e usa e getta. Presentano tipicamente una forma circolare a singolo bottone o duali, a seconda della distanza a cui si vogliono posizionare. L'area conduttiva, costituita dal disco argentato ricoperto di AgCl, deve essere di circa 1 cm o minore.

In base alla superficie di posizionamento si possono osservare tre configurazioni:

- **monopolare**, in cui si usa un singolo elettrodo di detezione del segnale ed uno di riferimento. Questo metodo è usato per la sua semplicità, ma è sconsigliato in quanto rileva tutti i segnali elettrici nelle vicinanze della superficie di detezione Fig.2.3;
- **bipolare**, in cui si usano due elettrodi di detezione, sulla superficie di interesse, ed un terzo di riferimento, in un'area non attiva rispetto l'indagine. È la configurazione più frequente;
- **multipolare**, usa più elettrodi di detezione equidistanti più quello di terra. È utilizzata per ridurre maggiormente il crosstalk tra i segnali e il rumore, quindi ottenere un segnale EMG più significativo.

Elettricamente ogni elettrodo può essere rappresentato da un generatore di tensione, dato dal potenziale dell'elettrodo, e un'impedenza, data dalle caratteristiche elettriche dei suoi componenti, assimilabili ad una resistenza (dell'elettrolita) in serie ad un parallelo fra una resistenza ed una capacità. A un generatore di tensione corrispondente al segnale può anche essere introdotto un ulteriore generatore, rappresentante il rumore.

La componente più significativa del rumore introdotto dagli elettrodi dipende dal trattamento della pelle prima dell'applicazione di questi, ma anche dal cosiddetto "effetto batteria", analizzabile, in quanto i generatori equivalenti dei due elettrodi non sono esattamente gli stessi, dovuti ai differenti punti di applicazione sulla pelle e alla variabilità delle condizioni fisiologiche dei tessuti [58].

Lo stadio amplificatore è una delle parti più complesse di una macchina diagnostica, ma il concetto su cui si basa è molto semplice: un amplificatore ha il compito di amplificare il segnale in modo tale da renderlo visualizzabile. Il preamplificatore rende il segnale utilizzabile per i dispositivi a valle (i filtri in primo luogo) e migliorare il rapporto segnale rumore.

il segnale EMG viene posto in ingresso ad un amplificatore per strumentazione. L'amplificatore da strumentazione deve avere una alta impedenza di ingresso (idealmente tendente a infinito) ed una bassa impedenza di uscita (idealmente tendente a zero) ed è, tipicamente, realizzato tramite 3 amplificatori operazionali (Fig. 2.3).

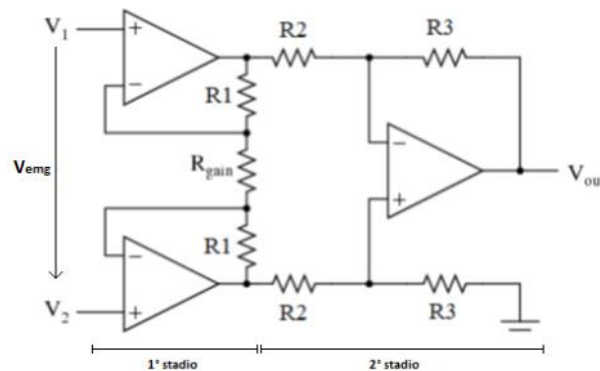


Fig.2.3 Amplificatore per strumentazione a tre operazionali

Il primo stadio costituisce lo stadio separatore ed ha l'obiettivo di ridurre l'errore di interconnessione con gli elettrodi e lo sbilanciamento di elettrodo tramite un'altissima impedenza di modo comune e differenziale. Il secondo stadio è lo stadio differenziale e introduce un guadagno differenziale (G) la cui espressione è:

$$G = \left(1 + \frac{2R1}{R_{gain}}\right) \frac{R3}{R2}$$

La tensione in uscita V_{out} è pari a:

$$V_{out} = G * (V2 - V1)$$

Questa configurazione, inoltre, permette di eliminare (o fortemente ridurlo, si parla di meno di 1 mVRMS in una banda 10–400 Hz) il rumore di modo comune degli ingressi (artefatti di acquisizione). Il rapporto di reiezione di modo comune (CMRR) dell'amplificatore viene considerato accettabile dai 95

dB in su, sebbene le tecnologie più moderne permettano valori superiori a 120 dB. Il guadagno raccomandato nel processo di acquisizione del segnale dal pre-amplificatore è relativamente basso, intorno alle 5 o 6 unità, per non amplificare un eventuale rumore residuo o saturare i componenti a valle. Un'ulteriore amplificazione verrà poi effettuata negli stadi successivi. L'impedenza d'ingresso suggerita varia tra 1 e 10 M (MegaOhm) [20].

2.3.2 I Filtri

Una volta che gli elettrodi sono stati correttamente posizionati ed il segnale acquisito, l'elemento che maggiormente deteriora il segnale EMG rimane il rumore. Successivamente allo stadio amplificatore differenziale vengono quindi aggiunti degli elementi di filtraggio. Il rumore ad alte frequenze può essere causato dalla conduzione del segnale nei nervi e da interferenze dovute a strumenti elettronici come radio, computer o cellulari e può essere rimosso con un filtro passa basso. Il rumore a basse frequenze può essere causato dal DC offset dell'amplificatore, movimenti del sensore sulla pelle e variazioni di temperatura e può essere rimosso tramite un filtro passa alto.

La frequenza di taglio f_c per i filtri passa-basso (PB) si attesta intorno ai 400-450 Hz.

Per avere una migliore risposta del sistema si preferiscono sistemi del 2° ordine piuttosto che del 1° (circuiti RC), in quanto permettono una banda di attenuazione molto più stretta [12].

La frequenza di taglio f_c per i filtri passa-alto (PA), invece, si attesta intorno ai 15-20 Hz. Se inoltre dal segnale EMG si vogliono eliminare informazioni riguardo alla frequenza di firing dell'unità motoria, la frequenza di taglio può essere spostata tra i 25 e 30 Hz.

Analogamente ai filtri PB, si preferiscono filtri del 2° ordine piuttosto che del primo (circuiti CR).

2.3.3 Amplificatore principale

Questo stadio di amplificazione introduce un ulteriore guadagno a quello ottenuto precedentemente, che si attesta mediamente intorno alle 500 unità se

con l'ausilio di elettrodi passivi o di 1000 unità nel caso di elettrodi passivi . La scelta di quanto amplificare dipende anche dai muscoli che si analizzano, per muscoli con una risposta intrinsecamente alta, per esempio il bicipite brachiale, basta quanto detto precedentemente; mentre per muscoli con risposta molto debole, per esempio in corrispondenza delle dita, possono servire guadagni intorno alle 10000 unità. Un amplificatore per EMG può essere realizzato semplicemente con un amplificatore in configurazione non invertente, dove il guadagno può essere regolato mediante un rapporto fra due resistenze.

2.3.4 Convertitore A/D

L'indagine elettromiografica moderna è effettuata tramite personal computer e l'hardware e software ad esso integrati, per questo il segnale EMG va convertito in segnale digitale in modo tale da renderlo compatibile ai dispositivi digitali a cui si collega, sia che siano dispositivi di visualizzazione del segnale, sia microcontrollori per dispositivi robotici [35].

2.4 ACQUISIZIONE DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO

Il segnale EMG si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione alla membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione. La zona di depolarizzazione ha un'area tra 1 e 3 mm. Dopo l'eccitazione iniziale questa zona di depolarizzazione viaggia lungo la fibra ad una velocità di 2-6 m/s per poi passare il lato degli elettrodi.

Gli elettrodi sono in grado di acquisire i segnali provenienti dall'unità motoria e quindi da tutte le fibre che innerva. Questa somma di potenziali è detto MUAP (Motor Unit Action Potential, tradotto in "potenziale d'azione dell'unità motoria") e dipende in forma e dimensione dall'unità motoria e dalle fibre muscolari che innerva, dal tipo di queste ultime e dal loro orientamento rispetto gli elettrodi.

Un treno di MUAP appartenenti alla stessa unità motoria è detta MUAPT. Il segnale EMG superficiale rilevato dagli elettrodi è dato dalla sovrapposizione dei MUAPT delle varie unità motorie

I due meccanismi più importanti che influenzano ampiezza e densità del segnale osservato sono il reclutamento dei MUAP ('recruitment of MUAPs') e la frequenza di firing ('firing frequency') e permettono di controllare l'attività muscolare in termini di forza e frequenza di contrazione. Ogni segnale EMG può essere suddiviso in più armoniche, significative tra i 10 e 400 Hz, le quali dipendono dai meccanismi di controllo appena elencati.

L'insieme dei MUAP sovrapposti costituisce il segnale che verrà visualizzato ed è chiamato *linea EMG*. La linea EMG è una misura dell'andamento nel tempo dell'attività contrattile del muscolo (Fig.2.4), visualizzando gli istanti di attività (contrazione) e di riposo [54].

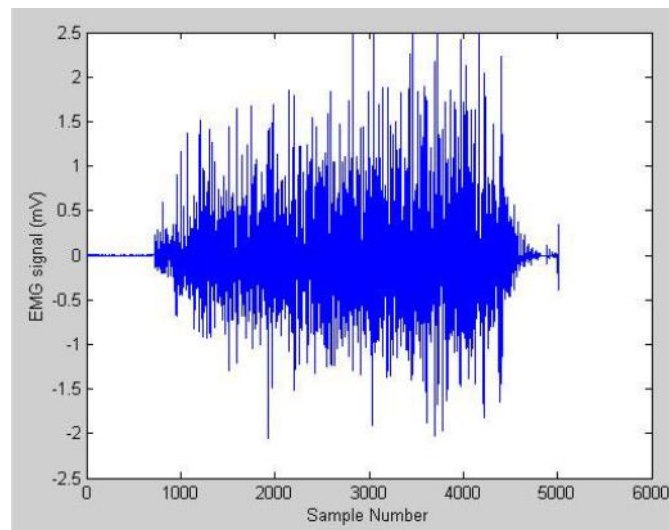


Fig. 2.4 Tracciato EMG di una contrazione

Durante i periodi di riposo è visibile la linea di base (Baseline), rappresentante la linea di zero del segnale. In caso di corretta calibrazione dello strumento, un'adeguata preparazione della pelle e di posizionamento degli elettrodi il rumore medio sulla linea deve essere inferiore ai 3-5 μV e possibilmente tra 1 e 2 μV . Eventuali spike dovuti al rumore non dovrebbero eccedere oltre i 10-15 μV . Il range di ampiezza della linea varia tra +/- 5000 μV , per i muscoli più allenati, mentre il range di frequenza varia tra i 6 e 500 Hz, con il maggiore contenuto informativo tra circa 20 e 150 Hz.

Le potenzialità dei computer moderni permettono un'analisi facile e veloce della distribuzione di frequenza del segnale EMG. Questa distribuzione può

essere calcolata tramite la trasformazione di Fourier (FFT, Fast Fourier Transformation). La componente significativa del segnale è localizzata tra 20 e 250 Hz. Caratteristiche significative sono: il picco in frequenza tra i 50 e 80 Hz, tendenza a zero del segnale tra i 200 e 250 Hz e possibili picchi (dominanti) dovuti alla tensione di rete a 50 Hz (EU) o 60 Hz (USA).

Lo spettro del segnale EMG è composto da due parti (Fig. 2.5):

- una dovuta alle frequenze di firing delle unità motorie (UM) più grandi e reclutate per ultime; queste contribuiscono con picchi nello spettro, in bassa frequenza, attorno alla frequenza media di firing delle UM, cioè sui 10-40 Hz;
- la seconda parte è dovuta alla forma dei MUAP, e va dai 50 fino a circa 100 Hz, in funzione di vari fattori, quali la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre e la fatica muscolare. Ad esempio quest'ultima, tanto più aumenta, si traduce in un minore contenuto in frequenza (traslazione verso sinistra dello spettro) oltre ad una minore forza espressa dal muscolo.

Si può fare un'ulteriore suddivisione a seconda del tipo di fibre coinvolte [29]:

- per le unità motorie a contrazione lenta, di tipo I, le frequenze sono sui 20-125 Hz;
- per le unità motorie a contrazione veloce, di tipo II, le frequenze sono sui 126-250 Hz.

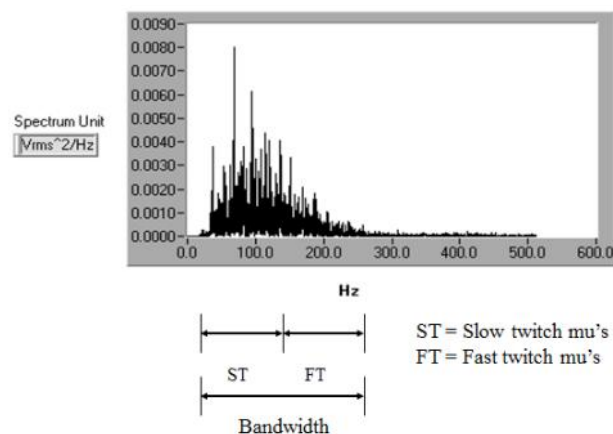


Fig. 2.5 Spettro del segnale EMG (ST=fibre a contrazione lenta, FT=fibre a contrazione veloce)

2.4.1 Preparazione della pelle

Per un'adeguata rilevazione del segnale un'importante operazione da effettuare è la pulizia della pelle degli strati più superficiali. Nel caso sia presente della peluria anche questa andrà rimossa, in modo anche da garantire una corretta adesione degli elettrodi. Per rimuovere le cellule morte la pelle va strofinata con una pasta abrasiva, senza abraderla, e poi pulita da eventuali residui. Come ultimo procedimento la pelle deve essere resa asciutta, tipicamente con alcool. Se il procedimento è stato svolto correttamente, la pelle assumerà un colore rosso acceso. Tutto questo viene fatto in quanto elettricamente la pelle può essere rappresentata da un'impedenza e lo strato più superficiale (strato corneo), composto prevalentemente da cellule morte, è quello che ne fornisce il contributo maggiore.

2.4.2 Applicazione degli elettrodi

Una volta preparata la pelle si possono applicare gli elettrodi. Ogni elettrodo dovrebbe essere applicato tra l'unità motoria e l'inserzione del tendine o tra due unità motorie, in direzione parallela alla fibra muscolare [33].

Va anche evitato il posizionamento sul tendine o in prossimità di esso, in quanto il segnale potrebbe risultare scarsamente leggibile (la fibra si assottiglia) o soggetto a crosstalk a causa dei muscoli antagonisti.

Per le analisi dinamiche sono consigliati due ulteriori accorgimenti:

- gli elettrodi vanno posizionati in modo tale che rimangano il più vicino possibile al centro del muscolo, in quanto durante la contrazione il muscolo si sposta e questi potrebbero non essere più centrati;
- fissaggio dei cavi, tramite bendaggio o cinghie elastiche, per evitare il distacco degli elettrodi e il movimento dei cavi stessi, spesso causa di artefatti sul segnale (artefatti da movimento).

Le zone di applicazione degli elettrodi possono essere individuate usando aree di riferimento anatomiche, basate sulle ossa principali e tramite le prominenze caratteristiche di alcune di esse o per palpazione (fig. 2.6-2.7) [26; 28].

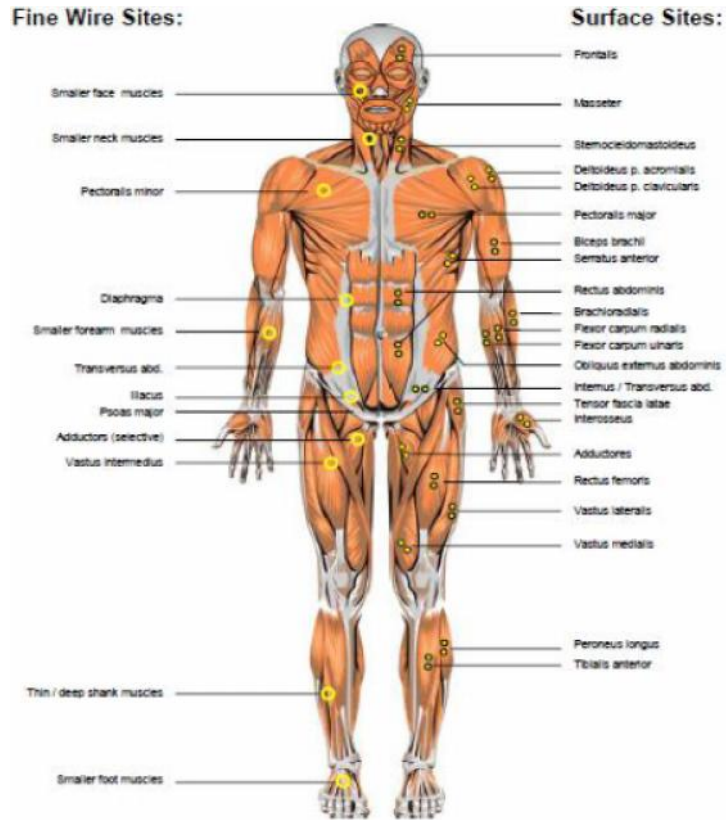


Fig. 2.6 Visione frontale del posizionamento degli elettrodi

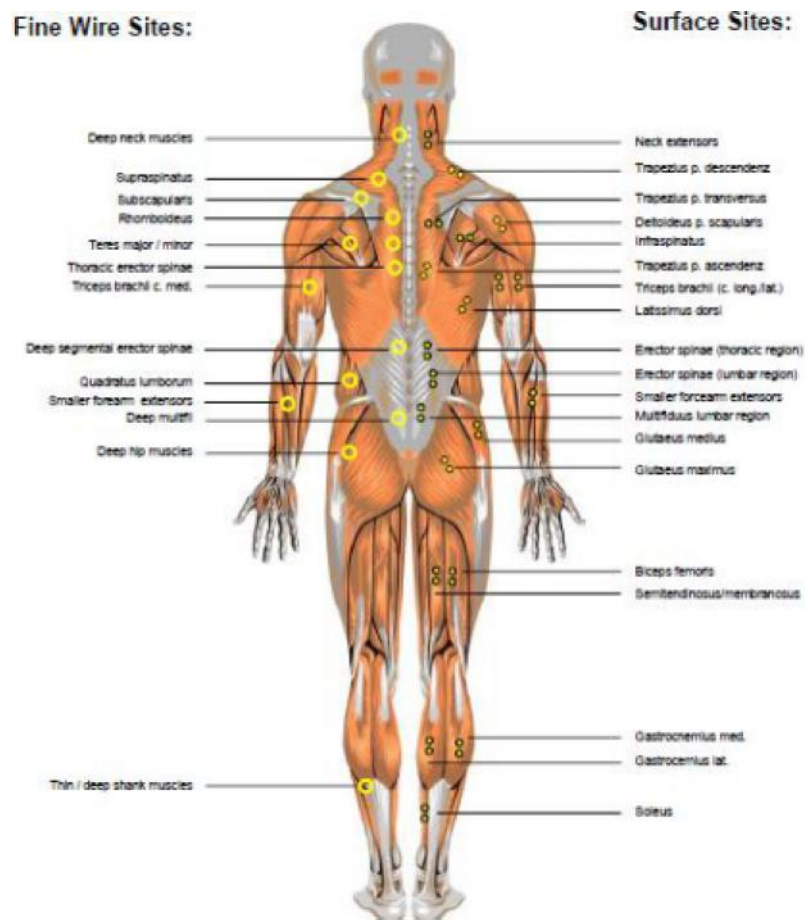


Fig. 2.7 Visione dorsale del posizionamento degli elettrodi

2.4.3 Elaborazione del segnale

L'elaborazione del segnale elettromiografico passa attraverso un insieme di operazioni atte a renderlo più comprensibile e confrontabile fra più ripetizioni. Quanto detto significa ridurre la variabilità del segnale, dovuta alla natura casuale dei disturbi o al prelievo, che può presentare differenze tra i soggetti analizzati sebbene il muscolo sia lo stesso. Le operazioni tipicamente utilizzate sono le seguenti:

- Rettifica: Tutte le tensioni negative sono rese positive, ribaltate rispetto la Base Line. Questa operazione porta a molti benefici: una migliore lettura del segnale, calcolo di parametri standard come la media, area sottesa dal segnale e valore massimo. Per molti anni un'operazione

tipica che ha accompagnato la rettifica era l'integrale su un periodo e la costruzione di una serie di questi integrali.

$$X_{ARVT} = \frac{1}{T} \int_{T_1}^{T_2} X(t) dt$$

- Smoothing. L'operazione di smoothing (digitale) serve a eliminare i contenuti non riproducibili del segnale, dovuti tipicamente al rumore, evidenziando l'andamento medio del segnale. Con il recente progresso tecnologico dell'elettronica è stato reso possibile il calcolo accurato del Valore Efficace (Root Mean Square, RMS), rappresentate la potenza media del segnale, e il Valore Rettificato Medio (Average Rectified Value, AVR), che risulta simile all'integrale rettificato.

$$XRMS^{(t)} = \frac{1}{T} \int_0^T x^2 dt$$

Gli algoritmi utilizzati per l'elaborazione del segnale sono Movag per il valore rettificato medio e RMS per per il valore efficacie.

- Filtraggio Digitale. È un'operazione che può essere applicata in modo ricorsivo per ridurre il fenomeno di shift della fase.
- Normalizzazione MVC (Maximum Voluntary Contraction). La massima contrazione volontaria è un metodo di ridefinizione del segnale, non più valutato secondo una tensione, ma rispetto una percentuale. Il processo di normalizzazione consiste nell'acquisire quanto un soggetto può contrarre un muscolo, assegnando il 100% alla massima contrazione e lo 0% alla contrazione nulla. Solitamente il protocollo vuole che le massime contrazioni siano mantenute per alcuni secondi e siano ripetute più volte, con un periodo di pausa tra ognuna. È un potente metodo per poter confrontare dati elettromiografici ottenuti da prove su soggetti diversi, o dallo stesso soggetto in giorni diversi [37]. Normalizzare i livelli sEMG rispetto alla massima contrazione volontaria è anche un metodo comunemente usato per ridurre la

variabilità tra diverse registrazioni. La misura riguarda la massima innervazione muscolare (non la massima forza producibile). Ciò significa la possibilità di verificare quanto un dato esercizio di allenamento possa essere efficace e quanto un muscolo possa lavorare, ma anche che questa operazione va fatta su soggetti sani ed allenati. Ogni MVC va differenziato per ogni gruppo muscolare in analisi.

- Normalizzazione del tempo. Data la difficoltà di ripetere un esercizio mantenendo la stessa durata, come per la normalizzazione MVC, il tempo viene ridefinito nel periodo rispetto una percentuale (“ciclo percentuale”). Questo procedimento permette di ridurre la deviazione standard nel segnale e di avere un ulteriore effetto di “smoothing” sul segnale.

2.5 IL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO IN AMBITO SPORTIVO

L’EMG di superficie è comunemente utilizzato per quantificare l’entità e le tempistiche di attivazione muscolare durante le varie attività fisiche. Il fatto che l’EMG può analizzare situazioni dinamiche lo rende di particolare interesse in ambito sportivo [38; 44].

Durante le attività sportive, l’elettromiografia può fornire informazioni quantitative e qualitative sulla coordinazione e coattivazione tra i muscoli e il loro contributo a sviluppare forza, precisione e stabilità articolare per un determinato movimento.

Preparatori e atleti possono quindi

- elaborare cicli di lavoro per migliorare una determinata tecnica
- elaborare cicli di recupero nel caso di affaticamenti o patologie del sistema muscolare o articolare ad esso collegato
- comprendere l’economia del movimento a livello muscolare al crescere dell’intensità.

- Determinare il grado di affaticamento ad un determinato numero di ripetizioni dello stesso esercizio
- Verificare l'effetto dell'allenamento sull'atleta attraverso un'analisi delle prestazioni nel tempo.

CAPITOLO III

DIFFERENZE BIOMECCANICHE DI CORSA SU STRADA, TAPIS ROULANT E SU SUPERFICI IRREGOLARI

La corsa è certamente una delle attività più naturali per l'essere umano, una pratica che può essere svolta su strada in sentieri sterrati irregolari (corsa campestre) o su nastri motorizzati che permettono di correre sul posto. È normale quindi che un pubblico sempre più numeroso si avvicini alla corsa, spesso domandandosi che differenza possa esserci tra correre sulla strada o su un sentiero con un terreno irregolare oppure correre su un tapis roulant, e se vi sia qualche vantaggio specifico in queste tre varianti.

I tapis roulant sono utilizzati da chiunque, dal semplice utente il cui scopo di utilizzo è in funzione del consumo energetico per migliorare la propria composizione corporea, all'atleta che pratica fondo o mezzofondo con intenti agonistici finalizzati al successo sportivo. I tapis roulant sono anche utilizzati per scopi clinici da medici dello sport e da tecnici dello sport per testare i propri atleti, quindi per creare condizioni dove si possano considerare valide le misure. Affinchè, si possa considerare valida una misura, è necessario che, a parità di condizioni sperimentali, i risultati ottenuti siano gli stessi se la misura viene effettuata in tempi diversi, in laboratori diversi e da operatori diversi. Queste condizioni, apparentemente evidenti, sono alla base della attività di qualunque scienza che voglia considerarsi sperimentale e assicurano, unitamente ad un corretto uso della teoria dell'errore, che la comunità scientifica possa confutare o meno i risultati del lavoro altrui e che gli stessi possano essere scambiati e utilizzati per ulteriori sperimentazioni. Sicuramente un nastro trasportatore crea queste condizioni rispetto all'irregolarità che può avere una superficie stradale piuttosto che variazioni ambientali costituite da resistenza dell'aria ecc. I nastri trasportatori vengono usati dai preparatori fisici anche per allenare i propri atleti, qualora condizioni particolari (fattori atmosferici ad esempio) non permetterebbero l'esecuzione della normale routine di allenamento. Posto ciò, esistono quindi differenze tra queste diverse

attività? Queste differenze sono evidenti qualora si pratici corsa campestre in quanto le condizioni irregolari del terreno rendono questo esercizio profondamente diverso sia per quanto riguarda i parametri metabolici che per quelli cinematici e cinetici. Una riflessione diversa va fatta per quanto riguarda i parametri della cinematica, cinetica e costo energetico di corsa su un tapis roulant rispetto al terreno con superficie regolare.

Diversi prestigiosi autori hanno condotto studi per meglio comprendere queste differenze. Questo capitolo vuole riportare le rivelazioni fatte da diversi autori su questo argomento e descrivere brevemente una specialità di corsa quella campestre.

3.1 DIFFERENZE CINEMATICHE E CINETICHE DELLA CORSA SU STRADA E TAPIS ROULANT

Come già precedentemente detto diversi autori si proposero come obiettivo quello di individuare possibili differenze tra la corsa su tapis roulant e la corsa su strada.

Elliott B.C. e Blanksby B.A. [23], svilupparono una ricerca utilizzando il tapis roulant e confrontandolo con la corsa su strada di maschi e femmine adulte. Tutti i soggetti erano dei corridori che praticavano corsa a livello amatoriale. Non sono state registrate differenze significative nella lunghezza e nella velocità del passo, nel tempo di supporto o nel tempo di non supporto per i maschi o le femmine durante la corsa a velocità tra 3,33 e 4,78 m/s ($x = 3,70$) o 3,45 e 4,80 m/s ($x = 3,97$) rispettivamente. Tuttavia, è stato dimostrato che a velocità di 4,82-6,2 m/s per i maschi ($x=5,41$) e 4,85-5,76 m/s per le femmine ($x = 5,29$) si sono verificate differenze significative tra il terreno e il tapis roulant. Sia per i maschi sia per le femmine la lunghezza del passo era diminuita, e il periodo di non-sostegno è stato anche significativamente meno quando si corre su un tapis roulant rispetto a correre su strada.

Frishberg [24], si pose l'obiettivo di individuare differenze tra sprint massimali eseguiti su pista e su tapis roulant. Cinque atleti del college si offrirono di

eseguire sprint di 100-iarde in entrambe le condizioni di corsa in terra e tapis roulant. Dopo un minimo di 10 sessioni di formazione sul tapis roulant, i soggetti sono stati filmati (75 fps) eseguendo sprint di 100 m e il consumo d'ossigeno è stato raccolto durante un periodo di recupero di 18 min. Il debito dell'ossigeno della corsa su terreno corrispondeva a 47,86 ml x chilogrammo-1, era del 36% più grande della condizione di corsa del tapis roulant, uguale a 30,64 ml x chilogrammo-1. Indipendentemente dallo stile di corsa, le differenze biomeccaniche principali fra il tapis roulant e le condizioni di corsa del terreno si sono verificate durante la fase di sostegno e sono state osservate nella gamba di sostegno. Durante la corsa sul tapis roulant, la gamba dell'arto inferiore di sostegno è stata meno eretta a contatto (media = 83,9 vs 88,3 deg) e spostata attraverso una maggiore gamma di movimento (media = 60,6 vs 54,5 deg) con una velocità angolare complessiva più veloce (media = 566,36 vs 478,07 deg x s-1). La coscia dell'estremità più bassa di sostegno era più eretta al contatto (media = 67,1 contro 61,1 deg) e mossa con una velocità angolare complessiva più lenta (media = 435,14 contro 528,77 deg x s-1). I dati suggerivano che il nastro mobile del tapis roulant riduce i requisiti energetici del corridore portando la gamba di sostegno indietro sotto il corpo durante la fase di supporto di corsa rilevando quindi differenze in rapporto alla cinematica segmentale.

Kerdok A.E. et al. [31], Esaminarono come i cambiamenti nelle interazioni di rigidità arto-substrato interessarono il costo metabolico, e che i corridori alterano la loro stiffness per compensare i cambiamenti di superficie senza alterare la loro meccanica di sostegno.(fig. 3.1-3.2)

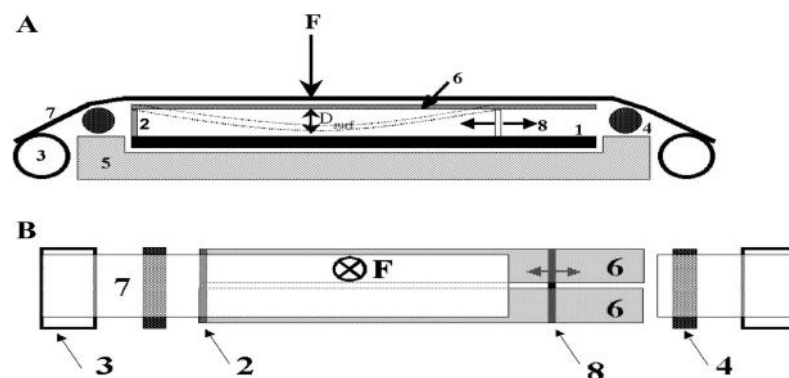


Fig. 3.1 modello di deformazione del nastro trasportatore

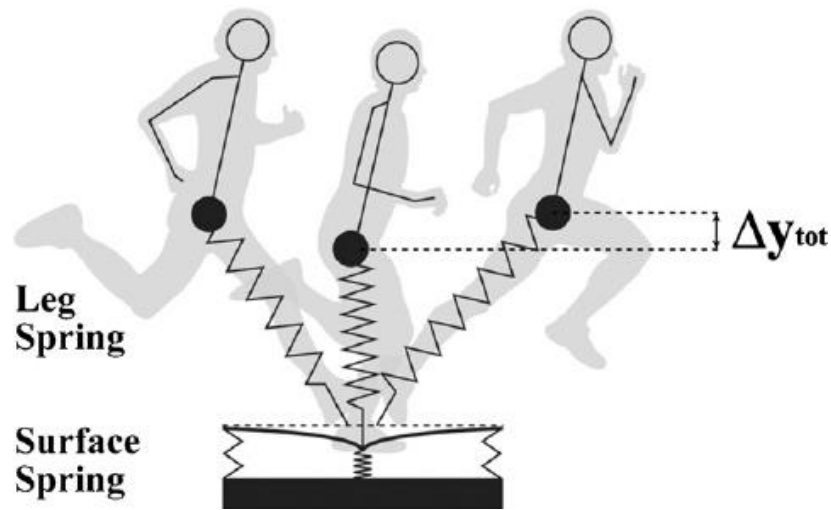


Fig. 3.2 spring-mass model

Nigg et al.[45; 46; 47; 48] riferirono che i corridori sul tapis roulant atterrano costantemente con un piede più piatto rispetto a quando si corre fuori .

In una revisione del confronto tra tapis roulant e corsa su strada, Williams [66] ha concluso che la maggior parte dei confronti non ha mostrato differenze significative e che tali differenze si sono verificate solo a velocità superiori a 5,0 ms.

Anche se la cinematica del tapis roulant e la corsa a terra sono stati segnalati per essere simili o solo leggermente diversi, alcuni autori ritengono che la cinetica del tapis roulant rispetto al terreno sono fondamentalmente diversi.

Winter [67], ad esempio aveva notato che la velocità media del centro di massa quando si corre su un tapis roulant era zero ipotizzando che i corridori ricevono energia dal tapis roulant a contatto con i piedi conferendo energia alla pianta del piede.

L'andatura del tapis roulant ha una velocità assoluta di zero nello spazio assoluto, mentre l'andatura a terra ha una velocità assoluta positiva Tuttavia, su un tapis roulant la posizione del piede ha una velocità orizzontale, che se combinata con la forza di reazione orizzontale rappresenta la potenza meccanica.

Van Ingen Schenau [61] attribuisce la polemica osservata in parte al "sistema di coordinate implicitamente o esplicitamente usato". Egli suggerisce, come fa

Margaria (1976), che a parte la resistenza all'aria la meccanica di locomozione tapis roulant e corsa su strada non sono fundamentalmente diversi dalla locomozione su una barca, aereo, o treno, fintanto che entrambi i sistemi si muovono a velocità costante. Per quanto riguarda il tapis roulant stesso, van Ingen Schenau suggerisce che per aiutare a garantire la velocità costante, la cintura dovrebbe essere un po' ruvida per creare l'attrito corretto, e il motore tapis roulant abbastanza forte per assorbire la resistenza offerta dalla cintura, mentre il soggetto cammina o corre.

Van Ingen Schenau nota anche che variabili fornite dal sistema uditivo e, in misura maggiore, le differenze visive tra il terreno e la locomozione su tapis roulant risultano essere in qualche modo sperimentalmente simili. Egli menziona inoltre che la locomozione iniziale tapis roulant, può essere piuttosto stressante, soprattutto per i bambini.

In sintesi, secondo Van Ingen Schenau sono emerse come differenze generali inerenti tra le due modalità di corsa: attrito superficiale, stato del vento feedback visivo o cinestetica, altezza della superficie, e relativa velocità dell'oggetto.

In considerazione del fatto che il tapis roulant è ampiamente utilizzato come un simulatore di corsa in una serie di discipline, è diventato importante per accertare le somiglianze esatte e le differenze tra le due condizioni di corsa. Si può rendere conto che molti fattori possono contribuire alle differenze tra tapis roulant e locomozione in termini di consumo di energia e modelli di falcata. Di particolare interesse nella presente inchiesta è l'idea di familiarità che il soggetto ha con il tapis roulant [34].

La familiarità con il tapis roulant è definita come uno stato ottenuto quando il soggetto ha avuto sufficiente esposizione alla locomozione sul tapis roulant a tal punto di non riscontrare nessuna incongruenza nel suo utilizzo.

Come ricordato in precedenza il tapis roulant è spesso utilizzato per valutare il massimo assorbimento di ossigeno di un atleta (VO_{2max}), per determinare soglie aerobiche e anaerobiche misurando appunto lo scambio dei gas durante i test con step incrementali nei corridoi di distanza [60]. Sarebbe sicuramente più opportuno migliorare la specificità dei test eseguendoli nel loro ambiente

"naturale" ed in effetti sistemi metabolici portatili, consentono lo svolgimento dei test in un ambiente di campo specifico per lo sport. Sappiamo che sul tapis roulant viene meno la resistenza dell'aria, un aspetto che non si può tralasciare soprattutto con l'aumentare delle velocità.

Jones e Doust [30], hanno mostrato che una ragione di differenza tra tapis roulant e la corsa eseguita all'esterno è diversa in quanto le condizioni esterne richiedono un lavoro supplementare per passare attraverso l'aria [53], piuttosto che fattori meccanici. Per ovviare a ciò essi introdussero nei loro esperimenti una pendenza dell'1% del tapis roulant per aumentare il costo energetico e quindi renderlo simile a quello su pista.

Moses et al.[39], In un recente studio hanno confrontato queste differenze attribuendo al tapis roulant una pendenza dell' 1%. I dati che emergono dal presente studio indicano che il massimo consumo d'ossigeno (VO_{2max}) era simile sulla pista e sul tapis roulant (68.5 ± 5.3 vs. 71.4 ± 6.4 ml·kg⁻¹·min⁻¹, $p = 0.105$ rispettivamente), mentre hanno riscontrato un miglioramento statisticamente significativo di "economia di corsa " sulla pista rispetto al tapis roulant (215.4 ± 12.4 vs. 236.8 ± 18.0 O₂ ml·kg⁻¹·km⁻¹, $p < 0.001$). Questi dati ci suggeriscono che i corridori di distanza di alto livello hanno un'economia di corsa maggiore su pista rispetto al tapis roulant ma non è emersa nessuna differenza in termini di massimo consumo d'ossigeno.

I risultati attuali indicano che questa differenza può essere dovuta ad aggiustamenti biomeccanici [13; 14; 15]

3.2 CORSA SU SUPERFICI IRREGOLARI

La corsa ha sempre rappresentato una necessità per l'uomo fin dalla preistoria, quando da essa dipendeva la sua sopravvivenza (c. per la caccia, c. nella guerra ecc.). E' chiaro che si correva su sentieri sterrati, scoscesi, si affrontavano salite e discese.

Correre su superfici irregolari naturali non è certo un'attività recente per l'uomo, bensì antica cui la locomozione umana si è adattata efficacemente.

Nello sport si praticano a livello sportivo corse su terreni irregolari per esempio corsa campestre e nella corsa in montagna.

La corsa campestre, conosciuta anche con i termini inglesi cross o cross country (che si può tradurre come “corsa attraverso la campagna”) è una specialità sia maschile che femminile dell’atletica leggera che viene praticata soprattutto nel periodo invernale, nella quale si corrono distanze che vanno dai 6 ai 10 km e viene svolta su fondo sterrato o erboso e con percorsi che prevedono salite, discese e cambi di direzione repentini (Fig3.3).



Fig. 3.3 corsa campestre

È una specialità quindi molto impegnativa dal punto di vista fisico e psicologico, che prevede sia gare individuali che a squadre.

La corsa campestre è stata specialità olimpica, sia come gara individuale che a squadre, dai Giochi olimpici del 1904 a quelli del 1924. Attualmente, a cadenza biennale e negli anni dispari, la IAAF organizza i Campionati del mondo di cross country. Vengono organizzati abitualmente anche i vari campionati continentali e diverse singole competizioni (ad esempio il Campaccio o la 5 mulini in Italia).

Le gare di cross sono spesso utilizzate, da atleti con caratteristiche molto diverse e appartenenti a specialità del mezzofondo e del fondo davvero svariate (dall' ottocentista al maratoneta) come competizione ma anche in ottica di preparazione atletica, in quanto lo svolgimento su fondi sconnessi, scivolosi e la presenza di cambi di direzione e di salite e discese rendono queste gare molto utili per il potenziamento muscolare specifico (degli atleti di endurance) e per lo sviluppo della propriocettività e dell'equilibrio.

Le gare di cross iniziano solitamente con un lungo rettilineo, l'ideale sarebbe compreso tra i 400 metri ed i 1000 metri di lunghezza (ma a volte è minore) che permette di evitare "la congestione degli atleti" nella fase di partenza. Gli atleti partono allo sparo della pistola dello starter. Dopo il rettilineo iniziale gli atleti affrontano uno o più giri di un percorso prestabilito la cui distanza può variare da competizione a competizione. Secondo la IAAF una gara ideale di corsa campestre dovrebbe avere con un giro che misura dai 1750 metri ai 2000 metri di distanza (dai 3 ai 6 giri in base alla categoria) La variabilità delle condizioni dei percorsi di gara rende la corsa campestre molto variabile anche nei risultati. Ogni gara ha le sue naturali e distinte caratteristiche di terreno. Il percorso può includere piccoli ostacoli, naturali oppure artificiali, salite e discese, cambi di direzione etc. Vi possono essere atleti che si esprimono meglio su percorsi fangosi, altri su terreni duri (sterrati o ghiacciati) e questo dipende sicuramente dalle caratteristiche individuali di ciascun atleta oltre che dalla tipologia di allenamento.

Da un punto di vista fisiologico la corsa campestre è molto simile alle gare di mezzofondo prolungato (5000 e 10000 metri) ma come abbiamo accennato sopra a differenza delle gare in pista, vi è una grande imprevedibilità dovuta alla variabilità del tipo di percorso, con la possibilità di dover affrontare terreni sconnessi, fangosi, innevati, duri o morbidi, sassosi, con salite e con ostacoli naturali o meno.

E' chiaro che la corsa campestre sia un esercizio fisico con delle caratteristiche biomeccaniche e metaboliche differenti rispetto alla corsa su pista e alla corsa su strada. In letteratura non molti articoli scientifici ci vengono in aiuto per meglio comprendere tali differenze.

In uno studio, A.S. Voloshina et al. [4], hanno voluto misurare tali differenze, calcolando la spesa energetica che si verifica quando si corre su un terreno con superfici irregolari e caratteristiche differenti. Per valutare ciò essi hanno modificato un tapis roulant (Fig.3.4) collegandoci un nastro aggiuntivo con blocchi di legno ad altezze variabili alla superficie del tapis roulant originale. I blocchi hanno simulato una superficie irregolare su cui i soggetti correvano, raccogliendo dati biomeccanici e metabolici.



Fig. 3.5 tapis roulant modificato per ottenere una superficie irregolare

Essa ha notato subito che in superfici irregolari l'atleta che corre è costretto ad una continua regolazione del passo, tali regolazioni dei parametri del passo sono un fattore potenziale che potrebbe contribuire ad aumentare le spese energetiche. Gli autori del presente studio hanno riscontrato una variabilità di lunghezza e larghezza del passo, un aumentata attività muscolare della coscia e un aumento della rigidità della gamba del 20% rispetto alla superficie liscia. Anche i parametri metabolici risultavano aumentati.

Hak et al. E Mc Andrew et al, hanno dimostrato che durante la locomozione l'uomo regola l'equilibrio variando la larghezza del passo, e che quindi

potrebbe utilizzare la stessa strategia per migliorare la stabilità anche quando si corre su superfici irregolari. Quindi se un terreno irregolare conduce ad un aumento della larghezza del passo, questo può contribuire ad aumentare la spesa energetica per mantenere l'equilibrio [6]. I cambiamenti dell'altezza della superficie possono alterare i pattern di attivazione muscolare e il lavoro meccanico durante la corsa. Una corsa su superfici morbide come la sabbia, ad esempio, ha come conseguenza una maggiore attività muscolare, un movimento maggiore dell'anca e del ginocchio e un maggiore lavoro meccanico se rapportato alla corsa su superfici solide. Inoltre la stessa Voloshina et al. Ha già rilevato che gli esseri umani mostrano maggiori movimenti di flessione dell'anca e del ginocchio durante l'oscillazione quando si cammina su un terreno irregolare rispetto a quello uniforme [19].

Oltre all'aumento dell'attività muscolare, la corsa su superfici irregolari può anche interrompere gli schemi di reclutamento muscolare.

Cavagna et al. autore molto attivo in questo ambito di ricerca, dimostrò che il lavoro prodotto dalla conservazione elastica di energia e dal ritorno contribuisce a circa la metà del lavoro meccanico complessivo eseguito durante la corsa, una riduzione del lavoro elastico richiederebbe un aumento del lavoro muscolare e sarebbe quindi più costoso.

CAPITOLO IV

STUDIO PILOTA

4.1 INTRODUZIONE

Come riportato nel precedente capitolo, i tapis roulant motorizzati sono ampiamente utilizzati in studi di locomozione che vanno dalla fisiologia di base alla riabilitazione motoria e, di maggiore interesse per le finalità di questo elaborato, all'utilizzo sportivo che ne deriva. E' estremamente interessante la possibilità che offre l'attrezzo di creare condizioni stabili e riproducibili per effettuare test su atleti. Queste condizioni standard e riproducibili, tuttavia non possono essere distanti dalle condizioni naturali, in cui l'atleta si cimenta quando svolge la propria pratica agonistica, presupposto fondamentale che devono tenere in considerazione tutti coloro che offrono il proprio contributo nelle scienze dello sport. Come già precedentemente esposto, la letteratura che si occupa di questo argomento, offre risultati dissimili fra loro, senza chiarire in modo univoco se la corsa sul tapis roulant sia del tutto simile a quella su strada. Alcuni autori non riportano differenze significative nella lunghezza e nella velocità del passo [50;51;56], altri invece, riportano differenze sulla cinematica segmentale, ulteriori differenze sono l'atterraggio con il piede più piatto e altro aspetto da non trascurare è la familiarità che ha il soggetto con il tapis roulant. Altre differenze di indubbio rilievo sono quelle caratteristiche legate all'economia di corsa. É certo che quando si corre su un tapis roulant venga meno la resistenza che l'aria offre rispetto a quando si corre all'aperto dove bisogna "passare attraverso l'aria", aspetto che soprattutto nella corsa veloce non può non essere considerato [59].

Come già precedentemente ricordato, nella biomeccanica e nella bioenergetica della corsa l'elasticità muscolare svolge un ruolo molto importante, per questo motivo nell'ambito della modellizzazione della corsa sia nell'uomo che in alcuni tipi di animali, si è arrivati alla concettualizzazione di un modello meccanico costituito da una massa , che riveste il ruolo della massa corporea

totale in serie ad una componente elastica, sotto forma di una molla, che modella gli arti inferiori e le loro caratteristiche elastiche [1;2;3].

Nell'interpretazione concettuale di tale modello un elemento esplicativo della variazione interindividuale nella bioenergetica della corsa umana, può essere attribuito alla stiffness neuromuscolare.

Il recupero dell'energia elastica immagazzinata nella fase eccentrica permetterebbe quindi una diminuzione della spesa energetica [13;14;15] inoltre il ruolo svolto dal recupero di energia elastica sarebbe ancor più rilevante a velocità di corsa elevate [11].

Il fenomeno di stoccaggio e restituzione di energia elastica è stato confermato sperimentalmente da misurazioni effettuate con l'ausilio della piattaforma di forza, dove è riscontrabile come la forza di reazione al suolo sia una funzione lineare dello spostamento del corpo, ed è proprio questa linearità che suggerisce come il comportamento dell'arto di appoggio sia simile a quello di una molla, aspetto quest'ultimo, che viene meno sul tapis roulant a causa della deformazione che ha il nastro trasportatore quando il nostro piede prende contatto con esso.

Alcuni studi hanno mostrato altre caratteristiche simili tra le due condizioni, mentre altri hanno evidenziato differenze significative in alcune variabili, come il posizionamento lombare e pelvico a contatto iniziale, l'escursione alla caviglia la eversione della stessa e l'angolo del piano sagittale del ginocchio [17]. Sulla base di questi studi potrebbe non essere possibile affermare che il tapis roulant e la corsa a terra siano cinematicamente identici, e resta da mostrare se le strategie di controllo motorio siano simili tra le due condizioni.

L'elettromiografia di superficie (EMG) fornisce una valutazione indiretta dell'input neurale ai muscoli, ma soltanto alcuni studi hanno confrontato l'attivazione dei muscoli correndo sul tapis roulant rispetto alla corsa su strada[55;57].

Wank et al. [65] hanno riportato risultati simili tra queste due condizioni di corsa. Al contrario, Baur e Hirschi Müller [7] hanno mostrato cambiamenti specifici, come ad esempio una precedente e più lunga attività EMG per peroneo lungo, e un'ampiezza ridotta per il soleo durante la corsa su tapis

roulant. Questi studi hanno analizzato l'EMG di superficie dai muscoli più bassi della gamba e le conclusioni sono state limitate ai risultati indipendenti dei diversi muscoli.

La locomozione umana è considerata un comportamento naturale, e come tale, il sistema nervoso centrale agisce controllando gruppi di muscoli legati a specifiche esigenze meccaniche [55]. Il sistema nervoso centrale controlla la locomozione, così come altri comportamenti motori complessi, per mezzo di un insieme di sinergie muscolari o come una selezione di muscoli che vengono reclutati in una sequenza di temporizzazione specifica con attivazione relativa fissa.

Poco si conosce invece per quanto riguarda il controllo motorio quando si deve far fronte a difficoltà legate all'instabilità dinamica ad esempio quando si corre su terreni dissestati.

Tuttavia bisogna riconoscere che questo modello di corsa è stato il primo a svilupparsi, l'uomo preistorico correva per cacciare, la finalità della corsa era la sopravvivenza della specie, per questo motivo esso è riuscito ad adattarsi alle caratteristiche dell'ambiente dando origine a schemi motori che gli permettessero di sopravvivere. Sarebbe difficile se non impossibile determinare attivazioni muscolari quando si corre su queste superfici naturali.

Considerato quindi che non si conoscono ancora in maniera univoca le differenze di corsa sulle suddette condizioni, questo studio si è posto l'obiettivo di indagare attraverso una analisi cinematica e neuromuscolare, le differenze che si riscontrano tra la corsa su tapis roulant e su strada e in condizioni di instabilità.

4.2 OBIETTIVO

Per ottenere ciò tre ragazzi corridori amatoriali, che prendono parte a gare podistiche locali su distanze dell'ordine di 10 e 21,97 Km e a gare di cross country, sono stati reclutati per questo studio. Sono stati girati dei filmati mentre si correva in queste due condizioni, ed è stata effettuata una analisi elettromiografica eseguita su sette muscoli della coscia destra (tibiale anteriore, gastrocnemio mediale e laterale, bicipite femorale, retto del femore, vasto laterale e mediale) ed è stato utilizzato un elettrogoniometro sincronizzato con il segnale elettromiografico e successivamente analizzato con il software del muscledlab Bosco system. Inoltre è stato studiato un nuovo tapis roulant "Reaxing sudden dynamic interference" Fig. 4.1 con caratteristiche assai diverse di quelli che attualmente si trovano in commercio.

Esso ci ha permesso di osservare l'attività elettrica dei muscoli dell'arto quando condizioni di instabilità attribuibili all'informità del terreno, ad esempio quando si corre una corsa campestre o un trail in montagna, creano perturbazioni alla normale meccanica di corsa.



Fig. 4.1 tapis roulant Reaxing run

Il reaxing run oltre alla normale variazione di velocità è in grado di produrre movimenti che presentano inclinazioni antero- posteriori e laterali dell'intera superficie, con ampiezze, frequenze e velocità del nastro gestite e regolate dall'operatore. I movimenti antero-posteriori e laterali sono state definiti interferenze con diverse intensità e precisamente con una scala di valori da zero a venti.

I movimenti sia antero-posteriori sia laterali creano situazioni imprevedibili al soggetto che vi corre sopra. L'imprevedibilità crea delle forti sollecitazioni a carico della caviglia, simulando lo stesso appoggio che si ha quando si corre su un sentiero in cui ogni appoggio è diverso dall'altro.

Dopo un opportuno addestramento degli atleti che eseguivano la prova, è stata scelta una velocità di corsa di 12 Km/h per tutte le prove sia su tapis roulant in piano sia su strada.

La stessa velocità di corsa è stata utilizzata sul tapis roulant "Reaxing Run", dopo una lunga fase di familiarità con questo nuovo strumento, è stata rilevata l'attività elettrica muscolare utilizzando tre livelli di interferenze in ordine crescente, 3-6-9 su una scala di 20. La decisione di questi tre livelli di interferenze si è basata su una predilezione empirica simulando percorsi che potessero inscenare situazioni reali che il più delle volte gli atleti che praticano corse su terreni irregolari, si ritrovano a percorrere. Durante il periodo di addestramento degli atleti la selezione dei tre livelli di interferenza è stata confermata anche dalle sensazioni che ricevevano gli atleti, confermando che questi tre livelli fornivano le sensazioni più reali.

4.3 CAMPIONE

Per questo studio sono stati reclutati tre ragazzi, (età media 33 anni \pm 7), corridori amatoriali che partecipano a gare di fondo su distanze dell'ordine dei 10 Km e 21.95 Km a gare di cross country, e a trail in montagna. I i dati bio-antropometrici del campione preso in esame sono riportati nella tabella 2.

ATLETI	SESSO	ETA'	ALTEZZA	PESO	BMI
ATLETA 1	M	30	178	74	23,4
ATLETA 2	M	28	180	75	23,1
ATLETA 3	M	41	177	72	23,0
MEDIA		33,0	178,3	73,7	23,2
DEV. STANDARD		7,0	1,5	1,5	0,2

Tab. 2 dati bio-antropometrici del campione preso in esame (N. 3)

Ai partecipanti è stato chiesto di correre sul tapis roulant come periodo di riscaldamento, fino a quando il gesto motorio veniva eseguito con naturalezza in modo che ogni partecipante potesse sentirsi a proprio agio.

Tutti i partecipanti, comunque, possedevano una già consolidata esperienza di corsa sul tapis roulant ottenuta da anni di utilizzo.

Inoltre, gli atleti, hanno avuto modo di saggiare, prima di effettuare il test, il tapis roulant "Reaxing Run" con i suoi vari livelli di interferenza.

Quest'altro periodo di addestramento è servito agli atleti per accrescere in loro la dimestichezza all'uso di questo nuovo strumento, ed oltretutto è servito a stabilire i livelli di perturbazioni che potessero simulare percorsi con caratteristiche di instabilità presenti in natura, senza snaturare il gesto motorio dalle sue componenti principali.

4.4 MATERIALI E METODI

4.4.1 Il Muscle Lab

Gli atleti sono stati sottoposti ad EMG di superficie con "MuscleLab Boscosystem".

Esso è uno strumento certificato elettromedicale, che consente di associare in maniera simultanea l'elettromiografia di superficie (rilevata in RMS) a diversi parametri biomeccanici rilevati da più sensori, utili nella valutazione funzionale (Fig. 4.2).



Fig.4.2 Muscle Lab Bosco system

La valutazione eseguita con il MuscleLab permette di rilevare e di sviluppare i processi interni neuromuscolari che si presentano durante l'esecuzione di un movimento naturale a "corpo libero" o su macchine guidate, con o senza carico. Tale caratteristica rende lo strumento utile sia in fase riabilitativa che in fase allenante. Il sistema è costituito da un'unità di elaborazione elettronica, un software per PC e una varietà di sensori (6 canali di EMGs, goniometro biassiale, accelerometro, cella di carico ed encoder lineare-dinamometro) per la rilevazione dei parametri biomeccanici a seguito di un movimento naturale. Il MusceLab è stato validato scientificamente, infatti tutti i test integrati nel sistema sono basati su approfondite ricerche eseguite da rinomati fisiologi, neurologi, medici ed esperti.

Il Muscle lab è un dispositivo portatile, consente di effettuare test direttamente sul campo grazie alla doppia alimentazione, sia tramite rete elettrica sia con batterie ricaricabili, con un'autonomia di oltre 10 ore. In questo modo, congiuntamente ad un PC portatile, si ha un sistema di valutazione neuromuscolare totalmente trasportabile che può essere utilizzato ovunque ci sia bisogno.

Tutti i risultati dei test vengono automaticamente scaricati, organizzati e conservati nel database in formato excel, in modo da essere facilmente accessibili a chiunque ne abbia necessità.

Il software del MuscleLab è dotato di un sistema di feed-back che consente di monitorare l'espressione della potenza durante la sessione di allenamento. Nel sistema sono precaricati una serie di test tra cui:

- Power test: per la creazione della relazione forza-velocità
- Rehab test: permette una rapida comparazione tra un arto ed il contro laterale, o dello stesso arto prima - dopo una sessione di allenamento
- Test avanzati: utilizzati in fase riabilitativa, consentono di effettuare una rilevazione utilizzando contemporaneamente più sensori (encoder lineare-dinamometro, goniometro biassiale, accelerometro ecc..)
- Test basati su protocolli di Bosco: squat jump, counter movement jump, drop jump, bosco-vittori ecc... per la valutazione della forza esplosiva, capacità di recupero della forza elastica e di stiffness degli arti inferiori
- Running analysis: sia su tapis-roulant che sul terreno.

Inoltre, il software di gestione del Muscle Lab consente l'estrapolazione e la successiva analisi dei dati derivanti da una qualsiasi valutazione in via del tutto automatica, eliminando così qualsiasi possibile errore dovuto all'inserimento manuale dei dati. Una volta creata una "scheda paziente", in cui vengono riportati i dati anagrafici del soggetto ed i riferimenti dei test effettuati durante la valutazione, l'operatore dovrà semplicemente selezionare le ripetizioni migliori di ogni test effettuato e salvare i dati nella cartella paziente. Il programma elaborerà quindi tutti i test relativi al soggetto e riporterà i risultati in formato excel, confrontandoli con i parametri di riferimento della categoria a cui appartiene il soggetto stesso (sportivo amatoriale/sportivo professionista, uomo/donna e per classi di età) rendendone così rapida la lettura e l'interpretazione.

4.4.2 Reaxing Run

Questo nuovo tapis roulant Fig. 4.3 nasce da un'idea molto interessante, ossia, quella di reagire alle perturbazioni indotte dallo strumento così come si reagisce alle perturbazioni che naturalmente un sentiero irregolare come in una corsa campestre o in un trail in montagna.



Fig. 4.3 Reaxing sudden interference run

Esso è uno strumento che induce instabilità a chi vi corre sopra, ma per le ragioni poco prima descritte non appartiene a quella categoria di mezzi, come ad esempio pedane instabili, dove l'instabilità è creata dal soggetto che ne fa uso. L'instabilità del Reaxing Run non è attribuibile al soggetto che vi corre sopra, ma è prodotta dal mezzo stesso, il soggetto che corre è del tutto inconsapevole della direzione delle perturbazioni esso sarà costretto quindi ad adattarsi passo dopo passo, così come avviene quando si corre su superfici irregolari naturali.

Questo strumento offre svariate funzionalità, è dotato di un motore gestito da inverter, la velocità può essere regolata e varia da da 0 a 25Km/h. Le perturbazioni possono essere modificate da un minimo ad un massimo che nelle nostre app chiamiamo BOOST, e variano da 0% al 100%, e sono legate alla velocità dell'oscillazione del tappeto Fig. 4.4.



Fig.4.4 oscillazione casuale in tutti i piani dello spazio del reaxing run

L'oscillazione del tappeto avviene tramite un cinematismo che per ragioni legate a segreto industriale non è possibile fornire ulteriori spiegazioni tecniche. Si può però dire, che le oscillazioni sono tali da permettere il movimento del tapis su due assi, le angolazioni possibili sono:

- Roll: min -8.4gradi , max +8.4 gradi
- Pitch: min -6.4 gradi, max +6.4 gradi.

La gestione delle perturbazioni e della velocità del tappeto viene fatta tramite touch screen Fig. 4.5.



Fig.4.5 sistema di software che comanda il reaxing run

Per effettuare la prova su starda si è scelto di utilizzare una bici con contachilometri per poter mantenere la velocità stabilita ed uguale in tutte le prove, e, tale bici è stata preparata per poter trasportare il Muscle lab insieme al laptop e un sistema che permettesse di mantenere fissati i fili che collegavano gli elettrodi Fig. 4.6.



Fig. 4.6 bici preparata per la prova con sistema di fissaggio cavi

Dopo un' opportuna preparazione della cute, agli atleti sono stati applicati gli elettrodi a sette muscoli della gamba;

- M. Tibiale anteriore
- M. Gastrocnemio mediale
- M. Gastrocnemio laterale
- M. Retto Femorale
- M. Vasto mediale
- M. Vasto laterale
- M. Bicipite femorale

Gli elettrodi sono stati fissati con ulteriore nastro adesivo di tipo medico per evitare che potessero staccarsi. Oltre agli elettrodi, alla gamba di ogni atleta è stato posizionato un elettrogoniometro.

Gli atleti hanno iniziato il test correndo sul tapis roulant in piano.

È stata rilevata l'attività elettromiografica e filmato il test per tutta la sua durata.

Ogni prova è stata effettuata a velocità fissa prestabilita di 12 K/h. Le prove hanno avuto una durata di due minuti.

Per l'analisi cinematica è stata posta sagittalmente una fotocamera ad alta risoluzione.

Per ogni step si è stabilito una durata di 2 minuti per la corsa e 5 minuti di recupero tra uno step e l'altro. La scelta della durata di due minuti per prova è stata dettata dalla necessità di evitare che il segnale elettromiografico potesse subire dei cambiamenti dovuto ad affaticamento muscolare, soprattutto nelle ultime prove.

I valori elettromiografici presi in esame sono quelli relativi tra l'appoggio e lo stacco del piede della gamba analizzata.

I soggetti hanno effettuato circa 160 appoggi con la gamba destra nei due minuti di corsa effettuata. Dei 160 appoggi ne sono stati analizzati 60 suddivisi in tre gruppi di 20 appoggi presi casualmente sui due minuti di registrazione. Nella figura 4.4 si può vedere un gruppo di 20 appoggi.

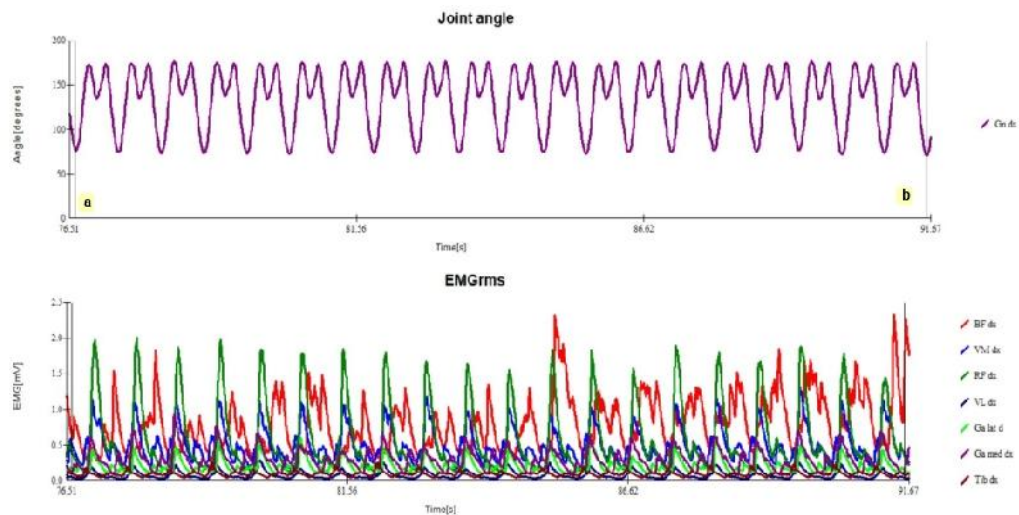


Fig. 4.3 tracciato dell'angolo del ginocchio e brano elettromiografico su venti appoggi del piede

Ogni singolo appoggio viene individuato dalle due linee verticali indicate dalle lettere a e b nella figura 4.4.

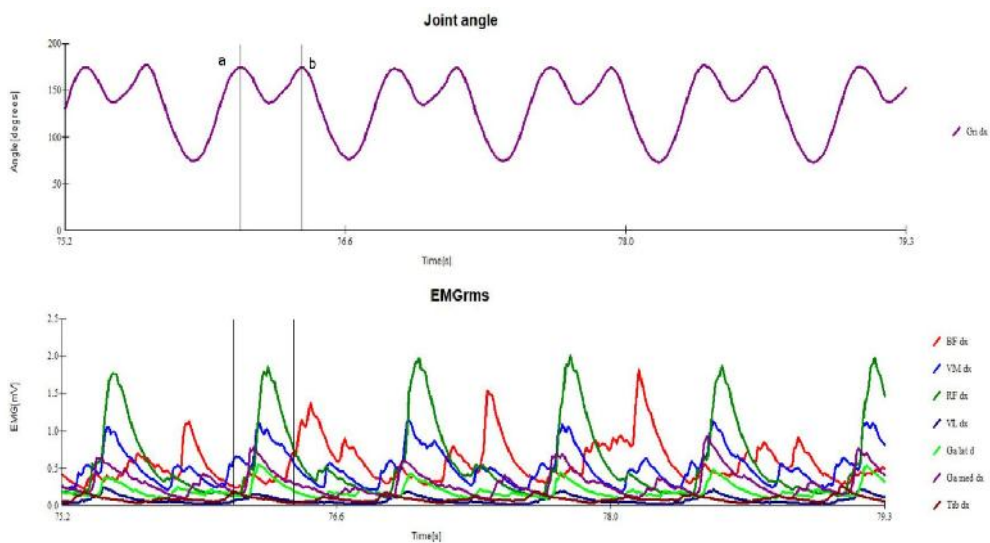


Fig. 4.4 le linee verticali a-b individuano ogni singolo appoggio

Nelle figure 4.5a e 4.5b è descritto nel dettaglio un singolo appoggio da cui scaturiscono successivamente i dati elettromiografici analizzati per il presente lavoro.

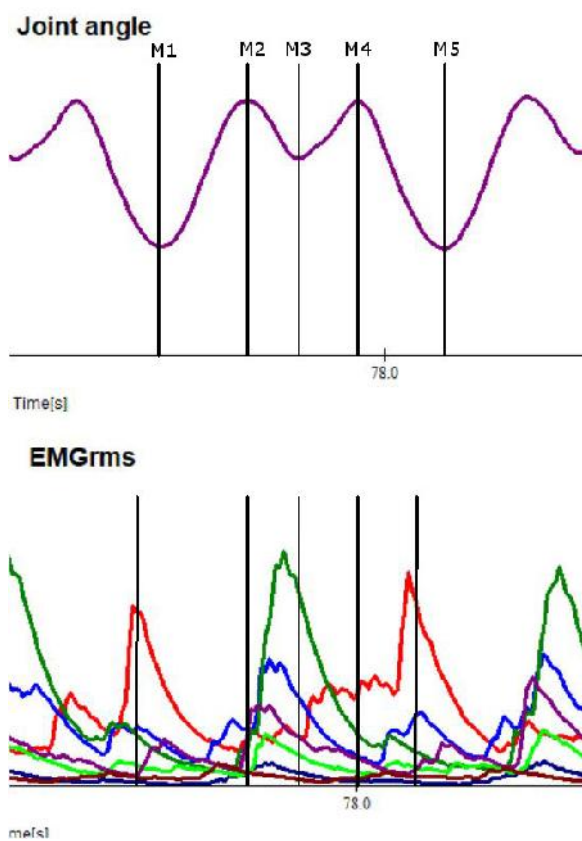


Fig. 4.5a tracciato elettromiografico di un passo di corsa



Fig. 4.5b descrizione cinematica delle varie fasi che compongono un passo di corsa

La figura 4.5a mostra il tracciato del segnale dell'elettrogoniometro mentre nella figura 4.5b si può vedere la posizione dell'arto con i rispettivi gradi angolari del ginocchio. Il punto M1 della figura 4.5a si riferisce alla massima flessione della gamba sulla coscia visibile al riquadro A1 della figura 4.5b; da questa posizione la gamba si distende e va in appoggio con il piede. Questa fase si evidenzia con il punto M2 e riquadro A2 delle rispettive figure 4.5a e 4.5b. Da questa posizione inizia una fase eccentrica che termina nel punto M3 (fig 3°) e A3 (fig 3b). Terminata la fase eccentrica l'atleta inizia la fase di propulsione dell'arto per terminare con la completa distensione dell'arto, punto M4 e riquadro A4 delle figure 4.5a e 4.5b. Il punto M5 della figura 4.5a indica la fine del ciclo e l'inizio del successivo appoggio.

4.5 ANALISI DEI DATI

Come già detto sopra sono stati analizzati, nei due minuti di ciascuna prova venti appoggi del piede in tre periodi diversi dei due minuti e questa procedura si è ripetuta per tutte le prove.

E stata creata una matrice di dati corrispondente ai valori elettromiografici di tutti e sette i muscoli esaminati, e comprendeva tutti gli appoggi presi in esame

dei tre atleti per tutte le prove effettuate, ed è stata calcolata la media e la deviazione standard.

È stata eseguita un'analisi statistica Anova one-way, per ciascun muscolo su tutte le superfici analizzate in questo studio.

In caso di significatività si è proceduto con una post-hoc analisi usando il Tukey HSD Test.

Muscolo Bicipite Femorale

Come si può osservare dalla figura 4.6 è stato analizzato il bicipite femorale, se si prende come riferimento la prova su strada e la si pone in relazione alle prove sul tapis roulant in piano e con i livelli di interferenza da tre a sei, non emergono differenze statisticamente significative tra le prove, mentre vi è

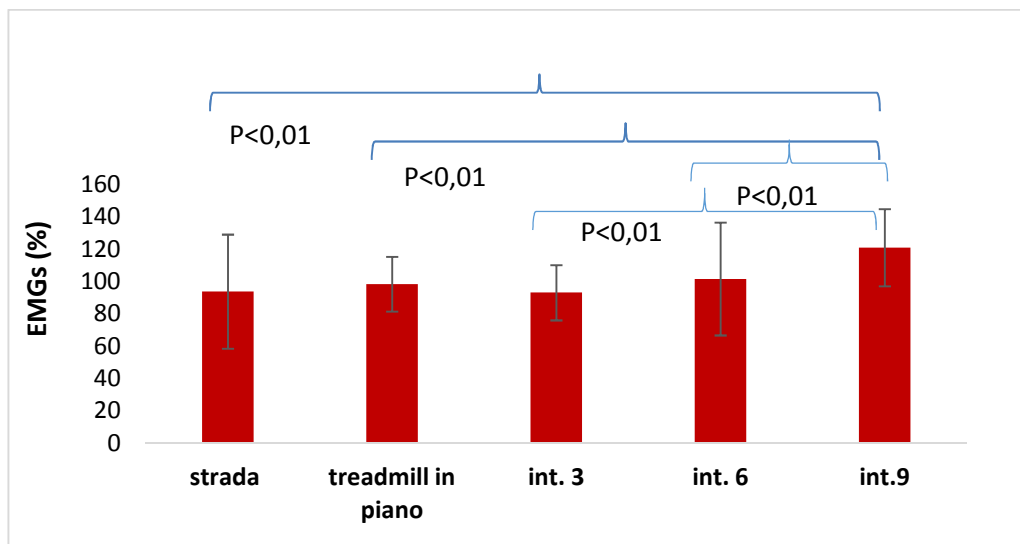


Fig 4.6 differenze statistiche, di attività muscolare nelle varie prove del muscolo Bicipite Femorale.

differenza se si confronta con la prova ad interferenza nove ($P < 0,01$). La prova sul tapis roulant in piano non è statisticamente diversa dalla prova con interferenza tre e interferenza sei ma risulta diversa da quella con interferenza nove ($P < 0,01$). La prova con interferenza tre non differisce dalla prova con interferenza sei ma risulta diversa rispetto l'interferenza nove ($P < 0,01$). La prova con interferenza sei risulta avere una differenza statisticamente significativa rispetto all'interferenza nove ($P < 0,01$).

Muscolo Quadricipite Femorale

La comparazione che riguarda l'attività elettrica del quadricipite femorale (Fig. 4.7), mette in evidenza che esiste una differenza statisticamente significativa tra le prove su strada rispetto al tapis roulant ($P < 0.05$).

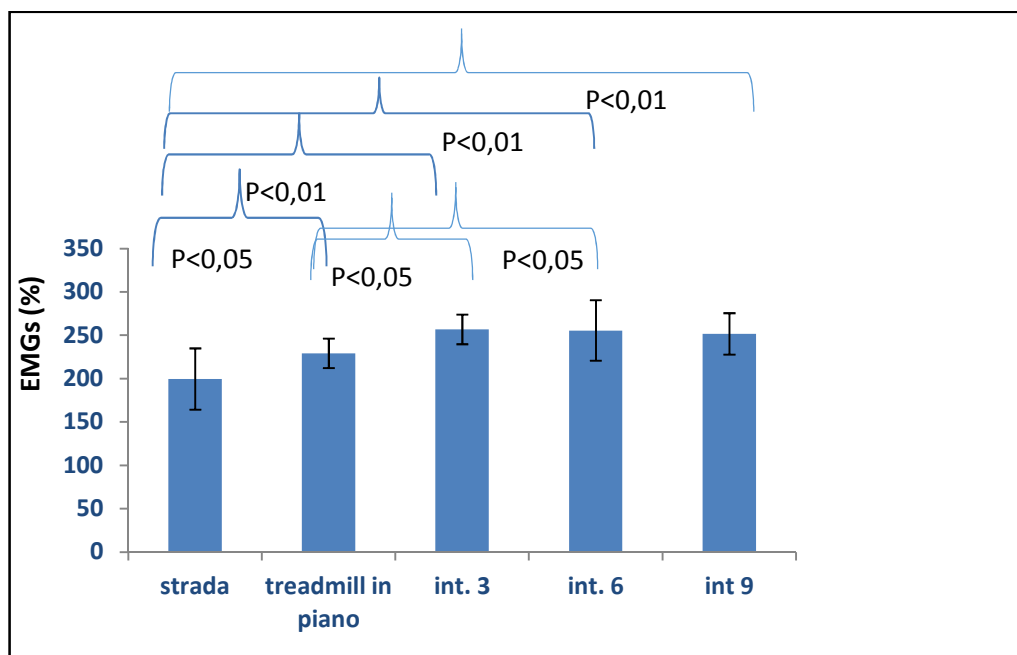


Fig 4.7 differenze statistiche, di attività muscolare nelle varie prove del muscolo Quadricipite Femorale.

Differenze statisticamente significative si riscontrano tra la prova su strada rispettivamente alle prove con interferenza tre, sei, nove ($P < 0.01$). Vi è differenza anche tra il tapis roulant in piano e l'interferenza tre e sei ($P < 0.01$), mentre non vi è differenza con l'interferenza nove. Non emergono differenze significative tra le prove con interferenza tre rispetto alle prove con interferenza sei e nove. Non si riscontrano differenze significative tra l'interferenza sei e nove.

Muscolo Gastrocnemio

Dal muscolo gastrocnemio, come è possibile osservare (Fig. 4.8), non emergono differenze tra la corsa su strada rispetto al tapis roulant mentre

differisce la corsa su strada se confrontata con i livelli di interferenza tre, sei, nove ($P < 0.01$).

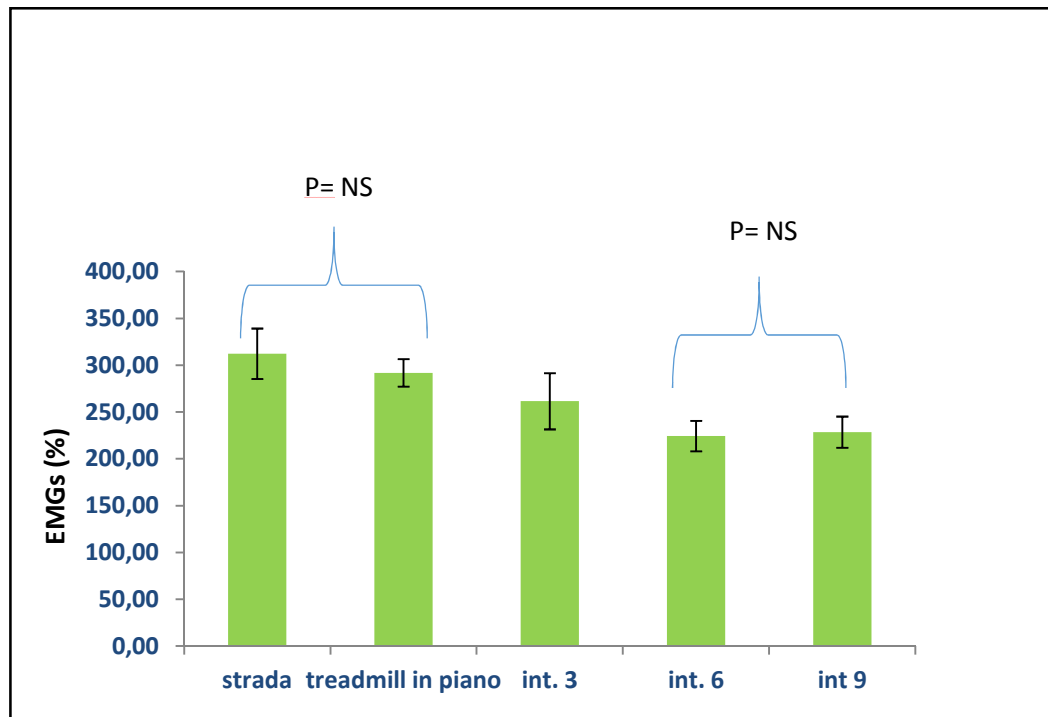


Fig 4.8 differenze statistiche, di attività muscolare nelle varie prove del muscolo Gastrocnemio (mediale e laterale)

Risulta esserci differenze anche tra la prova su tapis roulant in piano e i livelli di interferenza tre, sei, nove ($P < 0.01$). emerge una condizione analoga se si compara la corsa con interferenza tre rispetto all'interferenza sei e nove ($P < 0.01$), mentre non vi è differenza tra la prova sei e la prova nove.

Muscolo Tibiale Anteriore

Dall' attività del muscolo tibiale anteriore (Fig. 4.9) emergono differenze tra la prova su strada e la prova sul tapis roulant in piano ($P < 0.01$), è risultato anche che la prova su strada risulta diversa dalle prove con interferenza tre, sei, nove ($P < 0.01$).

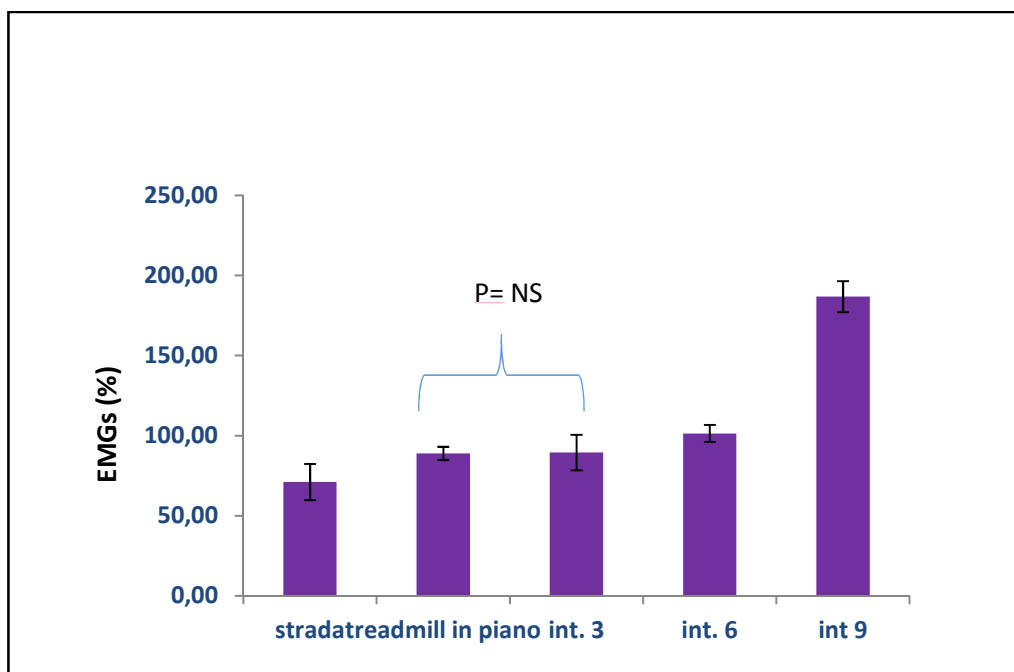


Fig 4.9 differenze statistiche, di attività muscolare nelle varie prove del muscolo Tibiale Anteriore.

Non emergono differenze tra la prova sul tapis roulant rispetto la prova con il livello di interferenza tre, al contrario risulta essere differente rispetto i livelli di interferenza sei e nove ($P < 0.01$).

Differenze si riscontrano tra l'interferenza tre e l'interferenze sei e nove ($P < 0.01$). anche l'interferenza sei e nove risultano avere differenze di attività elettrica da parte del muscolo in esame ($P < 0.01$).

Dall'elaborazione successiva dei dati acquisiti emergono fattori che vengono espressi nel grafico 1.

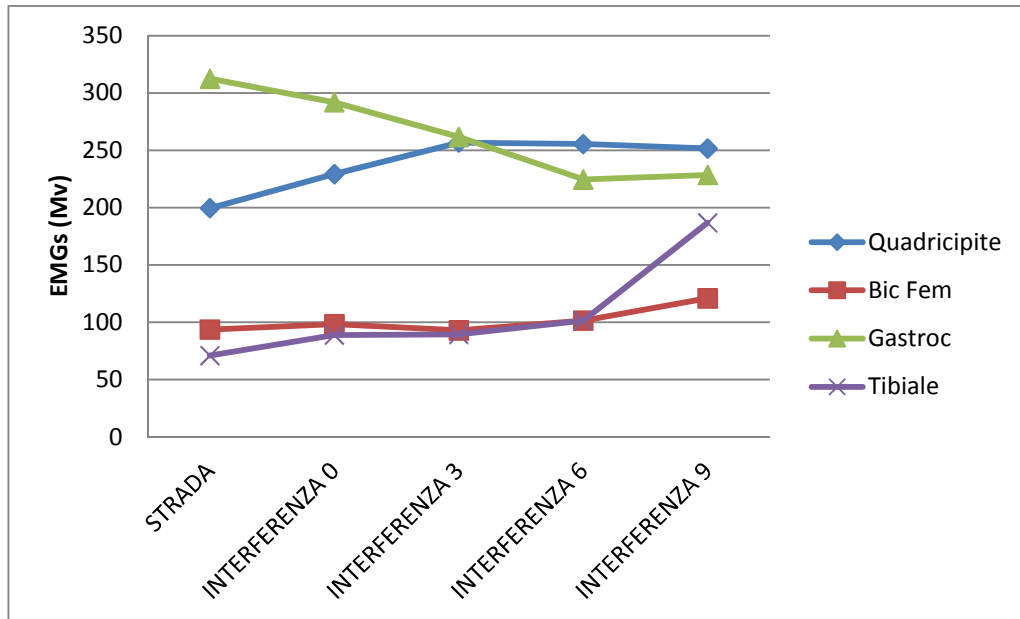


Grafico 1 andamento di attivazione dei muscoli esaminati

Dall'andamento del grafico possiamo subito osservare quali sono le strategie neuromuscolari quando le condizioni di corsa cambiano.

Si può osservare che su strada e su tapis roulant ci sono forti attivazioni dei muscoli propulsivi ossia dei muscoli che compongono il quadricepita femorale (vasto laterale, retto del femore e vasto mediale) e del gastrocnemio, mentre diminuiscono entrambi la loro attività quando i soggetti hanno affrontato interferenze maggiori.

Il grafico ci fornisce informazioni interessanti circa l'attività del muscolo bicipite femorale che ha una attività elettrica pressochè costante nella corsa su strada e sul tapis roulant, prova ma produce un aumento della sua attività ad interferenza nove.

Il muscolo tibiale anteriore aumenta la sua attività dalla corsa su strada rispetto al tapis roulant con interferenza zero, ma ancor di più al crescere delle interferenze con una punta massima di attivazione nell'interferenza nove.

4.6 DISCUSSIONE

Dai risultati appena esposti, appare chiaro quale siano le differenze e come il sistema cambia i pattern di attivazione neuromuscolare.

Tra la corsa su strada rispetto al tapis roulant possiamo osservare incrementi di attività muscolare che riguardano il Muscolo tibiale anteriore che incrementa sul tapis roulant in piano, ciò è spiegato attraverso la funzione del muscolo, esso effettua la flessione dorsale del piede e supinazione. Questa sua maggiore attivazione è spiegata dal fatto che sul tapis roulant, essendoci il nastro trasportatore che scorre, il piede dopo la presa di contatto viene spinto dietro, quindi bisogna sollevare maggiormente il dorso del piede per riportarlo in avanti. In effetti questo effetto è spiegato bene anche da Frishberg notando appunto differenze tra le due condizioni di corsa attribuibili a differenze segmentali. Inoltre si può osservare una maggiore attività del quadricipite femorale sul tapis roulant in piano, per quanto riguarda il gastrocnemio, esso mantiene una attività pressochè simile

Ha un andamento simile anche il bicipite femorale in queste due condizioni di corsa.

Quando si introducono le interferenze si cominciano ad osservare delle differenze che diventano sempre più importanti con l'aumentare della instabilità.

Nell'interferenza tre, che corrisponde al livello più basso di oscillazioni del rearing run, vi è stato riscontrato un aumento dell'attività del muscolo quadricipite e una diminuzione del muscolo gastrocnemio, rispetto alla corsa su strada e sul tapis roulant in piano, l'attività dei muscoli tibiale anteriore aumenta rispetto la strada e ha invece un andamento simile sul tapis roulant. Il bicipite femorale non ha subito variazioni significative rispetto alle prove su strada e tapis roulant.

Analizzando invece il livello di interferenza sei, il quadricipite femorale risulta più attivo rispetto alla prova su strada e sul tapis roulant in piano, ma diminuisce la propria attività rispetto alla prova con interferenza tre e nove. Nel muscolo gastrocnemio, si osserva un decremento della attività elettrica rispetto

tutte le precedenti prove, eccetto per la prova con interferenza nove dove rimane stabile. I muscoli tibiale anteriore e bicipite femorale aumentano la loro attività fino a raggiungere un picco di attivazione nell'interferenza nove. Questo fenomeno è spiegato dal fatto che in condizioni di maggiore instabilità il nostro sistema neuromuscolare cambia sostanzialmente i pattern di attivazione. L'obiettivo più importante in queste condizioni è trovare stabilità. In contesti del genere il muscolo bicipite femorale ha un duplice ruolo, il primo è quello di "frenare" l'azione propulsiva del quadricipite, e in coattivazione con il muscolo quadricipite, stabilizzano l'anca fornendo appunto più stabilità quando questa viene meno alla caviglia.

In queste condizioni l'ampiezza del passo risulta alterata e per mantenere la velocità si aumenta la frequenza degli appoggi.

Questo fenomeno risulta essere ancora più esaltato con l'interferenza nove dove si osserva che i muscoli tibiale anteriore e bicipite femorale raggiungono l'attività più alta riscontrata tra le prove, mentre continua a decrescere l'attività dei muscoli propulsivi.

4.6 CONCLUSIONI

Questo studio ha voluto mettere in luce le differenze di cinematica e di attivazione muscolare durante la corsa in differenti condizioni. L'uso di questo nuovo tapis roulant, il Reaxing run, ci ha permesso di conoscere le strategie di controllo motorio quando si corre su terreni irregolari come una corsa campestre, altrimenti, senza l'ausilio di questo strumento sarebbe stato difficile determinare.

I dati che emergono spiegano bene il fenomeno dell'instabilità, con il suo aumentare, aumenta anche l'azione dei muscoli stabilizzatori come il tibiale anteriore. Anche il bicipite femorale incrementa la sua attività, questi cambiamenti avvengono per fornire più stabilità quando la normale meccanica di corsa risulta alterata.

Il muscolo bicipite femorale oltre a frenare l'azione propulsiva del muscolo quadricipite collabora con esso a stabilizzare l'anca quando la caviglia subisce instabilità.

Si ritiene che vi sia attività propriocettiva in questa condizione di corsa. Le pedane instabili o altri strumenti utilizzati nel creare instabilità non possono ricreare condizioni simili. Quando si corre una corsa campestre l'azione motoria si adatta alle condizioni naturali del terreno si reagisce ai cambiamenti del terreno, il Reaxing Run riproduce interferenze del tutto casuali, il soggetto che corre è del tutto inconsapevole della direzione della perturbazione esso è obbligato a reagire a alla perturbazione indotta allo stesso modo come reagisce in condizioni naturali.

I campi di applicazione di uno strumento del genere possono essere vari, esso potrebbe essere un ottimo mezzo per una fase di riabilitazione di un atleta infortunato, ma è nello sport specifico che un mezzo del genere appare naturalmente destinato.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Alexander R.M. (1988) *Elastic mechanism in animal movement*. Cambridge University Press. Cambridge.
- [2] Alexander R.M. (1997) *Invited editorial on "interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping"*. J. Appl. Physiol. 82: 13-47.
- [3] Alexander R.M., Vernon A. (1975) *The mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae)*. Journal of Zoologie, London 177: 265-303.
- [4] Alexandra S. Voloshina, Daniel P. Ferris, Biomechanics and energetics of running on uneven terrain Journal of Experimental Biology, 2015 218: 711-719.
- [5] Arcelli E., Colli R., La scuola italiana di mezzofondo, fondo e marcia, *Atheticastudi*, suppl. al 3-4 1996, FIDAL, Centro studi e ricerche, roma, 1996.
- [6] Arellano, C. J. and Kram, R. (2012). The energetic cost of maintaining lateral balance during human running. J. Appl. Physiol. 112, 427-434.
- [7] Baur H, Hirschmüller A, Müller S, Goollhofer A, Mayer F. Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinet Exerc Sci*. 2007;15: 165–171.
- [8] Bergström J. Hultman E., muscle glycogen synthesis after exercise: an enhancing factor localized to the muscle cells in man, *Nature*, 2010. 309-310, 1966.
- [9] Billat V., Il contributo della scienza all'allenamento sportivo, *SdS-Scuola dello sport*, 53, 2001, 34-42.
- [10] Billat V., Il contributo della scienza all'allenamento sportivo (parte seconda), *SdS-Scuola dello sport*, 54, 2002, 13-19.

- [11] Bosco C., Rusko H. (1983) The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta Physiol. Scand.* 119 : 219-224
- [12] Bonato P., D'alessio T., Knaflitz M., A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 45:287-299, 1998.
- [13] Cavagna GA, Heglund NC, and Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol* 233: R243–R261, 1977.
- [14] Cavagna GA, Saibene FP, and Margaria R. Mechanical work in running. *J Appl Physiol* 19: 249–256, 1964.
- [15] Cavagna GA, Thys H, and Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol (Lond)* 262: 639–657, 1976.
- [16] Cazorla G., Petibois C., Leger L., lattato ed esercizio: limiti e realtà, *SdS-Suola dello sport*, 53, 2001, 25-33.
- [17] Ceci R, Hassmen P. Self-monitored exercise at three different RPE intensities in treadmill vs field running. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23:732-738.
- [18] Cram J. R., Kasaman G. S., with Holtz J., Introduction to surface electromyography, Aspen Publication, Gaithersburg, Maryland, 1998.
- [19] Daley, M. A. and Biewener, A. A. (2006). Running over rough terrain reveals limb control for intrinsic stability. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 103, 15681-15686.
- [20] De Luca C. J., Merletti R., Surface myoelectric signal crosstalk among muscles of the leg, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 69 (6): 568-75,1988.
- [21] De Luca C. J., The use of surface electromyography in biomechanics, *J. Appl. Biomech.*, 13: 135-163,1993.

- [22] D. U. Silverthorn, B. R. Johnson, W. C. Ober, C. W. Garrison, e A. C. Silverthorn, *Human physiology: an integrated approach*. Boston: Pearson Education, 2013.
- [23] Elliott BC, Blanksby BA. A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Med Sci Sports*. 1976;8:84–7.
- [24] Frishberg BA. An analysis of overground and treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc*. 1983;15(6):478–85.
- [25] F. Hug e S. Dorel, «Electromyographic analysis of pedaling: A review», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, n. 2, pagg. 182–198, apr. 2009.
- [26] F. Hug, «Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?», *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 21, n. 1, pagg. 1–12, feb. 2011.
- [27] F. Láhoda, A. Ross, e W. Issel, *EMG Primer*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1974.
- [28] H. Hermens, R. Merletti, e General SENIAM workshop, European activities on surface electromyography: proceedings of the first general SENIAM workshop, Torino, Italy, September 1996. Enschede: Roessingh Research and Development, 1996.
- [29] Hermens H. J., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hägg G., Raccomandazioni europee per l'elettromiografia di superficie, CLUT, 2000. Edizione italiana a cura di Roberto Merletti.
- [30] Jones AM, Doust JH. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci*. 1996;14:321-327.
- [31] Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol*. 2002;92:469–78.

- [32] La torre A., Agnello A., Dotti A., Merati G., Serpiello F., Forza e prestazione di resistenza, *SdS-Scuola dello sport*, 76, 2008, 29-40.
- [33] L. D. Weiss, J. K. Silver, e J. Weiss, *Easy EMG: a guide to performing nerve conduction studies and electromyography*. Edinburgh; New York: Butterworth-Heinemann, 2004.
- [34] Lavcanska V, Taylor NF, Schache AG. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Hum Mov Sci*. 2005;24:544-557.
- [35] M. Zahak, «Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis», in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, G. R. Naik, A c. di InTech, 2012.
- [36] Mcardle W. D., Katch F., Katch V.L., fisiologia applicata allo sport, CEA, Milano, 1998.
- [37] Merletti R., Fiorito A., Lo Conte L., Cisari C., repeatability of electrically evoked EMG signals in the uman vastus medialis muscle, *Musce & Nerve*, 21: 184-193, 1998.
- [38] Merletti R. e P. Parker, A c. di, *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken: Wiley-Interscience [u.a.], 2004.
- [39] Mooses M, Tippi B, Mooses K, Durussel J, Mäestu J. Better economy in field running than on the treadmill: evidence from high-level distance runners *Biol Sport*. 2015;32(2):155–159.
- [40] Neumann G. La struttura della prestazione negli sport di resistenza. La resistenza di lunga durata, *SdS-Scuola dello sport*, 20, 1990, 66-72.
- [41] Neumann G. La struttura della prestazione negli sport di resistenza. La resistenza di breve e media durata, *SdS-Scuola dello sport*, 21, 1991, 22-27.

- [42] Neumann G., l'adattamento nell'allenamento della resistenza, SdS-Scuola dello sport, 30, 1994,59-64
- [43] Neumann G., Berbenk A., I limiti della capacità di prestazione umana negli sport di resistenza, SdS-Scuola dello sport, 50,2000,5-13.
- [44] Ng. J.,Richardson C., Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects, Arch. Phys. Med. And Rehab., 77; 259-263, 1996.
- [45] Nigg BM, Anton M. Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces. Med Sci Sports Exerc. 1995;27(1):92–7.
- [46] Nigg BM, Bahlsen HA, Luethi SM, Stokes S. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running [published erratum appears in J Biomech 1988;21(3):267]. J Biomech. 1987;20:951–9.
- [47] Nigg BM, DeBoer RW, Fischer V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. Med Sci Sports Exerc. 1995; 27(1):98–105.
- [48] Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mundermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. Med Sci Sports Exerc. 2003;35(2):314–9.
- [49] Novacheck TF. The biomechanics of running. Gait Posture. 1998; 7:77–95.
- [50] Nummela A.T., Paavolainen L.M., Sharwood K.A., Lambert M.I., Noakes T.D., Rusko H.K., Neuromuscular factors determining 5 km running performance and
- [51] running economy in well-trained athletes, Eur J Appl Physiol.,2006 May,97 (1): 1-8 Epub 2006, Feb 3.
- [52] Oliveira AS, Gizzi L, Ketabi S, Farina D, Kersting UG (2016) Modular Control of Treadmill vs Overground Running. PLoS ONE 11(4): e0153307.

- [53] Pugh LG. Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. *J Physiol.* 1970;207:823-835.
- [54] P. Konrad, «The abc of emg», *Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr.*, vol. 1, pagg. 30–35, 2005.
- [55] Rau G., Disselhorst-Klug C., Silny J., non invasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control, *Journ. Biomechanics*, 30: 441-446, 1997.
- [56] Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture.* 2007;26:17–24.
- [57] Riley, P. O., J. Dicharry, J. Franz, U. D. Droce, R. P. Wilder, and D. C. Kerrigan. a kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *med. sci. sports exerc.*, vol. 40, no. 6, pp. 1093–1100, 2008.
- [58] Roy S., De Luca C., Schneider J., Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates, *J. of Appl. Physiol.* 61: 1510-1517, 1986.
- [59] Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med.* 2004;34:465-485.
- [60] Tokmakidis S. P., Leger L., Mercier D., Peronnet F., Thibault G., New approaches to predict VO₂ max and endurance from running performances. *J Sport Med Phys Fitness*, 1987, Dec, 27 (4): 401-9.
- [61] Van Ingen Schenau GJ. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med Sci Sports Exerc.* 1980;12(4):257–61.
- [62] Vittori C., L'allenamento del giovane corridore, *Atleticastudi*, suppl. del 1-02-1997, FIDAL, Centro studi e ricerche 1997.

- [63] Vittori C. l'allenamento delle specialità di corsa veloce per gli atleti di elite, *Atleticastudi*, Suppl. al n° 4, 2003.
- [64] Vogler AJ, Rice AJ, Gore CJ. Validity and reliability of the cortex MetaMax3B portable metabolic system. *J Sports Sci.* 2010;28:733-742.
- [65] Wank V, Frick U, Schmidtbleicher D. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *Int J Sports Med.* 1998;19: 455–61.
- [66] Williams KR. Biomechanics of running. *Exerc Sports Sci Rev.* 1985;13:389–441.
- [67] Winter DA. Calculation and interpretation of mechanical energy of movement. *Exerc Sports Sci Rev.* 1978;6:182–201.