



Università San Raffaele  
Roma

Corso di Studio in Scienze delle Attività Motorie  
Preventive e Adattate

**"Studio delle asimmetrie nell'affaticamento  
neuromuscolare, misurate mediante  
elettromiografia di superficie"**

Relatore: Prof. Augusto Fusco

Correlatori:

Dott.ssa Giulia Bongiorno

Dott. Luca Miceli

Candidata:

Di Ninno Roberta

Matricola n° 218536

Anno Accademico 2022-2023

## INDICE

-Introduzione

**-Capitolo 1:** L'elettromiografia di superficie e il concetto dell'MVIC:

1.1 Definizione e funzionamento dell'elettromiografia di superficie

1.2 Definizione del concetto dell'MVIC

1.3 Definizione di fatica mediante l'elettromiografia di superficie

1.4 Definizione di asimmetria corporea e possibile causa di infortunio negli atleti pattinatori

**-Capitolo 2:** Metodi e materiali per lo studio e l'analisi delle asimmetrie nell'affaticamento neuromuscolare

**-Capitolo 3:** Risultati

**-Capitolo 4:** Discussione e conclusioni

## INTRODUZIONE

Il pattinaggio di velocità a rotelle è una disciplina in cui l'affaticamento muscolare gioca un ruolo importante negli atleti e, dal momento che in tale disciplina si curva sempre nella stessa direzione, antioraria, lo studio delle asimmetrie muscolari riveste grande importanza. In questo lavoro si è voluto valutare se un approccio metodologicamente basato sull'energia richiesta per mantenere un muscolo in contrazione isometrica per un minuto, indicizzata sulla MVIC (massima contrazione isometrica volontaria), possa dare informazioni utili per l'allenamento degli atleti e la prevenzione degli infortuni. Il lavoro che si propone è uno studio delle asimmetrie corporee nelle manifestazioni di fatica neuromuscolare, misurate con l'elettromiografia di superficie, metodica non invasiva. Nello specifico si misurerà, con algoritmo elettromiografico bicanale dedicato, il costo energetico nel mantenere la contrazione isometrica di determinati muscoli corporei in rapporto all'energia, misurata in millivolt, sviluppata durante una contrazione isometrica massimale di alcuni secondi.

Questo consentirà di rilevare e quantificare eventuali asimmetrie nel reclutamento neuromuscolare degli arti inferiori presenti nei pattinatori di velocità e di monitorarli nel tempo, consapevoli che maggiore sarà il grado di asimmetria e maggiore sarà la possibilità di un infortunio.

## CAPITOLO 1

### L'ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE E IL CONCETTO DELL'MVIC

#### 1.1 Definizione e funzionamento dell'elettromiografia di superficie

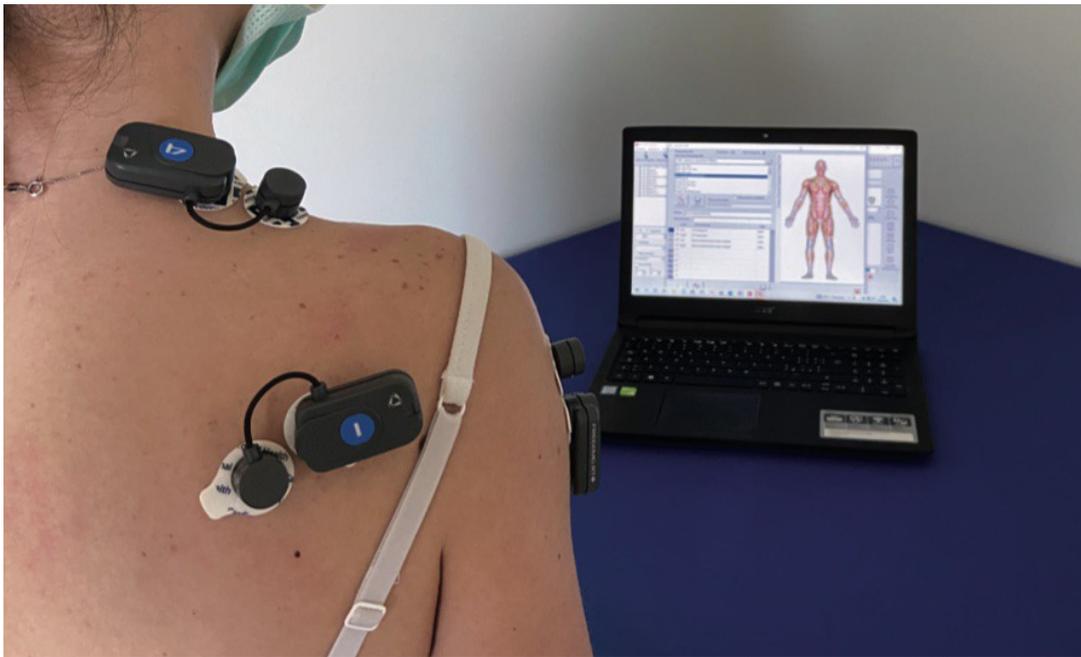
Il segnale elettromiografico prelevabile sulla superficie della cute (EMGs) è un segnale elettrico complesso, e viene anche definito con il nome di tracciato interferometrico (1). Nonostante la sua complessità, il segnale sEMG si compone di semplici unità elettriche di base rappresentate da potenziali d'azione che si originano in un punto ben preciso dalle fibre muscolari e si propagano lungo di esse determinandone la contrazione. La forma d'onda di depolarizzazione che si propaga in entrambe le direzioni lungo ciascuna fibra muscolare a partire dalla giunzione neuromuscolare prende il nome di potenziale d'azione motorio (MAP). Il segnale risultante, presente in un punto di rilevazione, nonchè la somma spazio-temporale dei singoli potenziali d'azione prodotti dalle depolarizzazioni delle fibre muscolari della stessa unità motoria, è chiamato potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP). Posizionando un rilevatore sulla superficie della cute è possibile osservare il MUAP di unità motorie prossime alla superficie della cute. Se si considerano invece le espressioni elettriche di tutti i MUAP in un punto di prelievo posizionato sulla superficie della cute, il segnale risultante che si registrerà in questo punto di osservazione, la somma spazio-temporale, di tutti i MUAP appartenenti alle unità motorie attive del muscolo in esame si chiamerà pattern interferenziale o segnale elettromiografico di superficie. Per tale motivo, acquisire, elaborare ed analizzare il segnale sEMG permette di ascoltare e comprendere la voce degli attuatori del movimento, cioè i muscoli, stimandone il loro comportamento durante il movimento stesso. Ovviamente il segnale sEMG rappresenta l'espressione elettrica del comportamento meccanico dei muscoli del corpo umano che si trovano sotto della superficie della cute. Già da molto tempo è stato sviluppato un approccio che permetta di registrare il potenziale elettrico in corrispondenza delle singole fibre dei muscoli o equivalentemente nelle unità motorie. Tale approccio viene definito elettromiografia di superficie e permette di fare una stima del comportamento dei muscoli a riposo o durante una contrazione.

L'EMGs è di particolare interesse per la medicina in quanto tale manifestazione elettrica rilevabile in superficie è la diretta rappresentazione del comportamento dei motoneuroni

del midollo spinale, dei muscoli, della loro connessione attraverso le fibre nervose e delle placche motrici, a seguito di una attivazione volontaria o riflessa.

Così come già evidenziato nei protocolli di raccomandazione europea per l'elettromiografia di superficie, la catena di registrazione che normalmente si utilizza per il segnale EMGs consiste in appropriati elettrodi, di un amplificatore ad alta impedenza di ingresso a basso rumore, da un filtro passa banda e da un campionatore ed un convertitore per la trasformazione del segnale a quello digitale.

Un elettrodo per l'EMGs può essere definito come un sensore dell'attività elettrica di un muscolo, o come un trasduttore di corrente ionica, che scorre all'interno del tessuto.



Gli elettrodi per EMGs si classificano sulla base di alcuni fattori come i materiali, la forma, le dimensioni, a seconda dell'utilizzo che bisogna farne. La prima differenza la troviamo fra gli elettrodi a secco e gli elettrodi a umido. Gli elettrodi che in assoluto si utilizzano di più per il prelievo del segnale mioelettrico sono quelli a secco realizzati in cloruro di argento (Ag-AgCl). Questi elettrodi sono particolarmente stabili e la superficie di separazione tra l'elettrodo vero e proprio è il gel che ne esibisce i livelli di rumore più bassi rispetto ad altri elettrodi metallici.

Il segnale prelevato dagli elettrodi rappresenta il segnale d'entrata di un amplificatore con opportune caratteristiche. Tra le più importanti sicuramente ci sono le caratteristiche dello studio di ingresso della catena di amplificazione che svolge un ruolo importante nell'amplificazione dei biopotenziali ed in particolare del segnale EMGs. (Van der Locht e Van der Straaten,1980, Silverman and Jenden,1971) (2-3).

Il segnale EMGs è un segnale non deterministico in quanto non è rappresentabile attraverso un' espressione matematica; esso dovrà necessariamente essere descritto in maniera differente utilizzando dei descrittori. I descrittori usati nel caso del segnale EMGs sono li RMS e l'ARV. La RMS (radice quadrata della varianza) è direttamente correlata alla sua potenza e quindi consigliata per stimare l'ampiezza del segnale EGMs, e deriva da una specifica analisi matematica del segnale grezzo ottenuto dai sensori stessi.



## 1.2 Definizione del concetto dell'MVIC

L' MVC è l'indicatore della massima contrazione volontaria muscolare, o a volte definita MVIC ovvero la massima contrazione isometrica volontaria. E' in assoluto la misura del massimo risultato possibile che l'individuo può generare di propria volontà. La contrazione isometrica è caratterizzata dalla generazione di una forza da parte del muscolo senza accorciamento dello stesso. Per capire meglio il concetto dell' MVC dobbiamo ricollegarci al concetto di normalizzazione in ampiezza del segnale elettromiografico. Per ogni muscolo, la procedura di normalizzazione si esegue dividendo il segnale acquisito durante una task motorio (ovvero il movimento esatto oggetto dell'analisi) ed elaborato per un valore estratto da un segnale acquisito durante l'esecuzione di una contrazione di riferimento. Questo valore diventa il denominatore dell'equazione di normalizzazione e prende il nome di "valore di riferimento". Tale valore può essere una contrazione volontaria isometrica, e attraverso esso sarà possibile comprendere quale percentuale di attivazione ha il muscolo durante una task rispetto alla sua capacità massimali (Allison et al., 1993,1998,Yang and Winter 1984) (4-5).

### 1.3 Definizione di fatica mediante l'elettromiografia di superficie

Facendo una premessa che tutto ciò che si dirà sulla stima della forza muscolare attraverso l'uso dell'elettromiografia di superficie riguarda esclusivamente delle acquisizioni su soggetti sani privi di patologie a carico del sistema muscolo-scheletrico e del sistema nervoso centrale e periferico ed in salute. La presenza di una patologia neuromuscolare potrebbe alterare in modo fortemente variabile e difficilmente comprensibile la relazione tra segnale elettromiografico e forza muscolare.

Tutti hanno sperimentato la sensazione di stanchezza, e la crescente difficoltà di continuare ad un determinato livello di esercizio fisico. L'affaticamento neuromuscolare è talvolta definito come "un' incapacità di un muscolo o un gruppo di muscoli di sostenere lo sforzo necessario o la forza prevista dall'esercizio o dal movimento richiesto". Questa definizione ha portato al concetto che l'insorgenza della fatica è ritardata e inizia solo dopo un periodo prolungato di esercizio fisico. Tuttavia, molte prove suggeriscono che l'inizio degli eventi fisiologici alla base della fatica, non sembrano essere sempre prontamente individuabili. Ad esempio, se, mentre un soggetto sta compiendo uno sforzo submassimale sostenuto o ripetuto, gli si chiede periodicamente di fare una massima contrazione volontaria (MVC), la forza massima che può esercitare diminuisce progressivamente col tempo. Al limite della sopportazione, ovvero il "punto della fatica", la forza richiesta (inizialmente submassimale) è diventata la migliore possibile da eseguire per il soggetto. Quindi, la resistenza nel tempo diminuisce con l'aumentare del carico imposto, ed è determinato dal tasso di declino della MVC. Quindi, per i nostri scopi, definiamo fatica neuromuscolare qualsiasi riduzione della capacità di generazione della forza del sistema neuromuscolare totale indipendentemente dalla forza richiesta in ogni singola situazione. (1)

Una prima considerazione va fatta sulla difficoltà di stimare la forza muscolare attraverso l'elettromiografia di superficie. Una possibile risposta è sicuramente formulabile se si considera che la forza non può essere misurata direttamente con tale tecnica in quanto il muscolo scheletrico, interno al nostro corpo, non può essere raggiunto con metodiche non invasive. Inoltre, la forza effettivamente generata da un muscolo è sempre combinata ad altre forze generate da muscoli appartenenti allo stesso distretto.

Una conseguente domanda che viene posta è sulla difficoltà legata alla profondità dei

muscoli e se quindi l'elettromiografia di superficie possa quantificare la forza da essi sviluppata. Il modo più semplice per studiare la relazione tra segnale EMGs-forza muscolare è di sicuro quello delle contrazioni isometriche in cui il muscolo non modifica la sua lunghezza. I primi studi e testi vengono segnalati da Inman e colleghi (1952), da Bigland e Lippold (1954), Komi and Buskirk (1972), Vredenburg and Rau (1973), De Luca (1997), Linnamo et al. 2006. (6-10)

Un altro fattore che sicuramente influenza la relazione EMGs-forza muscolare è il fenomeno della fatica muscolare. La fatica muscolare implica una lenta e costante riduzione della capacità di generare forza con conseguente perdita della capacità contrattile a parità di livello di ampiezza del segnale EMGs.

L'affaticamento muscolare è il risultato di una serie di meccanismi metabolici, strutturali ed energetici che vengono modificati principalmente da una carenza di ossigeno e di sostanze nutritive, entrambi messi a disposizione alla cellula muscolare attraverso la circolazione sanguigna. Quando le contrazioni muscolari sono intense o quando sono sostenute nel corso del tempo si ha la produzione di acido lattico, la riduzione del valore del pH intracellulare ed una alterazione dell'attività degli enzimi nei processi metabolici. Tutto questo implica una riduzione della velocità di conduzione del potenziale lungo la fibra muscolare (Brody et al. 1991) (11). L'origine di tale riduzione legata alla formazione di acido lattico dipende dal livello di forza richiesto e dal tipo di contrazione, poichè la quantità di flusso di sangue, che influisce sulla velocità con cui l'acido lattico viene rimosso, risulta ridotta nelle contrazioni statiche. Quando l'intensità della contrazione diventa troppo alta, il flusso sanguigno si interrompe ed il muscolo diventa ischemico, evento chiave nel processo di generazione della fatica muscolare (Merletti et al. 1984) (12). Ora bisogna rispondere alla domanda di come è possibile misurare l'affaticamento muscolare. Se si attribuisce all'affaticamento muscolare il significato di progressiva diminuzione della capacità del muscolo di generare forza, il modo più semplice per determinarne l'insorgenza è quello di misurare la quantità di tempo durante il quale il muscolo è in grado di mantenere un determinato livello di contrazione isometrica (Cifrek, 2009, Merletti 2004) (13-14). Se si vuole valutare il processo di affaticamento del muscolo utilizzando il segnale EMGs si parla di "manifestazione mioelettrica della fatica muscolare". La fatica si manifesta attraverso il segnale EMGs attraverso la riduzione della velocità di conduzione. Infatti man mano che la velocità di conduzione diminuisce nel tempo si può osservare una diminuzione della frequenza media (MNF) e di quella mediana (MDF) dello spettro di potenza ed un

contestuale incremento delle variabili di ampiezza RMS.

Se si rappresentano gli andamenti di MNF/MDF/RMS in funzione del tempo si ottengono quelli che vengono definiti "fatigue plots" ovvero gli andamenti per comprendere le modalità di affaticamento del muscolo. Attraverso i "fatigue index", ovvero indicizzando tali valori sull' MVIC, è possibile assegnare un numero per quantificare l'affaticamento a seguito di un certo tipo di contrazione isometrica.

La prova dell'affaticamento derivata da contrazioni volontarie massime sostenute (MVC) eseguite da soggetti ben motivati, la riduzione in vigore alle capacità di generazione, non deve essere dovuta ad un declino del sistema nervoso centrale (SNC) o alla mancata trasmissione neuromuscolare, ma deve essere attribuito esclusivamente al cedimento contrattile dei muscoli coinvolti. Tuttavia, nonostante questa premessa, sia l'elettromiogramma integrato (EMG) che la frequenza media di scarica delle singole unità motorie diminuiscono progressivamente durante un MVC sostenuto.

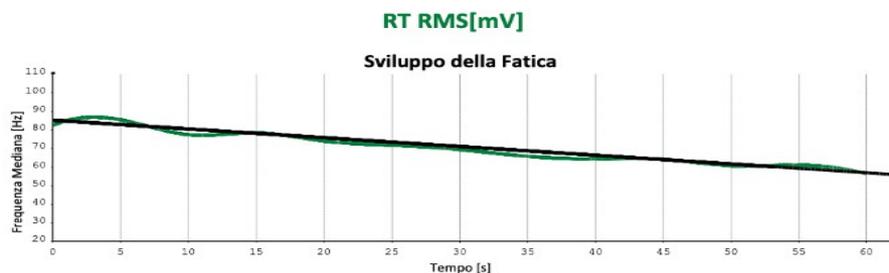
## ANALISI DELLA FATICA MUSCOLARE

COGNOME: BONGIORNO

DATA di NASCITA: 28/7/1992

NOME: GIULIA

DATA SESSIONE: 24/3/2023



Pendenza retta di regressione (°):

**-.3**

Energia muscolare in mantenimento isometrico (% RMS/MVC):

**67.7**



Pendenza retta di regressione (°):

**-.3**

Energia muscolare in mantenimento isometrico (% RMS/MVC):

**59.7**

#### 1.4 Definizione di asimmetria corporea e causa di infortunio negli atleti pattinatori

L'asimmetria muscolare, specialmente negli atleti professionisti, aumenta il rischio di infortuni, come sottolineato da vari autori. E' stata studiata nel corso del tempo l'asimmetria dei muscoli nei giocatori di calcio, nei giocatori di basket e persone con dolori alla colonna vertebrale.(15) L'elettromiografia di superficie è considerata affidabile e uno strumento credibile per valutare le manifestazioni mioelettriche post-sforzo di affaticamento muscolare. In questo tipo di analisi, i parametri più utilizzati del segnale elettromiografico sono i cambiamenti nell'ambito dell'ampiezza e nella media o frequenza mediana dello spettro di capacità totale. In qualche studio tuttavia lo sforzo fisico non ha diminuito il segnale sEMG della frequenza mediana. Ci sono stati diversi studi prima di quello proposto che andavano ad indagare l'asimmetria corporea per la prevenzione degli infortuni e per un miglioramento della forma e performance fisica. Molti autori hanno utilizzato il test di Biering-Sorensen (16-17) per esaminare una manifestazione mioelettrica del livello di affaticamento e determinare le differenze nel lavoro muscolare dei muscoli simmetrici nei muscoli glutei. L'asimmetria dei muscoli del grande gluteo è stata descritto in letteratura più spesso nei contesti di deambulazione e posizioni isolate. In breve, le ricerche precedenti si sono occupate del solo lavoro muscolare ad un arto o con asimmetria nelle manifestazioni mioelettriche di affaticamento dei muscoli durante il pattinaggio. Felser et al (18) ha studiato sia atleti che pattinano in linea retta che in curva. L'attivazione neuromuscolare era più alta nella gamba destra, mentre con la riduzione della velocità di pattinaggio è stata osservata una diminuzione dell'attività neuromuscolare, ma solo quando si pattinava in linea retta. Questo indica che la gamba destra presenta un'attività più alta durante il pattinaggio in curva. Studiando gli atleti che pattinano in linea retta e in curva durante i giri successivi, gli autori hanno trovato una notevole asimmetria nell'apporto di ossigeno alle due gambe. Gli autori non hanno riportato effetti da questa asimmetria, ma hanno offerto suggerimenti per la loro stessa formazione. Allo stato attuale, la letteratura del fenomeno esaminato contiene analisi di manifestazioni muscolari mioelettrici di affaticamento misurati in vari modi. Metodi non invasivi che determinano delle manifestazioni mioelettriche con dei parametri di affaticamento che includono anche l'elettromiografia di superficie (sEMG). L'analisi della frequenza del segnale sEMG dello spettro di potenza fornisce informazioni utili sulle manifestazioni mioelettriche muscolari locali della fatica. L'idea alla base di questo studio è stata avviata dagli allenatori della nazionale polacca, preoccupata per l'asimmetria dei pattinatori e il

conseguente aumento del rischio infortuni. Gli allenatori cerchino di concentrarsi il più possibile sul lavoro simmetrico e sottolineino che l'allenamento sul ghiaccio rappresenta circa il 60% del volume di allenamento. (22) Poiché il livello di asimmetria varia da atleta ad atleta, gli allenatori sottolineano l'importanza dell'allenamento personalizzato, che li aiuterebbe a migliorare l'asimmetria muscolare in modo ottimale. L'ipotesi principale della ricerca è che l'allenamento intensivo short track (ovvero delle gare su pista breve, normalmente di 111 metri di lunghezza) porti all'asimmetria dei muscoli del grande gluteo e forse di altri ancora. (15)

Le asimmetrie corporee sono definite quando, gli arti inferiori, in questo caso si comportano biomeccanicamente e funzionalmente in non modo identico o sovrapponibile. La lateralizzazione, però, condiziona la simmetria tra i due arti inferiori. Essa viene definita come "quel processo naturale che determina la dominanza di un arto, superiore od inferiore, a sfavore del controlaterale". L'asimmetria bilaterale, definita come una mancanza di perfetto comportamento funzionale e biomeccanico tra gli arti inferiori è stata osservata, molto spesso, durante la deambulazione in modalità cinematica e attraverso dati elettromiografici. In molti sport è emersa una certa asimmetria nel comportamento neuromuscolare dell'atleta e nel differente utilizzo degli arti inferiori per soddisfare la gestualità specifica della disciplina. (17)

I deficit di forza tra muscoli agonisti ed antagonisti così come le differenze di forza tra gli arti inferiori vengono comunemente definiti come asimmetrie funzionali ed inoltre, nel pattinaggio di velocità a rotelle, le asimmetrie di forza sono state collegate con potenziali lesioni agli arti inferiori, proprio perché la forza muscolare è fondamentale per le prestazioni e per la prevenzione delle lesioni.

Nel pattinaggio, di conseguenza, la maggior parte degli atleti durante il gesto tecnico sportivo della curva, utilizzano le gambe in maniera differenziata destra-sinistra (incrocio) e possono sviluppare, a lungo andare, una notevole asimmetria bilaterale a causa del sovraccarico costante sull'arto dominante. I deficit di forza tra agonisti ed antagonisti così come le differenze di forza tra gli arti inferiori vengono comunemente definiti come asimmetrie funzionali. I costi energetici aumentano in maniera direttamente proporzionale all'aumentare dell'asimmetria degli arti.

In campo internazionale è ormai noto che "l'imbalance" (squilibrio muscolare di vario tipo) costituisce un fattore di rischio nell'insorgenza di infortuni, più o meno gravi, agli arti inferiori. (19)

## CAPITOLO 2

### METODI E MATERIALI PER LO STUDIO E L'ANALISI DELLE ASIMMETRIE NELL'AFFATICAMENTO NEUROMUSCOLARE

I soggetti presi in analisi sono tre atlete (destrorse, due di 13 anni e una di 30), donne di altezza media di 155 cm + 2 cm e con peso medio di 45 + 2 kg che praticano pattinaggio di velocità di cui una già campionessa del mondo nella disciplina in oggetto (atleta d'élite), oltre ad un neofita senior (maschio di 49 anni, 180 cm per 75 kg, mancino). Tutti i soggetti non si sono allenate nelle 48 ore antecedenti ai test eseguiti e si presentavano in buona forma fisica. Il test di attività bioelettrica è stato condotto sul muscolo grande gluteo, sia destro che sinistro, sul vasto laterale sia destro che sinistro (entrambi importanti nella propulsione della corsa nel pattinaggio su strada), sui muscoli tibiali anteriori, soleo, medio gluteo, adduttore, retto femorale, deltoide anteriore, retto dell'addome, bicipite femorale utilizzando un elettromiografo a frequenza di campionamento di 1000 Hz (Freemg 1000, BTS engineering, Garbagnate Milanese, Italia) e un algoritmo di analisi post acquisizione dedicato (EMG analyzer, BTS engineering, Garbagnate Milanese, Itali. Tale raccolta dati è stata eseguita in un momento iniziale (basale) e dopo sei mesi di allenamento dei soggetti.

La scelta dei muscoli oggetto dello studio è stata motivata dal fatto che otto di essi sono quelli coinvolti nella dinamica del pattinaggio e potenzialmente passibili di sviluppare asimmetrie con l'allenamento, il retto dell'addome non dovrebbe presentare tale fenomeno e il deltoide anteriore non viene coinvolto nel pattinaggio per cui eventuali asimmetrie ci aspettiamo siano dovute al fatto che il soggetto sia mancino o destrorso in assenza di allenamenti specifici differenziati per i due arti superiori.

Prima del test, l'attacco del sito dell'elettrodo è stato rasato e pulito con un tampone imbevuto di alcol per ridurre al minimo impedenza cutanea. Gli elettrodi pregelificati bipolari (Ag/AgCl) avevano un diametro di 10 mm e la distanza tra il centro degli elettrodi era di 2 cm. Gli elettrodi di superficie sono stati posizionati sul ventre del muscolo tra il punto di movimento e il tendine d'inserzione, lungo l'asse longitudinale mediano del muscolo, secondo la metodologia SENIAM (19).

Protocollo di studio: per ogni valutazione muscolare è stata necessaria una fase di massima contrazione isometrica per ottenere il valore MVIC (della durata di 5 secondi

circa) di riferimento; successivamente si è registrato il valore RMS (root mean square) durante una contrazione isometrica al 20% di MVIC, mantenuta per 60 s, con la metodica già utilizzata in precedenti esperienze dal gruppo di Bongiorno et al (21). I valori ottenuti sono stati espressi come % media RMS/MVIC. È stato quindi ottenuto un valore %RMS/MVIC per ciascuno dei dieci muscoli indagati. (22)

I segnali EMG sono stati elaborati in un valore quadratico medio (RMS) con una finestra di 50 ms. E' stato usato un filtro passa banda da 20–450 Hz. L'elaborazione del segnale e l'analisi EMG sono state eseguite utilizzando software di analisi dedicato (Emg analyzer, BTS bioengineering, Garbagnate Milanese, Italia).



## CAPITOLO 3

### RISULTATI

I risultati ci dicono se tra una valutazione basale, seguita da un periodo di condizionamento motorio specifico alla disciplina, ed un controllo post, avvenuto sei mesi dopo il basale, si evidenzia un assottigliamento nelle differenze prestazionali e asimmetriche tra l'atleta d'élite, le due cadette prese in esame e il neofita.

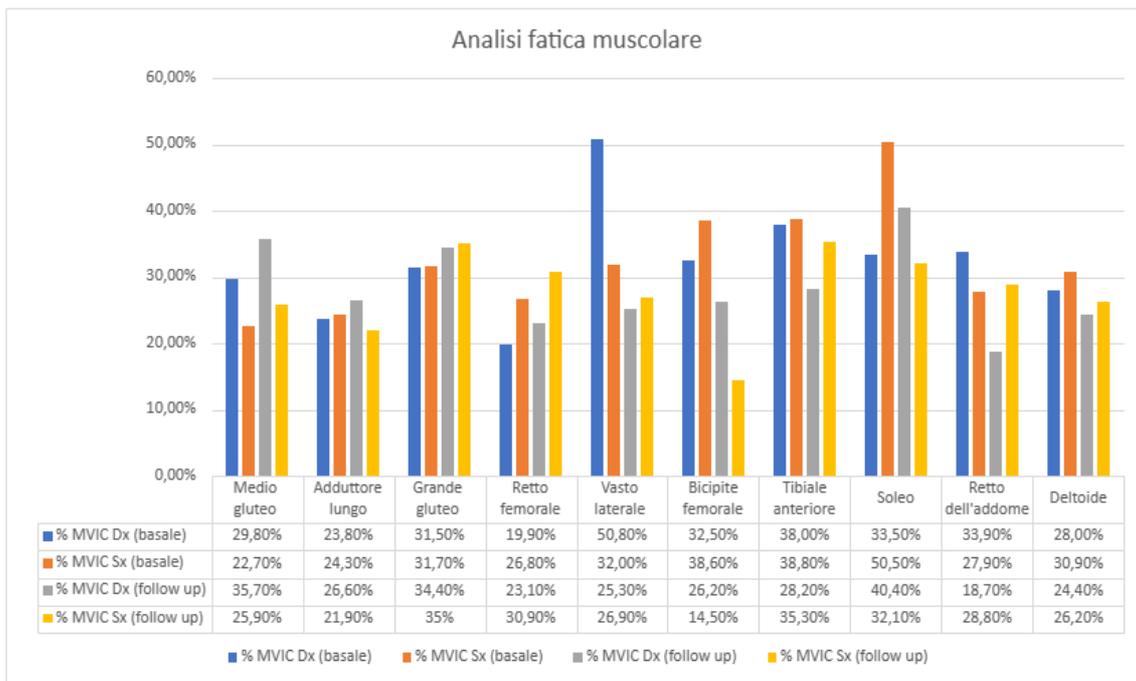
Viene evidenziato lo stato asimmetrico tra i dieci distretti indagati, per monitorare lo stato di affaticamento muscolare e l'incremento della resistenza considerando un'analisi basale e un follow up, monitorando quanto una possibile asimmetria possa incidere in termini sia condizionali che preventivi. I dati vengono messi a confronto non solo tra lo stesso soggetto al tempo 0 e a seguito dei sei mesi di condizionamento, ma anche tra i soggetti reclutati per lo studio, in maniera da osservare come ci possano essere differenze tra i soggetti e quanto i valori in termini percentuali subiscono mutamenti nel tempo.

Acquisizioni basali (tempo 0) e follow up (6 mesi) fatica atleta d'élite

L'analisi mette in relazione lo stato di asimmetria nel modello prestazionale tra i due lati di spinta, considerando i principali distretti agonisti del movimento di pattinata e quelli che subiscono un sovraccarico maggiore durante l'intero ciclo (gluteo medio, adduttore, grande gluteo, retto femorale, vasto laterale, bicipite femorale, tibiale anteriore, soleo e retto addominale).

Da considerare di notevole importanza, è il confronto per il retto addominale poiché visto l'assetto flessorio forzato del busto durante l'intera pattinata, viene fortemente sollecitato in isometrica, in quanto la sua azione statica permette all'intero corpo di coordinare in maniera funzionale ogni singolo movimento. Altra considerazione viene posta per il deltoide anteriore che permette di monitorare lo stato di asimmetria presente tra gli emisomi superiori, utile in altre discipline sportive. Queste indicazioni risultano essere fondamentali per prevenire esiti cronici arrestando così la libertà sportiva dell'atleta. A tal punto l'analisi delle differenze tra gli emisomi a partire dalla valutazione dello stato di affaticamento risulta essere un dato fondamentale per

contrastare esiti cronici di stress muscolo-scheletrici.



Dati alla mano si mette a confronto le valutazioni basali con quelle del follow up permettendo di evidenziare l'andamento nei sei mesi di condizionamento, in particolare modo se e quanto i valori di asimmetria sono variati. Soffermandoci sul deltoide anteriore, possiamo evidenziare un indice di asimmetria pari al 9,39%, con un indice di picco maggiore sul distretto di sinistra. Confrontandolo con il follow up possiamo evidenziare come il dato asimmetrico si sia assottigliato tra le due valutazioni temporali, presentando una percentuale di asimmetria pari al 6,87%, inferiore rispetto al basale.

Mettendo a confronto gli altri distretti possiamo evidenziare come per il medio gluteo l'analisi basale presenti una percentuale di asimmetria del 23,83%, confrontata con il follow up al 27,45% indicando come sia l'emilato di sinistra che di destra abbiano subito degli incrementi a discapito di una minore capacità di resistenza muscolare (maggiormente evidente nel destro).

L'adduttore presenta un valore asimmetrico del 2,06% nella valutazione basale, ad indicarci come in questo distretto i due emilati siano simmetrici. Nella valutazione del follow up l'asimmetria risulta più evidente, del 17,67% ad indicarci come il condizionamento abbia permesso al distretto di sinistra di aumentare la resistenza muscolare, contrariamente al destro che presenta valori di rialzo.

Per il grande gluteo si osservano valori pressoché simili di simmetria sia nel basale (0,63%) che nel follow up (1,71%), confermandoci come il condizionamento in tale distretto abbia permesso di mantenere quasi un plateau, con un leggero incremento sia nel lato di destra che nel sinistro.

Il retto femorale nelle acquisizioni basali presenta uno stato di asimmetria del 25,75%, nel follow up tale percentuale rimane costante al 25,24% indicandoci come il condizionamento non abbia portato ad incrementi nello stato di resistenza muscolare, utile in termine preventivo in quanto punto su cui lavorare. L'analisi ci indica come però sia nel destro che nel sinistro, nonostante la percentuale di asimmetria rimanga costante, i valori di picco risultano essere rialzati, confermando come entrambi i distretti abbiano subito un calo condizionale nella capacità di resistenza muscolare.

Al contrario, per il vasto laterale i valori tra basale e follow up hanno subito un decremento nel tempo, con valori percentuali di asimmetria basali al 37% e al follow up del 5,95%. Notiamo come il grosso calo nel picco percentuale registrato nel destro, tra la valutazione basale e il follow up, faccia mutare in maniera marcata anche la percentuale di asimmetria molto meno evidente e rischiosa, in termini lesivi, nel follow up.

Mettendo a confronto il bicipite femorale si evidenziano percentuali pari al 10,62% al basale e del 44,66 % al follow up, mettendo in luce come sia per il sinistro che per il destro i valori di resistenza muscolare siano migliorati (dati dall'abbassamento del picco percentuale registrato) ma alterandone le asimmetrie in quanto il grosso calo registrato nell'emilato di sinistra rispetto al destro ha ricreato una dismetria tra i due arti. Questo può dare indicazioni al preparatore fisico sul possibile rischio lesivo a cui il lato di destra può andare in contro nel corso della stagione se non correttamente condizionato.

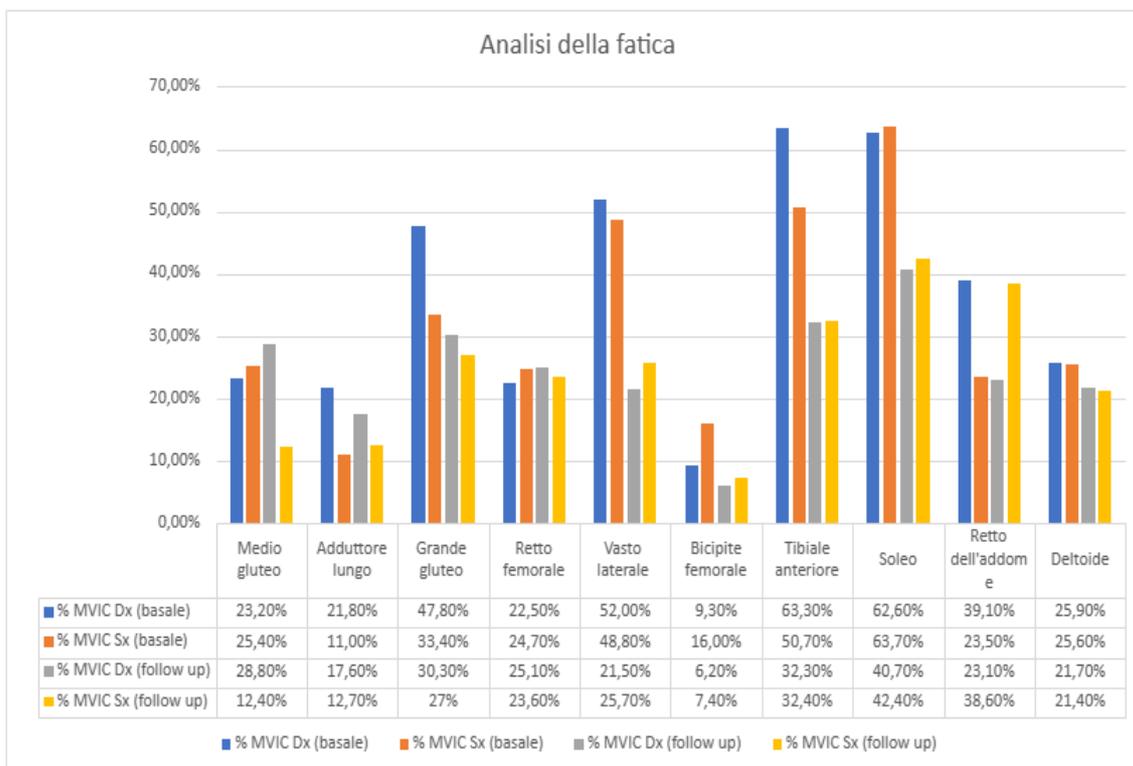
Il tibiale anteriore presenta basalmente una simmetria, con valori percentuali di differenza del 2,06% (trascurabile), contrariamente nel follow up tale percentuale si innalza al 20,11% nonostante sia il lato di destra (maggiore) che di sinistra subiscano un incremento nel condizionamento della resistenza muscolare. Questo ci indica come il condizionamento abbia portato all'incremento fisico ma a discapito di una maggiore asimmetria, da tenere in considerazione durante l'intero anno agonistico per non indurre l'atleta a rischi eccessivi di lesione muscolare.

Concentrando l'attenzione sul soleo il valore percentuale basale (33,67%) risulta maggiore rispetto al follow up (20,54%) tenendo in considerazione però come a destra vi sia un rialzo nel picco percentuale di MVIC contrariamente al lato di sinistra.

Concludendo sul retto addominale, tra la valutazione basale e il follow up, si può osservare come a destra si presentino incrementi nella condizione di resistenza muscolare, concetto non traslabile per l'arto di sinistra in cui si monitora un leggero incremento. I valori percentuali basali risultano però essere meno marcati nel basale (17,70%) rispetto al follow up (35,07%) questo dato dall'importante decremento nel

picco di MVIC % rilevato nel distretto di destra, causa principale dell'asimmetria che si viene a creare. Ulteriore considerazione sul possibile rischio lesione a cui l'atleta può andare in contro nonostante gli incrementi condizionali. Questo deve porre la grossa attenzione sulla preparazione fisica dell'atleta in quanto una disciplina prettamente asimmetrica crea delle dismetrie tra i due emisomi, ricreando nel tempo possibili rischi lesivi su cui il preparatore fisico deve focalizzare l'attenzione per evitare l'arresto forzato del proprio assistito.

### Cadetta 1 basale e follow up



Dall'analisi emersa nella cadetta 1 le prime riflessioni vengono poste sullo stato di asimmetria muscolare. Considerando la cadetta ancora non nello stato di maturità sia morfologica che fisiologica-condizionale, in piena entrata nelle fasi sensibili di crescita (proceritas secunda – turgor tertius), risulta fondamentale intercettare lo stato asimmetrico, per mettere in atto accorgimenti motori che non causino l'incremento di questa differenza.

Questo permette di evidenziare come le principali asimmetrie in termini di differenza percentuale ricadano sui distretti dell'adduttore lungo (differenza percentuale 49,54%), grande gluteo (30,13%), bicipite femorale (41,88%), tibiale anteriore (24,67%) e retto dell'addome (39,90%). Questo valore risulta essere di notevole rilievo per quanto già

affermato precedentemente sullo stato di asimmetria e il possibile rischio di lesione, in particolare su giovani atlete il cui valore asimmetrico potrebbe essere fisiologico per immaturità morfo-strutturali. Da notare come dei distretti appena citati le differenze siano molto marcate, in quanto per l'adduttore lungo, il grande gluteo, il tibiale anteriore e il retto addominale la minor capacità di resistenza muscolare ricada sul lato di destra, contrariamente al bicipite femorale che presenta il dato opposto, con maggior resistenza sull'emisoma di destra. Come visto precedentemente nell'analisi del modello prestazionale si conferma che molti distretti presentino una maggior capacità di resistenza nel lato di sinistra, dove tra i due campioni si possono presentare delle similitudini nei sincronismi dei distretti maggiormente resistenti (medio gluteo, adduttore lungo, vasto laterale e retto addominale). Questo per affermarci quanto visto nel modello prestazionale, in cui l'asimmetria indotta dalla disciplina a causa dell'andamento in senso antiorario, determina una maggior capacità di stabilizzazione, nel lato sinistro, quindi di una più marcata capacità resistiva muscolare, permettendo al destro di ottimizzare la fase di spinta propulsiva.

Fissando l'attenzione sulle minime asimmetrie che i dati ci presentano, il medio gluteo (differenza percentuale 8,66 %), il retto femorale (8,9%), il vasto laterale (6,15%) e il soleo (1,73%) presentano valori di differenza percentuali non significativi, ma di importanza rilevante in termini preventivi. Prendendo in esame il deltoide anteriore che funge da perno nell'analisi dell'asimmetria sull'arto superiore, si può affermare come ci siano minime asimmetrie tra i due distretti, pari al 1,16 % nelle acquisizioni basali.

Considerando ora le differenze tra i valori basali e i follow up, sullo stesso lato, possiamo notare come l'adduttore lungo, il grande gluteo, il vasto laterale, il bicipite femorale, il tibiale anteriore e il soleo presentino valori di incremento della capacità di resistenza sia nel lato di sinistra che di destra (grafico 2). Mentre per il retto addominale l'incremento della resistenza avviene solamente nel lato di destra, presentando nel sinistro un decremento condizionale in termini di resistenza. Questa osservazione è stata vista anche nella valutazione dei dati dell'atleta d'élite (grafico 1).

Per il medio gluteo il valore di destra risulta più marcato nel follow up, contrariamente nel sinistro che si presenta un decremento del valore percentuale e quindi incremento dello stato di resistenza muscolare. Il retto femorale presenta nei propri valori una linearità e omogeneità quasi perfetta, con leggero rialzo nella percentuale di fatica sul lato di destra e un leggero abbassamento sul lato di sinistra. Mentre il deltoide anteriore presenta valori meno marcati di picco percentuale, a favore dell'incremento della resistenza muscolare sia nell'emisoma di destra che nell'emisoma di sinistra. Possiamo

concludere osservando come nei valori di follow up le percentuali di asimmetria presentino delle differenze, in quanto, per il medio gluteo si ottiene una percentuale del 56,94%, per l'adduttore lungo del 27,84%, per il grande gluteo del 10,89%, per il retto femorale del 5,98% (tutti e quattro i distretti a favore del sinistro), per il vasto laterale del 16,34%, per il bicipite femorale del 16,21%, per il soleo del 4,01% e per il retto addominale del 40,16% (tutti e quattro i distretti a favore del destro), per il tibiale anteriore del 0,6% (simmetrico) e del 1,38% nel deltoide anteriore (leggermente in rialzo rispetto all'acquisizione basale, data da un maggiore decremento percentuale osservato nell'emilato di sinistra).

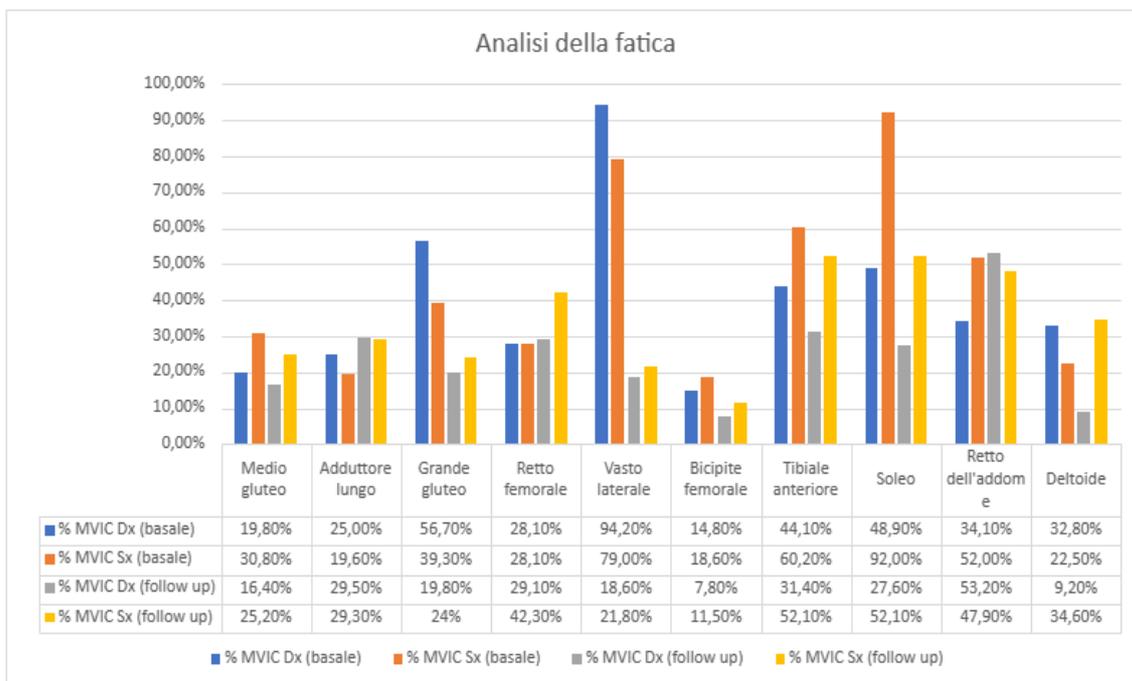
Il confronto diretto con il modello prestazionale permette di evidenziare come si riscontrino delle similitudini nei distretti con un maggiore livello di resistenza muscolare. In particolare, si trovano coerenze per quanto riguarda il medio gluteo. Sembra infatti che per entrambi i soggetti, il sinistro sia l'emisoma con maggiori capacità di resistenza muscolare. Altra considerazione viene posta sull'adduttore in quanto anche in questo caso il sinistro presenta le stesse potenzialità espresse precedentemente. Per l'adduttore lungo si pone qualche accortezza in più, in quanto essendo il principale distretto suscettibile a rischi lesivi un'eccessiva asimmetria può incrementare tale rischio portando l'atleta all'arresto forzato. Nel confronto tra il modello e la cadetta 1 si può osservare come per entrambe ci sia una differenza tra i due lati non eccessivamente marcata. Ma quello che risulta di fondamentale importanza è come il valore tra il tempo 0 e la valutazione di controllo, nella cadetta 1, faccia emergere un abbassamento drastico del valore percentuale di asimmetria. Altre similitudini si possono riscontrare nel vasto laterale e nel retto addominale dove per entrambi i muscoli il distretto di maggiore resistenza viene registrato sul lato di destra.

Delle discordanze, però, si possono osservare in un altro distretto fondamentale all'avanzamento, il grande gluteo, in quanto mentre l'atleta d'élite presenta una quasi perfetta simmetria (più a favore del destro che risulta maggiormente resistente), la cadetta 1 registra valori più spiccati nell'emilato di destra, dando la conferma come nel sinistro sia meno resistente per cui contrario al modello prestazionale. Questa discordanza tra l'atleta d'élite e la cadetta 1 ci indica come, quest'ultima, dovrebbe incrementare il condizionamento muscolare sull'emisoma di sinistra in maniera tale da riequilibrare questa asimmetria, favorendo in entrambi i lati uno stato condizionale più omogeneo e funzionale, senza l'eccessivo carico su uno dei due distretti.

Tutti questi valori risultano fondamentali per monitorare come la fase di condizionamento motorio specifico abbia influenzato i singoli distretti sia in ascesa che

in discesa percentuale e di conseguenza sulla capacità di resistenza muscolare, fondamentale da valutare in tutte quelle discipline dove primeggia un pattern asimmetrico.

### Cadetta 2 basale e follow up



Analizzando i valori della cadetta 2, notiamo immediatamente come per l'adduttore lungo (percentuale asimmetrica 21,6%), il grande gluteo (30,69%), il vasto laterale (16,14%) e il deltoide anteriore (31,40%) nelle acquisizioni basali ci sia una maggiore capacità resistiva nell'emisoma di sinistra. L'analisi sul medio gluteo (35,71%), bicipite femorale (20,43%), tibiale anteriore (26,74%), soleo (46,85%) e retto addominale (34,43%) inducono come l'emisoma di destra presenti la maggiore capacità di resistenza mentre il retto femorale presenta un perfetto sincronismo.

Facendo subito il confronto nelle valutazioni basali con quelle di follow up, unilaterali, si può notare che il medio gluteo, il grande gluteo, il vasto laterale, il bicipite femorale, il tibiale anteriore e il soleo presentano notevoli valori di decremento tra pre e post riguardanti sia il lato di destra che di sinistra, coerente anche con quanto presentato per la cadetta 1, permettendo a tali distretti maggiori efficienze in termini di resistenza muscolari. Questo confronto permette di stabilire come l'attività specifica alla disciplina aiuti entrambi i distretti ad incrementare il proprio condizionamento in termini di resistenza. Per l'adduttore lungo, per il retto femorale il distretto di destra presenta valori di incremento, determinando su di esso indici di minore resistenza muscolare. Del

versante opposto è l'analisi sul deltoide anteriore in cui l'emisoma di destra presenta un incremento condizionale in termini di resistenza (si abbassa l'indice percentuale registrato) tra il basale e il follow up, mentre per il sinistro si conferma il dato opposto in cui il valore basale presenta picchi percentuali meno marcati rispetto al follow up. Questo valore causa una netta differenza in termini asimmetrici tra i due lati corporei (basale 31,40% contro follow up 73,41%), suggerendo che possa essere un indicatore diretto di possibile quadro lesivo all'apparato locomotorio attivo e passivo.

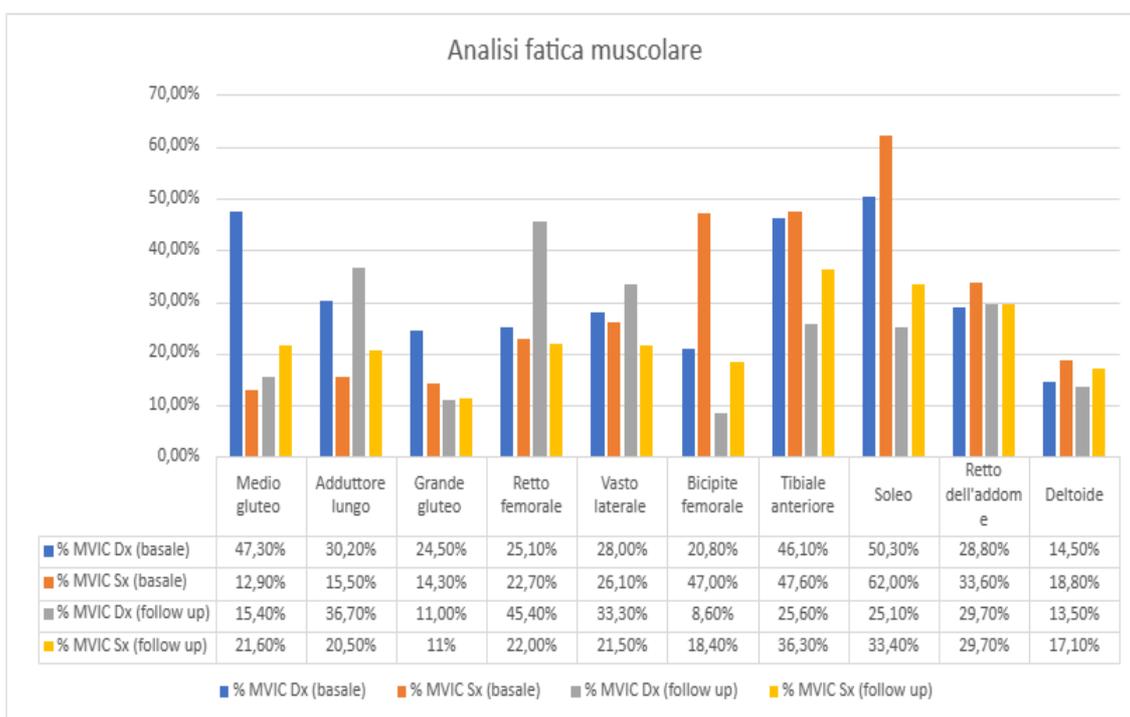
Analizzando il retto addominale possiamo evidenziare come il lato di destra presenti un abbassamento del condizionamento, contrariamente al dato di sinistra in cui il distretto sembra evidenziare resistenze muscolari più marcate. Guardando i grafici delle due cadette nei confronti di destra e di sinistra tra valori al tempo 0 e follow up possiamo evidenziare come ci siano delle similitudini non nelle percentuali ma nello stato di capacità di resistenza muscolare (esempio per il grande gluteo, retto femorale, vasto laterale, bicipite femorale, tibiale anteriore, soleo).

L'analisi si conclude mettendo in rapporto le percentuali di asimmetria nelle valutazioni relative al follow up. I dati mettono in evidenza che il medio gluteo (differenza percentuale 34,92%), il grande gluteo (17,5%), il retto femorale (31,21%), il vasto laterale (14,68%), il bicipite femorale (32,17%) e il tibiale anteriore (39,63%) presentano degli incrementi in termini condizionali a favore del lato di destra. Contrariamente per il retto dell'addome che presenta il valore opposto con un'asimmetria del 9,96%.

Per l'adduttore e il soleo le differenze sono minimali in termini asimmetrici, a favore comunque destro per il soleo (1,43%) e sinistro per l'adduttore (0,68%).

Al confronto diretto con il modello prestazionale possiamo evidenziare come il retto femorale, il vasto laterale e il tibiale anteriore siano i distretti con le principali congruenze in termini di distretto reattivo all'incremento condizionale della resistenza muscolare mentre risulta nettamente dismetrico il rapporto con il deltoide anteriore, in cui la cadetta presenta valori percentuali nettamente più marcati.

## Neofita basale e follow up



Concludendo i risultati possiamo mettere a confronto i dati relativi all'analisi della fatica muscolare del neofita.

I primi valori analizzati ricadono sul confronto tra i valori di destra e sinistra nelle acquisizioni basali considerando le relative percentuali di asimmetria. Questo permette di mettere alla luce il fatto che il medio gluteo (percentuale asimmetrica 72,73%), l'adduttore lungo (48,68%), il grande gluteo (41,63%), il retto femorale (9,56%) e il vasto laterale (6,79%) presentano rilievi più marcati sul lato di destra considerando il sinistro come maggiormente resistente. Considerazione opposta per il bicipite femorale (55,74%), per il tibiale anteriore (3,15%), per il soleo (18,87%), per il retto addominale (14,29%) in cui la maggior capacità resistiva muscolare ricade sul lato di destra. Uguale considerazione prendendo in esame i rilievi acquisiti sul deltoide, in quanto si può evidenziare come tra di destra e di sinistra sia presente un'asimmetria del 22,87 % con valori più marcati nel sinistro, indicandoci come l'emilato di destra sia più resistente.

Confrontando ora i valori tra basale e follow up relative alle unilateralità (destro contro destro e sinistro contro sinistro) si osserva come per il grande gluteo, per il bicipite femorale per il tibiale anteriore, per il soleo e il deltoide anteriore i valori di confronto presentino delle riduzioni delle percentuali sia nell'emisoma di destra che di sinistra, mettendo in luce come le resistenze a seguito del condizionamento in questi distretti sia incrementato rispetto al basale. Per il medio gluteo si osserva un decremento nel lato di destra (incremento della resistenza), visione opposta per il sinistro (decremento della

resistenza). Per il retto femorale risulta essere esattamente il contrario in cui si presenta un forte incremento nei valori di destra e un leggero abbassamento in quelli di sinistra. Il medio gluteo presenta un rialzo nel lato di sinistra mentre un ribasso in quello di destra. L'adduttore lungo presenta rialzi in entrambi i lati, evidenziando come i valori di resistenza in tale distretto siano assenti. Per il vasto laterale è presente un incremento percentuale nel destro (minor resistenza), mentre nel sinistro si ha l'evidenza opposta. Terminando, il retto addominale presenta un rialzo nel destro ed un abbassamento nel sinistro contrario rispetto al modello prestazionale, ma simile alla cadetta 2.

È importante considerare come tra il basale e il follow up i maggiori incrementi in termini di resistenza ricadano maggiormente sul distretto di sinistra (8 su 10 per il sinistro e 6 su 10 per il destro). Questo può essere dato dal fatto che nel neofita contrariamente agli altri campionati di analisi predomina l'arto di sinistro, essendo mancino, incrementando lo stato di condizionamento dato dal fatto che essendo neofita l'incremento condizionale muscolare può essere maggiore durante le prime fasi di allenamento.

Ultima analisi relativa ai risultati viene fatta considerando i valori percentuali e se sono presenti variazioni nei livelli di resistenza muscolare tra il tempo 0 e l'analisi di controllo dei singoli distretti, monitorandone anche le eventuali asimmetrie.

Prendendo in considerazione l'incremento delle resistenze sul lato di destra (valore percentuale meno marcato) possiamo evidenziare il distretto del medio gluteo (percentuale asimmetrica 28,70%), del bicipite femorale (53,26%), del tibiale anteriore (29,48%), del soleo (24,85%) e del deltoide anteriore (21,05%). Dati contrari riguardano invece l'adduttore lungo (44,14%), il retto femorale (92,13%) e il vasto laterale (35,44%).

Mentre parametri di simmetria ricadono sul grande gluteo e sul retto addominale.

Notiamo come il trend grafico basale-follow up tra i due lati evidenzia come per la maggior parte dei distretti sia rimasto uniforme (esempio: adduttore lungo conferma alti indici percentuali su destro e sul sinistro sia nel basale che nel controllo), senza un cambio di orientamento sul carico distrettuale, ma per alcuni distretti si possono comunque evidenziare livelli percentuali meno marcati a seguito dei mesi di preparazione atletica. Questo ad indicarci come l'attività sia servita da un punto di vista condizionale ma non sufficiente, in termini di tempo, per condizionare al massimo il neofita.

## CAPITOLO 4

### DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

La coscienza del mondo sportivo sta facendo sempre più riferimento alla tecnologia per monitorare i propri atleti a 360°. Questa nuova frontiera di studio ha permesso di incrementare non solo tutti i parametri di riferimento condizionale degli ultimi decenni, ma anche di monitorare lo stato di salute fisica dell'atleta evidenziando quando il carico risulta essere troppo eccessivo rispetto alle soggettività del singolo.

Questa tesi di laurea si pone proprio questo obiettivo, quello di indagare con strumentazioni all'avanguardia nel campo sportivo e clinico, non solo lo stato di condizionamento atletico partendo da un valore basale e rivalutato a seguito di sei mesi di condizionamento specifico, ma anche di dare riscontro oggettivo su quanto il carico somministrato possa incidere sullo stato di salute fisica dell'atleta. Su questo ultimo punto si fa riferimento al concetto di asimmetria e di resistenza muscolare, fondamentali indicatori per monitorare lo stato di efficienza muscolare e preventivo a possibili lesioni da sovraccarico. Il campione studiato risulta disomogeneo nello studio in quanto le acquisizioni rilevate fanno riferimento a due cadette giovanili, destrimane e un neofita adulto, mancino di sesso maschile. Prendendo poi in esame il modello prestazionale derivato dall'analisi di una già campionessa italiana, europea e del mondo, destrimane.

Questo perché la ricerca scientifica ha stabilito come una dismetria tra l'adduttore e il medio gluteo in termini di tensione muscolare (deficit inferiori all'80% rispetto all'antagonista) possa rendere maggiormente suscettibili l'adduttore lungo al rischio lesivo (24). Il riscontro con il lavoro appena citato mette in relazione il fatto che l'atleta nell'emisoma di sinistra presenta una maggiore dismetria in termini di MVIC %, rispetto al destro, indicando come l'adduttore di sinistra sia maggiormente suscettibile al danno. L'analisi pone anche l'attenzione sul concetto di affaticamento muscolare e asimmetria in quanto molteplici già citate ricerche affermano come le differenze in termine numerico possano incidere sullo stato asimmetrico, aumentando il rischio lesione, ma anche come valori di registrazione % RMS/MVIC indichino stati di deficit di resistenza al distretto (17-19).

Lo studio di Konieczny, M. et al. 2023 pone l'attenzione sulle asimmetrie e al rapporto con l'affaticamento muscolare riscontrando un maggiore stato asimmetrico e di

affaticamento sul lato di sinistra, in molteplici distretti considerati, focalizzato maggiormente sul grande gluteo. Le valutazioni di confronto poste in questa tesi trovano delle similitudini con quanto scritto in letteratura, in particolar modo sull'atleta d'élite confermando come il maggior affaticamento ricada sul lato di sinistra visto il valore numerico percentuale leggermente più alto rispetto al controlaterale. Il medesimo principio è stato riscontrato sugli altri soggetti studiati, ad eccezione della cadetta 1 che presenta valori opposti.

In conclusione, lo scopo, raggiunto, dello studio era quello di testare un metodo semplificato rispetto qualcosa che è già stata pubblicata in letteratura relativa all'utilizzo dell'aumento di ampiezza del segnale sEMG durante l'affaticamento di alcuni movimenti per confermare l'utilità di una misura di asimmetria nell'affaticamento neuromuscolare; in particolare, l'energia muscolare in isometria di mantenimento è stato studiato come indice di affaticamento muscolare nel pattinaggio di velocità a rotelle. Un ulteriore scopo dello studio è stato quello di capire se le conclusioni già pubblicate sui pattinatori su ghiaccio possono essere estrapolate e confermate anche nei pattinatori di velocità su pista, su cui la letteratura è ancora piuttosto scarsa. Lo studio delle asimmetrie muscolari appare importante come oggetto di studio poiché in questo sport gli atleti girano sempre in senso antiorario, con movimenti asimmetrici, che possono esporli ad importanti asimmetrie muscolari e potenziali implicazioni dal punto di vista di vista degli infortuni. Felser et al (20), hanno descritto le differenze nella simmetria dell'attività muscolare bioelettrica durante il pattinaggio in diverse sezioni della pista di pattinaggio su ghiaccio: gli autori hanno mostrato la presenza di una maggiore attività bioelettrica sulla gamba destra durante le curve sulla pista di pattinaggio ed è ipotizzabile che questo fenomeno accada anche ai pattinatori a rotelle. Notando questi differenze tra le due parti, si può dire che l'affaticamento dei muscoli degli arti inferiori sinistro e destro sarà diverso. E' stata una conferma di tale tendenza anche negli atleti pattinatori su pista, che comporta un maggior carico, e quindi maggiore affaticamento dell'arto inferiore destro durante il pattinaggio a causa del suo maggior carico sulle curve.

Le limitazioni dello studio derivano principalmente dal piccolo numero di atleti studiati, e saranno oggetto di futuri approfondimenti basati sui dati preliminari presentati. L'intenzione degli autori è quella di offrire uno strumento semplice, rapido e oggettivo basato sulla elettromiografia di superficie per analizzare l'affaticamento muscolare e la asimmetria destra-sinistra in tale fenomeno per una molteplicità di sport, che potrebbero andare dallo short track roller e/o dal pattinaggio su ghiaccio ad altre discipline sportive.

Tali informazioni potrebbero avere importanti ricadute sia sulla prevenzione dell'infortunio che nella riabilitazione dopo un evento avverso.

## BIBLIOGRAFIA

1. Principi di elettromiografia di superficie. Dal potenziale d'azione alle applicazioni nei diversi settori della medicina e dell'ingegneria. (Alberto Ranavolo), edizioni Universitarie Romane, 2021.
2. Van der Locht HM, Van der Straaten JH. Hybrid amplifier-electrode module for measuring surface electromyographic potentials. *Med Biol Eng Comput.* 1980;18,199-122.
3. Silverman R, Jenden D. A novel high performance preamplifier for biological applications. *IEEE Trans Biomed Eng* 1971;18.430.
4. Allison GT, Marshall RN, Singer KP. EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *J Electromyogr Kinesiol.* 1993;3(4): 236-44.
5. Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984 Sep;65(9):517-21.
6. Inman VT. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroenceph Clin Neurophys.* 1952;4:187-94
7. Bigland-Ritchie , Lippold OC. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. *J Neurophysiol.* 1983;50(1):313-24
8. Komi PV. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1979; 42(1):41-50.
9. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997;13(2):135-63.
10. Linnamo V, Komi PV. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77 (1-2):176-81.

11. Brody LR. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *J Appl Physiol* 1991;71(5),1878-1885.
12. Merletti R. Median frequency of the myoelectric signal. Effect of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1984;52(3):258-65.
13. Cifrek M. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. 2009 May;24(4):327-40.
14. Merletti R. Detection and conditioning of the surface EMG signal. 2004;pp.107-128.
15. Evaluation of muscle energy in isometric maintenance as an index of muscle fatigue in roller speed skating. Bongiorno G, Biancuzzi H, Dal Mas F, Miceli L. *Front Sports Act Living*. 2023 Mar 23; 5:1153946. doi: 10.3389/fspor.2023.1153946. eCollection 2023.
16. Pakosz P, Konieczny M. Training induced fatigability assessed by sEMG in pre-Olympic ice-skaters. *Sci Rep*. (2020) 10(1):14199. doi: 10.1038/s41598-020-71052-4
17. Konieczny M, Pakosz P Asymmetrical fatiguing of the gluteus maximus muscles in the elite short-track female skaters. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. (2020) 12:48. doi: . org/10.1186/s13102-020-00193-w
18. Felser S, Behrens M, Fischer S, Baeumler M, Salomon R, Bruhn S. Neuromuscular activation during short-track speed skating in young athletes. *Int J Sports Physiol Perform*. (2016) 11:848–54. doi: 10.1123/ijsp.2015-0344
19. Cifrek M, Medvev V, Tonkovi'c S, Ostojii'c S. Surface EMG muscle-based fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech*. (2009) 24:327–40. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010
20. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr Kinesiol*. (2000) 10:361–74. doi: 10.1016/S1050-6411(00) 00027-4

21. Bongiorno G, Biancuzzi H, Dal Mas F, Fasano G, Miceli L. Roller speed skating kinematics and electromyographic analysis: a methodological approach. *Sports*. (2022) 10(12):209. doi: 10.3390/sports10120209

22. TYLER, T.F.; NICHOLAS, S.J.; CAMPBELL, R.J.; MCHUGH, M.P. “The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players”. *Am. J. Sports Med.* 2001, 29, 124–128.

## RINGRAZIAMENTI

Vorrei ringraziare prima di tutti la Dottoressa Giulia Bongiorno, è stata la fonte di ispirazione di questo travolgente e intenso lavoro, non è stato sicuramente semplice creare un team di lavoro che permettesse un risultato importante come quello raggiunto è stata sicuramente la più grande soddisfazione di tutti noi.

Un grande ringraziamento va al Dottor Luca Miceli, che ha investito su di me e mi è sempre stato accanto durante la stesura di questa tesi con pazienza e perseveranza.

Ringrazio la mia famiglia, sempre con me in ogni mio passo, a Luigi che mi ha sempre incoraggiata facendomi guardare il lato positivo in ogni momento.

Un ringraziamento va alla mia compagnia universitaria, ormai un'amica Ilaria, abbiamo condiviso cinque lunghi anni insieme, e l'una senza l'altra non sarebbe stato lo stesso.

Grazie a tutte le persone che hanno creduto in me, anche quando io ero la prima a non farlo.

Cinque anni sono passati, è stata un'esperienza e un percorso indimenticabili

Grazie a tutti