

Università degli Studi di Padova

**Dipartimento di Scienze Cardio-Toraco Vascolari
e Sanità Pubblica**

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN
SCIENZE RIABILITATIVE DELLE PROFESSIONI SANITARIE

PRESIDENTE: *Ch.ma Prof.ssa Luciana Caenazzo*

TESI DI LAUREA

**PREVENZIONE DELL'INFORTUNIO E PIANIFICAZIONE
DELL'ALLENAMENTO NEI PATTINATORI PROFESSIONISTI
ATTRAVERSO L'ANALISI ELETTROMIOGRAFICA DI SUPERFICIE**

**INJURY PREVENTION AND TRAINING PLANNING IN PROFESSIONAL
SKATERS THROUGH SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC ANALYSIS**

Relatore:

Dott.ssa Anna Pilat

Correlatori:

Dott.ssa Giulia Bongiorno

Dott. Luca Miceli

Laureando:

Dott. Mattia De Lorenzi

Anno Accademico 2022-2023

Indice

RIASSUNTO	1
ABSTRACT	2
INTRODUZIONE	3
BACKGROUND	4
LA CINEMATICA DEL MOVIMENTO E LE TECNOLOGIE A SUPPORTO	4
L'ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE (sEMG)	4
L'ACCELEROMETRIA TRIASSIALE	5
TEST DI MASSIMA CONTRAZIONE ISOMETRICA VOLONTARIA (MVIC)	6
IL PATTINAGGIO DI VELOCITÀ A ROTELLE	7
CONTRAZIONE MUSCOLARE E CO-ATTIVAZIONI	8
OBIETTIVI	10
MATERIALI E METODI	11
PARTECIPANTI	11
RACCOLTA DEI DATI E STRUMENTI	11
ANALISI DEI DATI	12
PROCEDURA	12
MODELLO CINEMATICO DI RIFERIMENTO	13
RISULTATI	18
ATLETA 1	18
ATLETA 2	23
NEOFITA	26
CONFRONTO TRA IL MODELLO PRESTAZIONALE E LA POPOLAZIONE CAMPIONE	30
DISCUSSIONE	35
CONCLUSIONE	37
BIBLIOGRAFIA	38

Riassunto

Background

Il pattinaggio di velocità su rotelle è una disciplina sportiva che presenta molti aspetti simili, dal punto di vista biomeccanico, all'hockey e al pattinaggio su ghiaccio. In questi sport il gesto atletico prevede la ripetizione ciclica di un pattern motorio, che, nel corso del tempo, può risultare lesivo per determinati gruppi muscolari e predisporre chi lo pratica ad un maggiore rischio di infortunio. Tuttavia, diversamente dalle discipline sul ghiaccio, il pattinaggio su rotelle risulta poco indagato in letteratura scientifica poiché non sono stati descritti protocolli funzionali orientati alla prevenzione e all'allenamento degli atleti che la praticano.

Obiettivo

Questo studio analizza la biomeccanica e le contrazioni muscolari nel pattinaggio su rotelle mediante l'ausilio dell'elettromiografia di superficie. Verrà effettuato un confronto tra il campione oggetto di studio e il modello di riferimento rappresentato dalla campionessa del mondo in questa disciplina al fine di utilizzare quest'analisi per prevenire eventuali infortuni e fornire al fisioterapista e al preparatore atletico un modello applicabile direttamente all'allenamento di questo sport.

Materiali e Metodi

Questa tesi è uno studio sperimentale pilota in cui sono state analizzate le acquisizioni cinematiche di 3 atleti al tempo 0 e a 6 mesi, dopo un periodo di allenamento specifico per la disciplina. Infine, le rilevazioni sono state messe a confronto con quelle della campionessa del mondo che rappresentano lo standard di riferimento.

Risultati

Nel campione analizzato, si è rilevato che alcuni distretti muscolari vengono sollecitati in maniera più marcata rispetto ad altri permettendo di individuare i fattori di rischio per lesioni muscolo scheletriche. Inoltre, dal confronto con il modello di riferimento, è stato osservato un miglioramento nella qualità della pattinata dei soggetti in esame tra la valutazione iniziale e il follow up.

Conclusione

È possibile sottolineare l'applicabilità di questo approccio metodologico nel migliorare la prestazione atletica dei pattinatori professionisti. Inoltre, questo strumento fornisce importanti indicazioni nel campo della prevenzione affinché l'allenamento muscolare non porti ad un sovraccarico con conseguente lesione. La ridotta numerosità campionaria, tuttavia, non permette di estendere i risultati ottenuti su larga scala prima di un confronto con un numero maggiore di atleti.

Sviluppi futuri di questo studio potrebbero estendere tale algoritmo ad altre discipline sportive affini.

Abstract

Background

Roller speed skating is a sport that has many similar aspects, under a biomechanical point of view, with hockey and ice skating. In these sports, the athletic movement involves cyclic repetition of a motor pattern, which, over time, can be injurious to certain muscular groups and thus may predispose the practitioner to an increased risk of injury. However, this discipline appears not to be investigated in scientific literature and there are no functional protocols on prevention and training of athletes who practice it.

Objective

This study analyses the biomechanics and muscle contractions in roller speed skating with the aid of surface electromyography. That comparison will be made between the sample under study and the reference model represented by the world champion in this discipline in order to use this analysis to prevent possible injuries and to provide the physiotherapist and athletic trainer with a model easily applicable to training in this sport.

Materials and Methods

This thesis is a pilot study in which the kinematic acquisitions of three athletes were analyzed at time 0 and at 6 months, after a discipline-specific training period. Finally, the measurements were compared with the world champion, which represents the standard reference.

Results

In the sample it was found that certain muscles were stressed more strongly than others, which made it possible to identify musculoskeletal injury risk factors.

Furthermore, a comparison with the reference model, showed an improvement in the skating quality of the test subjects between the initial assessment and follow-up.

Conclusions

It is possible to declare the applicability of this methodological approach in improving the athletic performance of professional skaters. Moreover, this tool provides important indications in the field of prevention: that training does not lead to overloading and resulting in injury. The small sample size, however, does not allow the results to be extended on a large scale before comparison with a larger number of athletes.

Future developments of this study could extend this algorithm to other related sports disciplines.

Introduzione

Il pattinaggio di velocità su rotelle è una disciplina sportiva individuale in cui i partecipanti indossano delle scarpe munite di ruote in linea per gareggiare su piste di forma ellittica, dotate di due rettilinei e di due curve. Gli atleti devono percorrere la pista in senso antiorario nel minor tempo possibile.

Questo sport viene spesso accostato a discipline come l'hockey e il pattinaggio su ghiaccio per la somiglianza sia dal punto di vista biomeccanico, in termini di qualità della pattinata e dei movimenti compiuti dall'atleta, che dal punto di vista tecnico per l'appoggio del piede al suolo [1]. Tali sport sono accomunati da un movimento ciclico ripetitivo che può risultare faticoso per l'atleta che lo compie e, in molti casi, può portare ad infortuni da sovraccarico cronico. Nell'hockey, infatti, il 10% degli infortuni può essere ricondotto a lesione non traumatica dei muscoli adduttori [2]. Nel corso di una stagione sportiva, è stato riscontrato che circa il 20% degli atleti professionisti è incorso in un infortunio non conseguente a trauma, con implicazioni significative sul rendimento sportivo, dovuto a lunghi tempi di recupero [3]. Nel pattinaggio di velocità su rotelle non esistono studi epidemiologici in letteratura scientifica, ma data la comprovata somiglianza tra il pattinaggio su ghiaccio, l'hockey e il pattinaggio su rotelle, possiamo ipotizzare che siano simili anche i meccanismi lesivi riportati in epidemiologia e sopraccitati [4]. Inoltre, non esistono protocolli funzionali che vadano ad indagare i meccanismi potenzialmente lesivi dal punto di vista biomeccanico. Il gruppo di ricerca si è pertanto occupato di pubblicare in letteratura, precedentemente la redazione di questa tesi, un articolo che fornisce la base metodologica indispensabile all'analisi descritta di seguito [5]. Pertanto, questo lavoro si inserisce all'interno della ricerca scientifica di base orientata ad indagare le lesioni del pattinatore di velocità su rotelle, col fine di prevenire gli infortuni e guidare il recupero successivo alla lesione.

Questo studio potrà risultare molto utile al fisioterapista per definire il campo di intervento nella prevenzione e nel recupero, ma potrà essere utilizzato anche a beneficio dell'atleta di questa disciplina per guidare l'allenamento e migliorarne gli esercizi svolti in modo che non risultino dannosi per le strutture muscoloscheletriche coinvolte.

La presente tesi è strutturata in sei capitoli. Nel primo saranno descritte le conoscenze scientifiche più recenti in termini di analisi cinematica in ambito sportivo, le tecnologie a supporto e i meccanismi alla base delle lesioni muscolari. Nel secondo verrà descritto l'obbiettivo di questa ricerca. Nel successivo sono descritti i materiali e i metodi dello studio scientifico con l'analisi dei dati delle acquisizioni cinematiche dei tre atleti. Nel quarto capitolo verranno esposti i risultati della ricerca. Successivamente saranno discussi e confrontati con la letteratura di riferimento. Nell'ultimo capitolo sarà presentata una conclusione di questo lavoro e saranno proposti dei possibili sviluppi per future ricerche.

Background

La cinematica del movimento e le tecnologie a supporto

L'interesse dell'uomo per il modello del proprio movimento è stato sempre presente nel corso della storia e può essere fatto risalire alla preistoria: raffigurato in disegni rupestri, dipinti e statue. Tuttavia, la prima indagine sistematica del movimento umano è stata condotta da Leonardo da Vinci nelle sue "Note sul corpo umano" nel XV secolo [6]. Da allora il progresso delle conoscenze scientifiche ha sviluppato molte basi teoriche e tecniche sperimentali per l'analisi cinematica del movimento umano. Il sistema muscolo-scheletrico fornisce stabilità e sostegno al carico e i fattori meccanici svolgono un ruolo prominente nel mantenimento di questo sistema. Per determinare questi fattori meccanici, i movimenti e i carichi devono essere quantificati e tradotti in precisi dati numerici. La cinematica è il ramo della meccanica newtoniana che si occupa di definire il moto quantitativo di un corpo in termini di spazio e tempo, senza riferimento alle forze che causano questo movimento.

Lo studio della cinematica del movimento umano è di fondamentale importanza nelle scienze mediche, perché permette di avere una conoscenza più dettagliata del movimento stesso e consente al clinico di rispondere in maniera mirata in termini di prevenzione, cura e riabilitazione delle disfunzioni motorie. La misurazione del movimento, infatti, può essere utilizzata per valutare le prestazioni funzionali degli arti sia in condizioni normali che patologiche [7].

Negli ultimi vent'anni si sono verificati notevoli cambiamenti negli ambiti della biomeccanica e del controllo motorio che sono stati resi possibili dai progressi tecnologici in termini di potenza di calcolo dei computers e capacità di memoria combinata alla riduzione delle dimensioni fisiche dell'hardware biotecnologico. In precedenza, la ricerca sul controllo motorio era limitata a valutazioni di singoli neuroni, muscoli o articolazioni effettuate in laboratorio su campioni ridotti. Attualmente sono sempre più comuni registrazioni cinematiche dell'intero corpo, che utilizzano unità di misura inerziali indossate e sistemi wireless di elettromiografia (EMG) [8].

L'elettromiografia di superficie (sEMG)

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica diagnostica, di tipo funzionale, di registrazione e analisi del segnale mioelettrico, ovvero del biopotenziale elettrico che si sviluppa dall'attività muscolare durante la contrazione. A seconda di come viene registrato il segnale si distingue in elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia ad ago. La sEMG prevede l'acquisizione del segnale attraverso degli elettrodi posizionati a contatto della cute denominati elettrodi superficiali. Diversamente l'EMG ad ago prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei, posti a contatto con il muscolo di interesse. Grazie agli elettrodi superficiali, è possibile misurare i potenziali d'azione di un gruppo di unità motorie e la loro

velocità di conduzione dell'impulso nervoso. L'EMG ad ago risulta maggiormente accurata, poiché è in grado di analizzare una singola unità motoria e permette di visualizzare l'attività elettrica della muscolatura profonda; tuttavia, è difficile da trasportare o da utilizzare in acquisizioni dinamiche data la presenza di cavi e aghi. Inoltre, lo stesso posizionamento dell'ago può arrecare microtraumi agli atleti, dato particolarmente delicato durante la stagione agonistica. La sEMG, invece, è spesso dotata di sistemi che ne agevolano l'utilizzo in ambito sportivo, data la dimensione ridotta e l'assenza di cavi o aghi e l'assoluta non invasività, ma non consente di indagare muscoli profondi e presenta difficoltà interpretativa in caso di sovrapposizioni muscolari.

Il segnale elettromiografico si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione che originano sulla membrana della fibra muscolare generati da processi di depolarizzazione e ripolarizzazione. La zona di depolarizzazione ha una superficie molto piccola (1-3 mm²) e dopo l'eccitazione iniziale, questa si propaga lungo la fibra muscolare con una velocità di 2-6 m/s, per poi essere misurata dagli elettrodi. Gli elettrodi sono così in grado di acquisire i segnali provenienti dall'unità motoria e quindi da tutte le fibre che innerva [9].

I due meccanismi più importanti che influenzano ampiezza e densità del segnale osservato sono la dimensione della somma dei potenziali d'azione e le frequenze di attivazione delle unità motorie. Tali dati permettono di monitorare l'attività muscolare in termini di forza e frequenza di contrazione e vengono rappresentati graficamente attraverso una linea che descrive l'andamento temporale dell'attività contrattile del muscolo [10].

Durante l'attività sportiva, l'EMG può fornire informazioni quantitative e qualitative su parametri quali coordinazione muscolare, co-attivazioni tra i muscoli e il loro contributo percentuale nello sviluppare forza, precisione e stabilità per un determinato movimento [11].

Nello specifico, tale strumento, consente di analizzare l'attività muscolare in compiti motori dinamici quali: andatura, qualità e quantità della contrazione, affaticamento muscolare e prestazioni sportive. Offre molteplici vantaggi in quanto è un test incruento, analizza contemporaneamente diversi muscoli in movimento e durante lo svolgimento di azioni (pattern motori), senza limiti temporali. Questa capacità di acquisire dati in maniera dinamica lo pone su un livello più vicino alle condizioni reali rispetto agli studi eseguiti in laboratorio di fisiologia.

L'accelerometria triassiale

Gli accelerometri sono degli strumenti che misurano l'accelerazione propria del corpo, la quale viene scomposta sui tre piani dello spazio. Essi si basano sulla rilevazione dell'inerzia di una massa sottoposta ad una accelerazione. Tale massa viene collegata ad un elemento elastico e la sua posizione nel tempo viene registrata da un sensore. La massa si sposta dalla propria posizione di riposo in modo

proporzionale all'accelerazione subita e il sensore è in grado di trasformare questo spostamento in un segnale elettrico digitalizzabile [12]. I valori misurati ottenuti utilizzando un accelerometro triassiale sono oggettivi e l'affidabilità test-retest è stata convalidata in letteratura [13]. Gli accelerometri triassiali sono stati applicati a diversi disturbi del movimento per valutare le caratteristiche dei sintomi motori e l'efficacia del trattamento [14-15].

Inoltre, con lo sviluppo della moderna tecnologia dei microsensori utili per valutare il carico nello sport, alcune società di tecnologia sportiva hanno creato degli indicatori di carico esterno attraverso dati basati sull'accelerometria. Il monitoraggio dei carichi interni ed esterni è molto importante per comprendere le richieste poste ai giocatori e per progettare carichi di allenamento specifici, strategie tattiche, programmi di prevenzione degli infortuni e metodi di recupero nello sport. [16].

La sensibilità e la precisione delle variabili basate sull'accelerometria sono superiori rispetto ad altri sistemi di tracciamento che sottovalutano le richieste di carico. Questo fenomeno è dovuto al fatto che le azioni statiche ad alta intensità senza copertura del terreno (salti, collisioni, cadute, contrasti, ecc.) non possono essere registrate dai sistemi tempo-movimento, ma possono essere misurate con elevata accuratezza dagli accelerometri [17-18].

Data la versatilità di questo sistema di misurazione, l'accelerometro si è diffuso a tal punto da entrare nella nostra vita quotidiana come parte integrante di smartphone e smartwatch permettendoci di monitorare i nostri spostamenti e le attività fisiche che svolgiamo ogni giorno [19].

Test di Massima Contrazione Isometrica Volontaria (MVIC)

Il test MVIC è considerato da molti autori il gold standard dei test di forza [33-34]. Una contrazione isometrica è una forma statica di esercizio in cui un muscolo produce forza senza movimento articolare visibile o cambiamento sostanziale nella lunghezza del muscolo [35]. Questo test richiede che l'individuo tiri o spinga su un oggetto fisso con la massima forza per un breve periodo di tempo (dai 3 ai 5 secondi) mentre un elettrodo di sEMG misura la quantità di energia elettrica sviluppata, che presenta una buona correlazione con la forza generata.

Il test MVIC è spesso elogiato per la sua efficienza e sicurezza nel tempo; necessità di pochi minuti per essere svolto e non richiede al paziente di sollevare pesi elevati o esercitare uno sforzo prolungato. Nel contesto della riabilitazione per il ritorno allo sport, fornisce molteplici vantaggi e può essere somministrato in sicurezza a popolazioni vulnerabili come atleti infortunati, senza l'affaticamento associato a ripetizioni multiple [36].

L'elevata applicabilità del test MVIC, evidente dalla sua sicurezza, versatilità e praticità, ne consente l'utilizzo in numerosi sport. Inoltre, la capacità predittiva si estende a molti muscoli e consente di valutarne la forza anche in contesti di lesione sia degli arti superiori che inferiori [37].

Il pattinaggio di velocità a rotelle

Il pattinaggio a rotelle è una disciplina sportiva in cui i partecipanti indossano delle scarpe munite di 3 o 4 ruote in linea, le quali si fissano al telaio sotto la suola. Le gare di questa disciplina possono svolgersi sia indoor, su piste con parquet plastificato o su cemento plastificato, che outdoor, svolte su strade urbane, circuiti stradali o piste di 200 metri di lunghezza. Generalmente le piste sono di forma ellittica, con due rettilinei e due curve. Le tipologie di gare si distinguono in: gare di velocità, gare sprint, gare di fondo ad eliminazione o a punti, staffette, maratone; prevalentemente disputate in gruppo, ad esclusione delle lunghezze di 100 e 200 metri, che sono individuali. Le velocità di gara sono molto elevate e dipendono dai materiali superficiali delle piste, dal raggio di curva e dalla lunghezza dei rettilinei.

Lo scopo di queste gare è di raggiungere la massima velocità possibile e per poterlo fare gli atleti sfruttano: materiali tecnici per ridurre la resistenza del vento, posture di pattinata più efficaci, qualità dei materiali di cui sono costituiti i pattini (carbonio) e le ruote.

Il pattinaggio di velocità è oggetto d'analisi in questa tesi ed è uno sport ciclico che richiede un elevato impegno tecnico, tattico ed organico, in quanto sono richieste all'atleta molta forza muscolare e resistenza. La particolarità di questo sport sono la postura dell'atleta e le spinte propulsive che ne derivano [5], oltre alla asimmetria dovuta al fatto di girare sempre in senso antiorario, con pattinata in curva che prevede sempre un incrocio della gamba di destra su quella di sinistra. Tale posizione è semi-seduta "sitting position", e da questa si generano delle spinte propulsive laterali ad opera degli arti inferiori che permettono lo scivolamento del pattino sulla superficie. Per questo motivo molto spesso il pattinaggio a rotelle viene associato al pattinaggio su ghiaccio, oltre alla similitudine tra i pattini stessi e il conseguente appoggio del piede al suolo [20]. Inoltre, la continua ripetizione di un pattern motorio standardizzato ad alti livelli prestazionali, può risultare particolarmente faticoso e rendere l'atleta suscettibile ad infortuni [21]. Dato che, come già affermato in precedenza, i movimenti del pattinatore di velocità sono simili a quelli dei giocatori di hockey e dei pattinatori su ghiaccio, è ragionevole ipotizzare che gli atleti di questa disciplina siano esposti ad un simile rischio. Nell'hockey, infatti, circa il 10% degli infortuni può essere ricondotto a problematiche di pubalgia o tendinite della muscolatura adduttrice [2,22,23]. Da un'intervista condotta al campionato nazionale spagnolo di pattinaggio velocità a rotelle, su 80 atleti partecipanti, sono stati registrati un totale di 52 infortuni. La parte inferiore del corpo comprendeva il 79% del totale delle lesioni e le aree maggiormente colpite erano la coscia e il piede, rappresentando rispettivamente il 25% e il 19,2% degli infortuni registrati. Le lesioni muscolo-tendinee erano le più frequenti [24].

È necessario tener presente anche che la superficie di contatto tra l'atleta e il terreno è ridotta rispetto alla superficie della pianta del piede, sia nel caso del pattino con ruote che con lama da ghiaccio. Tale

condizione genera un'instabilità laterale-mediale e, di conseguenza, viene particolarmente sollecitata la muscolatura medio-laterale che permette di stabilizzare l'arto inferiore a livello di anca, ginocchio e caviglia. Inoltre, i movimenti dell'anca in avanzamento anteriore sul piano sagittale sono multiplanari, si sviluppano quindi sui tre piani dello spazio, per cui la lama o le ruote sono soggette ad accelerazioni su tre assi. Rispetto alla corsa, la propulsione del pattinaggio richiede un'escursione laterale maggiore di coscia, gamba e piede [25]. In particolare, nella regione dell'anca, la propulsione è ottenuta mediante estensione, abduzione e rotazione esterna [26]. Nell'hockey è stato ipotizzato che gli stiramenti muscolari dell'adduttore possono essere causati da contrazioni eccentriche ripetitive che tentano di decelerare l'arto inferiore durante la fase di frenata [27-29]. Precedenti studi sull'attività muscolare durante l'hockey su ghiaccio hanno indicato che i muscoli medio gluteo e grande gluteo sono attivi durante la fase di propulsione per estendere, abduire e ruotare esternamente l'anca e il vasto mediale del quadricipite per estendere il ginocchio [30]. È stato anche riportato che gli ischio-crurali sono più attivi, attraverso una contrazione isometrica, durante la fase di scivolamento del pattino per aumentare la stabilità dell'articolazione del ginocchio con la co-attivazione del quadricipite [31]. Inoltre, il tendine rotuleo mostra un'attività elevata anche durante la fase di propulsione, quando si verifica l'estensione dell'anca [22]. L'attività del tibiale anteriore è massima durante la fase di scivolamento per stabilizzare la caviglia e durante la fase di recupero per flettere la caviglia dorsalmente. Inoltre, è plausibile pensare che il raggio di movimento e l'accelerazione dell'arto inferiore, ad opera dell'anca, aumentino con velocità più elevate, incrementando così anche la risposta all'eccitazione, allo sforzo totale e al carico eccentrico sui muscoli adduttori. La natura stessa della propulsione nella spinta del pattinaggio ad alta velocità può, quindi, predisporre a lesioni da sforzo prolungando il recupero dopo l'infortunio [32].

Contrazione muscolare e co-attivazioni

Un movimento qualsiasi prevede il coinvolgimento sia della muscolatura agonista, che di quella antagonista. I muscoli che effettuano il movimento vengono definiti agonisti, mentre quelli che, da un punto di vista biomeccanico, mostrano un'azione opposta al movimento effettuato, vengono definiti antagonisti. Ad esempio, nel movimento di estensione del ginocchio, il quadricipite femorale riveste il ruolo di muscolo agonista, mentre gli ischio-crurali interpretano quello di antagonisti. Mentre il primo muscolo si muove, infatti, il secondo gruppo muscolare rimane rilassato. Questo tipo di attivazione neuro-muscolare è possibile grazie al meccanismo di controllo definito innervazione reciproca, con il quale s'intende la cooperazione dei due muscoli nella produzione del movimento. Un meccanismo diametralmente opposto, ugualmente attuato dall'innervazione reciproca, è rappresentato dalla co-attivazione o co-contrazione, cioè una simultanea contrazione dei muscoli

agonisti ed antagonisti. Questa è considerata la più importante strategia di controllo motorio per aumentare la stabilità articolare [38,39]. Tuttavia, tale meccanismo deve essere attuato per periodi limitati di tempo in quanto si dimostra molto dispendioso energeticamente sotto il profilo metabolico [40]. Se la co-attivazione è mantenuta per un periodo di tempo prolungato rischia di diventare dannosa per l'atleta che la esegue in quanto porta ad un affaticamento muscolare precoce e rende sempre meno efficaci le successive contrazioni muscolari [41].

Nel pattinaggio di velocità a rotelle è presente un'instabilità dell'arto inferiore dovuta all'appoggio del piede al suolo e per questo motivo le co-attivazioni muscolari rappresentano un tema necessario di approfondimento e indagine. Inoltre, nel recupero successivo alle lesioni dell'arto inferiore sopracitate e nel conseguente ritorno all'attività sportiva dell'atleta devono essere monitorate e la loro durata deve essere limitata nel tempo, anche in ottica preventiva di future recidive.

Obiettivi

Considerando le scarse evidenze presenti in letteratura scientifica sopra descritte, questa tesi si propone di indagare la disciplina del pattinaggio su rotelle da un punto di vista biomeccanico, con particolare attenzione alle contrazioni muscolari in termini qualitativi e quantitativi. Verrà effettuato un confronto tra i dati EMG e cinematici rilevati dalle acquisizioni di tre atleti con il modello di riferimento rappresentato dalla campionessa del mondo al fine di:

- Utilizzare quest'analisi per prevenire eventuali infortuni nei pattinatori professionisti.
- Fornire al fisioterapista e al preparatore atletico un modello applicabile direttamente all'allenamento di questa disciplina sportiva, in modo che risulti efficace, sicuro e che migliori la prestazione degli atleti.

Materiali e Metodi

Partecipanti

Il presente lavoro è uno studio sperimentale pilota ed è stato condotto da novembre 2022 ad agosto 2023 presso la pista di pattinaggio comunale di Pordenone e in collaborazione con l'associazione sportiva ASD Comina Skating Club.

Sono stati reclutati e indagati tre soggetti: due giovani atlete di 13 anni, entrambe destrimane, che stavano iniziando l'attività agonistica e un neofita senior di 49 anni, mancino che si avvicinava per la prima volta al pattinaggio di velocità a rotelle. I partecipanti hanno aderito al protocollo di studio su base volontaria e l'unico criterio di inclusione era rappresentato dal fatto che non presentassero patologie di base.

Sono state eseguite delle rilevazioni cinematiche della pattinata dapprima al tempo zero: per le atlete prima della preparazione per la stagione agonistica, per il neofita non appena acquisita la minima stabilità sui pattini. Successivamente è stato svolto un periodo di allenamento specifico per tutti e tre i soggetti, effettuato dalla società sportiva, alla fine del quale è stata eseguita una rivalutazione di follow up a distanza di sei mesi. Infine, sono stati confrontati i valori ottenuti dall'analisi del campione di studio con il modello di riferimento di Bongiorno G. et al [5].

Raccolta dei dati e strumenti

L'EMG di superficie è stato utilizzato per misurare l'attività muscolare durante il test di pattinaggio (modello EMG "freemg 1000", BTS Bioengineering Garbagnate Milanese®, frequenza di campionamento 1000 Hz). Gli elettrodi (diametro 24 mm, Kendall Arbo®) sono stati applicati a muscoli predeterminati della gamba destra, rispettando le linee guida del progetto Seniam [42]. I muscoli analizzati sono stati: soleo, grande gluteo, medio gluteo, adduttore lungo, retto femorale, bicipite femorale, vasto laterale e tibiale anteriore. Nella zona di applicazione degli elettrodi, la pelle è stata rasata, leggermente strofinata con carta delicatamente abrasiva e pulita con alcool. Gli elettrodi sono stati fissati con nastro adesivo. A questo punto, il partecipante ha eseguito le contrazioni isometriche massimali al fine di raccogliere i dati EMG ed eseguire la normalizzazione dell'ampiezza del segnale. Per normalizzare l'EMG sono state rispettate le fasi seguenti: (1) spinta contro un muro stando in piedi sulla pianta del piede (2) flessione dorsale del piede in posizione seduta con resistenza manuale (3) estensione del ginocchio da seduto con tibia fissa (4) flessione del ginocchio in posizione prona con resistenza manuale (5) flessione dell'anca contro resistenza manuale in posizione supina (6) estensione dell'anca contro resistenza manuale in posizione prona (7) abduzione dell'anca contro resistenza manuale in posizione supina (8) adduzione dell'anca in posizione semi-seduta contro un

rullo di schiuma tenuto tra le cosce. Tali valutazioni sono state eseguite come presentato da Kaartineen et al. [32]. Il partecipante ha eseguito la MVIC per tre secondi al fine di effettuare la normalizzazione dell'ampiezza EMG. Le attività EMG di ciascun muscolo registrate durante il pattinaggio sono state normalizzate ai valori massimi ottenuti durante queste contrazioni indipendentemente dall'attività in cui sono stati ottenuti i valori massimi. I segnali EMG provenienti dall'elettromiografo a 1000 Hz sono stati rettificati a onda intera e le ampiezze sono state ridimensionate alle massime contrazioni volontarie. Le serie temporali sono state filtrate passa-basso utilizzando un algoritmo di Butterworth del 4° ordine con ritardo zero a una frequenza di taglio di 10 Hz.

Un accelerometro triassiale (200 Hz, sensore G, BTS Bioengineering, Corp., Garbagnate Milanese, Italia) è stato posizionato a livello della prima vertebra sacrale (S1) del soggetto e fissato mediante la cinghia regolabile in dotazione con lo strumento.

Una telecamera ad alta definizione a 50 fotogrammi/s (Vixta 50, BTS bioengineering, Corp., Garbagnate Milanese, Italy) è stata posizionata sul piano sagittale in modo da inquadrare il soggetto sia durante il percorso di andata sul rettilineo che sulla via del ritorno. La fotocamera è stata sincronizzata sia con il sensore inerziale che con le sonde elettromiografiche.

Analisi dei dati

Il software di analisi utilizzato è stato "EMG analyzer" (BTS bioengineering, Corp., Garbagnate Milanese, Italia). La velocità di pattinaggio del soggetto è stata misurata utilizzando un dispositivo ottico True-Cam (50 Hz, Eltraff, srl, via Torquato Tasso, 46, 20863 Concorezzo, MB, Italy) posizionato accanto alla videocamera HD.

Procedura

Lo studio è stato eseguito presso una pista di pattinaggio all'aperto, su un rettilineo di circa 100 m, con una lunghezza totale dell'ovale di circa 300 m. Il partecipante ha eseguito un riscaldamento prima di effettuare le misurazioni. A questo punto sono state collegate le otto sonde elettromiografiche (BTS bioengineering, Corp., Garbagnate Milanese, Italia), prima sull'arto inferiore destro per le prime acquisizioni e poi sull'arto inferiore sinistro per le successive acquisizioni. La connessione con il PC era wireless. Per non disturbare l'atleta durante il movimento con le otto sonde installate contemporaneamente, si è deciso di suddividere le acquisizioni in quattro tempi, utilizzando quattro sonde alla volta (gruppo 1 dx, gruppo 2 dx, gruppo 1 sx, gruppo 2 sx) e ripetendolo poi quattro volte (andata e ritorno in linea retta che corrisponde a circa 5 cicli di pattinaggio), con una pausa di circa 5 minuti tra un'acquisizione e l'altra. I muscoli sono stati così suddivisi: gruppo 1 muscolo vasto laterale, capo lungo del bicipite femorale, tibiale anteriore e soleo; gruppo 2 grande gluteo, retto femorale, medio gluteo e adduttore lungo. Per ogni attività, la MVIC è stata eseguita con le quattro

sonde in posizione come descritto sopra e quindi, senza spostarle, è stata eseguita la registrazione video, elettromiografica e cinematica. La durata di ogni compito motorio (andata e ritorno) era di circa 45s. I dati sono stati poi raccolti e analizzati con un sistema di reporting semiautomatico.

Modello cinematico di riferimento

Questa tesi permette di analizzare la cinematica del movimento di pattinaggio su rotelle di velocità attraverso le acquisizioni elettromiografiche, prendendo in considerazione la MVIC percentuale e le co-attivazioni tra distretti agonisti e antagonisti. Il disegno sperimentale di acquisizione, metodologicamente, si fonda sullo studio di ricerca proposto e pubblicato in letteratura da Bongiorno G et al. del 2022 [5]. Tale studio ha permesso di strutturare la base su cui indagare la cinematica e l'attività muscolare attraverso l'analisi elettromiografica e il rispettivo algoritmo di analisi. Con l'ausilio di tale strumento sarà possibile mettere a confronto la popolazione di studio rispetto ad un'atleta d'élite, campionessa del mondo, nella totalità del gesto atletico della pattinata su rotelle. Nell'analisi si pone particolare attenzione non solo all'emilato primario "forte", ma anche il controlaterale acquisendo tutti e otto i distretti denominati analisi destra-sinistra 1 (vasto laterale, bicipite femorale, tibiale anteriore e soleo) e analisi destra-sinistra 2 (grande gluteo, retto femorale, medio gluteo e adduttore lungo). Grande rilevanza viene posta sullo stato di asimmetria tra gli arti inferiori, concetto già considerato e affermato in letteratura come indice di rischio lesione dell'apparato locomotorio attivo e passivo [43].

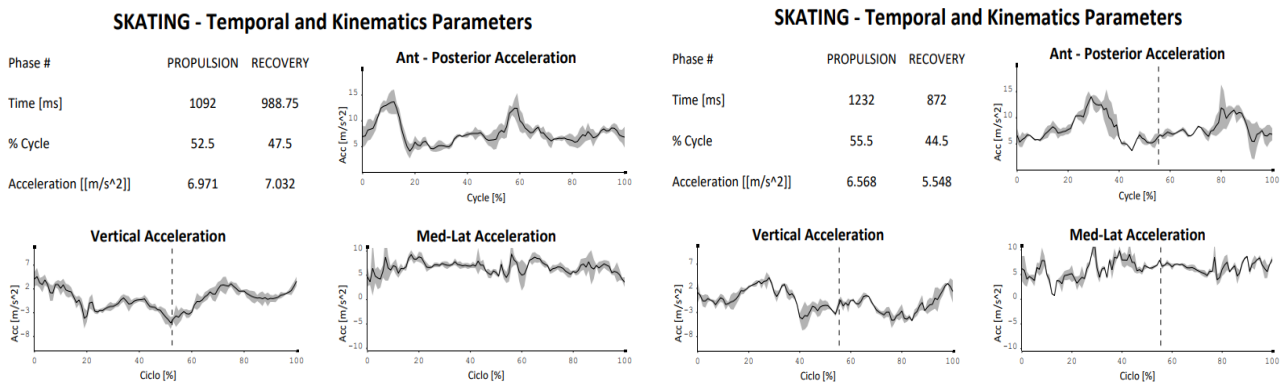


Figura 1 Analisi cinematica atleta d'élite (sinistra 1 e destra 1)

In Figura 1 è riportata l'analisi cinematica della pattinata della campionessa del mondo (destrimane) che fungerà da strumento di confronto con la popolazione in esame al presente studio. Tale pattinata rappresenta un riferimento assoluto e non è stata eseguita una rivalutazione al follow-up in quanto non necessaria.

Osservando il grafico si può notare come la fase propulsiva sia maggiore (55.5 %) rispetto alla fase di recupero (44.5 %) permettendo all'atleta di sfruttare al massimo l'azione di spinta orizzontale senza ricreare anticipazioni o ritardi nella propulsione stessa.

Le linee delle rappresentazioni grafiche sui tre assi sono pressoché fluide ed omogenee, sono evidenti picchi ben visibili e andamenti lineari con medie accelerative non troppo marcate in particolare per l'asse medio-laterale, con valori di deviazioni standard molto bassi, indice di estrema ripetitività del gesto sportivo.

Si possono evidenziare differenze tra i due emilati: nel lato sinistro si anticipa la fase di recupero rispetto al controlaterale (47.5 % sx contro il 44.5 % dx), ciò si traduce in una maggior abilità e fluidità nel movimento di destra.

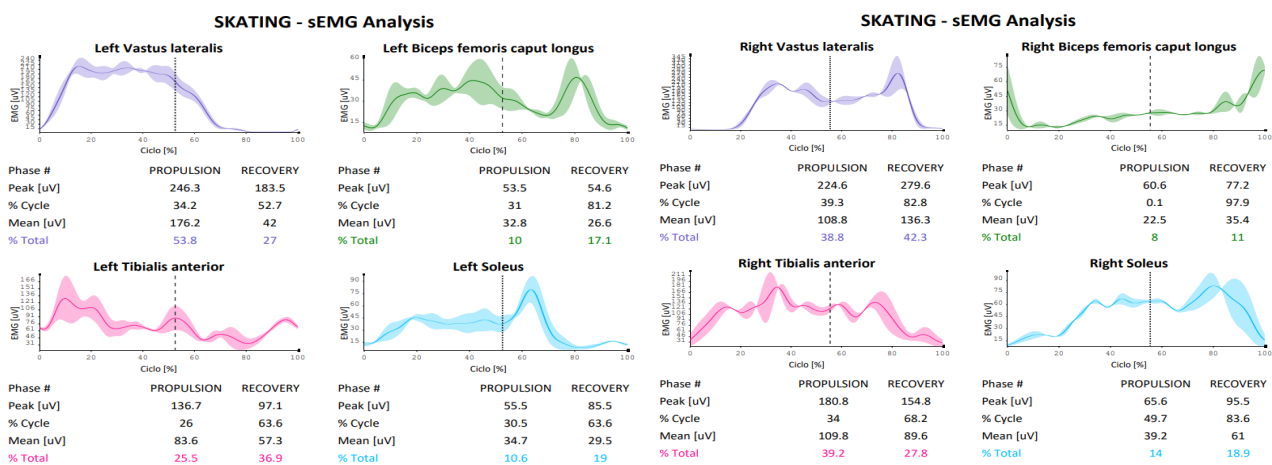


Figura 2 Analisi EMG atleta d'elite (sinistra 1 e destra 1)

In Figura 2 è riportata l'analisi EMG della pattinista della campionessa del mondo. Si può notare come gli andamenti grafici siano differenti nei singoli distretti tra l'arto di destra e di sinistra, in particolar modo per il vasto laterale. Ciò ci permette di affermare che ci sono delle asimmetrie in fase di spinta, ma anche dei sovraccarichi, a svantaggio dell'arto sinistro.

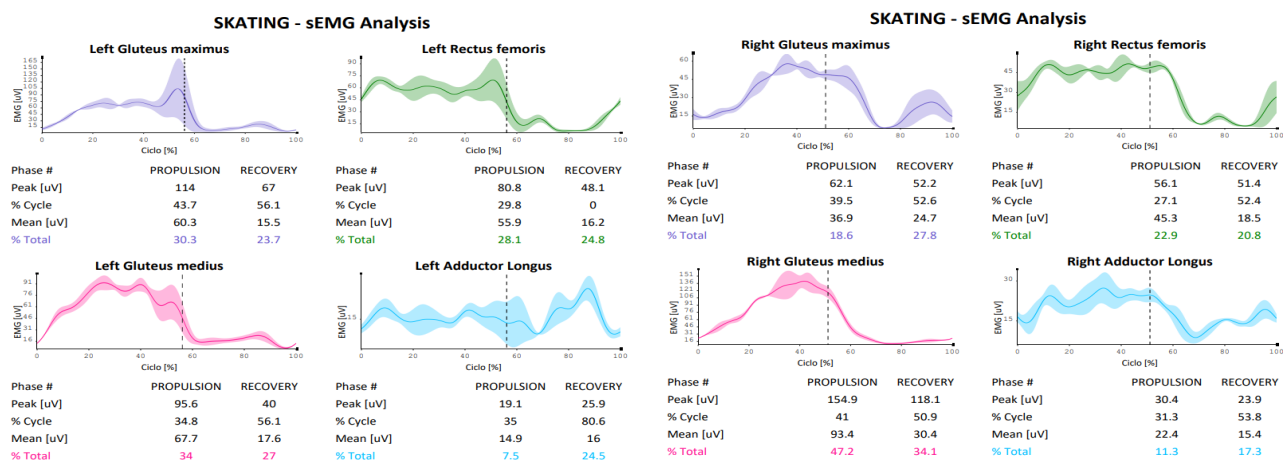


Figura 3 Analisi EMG atleta d'elite (sinistra 2 e destra 2)

In Figura 3 è riportata l'analisi EMG nella fase di avanzamento orizzontale della pattinata, dalla quale emerge che medio gluteo e adduttore dell'emilato destro siano maggiormente sollecitati nella fase di spinta permettendo una maggiore azione di abduzione della coscia, movimento fondamentale per la pattinata. Ciò si verifica anche nella fase di recupero e conferma un maggior grado di competenza motoria e raffinatezza del movimento dell'arto inferiore destro. Le rilevazioni mostrano un'asimmetria tra adduttore destro e sinistro, la quale conferma un possibile rischio lesivo da sovraccarico.

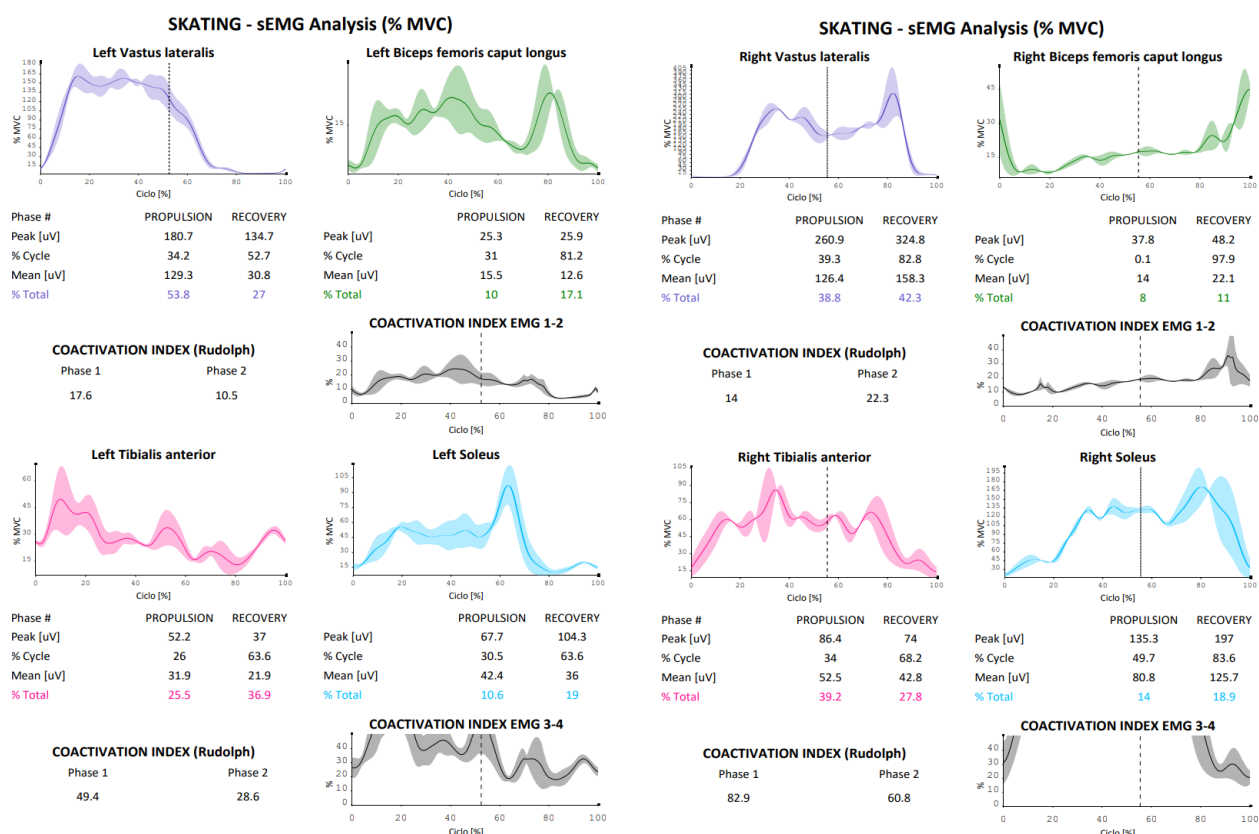


Figura 4 Analisi percentuale MVIC e co-attivazione atleta d'elite (sinistra 1 e destra 1)

Nelle acquisizioni del modello prestazionale riportate in Figura 4 si osserva come tutti i valori di picco relativi all'arto di destra presentino un netto rialzo rispetto al controlaterale, confermando ancora una volta che l'emilato di destra viene sfruttato in maniera prevalente dall'atleta ai fini prestazionali; tuttavia, questa eccessiva stimolazione potrebbe presentare un rischio di lesione. A livello del vasto laterale si evidenziano delle differenti percentuali di interessamento muscolare (dx propulsion: 38.8 % contro sx propulsion: 53.8 %, dx recovery: 42.3 % contro sx recovery: 27 %). Questo dato incide in maniera evidente anche sui picchi e sull'andamento grafico di tale distretto e si manifesta anche a livello del tibiale anteriore dove le percentuali sembrano essere soggette ad

asimmetrie tra i due lati (dx propulsion: 39.2 % contro sx propulsion: 25.5 %, dx recovery: 27.8 % contro sx recovery: 36.9 %).

Nell'analisi delle co-attivazioni si può notare come il lato destro presenti valori più elevati in quasi tutte le fasi, a riconferma del fatto che tale lato fornisce all'atleta gran parte della propulsione in fase di spinta e risulta sottoposto a maggior stress.

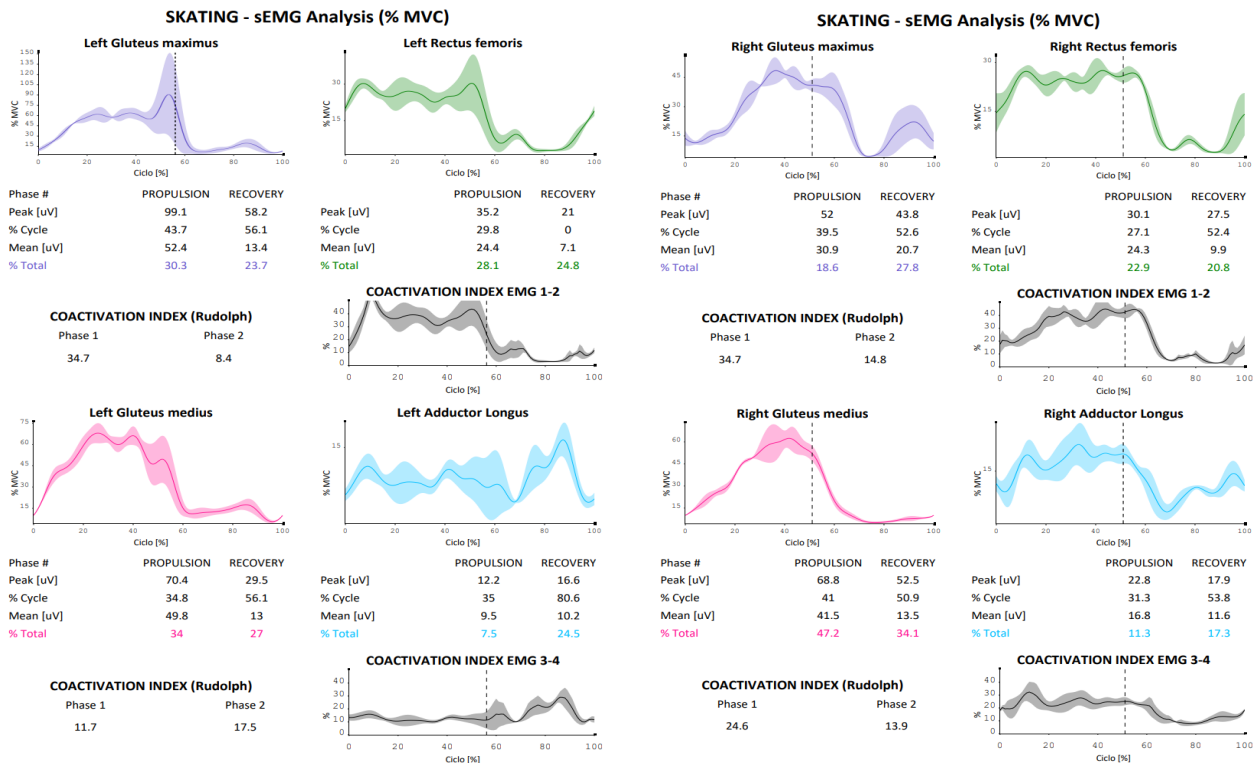


Figura 5 Analisi percentuale MVIC e co-attivazioni atleta d'elite (sinistra 2 e destra 2)

In Figura 5 sono rappresentati i livelli percentuali di MVIC in fase di abduzione-adduzione e di flessione-estensione. Le differenze principali si evidenziano a carico dei muscoli grande gluteo e medio gluteo, mentre i grafici dei muscoli antagonisti (retto femorale e adduttore lungo) mostrano un andamento per lo più omogeneo tra i due lati. Nel grande gluteo, i picchi percentuali di MVIC sono inferiori nell'emilato di destra, sia in propulsione che in recupero, (dx propulsion: 52 uV contro sx propulsion: 99.1 uV, dx recovery: 43.8 uV contro sx recovery: 58.2) e mostrano nell'emilato sinistro un rialzo in fase terminale della propulsione utile all'azione di estensione della coscia in sincrono all'abduzione. Nel medio gluteo, contrariamente, si nota un valore percentuale di MVIC maggiore nell'arto inferiore destro rispetto al sinistro (dx propulsion: 47.2 contro sx propulsion: 34, dx recovery: 34.1 contro sx recovery: 27); inoltre, è presente una differenza qualitativa in termini di raffinatezza del movimento durante la fase propulsiva. Il grafico mostra come il muscolo sinistro presenti segnali discontinui e una fase calante alla fine della propulsione sottendendo ad un limite funzionale, mentre il destro mostra un picco propulsivo terminale. Per quanto riguarda le co-attivazioni tra grande gluteo e retto femorale notiamo dei valori identici in fase propulsiva (dx: 34.7 contro sx: 34.7), mentre in fase di

recupero si manifestano maggiormente a destra (dx: 14.8 contro sx: 8.4). Nel confronto tra gli indici di co-attivazione di medio gluteo e adduttore lungo si nota un livello più elevato a destra in fase propulsiva (dx: 24.6 contro sx: 11.7), mentre in fase di recupero è maggiore nell'arto inferiore sinistro (dx: 13.9 contro sx: 17.5).

Risultati

I risultati analizzano le differenze prestazionali tra un condizionamento motorio specifico ed un successivo controllo, avvenuto sei mesi dopo il tempo 0. Nell'analisi si può evidenziare un assottigliamento nelle differenze tra l'atleta d'élite, le due atlete prese in esame e il neofita, sia in termini di miglioramento tra valutazione iniziali e finali sia in termini di miglioramento della prestazione del singolo atleta rispetto allo standard rappresentato dal campione professionista.

I risultati di rilievo, inoltre, riguardano le variazioni singole dei distretti muscolari presi in esame, in quanto non per tutte le analisi svolte sono presenti delle alterazioni indicative e oggettive. Si rileva anche che durante la pattinata sono presenti delle disomogeneità tra i vari distretti muscolari, in quanto alcuni di questi vengono sollecitati in maniera più marcata rispetto ad altri.

Saranno esposti i risultati registrati per le prestazioni di ogni singolo partecipante.

Atleta 1

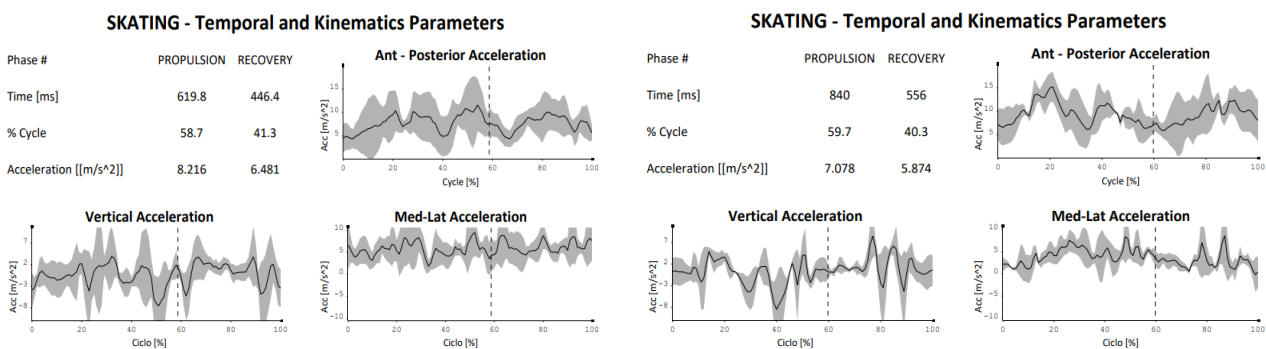


Figura 6 Analisi cinematica atleta 1 tempo 0 e follow up

Nell'analisi cinematica in Figura 6 si osservano differenze tra l'acquisizione iniziale e il follow up dell'atleta 1. In particolare, nella percentuale del ciclo della pattinata: al tempo 0 nella fase propulsiva si attesta a 58.7%, rispetto al follow up dove è 59.7%. Questo valore ci indica come l'atleta abbia aumentato la fase di propulsione riducendo la fase di recupero. In tal modo la candidata è stata in grado di sviluppare degli assetti accelerativi minori sui 3 assi privilegiando l'accelerazione lineare rispetto all'acquisizione basale (propulsione pre: 8.216 m/s² contro post: 7.078 m/s², recupero pre: 6.481 m/s² contro post: 5.874 m/s²). Si evidenzia anche che le deviazioni standard rilevate sono meno marcate nel follow up.

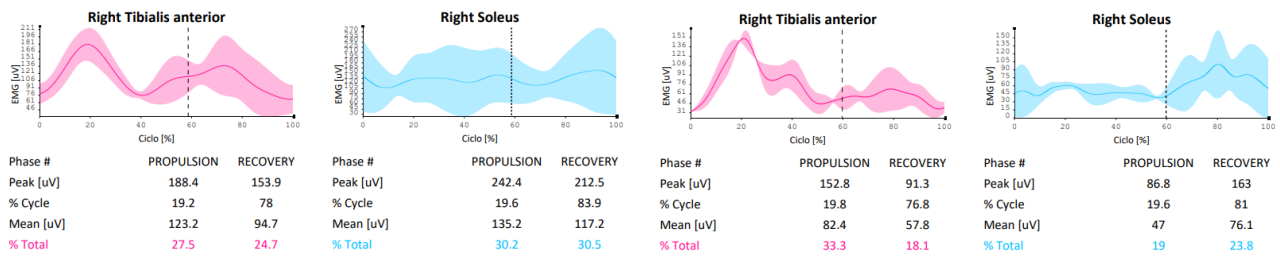


Figura 7 Analisi EMG atleta 1, destra 1 al tempo 0 e al follow up

Dal confronto delle analisi elettromiografiche riportate in Figura 7 si nota che il tibiale anteriore, durante la prima parte del ciclo, presenta picchi più marcati nell'acquisizione basale (pre: 188.4 uV contro post: 152.8 uV), ma con percentuali maggiori nel follow up (pre: 27.5% contro post: 33.3%). Durante la fase di propulsione, il tibiale anteriore presenta un'attività EMG molto spiccata, contrariamente alla fase di recupero in cui tale distretto risulta essere meno sollecitato. Prendendo in esame la valutazione del follow up, emerge che, nella fase di propulsione, il tibiale anteriore è maggiormente interessato (152.8 uV con 33.3% di attivazione) rispetto al soleo (86.8 uV con 19 % di attivazione), presentando picchi inversi durante la fase di recupero (tibiale anteriore: 91.3 uV al 18.1% contro soleo: 163 uV al 23.8%). L'attività muscolare del soleo al tempo 0 presenta valori più alti rispetto a quelli rilevati nel follow up (soleo pre: 242.4 uV nella propulsione e 212.5 nel recupero contro soleo post: 86.8 uV nella propulsione 163 uV nel recupero).

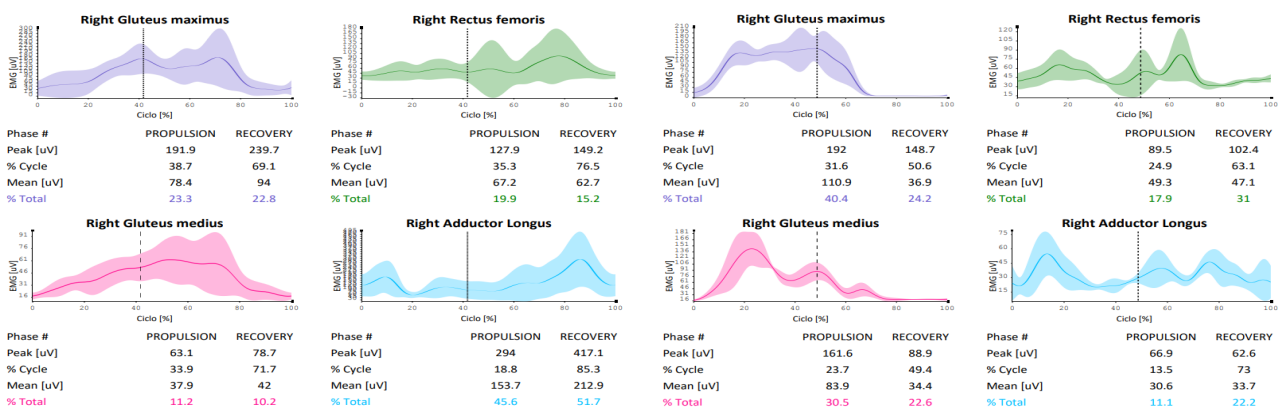


Figura 8 Analisi EMG atleta 1, destra 2 al tempo 0 e al follow up

Osservando l'analisi riportata in Figura 8 si può evincere come l'attività del grande gluteo tra l'acquisizione iniziale e finale, nella fase propulsiva, sia nettamente diversa in termini di percentuale di utilizzo muscolare (pre: 23.3% contro post: 40.4%) nonostante il segnale di picco EMG sia simile (pre: 191.9 uV contro post: 192 uV). Diversamente, il confronto relativo alla fase di recupero del grande gluteo, presenta un segnale alla valutazione basale (239.7 uV al 22.8%) molto più marcato rispetto al controllo (148.7 uV al 24.2%). Considerando che il grande gluteo esegue una contrazione concentrica durante la fase di estensione della coscia, produce un segnale meno marcato durante la

fase di recupero in cui avviene l'adduzione e la flessione della coscia sull'anca. L'analisi al tempo 0 presenta picchi maggiori, fuori scala rispetto agli altri muscoli e in confronto al follow up. Pertanto, si evidenzia un netto miglioramento tra le due valutazioni.

Il medio gluteo durante l'azione propulsiva, abduzione dell'arto inferiore, presenta un segnale nettamente maggiore nel follow up (161.6 uV al 30.5% di attivazione) rispetto al tempo 0 (63.1 uV al 11.2%). Da questi dati si evince che l'atleta riesce a far registrare un segnale EMG più forte e intenso agendo positivamente sulla spinta propulsiva, ma con un possibile aumento del sovraccarico e maggior rischio di infortunio. Monitorando la fase di recupero possiamo osservare come i picchi siano molto simili (pre: 78.7 uV al 10.2% contro post: 88.9 uV al 22.6%). Al follow up il picco viene registrato nella fase di cambio tra la propulsione e il recupero (49.4% ciclo), mentre al tempo 0 è registrato nella fase di recupero (71.7%) quando tale distretto non dovrebbe presentare picchi di attivazione muscolare. Questo conferma che anche per il medio gluteo l'attivazione è più marcata nella valutazione finale, con possibile rischio di sovraccarico, ma con una funzionalità ed efficienza muscolare più coordinata a livello periferico.

L'adduttore lungo presenta un segnale più spiccato nella valutazione iniziale, sia nella fase di propulsione (pre: 294 uV al 45.6% contro post: 66.9 uV al 11.1%) che nel recupero (pre: 417.1 uV al 51.7% contro post: 62.6 uV al 22.2%).

Distretto analizzato:	Picco MVIC %	Picco MVIC %	% intervento muscolare (%)	% intervento muscolare (%)
	(uV) Tempo 0 (propulsion-recovery)	(uV) Follow up	Tempo 0 (propulsion-recovery)	Follow up
Gluteo massimo	<u>108.6 – 135.7</u>	<u>142.5 - 110.4</u>	23.3 - 22.8	<u>40.4- 24.2</u>
Retto femorale	22.5 - 26.2	36.1 - 41.3	19.9 - 15.2	<u>17.9 - 31</u>
Gluteo medio	<u>40.9 - 51</u>	<u>106.7 - 58.7</u>	<u>11.2 - 10.2</u>	<u>30.5 - 22.6</u>
Adduttore lungo	<u>46.8 - 66</u>	<u>19.9 - 18</u>	<u>45.6 - 51.7</u>	<u>11.1 - 22.2</u>

Tabella 1 Analisi percentuale MVIC atleta 1, destra 2 al tempo 0 e al follow up

Le percentuali di MVIC riportate in Tabella 1 mettono a confronto le valutazioni svolte al tempo 0 e a sei mesi nell'atleta 1 e mostrano i distretti più interessati dalla spinta orizzontale e correlati, di conseguenza, al più alto rischio di lesione da sovraccarico. Questi dati hanno permesso di riscontrare

che il grande gluteo presenta un picco percentuale di MVIC aumentato durante la fase di propulsione nel follow up ma ridotto nella fase di recupero. Tale informazione esplicita come l'atleta abbia aumentato la richiesta muscolare a carico del grande gluteo in propulsione e l'abbia ridotta durante la fase di richiamo della gamba preservando il muscolo per la successiva spinta. Questo incremento ricade anche sulle percentuali di utilizzo muscolare, in cui si sono osservati degli incrementi nell'acquisizione di controllo (riga 2, tabella 1).

Il medio gluteo ha portato rilievi interessanti sui picchi misurati, nettamente aumentati nel follow up sia nella propulsione che nel recupero (riga 4 tabella 1). Questo dato, tuttavia, potrebbe essere un indicatore di sovraccarico muscolare, in quanto il valore registrato durante la propulsione è pressoché il doppio rispetto all'acquisizione basale (40.9 uV contro 106.7 uV). Si nota anche, più in generale, come le percentuali di attivazione muscolare abbiano subito un incremento.

Il valore più importante è quello che rappresenta l'attività dell'adduttore, in quanto si osserva come i valori di picco nel follow up si siano nettamente ridotti rispetto all'inizio (riga 5 tabella 1), con valori ancora più elevati per la percentuale di utilizzo muscolare.

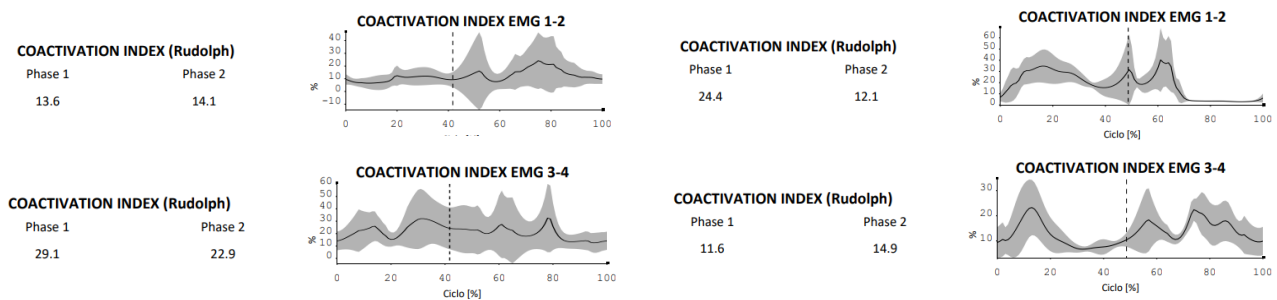


Figura 9 Analisi co-attivazione atleta 1, destra 2 al tempo 0 e al follow up (grande gluteo-retto femorale sopra, medio gluteo-adduttore lungo sotto)

I dati riportati in Figura 9 mostrano le co-attivazioni tra la valutazione iniziale e finale e possiamo notare le seguenti differenze. Le co-attivazioni tra il medio gluteo e l'adduttore nel follow up risultano nettamente inferiori sia nella fase di propulsione (pre: 29.1 contro post: 11.6) che di recupero (pre: 22.9 contro post: 14.9). Un andamento simile si registra tra grande gluteo e retto femorale nella fase di recupero (pre: 14.1 contro post: 12.1), diversamente, nella fase di propulsione, sono in calo nel follow up rispetto all'acquisizione iniziale (pre: 13.6 contro post: 24.4).

ANALISI MVIC % E CO-ATTIVAZIONI (Rudolph index)				
Distretti	Analisi dx 1 (propulsion- recovery) tempo 0	Analisi sx1 tempo 0	Analisi dx 1 follow up	Analisi sx 1 follow up
Vasto laterale	229.1 - 152.4 uV	<u>310.1 - 267.2 uV</u>	162.2 - 195.7 uV	<u>235.8 - 186.3 uV</u>
Bicipite femorale	21.9 - 30.3 uV	<u>29.1 - 43.7 uV</u>	19.4 - 29 uV	<u>30 - 46.4 uV</u>
Co-attivazione	14.4 - 18.7	<u>20.8 - 28.4</u>	11.5 - 22.4	<u>17.3 - 30</u>

Tabella 2 Analisi indice asimmetria atleta 1 al tempo 0 e al follow up

ANALISI MVIC % E CO-ATTIVAZIONI (Rudolph index)				
Distretti	Analisi dx 2 tempo 0	Analisi sx 2 tempo 0	Analisi dx 2 follow up	Analisi sx 2 follow up
Medio gluteo	<u>40.9 - 51 uV</u>	35.1 - 22.2 uV	106.7 - 58.7 uV	<u>117 - 80.2</u>
Adduttore lungo	46.8 - 66.4 uV	<u>85 - 106 uV</u>	19.9 - 18.6	<u>56.9 - 23 uV</u>
Co-attivazione	29.1 - <u>22.9</u>	<u>29.6</u> - 19.1	11.6 - 14.9	<u>30.5 - 20.2</u>

Tabella 3 Analisi indice asimmetria atleta 1 al tempo 0 e al follow up

Dall'analisi delle Tabelle 2 e 3 si riscontra la presenza di asimmetrie tra arto destro e sinistro sia nella valutazione iniziale che nel follow up. In particolare, si rileva che nel vasto laterale il carico muscolare è maggiore sull'arto inferiore sinistro, nonostante l'atleta presenti l'emilato destro come dominante. Questo dato è valido in entrambe le acquisizioni, con la differenza che dopo sei mesi di allenamento tale asimmetria sembra essersi leggermente assottigliata presentando anche valori di attivazioni e di co-attivazioni meno marcate (Tabella 2). La medesima osservazione viene fatta anche per il bicipite femorale in cui i valori registrati sull'emilato sinistro risaltano più elevati. Da notare come le differenze di co-attivazione tra destra (14.4 contro 18.7) e sinistra (20.8 contro 28.4) al tempo 0 siano meno marcate rispetto a quelle presenti nell'analisi a sei mesi (dx: 11.5 - 22.4 contro sx: 17.3 - 30). Questa differenza è dovuta al maggiore pre-tensionamento muscolare che si crea durante la seconda fase del ciclo. A conferma di ciò si può osservare un rialzo dei valori nell'analisi co-attivazionale durante la seconda fase del ciclo (dx: 18.7 contro 22.4, sx: 28.4 contro 30). Analizzando il medio gluteo si osserva come il rialzo percentuale di MVIC sia maggiore sul sinistro, a seguito

dell'allenamento dopo sei mesi (Tabella 3). Per l'adduttore lungo si confermano le medesime osservazioni: i valori tra le due acquisizioni mostrano un aumento nell'arto inferiore sinistro. Per quanto riguarda le co-attivazioni tra medio gluteo e adduttore lungo, si registra come nel lato sinistro la valutazione iniziale (29.6 contro 19.1) presenti una differenza maggiore rispetto al controlaterale (29.1 contro 22.9). Nelle acquisizioni di controllo, l'arto inferiore sinistro presenta dei rialzi nettamente più marcati rispetto al controlaterale (dx: 11.6 - 14.9 contro sx: 30.5 - 20.2), che si evidenziano durante la prima fase del ciclo.

Atleta 2

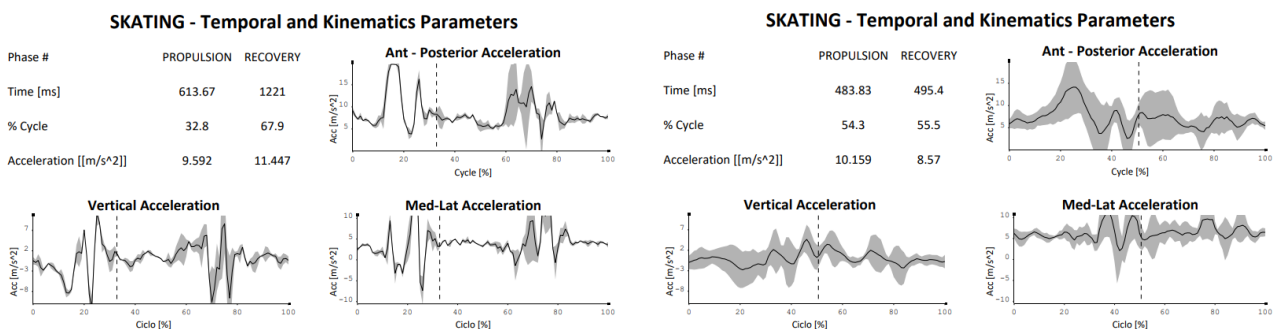


Figura 10 Analisi cinematica atleta 2 al tempo 0 e al follow up

Nell'analisi cinematica in Figura 10, che rappresenta le acquisizioni iniziali e del follow up dell'atleta 2, si osserva una differenza nella percentuale di esecuzione del ciclo (propulsion pre: 32.8 contro propulsion post: 54.3, pre-recovery: 67.9 contro: 55.5). Ciò indica che l'atleta ha incrementato la capacità tecnica di pattinata senza anticipare troppo l'azione di recupero della gamba. Un'ulteriore differenza si evidenzia nelle medie dei valori di accelerazione dove si registra un leggero rialzo durante la prima fase di pattinata e un abbassamento durante il recupero.

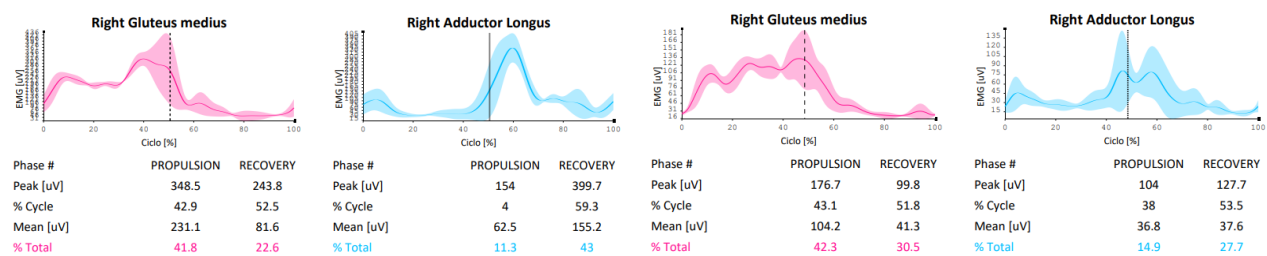


Figura 11 Analisi EMG atleta 2, destra 2 al tempo 0 e al follow up

Nell'atleta 1 si erano riscontrate delle differenze nei distretti muscolari del tibiale anteriore e del soleo, mentre per l'atleta 2 i distretti interessati sono il medio gluteo e l'adduttore lungo.

Nella Figura 11 viene presentata l'analisi EMG dell'atleta 2 dalla quale si evince che il medio gluteo, durante l'azione propulsiva dell'acquisizione iniziale, presenta dei valori nettamente superiori (348.5

uV) rispetto al controllo (176.7 uV). Tali riscontri sono evidenti anche nella fase di recupero in cui il muscolo presenta un alto livello di attivazione (pre: 243.8 uV contro post: 99.8 uV).

Questi dati sottendono un carico eccessivo della muscolatura presente alla valutazione iniziale prima dell'allenamento, con alte prestazioni, ma non esente da un rischio di lesione muscolare.

Nel muscolo adduttore si rileva un andamento simile, in cui la contrazione al tempo 0 risulta superiore rispetto a quella del follow up sia in fase di propulsione (pre: 154 uV contro post: 104 uV) che di recupero (pre: 399.7 uV contro post: 127.7 uV).

Distretto analizzato:	Picco MVIC % (uV) Tempo 0 (propulsion-recovery)	Picco MVIC % (uV) Follow up	Intervento muscolare %Tempo 0 (propulsion-recovery)	Intervento muscolare (%) Follow up
Tibiale anteriore	<u>91.9 - 66.1</u>	52.3 - 32.5	<u>27.7 - 27</u>	27.3 - 25.4
Soleo	<u>113.8 - 173</u>	109.8 - 84.1	18.3 - <u>22.9</u>	<u>19.3 - 20.7</u>
Grande gluteo	96.2 - 61.6	<u>112.5 - 67.7</u>	<u>31.7 - 12.3</u>	26 - 11.4
Retto femorale	<u>89.9 - 104.8</u>	42.2 - 47.6	15.2 - 22	<u>16.8 - 30.4</u>

Tabella 4 Analisi MVIC % atleta 2, destra 1 e 2 al tempo 0 e al follow up

Nella tabella 4 sono stati analizzati solamente i muscoli tibiale anteriore, soleo, grande gluteo e retto femorale in quanto per i muscoli medio gluteo e adduttore lungo non erano presenti sostanziali differenze tra le due acquisizioni. Il tibiale anteriore e il soleo presentano segnali di picco percentuale di MVIC più marcati nella valutazione iniziale (propulsione tibiale anteriore pre: 91.9 uV contro post: 52.3 uV, recupero tibiale anteriore pre: 66.1 uV contro post: 32.5 uV, propulsione soleo pre: 113.8 uV contro post: 109.8 uV, recupero soleo pre: 173 uV contro post: 84.1 uV). Anche per il retto femorale i valori al tempo 0 sono più alti rispetto al follow up (propulsione pre: 89.9 uV contro post: 42.2 uV, recupero pre: 104.8 uV contro post: 47.6 uV). Per il grande gluteo, invece, non ci sono variazioni significative tra la valutazione iniziale e quella finale.

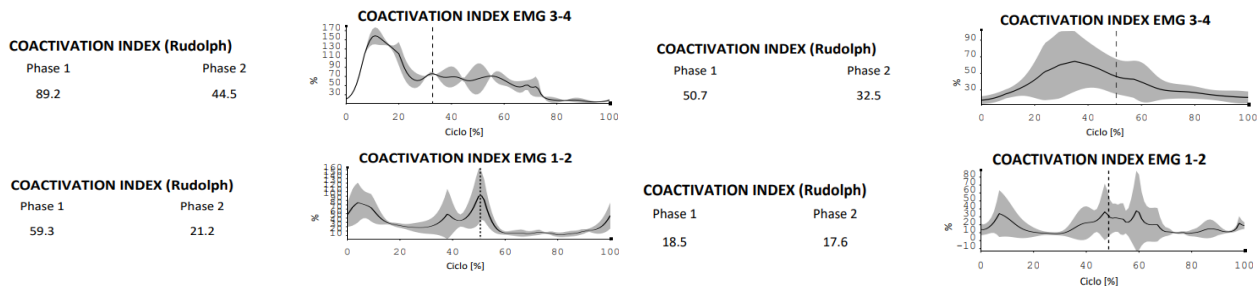


Figura 12 Analisi co-attivazione atleta 2, destra 1 e 2 al tempo 0 e al follow up (tibiale anteriore-soleo sopra, grande gluteo-retto femorale sotto)

I dati riportati in Figura 12, relativi ai muscoli grande gluteo e retto femorale, mostrano un indice di co-attivazione nettamente minore al follow up (pre: 59.3 contro post: 18.5).

Per quanto riguarda il tibiale anteriore e il soleo possiamo notare come, anche in questo caso, gli indici si siano ridotti al follow up sia nella fase propulsiva (pre: 89.2 contro post: 50.7) che di recupero (pre: 44.5 contro post: 32.5).

ANALISI MVIC % E CO-ATTIVAZIONI (Rudolph index)				
Distretti	Analisi dx 1 (propulsion- recovery) tempo 0	Analisi sx1 tempo 0	Analisi dx 1 follow up	Analisi sx 1 follow up
Vasto laterale	90.4 - 128.1	<u>194 - 212.9</u>	52.6 - 27.7	<u>118.6 - 106.4</u>
Bicipite femorale	<u>36.6 - 33</u>	30.8 - 32.3	<u>24 - 28</u>	19.4 - <u>29.6</u>
Co-attivazione	<u>33.9 - 17.5</u>	26.4 - <u>20.6</u>	<u>23.8 - 24</u>	17.7 - 11.9

Tabella 5 Analisi indice asimmetrico atleta 2 al tempo 0 e al follow up

ANALISI MVIC % E CO-ATTIVAZIONI (Rudolph index)				
Distretti	Analisi dx 2 (propulsion- recovery) tempo 0	Analisi sx 2 tempo 0	Analisi dx 2 follow up	Analisi sx 2 follow up
Medio gluteo	80.1 - 56.1	<u>108 - 86.5</u>	<u>81.4 - 46</u>	75.8 - <u>56.3</u>
Adduttore lungo	42.8 - 111.2	<u>49.8 - 125.8</u>	<u>53.5 - 65.7</u>	32.3 - 32.8
Co-attivazione	24.2 - <u>27.1</u>	<u>33.3 - 25.4</u>	<u>25.4 - 22.9</u>	22.3 - 14.9

Tabella 6 Analisi indice asimmetrico atleta 2 al tempo 0 e al follow up

Le Tabelle 5 e 6 mostrano le asimmetrie tra arto inferiore destro e sinistro al tempo 0 e alla valutazione finale. Tali dati ci mostrano come a livello del vasto mediale vi sia una maggiore asimmetria del muscolo sinistro considerando che questo non è il lato dominante.

Non si rilevano asimmetrie statisticamente significative nel muscolo bicipite femorale.

Nel medio gluteo e nell'adduttore si può notare che tra le due valutazioni si è verificata una variazione della tendenza nei valori di picco: al tempo 0 l'emilato con segnali più elevati era il sinistro, mentre al follow up il destro.

Neofita

I risultati del neofita sono stati di difficile interpretazione, soprattutto nella valutazione al follow up in quanto il soggetto studiato ha subito un infortunio, la frattura di una clavicola, che non gli ha permesso di completare l'allenamento stabilito. Questo periodo di inattività, tuttavia, ha fatto registrare un calo prestazionale nella valutazione finale del neofita, dal momento che non ha potuto svolgere l'allenamento previsto.

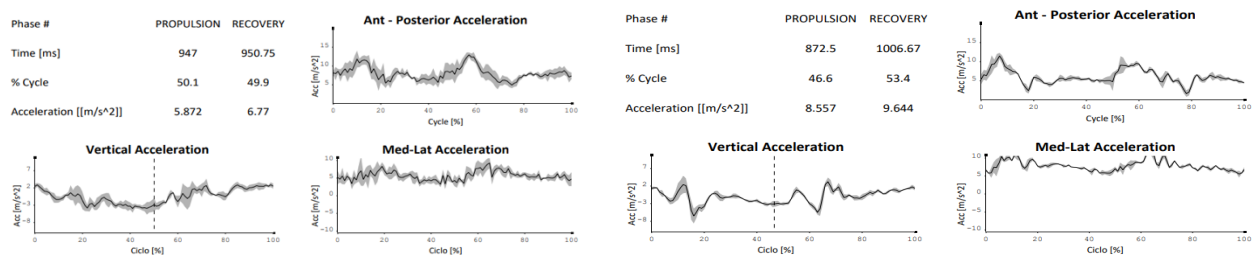


Figura 13 Analisi cinematica neofita al tempo 0 e al follow up

L'analisi cinematica del neofita analizza l'andamento dell'arto inferiore sinistro, dominante per l'atleta, evidenziando come i valori di accelerazione tra valutazione iniziale e finale siano più elevati al follow up, indice del fatto che il neofita presenta maggiori oscillazioni lungo i tre assi, in particolare su quello medio-laterale. Mentre per le percentuali cicliche della pattinata presentano leggere discordanze sempre a favore della valutazione iniziale in cui riesce a sfruttare più efficacemente la fase propulsiva senza anticiparla.

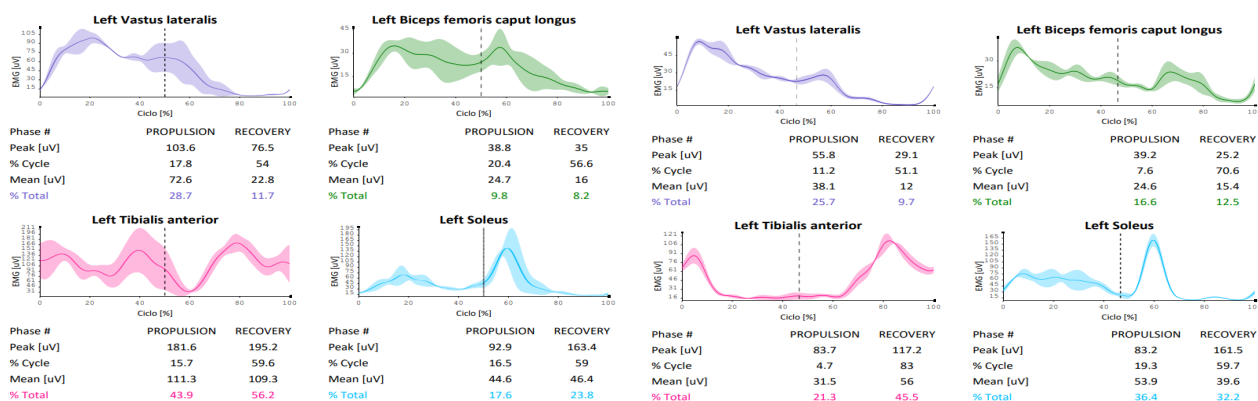


Figura 14 Analisi EMG neofita, sinistra 1 al tempo 0 e al follow up

In Figura 14 è rappresentata l'analisi elettromiografica del neofita e riporta i valori in termini di registrazione del picco e percentuale di interessamento muscolare. Nel muscolo vasto laterale si registra un decremento al follow up sia in propulsione che in recupero (propulsione pre: 103.6%, recupero pre: 76.5% contro propulsione post: 55.8%, recupero post: 29.1%). Il soleo mostra delle differenze sulla percentuale di utilizzo muscolare al follow up: vi è un incremento in entrambe le fasi del ciclo (propulsione pre: 17.6%, recupero pre: 23.8% contro propulsione post: 36.4%, recupero post: 32.2%). Nel tibiale anteriore si nota un notevole decremento sia nel picco tra le due valutazioni (propulsione pre: 181.6%, recupero pre: 195.2% contro propulsione post: 83.7%, recupero post: 117.2%) sia nelle percentuali di interessamento muscolare (propulsione pre: 43.9%, recupero pre: 56.2% contro propulsione post: 21.3%, recupero post: 45.5%).

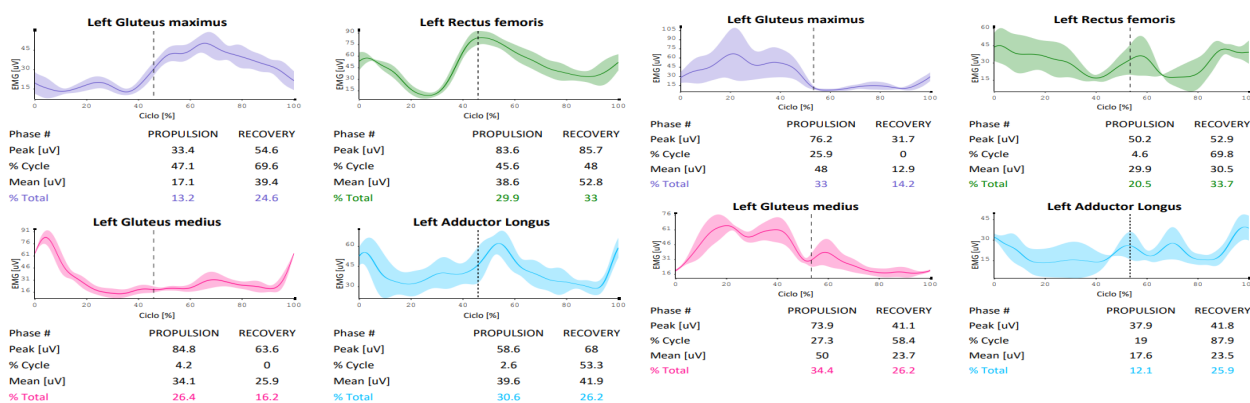


Figura 15 Analisi EMG neofita, sinistra 2 al tempo 0 e al follow up

Nella Figura 15 sono riportate le analisi delle due valutazioni, tempo 0 e sei mesi, per i muscoli: grande gluteo, retto femorale, medio gluteo e adduttore lungo. Nel grafico la curva al follow up mostra un picco nella fase propulsiva del grande gluteo che non è presente nell'analisi iniziale. Questo dato risulta importante in quanto tale contrazione è coerente con il movimento propulsivo eseguito dall'atleta. Il retto femorale presenta le medesime caratteristiche, nonostante alla valutazione iniziale

i picchi siano più elevati. Osservando la curva del grafico, il segnale di contrazione muscolare nelle acquisizioni iniziali si presenta a ridosso del cambio del ciclo della pattinata, contrariamente, al follow up gli andamenti sono meno uniformi. Osservando il grafico del medio gluteo si nota una forte attivazione iniziale al tempo 0, coerente con l'azione propulsiva della pattinata, mentre, al follow up, l'attività muscolare di tale distretto non risulta costante nel tempo.

Al follow up l'attività muscolare è maggiore a livello dei glutei in termini percentuali totali di attivazione, diversamente dal tempo 0 in cui molto lavoro è dato dal retto femorale e dall'adduttore lungo.

Distretto analizzato:	Picco MVIC % (uV)	Picco MVIC % (uV)	% intervento muscolare (%)	% intervento muscolare (%)
	Tempo 0 (propulsion-recovery)	Follow up	Tempo 0 (propulsion-recovery)	Follow up
Tibiale anteriore	46.6 - 50.2	38 - 53.3	43.9 - 56.2	21.3 - 45.5
Soleo	126.3 - 222	136.8 - 265.7	17.6 - 23.8	36.4 - 32.2
Medio gluteo	13.2 - 9.9	38.4 - 21.3	26.4 - 16.2	34.4 - 26.2
Adduttore lungo	45.8 - 53.2	17.2 - 18.9	30.6 - 26.2	12.1 - 25.9

Tabella 7 Analisi MVIC % neofita, sinistra 1 e 2 al tempo 0 e al follow up

In Tabella 7 si può notare come il tibiale anteriore e l'adduttore lungo presentino segnali percentuali di MVIC e di interessamento muscolare più marcati alla valutazione iniziale. Per soleo e medio gluteo vale l'opposto: si osserva un incremento degli indici di attivazione con un possibile sovraccarico del soleo.

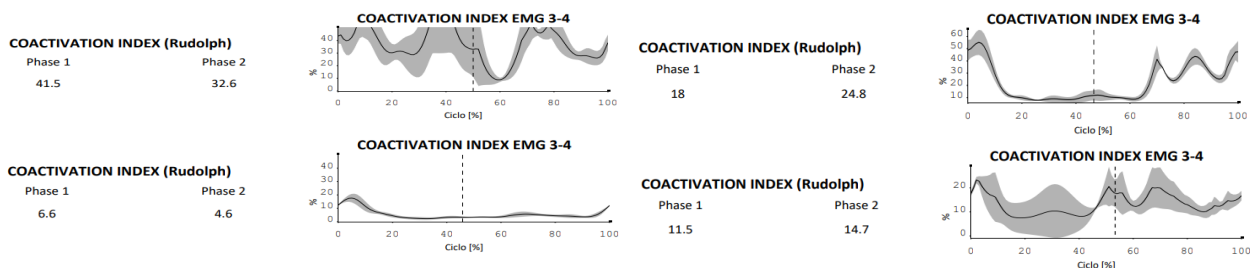


Figura 16 Analisi co-attivazione neofita, destra 1 e 2 al tempo 0 e al follow up (tibiale anteriore-soleo sopra, medio gluteo-adduttore lungo sotto)

Gli indici di co-attivazione rappresentati in Figura 16 forniscono importanti riferimenti sulle capacità di contrazione e rilassamento muscolare. Le co-attivazioni tra tibiale anteriore e soleo presentano un

decremento tra valutazione iniziale (propulsione: 41.5, recupero: 32.6) e follow up (propulsione: 18, recupero: 24.8). Contrariamente, si nota un incremento delle co-attivazioni di medio gluteo e adduttore lungo tra le due valutazioni (propulsione pre: 6.6, recupero pre: 4.6 contro propulsione post: 11.5, recupero post: 14.7).

ANALISI MVIC % E CO-ATTIVAZIONI (Rudolph index)				
Distretti	Analisi dx 1 (propulsion- recovery) tempo 0	Analisi sx1 tempo 0	Analisi dx 1 follow up	Analisi sx 1 follow up
Vasto laterale	<u>378.3 - 398.7</u>	74.3 - 54.9	<u>37.3 - 69.8</u>	30.3 - 15.8
Bicipite femorale	19.7 - <u>28.4</u>	<u>19.8</u> - 17.8	<u>13.8 - 17</u>	11.2 - 7.2
Co-attivazione	13 - <u>17.7</u>	<u>16.2</u> - 12	<u>12.7 - 11.2</u>	9.6 - 5.6

Tabella 8 Analisi indice asimmetrico neofita al tempo 0 e al follow up

Nella Tabella 8 i valori di asimmetria la cui differenza è più statisticamente significativa riguardano il vasto laterale, con valori decisamente in rialzo nel destro, presenti sia nella valutazione iniziale che nel follow up. L'alto picco rilevato nell'emilato di destra permette di affermare come questo muscolo sia sollecitato in maniera eccessiva rispetto al controlaterale. Per quanto riguarda il bicipite femorale le asimmetrie sono meno marcate rispetto al vasto laterale; si osserva un rialzo in fase di recupero al tempo 0 nell'arto inferiore destro (dx: 28.4 contro sx: 17.8), confermato anche se con rilievi meno marcati nel follow up (13.8 uV - 17 uV).

ANALISI MVIC % E CO-ATTIVAZIONI (Rudolph index)				
Distretti	Analisi dx 2 (propulsion- recovery) tempo 0	Analisi sx 2 tempo 0	Analisi dx 2 follow up	Analisi sx 2 follow up
Medio gluteo	<u>27.3 - 10.2</u>	13.2 - 9.9	35.2 - 13.5	<u>38.4 - 21.3</u>
Adduttore lungo	41.7 - 38.8	<u>45.8 - 53.2</u>	<u>29.7 - 21.5</u>	17.2 - 18.9
Co-attivazione	<u>23.8 - 8</u>	6.6 - 4.6	<u>19.1 - 15.5</u>	11.5 - 14.7

Tabella 9 Analisi indice asimmetrico neofita al tempo 0 e al follow up

Il medio gluteo, nel confronto tra le due valutazioni, presenta variazioni di picco a favore dell'arto inferiore destro (Tabella 9). A seguito del periodo di allenamento, si registra un incrementato nell'arto sinistro poiché i rilievi sono più accentuati (pre sx: 13.2 - 9.9 contro post sx: 38.4 - 21.3). Nel muscolo adduttore lungo si nota un andamento inverso, con rilievi spiccati a sinistra al tempo 0 (45.8 - 53.2), e con forti decrementi a sei mesi sia per l'arto destro (pre: 41.7 - 38.8 contro post: 29.7 - 21.5) che per il sinistro (17.2 - 18.9). Si può evidenziare una leggera asimmetria iniziale, che dopo il periodo di condizionamento del neofita, si è decisamente ridotta.

Confronto tra il modello prestazionale e la popolazione campione

Di seguito verrà esposta un'analisi che metterà a confronto i soggetti reclutati con il modello prestazionale di riferimento dopo i sei mesi di condizionamento specifico alla disciplina.

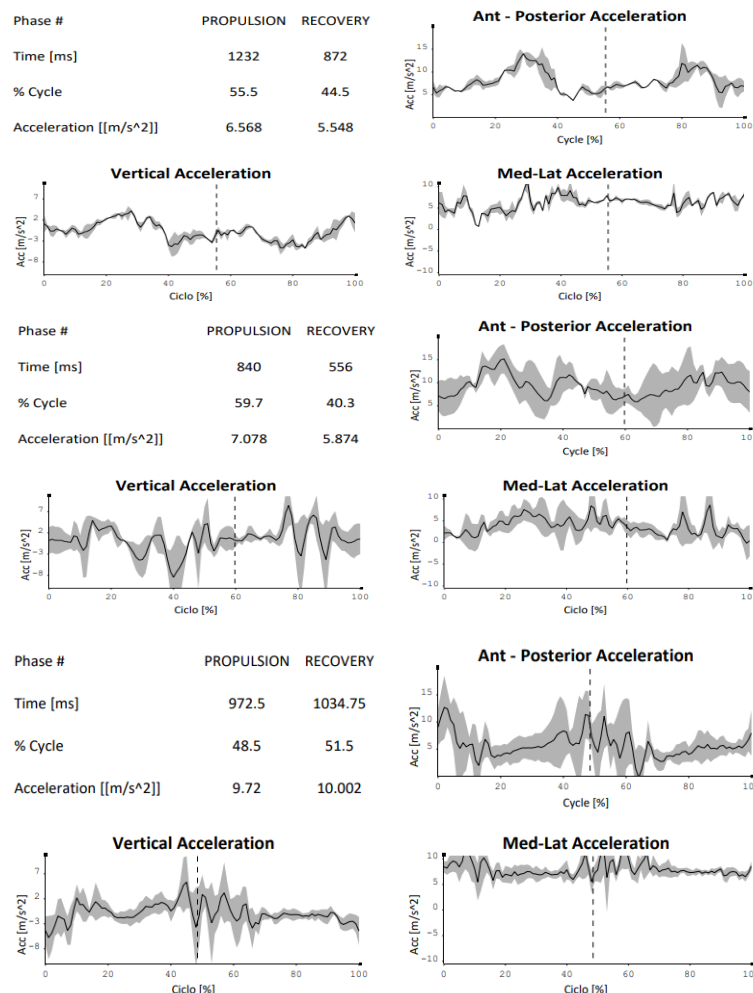


Figura 17 Confronto cinematico arto destro atleta d'élite vs atlete 1 e 2

In Figura 17 è rappresentato il confronto tra le analisi cinematiche dell'atleta d'élite, rapportate all'atleta 1 e 2 candidate allo studio. Come possiamo vedere dai grafici i valori di riferimento ricadono

sulle percentuali del ciclo di pattinata e sulle medie di accelerazione sui tre assi. L'andamento tecnico più vicino al modello prestazionale risulta essere quello dell'atleta 1 in quanto si può sovrapporre al tracciato dell'atleta d'élite sia in termini percentuali che di accelerazione. Nell'atleta 2 la fase di propulsione e di recupero si discostano dal modello, sia per quanto riguarda il tracciato grafico, che per i valori di accelerazione.

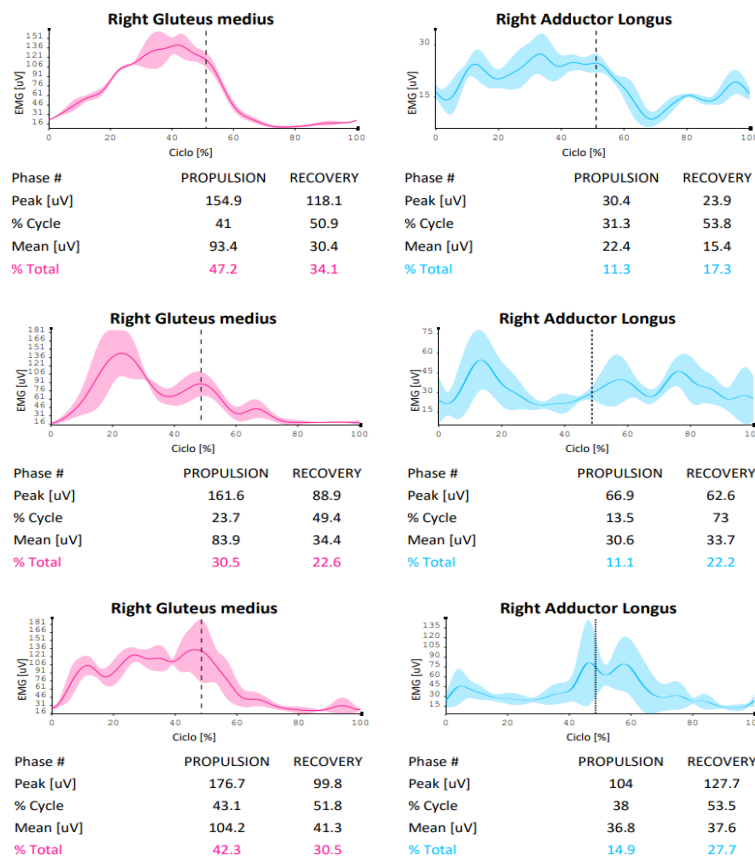


Figura 18 Confronto EMG destra 2 atleta d'élite vs atleta 1 e 2

Dal confronto elettromiografico sopra riportato si osserva che l'atleta 1 presenta delle differenze rispetto al modello prestazionale sia in termini di andamento grafico che di percentuale di interessamento muscolare. In fase propulsiva, infatti, non sfrutta al meglio l'azione del medio gluteo. Diversamente, l'atleta 2, presenta maggiori somiglianze nell'andamento del grafico e nei riscontri numerici in rapporto alla campionessa.

L'analisi condotta sull'adduttore conduce rilievi differenti da quanto appena enunciato per entrambe le atlete in quanto si osservano eccessivi picchi di reclutamento motorio durante la fase propulsiva in rapporto al modello, con ulteriori eccessi durante l'azione di recupero, rafforzando l'idea che tale risultato possa indurre a sovraccarichi eccessivi nelle atlete.

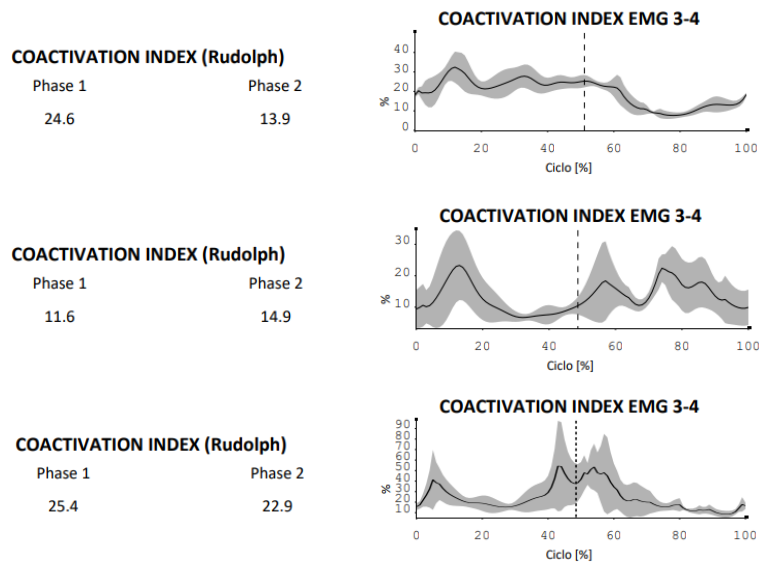


Figura 19 Confronto co-attivazione destra 2 atleta d'élite vs atlete 1 e 2

Nell'analisi delle co-attivazioni, la Figura 19 mostra che nella fase propulsiva l'atleta 2 si avvicina maggiormente al modello prestazionale contrariamente all'atleta 1 che pare discostarsi. Nella fase di recupero, invece, l'atleta 1 si avvicina maggiormente alla campionessa.

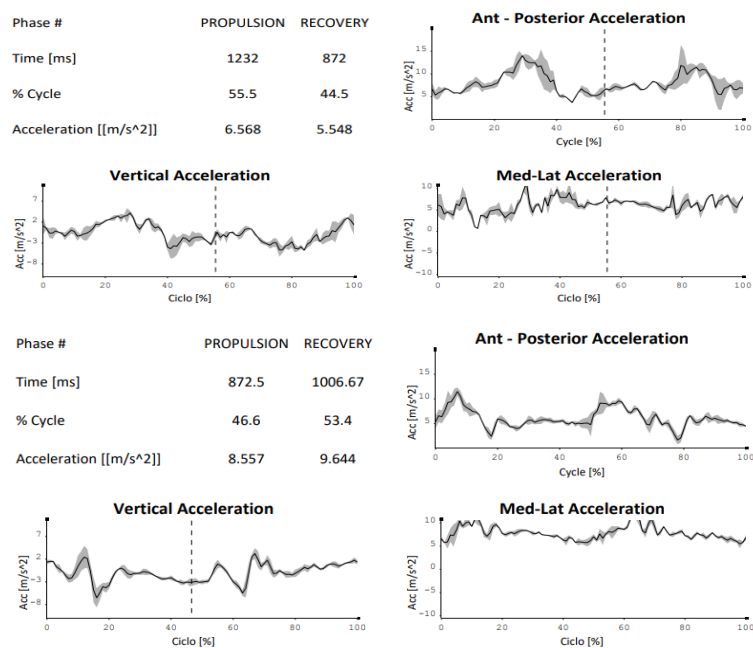


Figura 20 a-b Confronto cinematico arto destro atleta d'élite vs atlete 1 e 2

La cinematica della Figura 20 mette a confronto il gesto tecnico del neofita con il modello prestazionale. Si nota subito come i valori percentuali del ciclo siano nettamente differenti: il neofita tende ad anticipare l'azione di propulsione aumentando di conseguenza l'azione di recupero.

Per quanto riguarda le accelerazioni medie il neofita tende a presentare maggiori oscillazioni lungo i tre assi alterando così la funzionalità della pattinata. Nonostante queste discordanze, gli andamenti dei grafici sembrano presentare una buona omogeneità, in particolare per l'andamento latero-mediale.

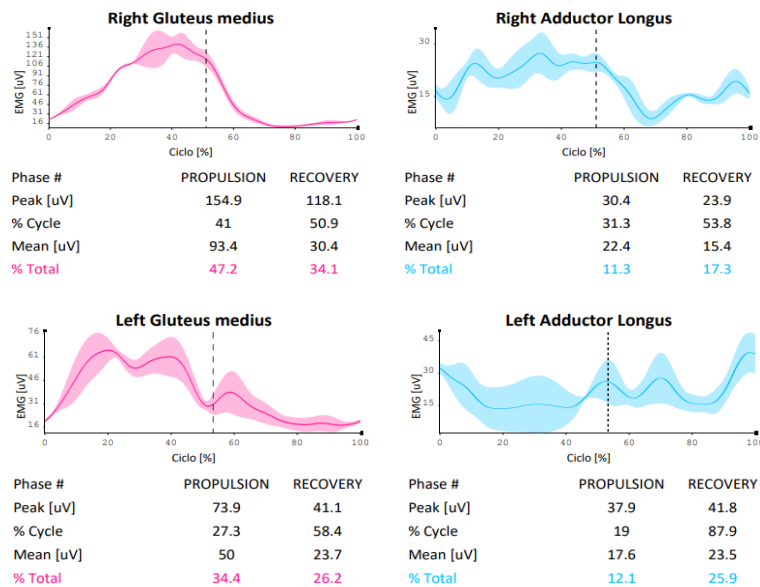


Figura 21 a-b Confronto EMG arto destro atleta d'élite vs arto sinistro neofita

I segnali di reclutamento muscolare del medio gluteo del neofita sono nettamente inferiori rispetto a quelli della campionessa sia in fase di propulsione che di recupero (Figura 21). L'attivazione dell'adduttore presenta riscontri simili in fase propulsiva, mentre la fase di recupero fa registrare valori molto elevati rispetto al modello prestazionale.

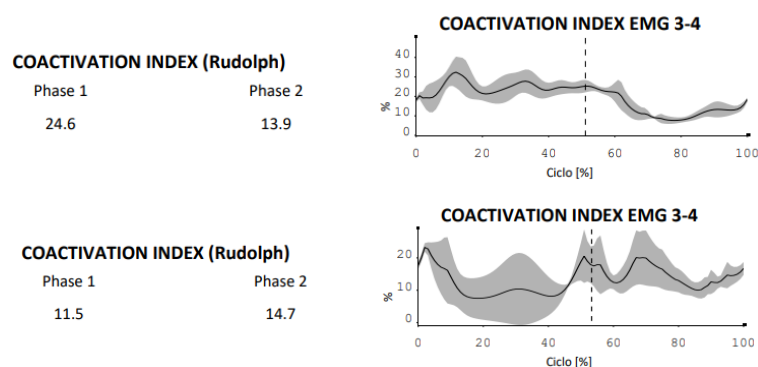


Figura 22 a-b Confronto co-attivazioni arto destro atleta d'élite vs arto sinistro neofita

Gli indici di co-attivazione sono paragonabili dal punto di vista numerico in fase di recupero, ma vi è una ridotta attivazione in fase di propulsione (Figura 22). L'andamento del grafico, inoltre, mostra nel neofita una discontinuità con picchi opposti alla curva della campionessa seguiti da decrementi.

Questo permette di indicare come, nonostante il dato numerico si avvicini a quello dell'atleta d'élite, la curva del grafico presenta stati di attivazione e coordinazione molto discontinui.

Discussione

L'analisi della letteratura ha mostrato che il pattinaggio su rotelle è una disciplina sportiva poco indagata dal punto di vista cinematico e come esposto in introduzione, gli sport più affini a questa disciplina risultano essere l'hockey e il pattinaggio su ghiaccio [4]. Attualmente esistono due soli studi che fungono da base metodologica per questo lavoro e sono: il protocollo di Bongiorno G. et al. [5] e lo studio, sempre di Bongiorno G. et al., che analizza l'applicabilità del protocollo di analisi elettromiografica di superficie [44].

Questa tesi ha permesso di approfondire l'efficacia dello strumento di analisi elettromiografica e cinematica utilizzato per la prevenzione di lesioni e di infortuni nei pattinatori di velocità su rotelle. In letteratura sono riportati studi che si rivolgono unicamente all'analisi epidemiologica di sport affini su ghiaccio [2,3,22,23]. In tal senso, questo lavoro rappresenta un punto di svolta innovativo perché propone un modello che permette di effettuare un'analisi epidemiologica nel pattinaggio a rotelle e può essere facilmente applicato ad altre discipline attraverso un semplice adattamento del protocollo. Le richieste motorie degli atleti di questa disciplina risultano essere molto elevate in termini di stress meccanico e dalle forti asimmetrie obbligate dal gesto tecnico [21]. I risultati sopra riportati ci permettono di affermare che l'abbassamento dell'indice di co-attivazione muscolare tra la valutazione iniziale e il follow up, si traduce in una migliore capacità dell'atleta di coordinare la contrazione e il rilassamento muscolare, soprattutto come indicatore preventivo per il rischio di infortunio. Un altro dato che permette di monitorare il rischio di lesione degli atleti è rappresentato dall'indice di asimmetria [43]. I valori di asimmetria registrati definiscono quale emilato è sottoposto ad una maggiore richiesta muscolare e ciò ci permette di stabilire un piano di prevenzione infortuni per l'arto sottoposto ad un maggior stress. Ciò può essere ottenuto anche grazie ad un programma di allenamento mirato che vada ad equilibrare le forze muscolari in modo da ridurre le differenze tra gli indici di asimmetria. Vediamo ad esempio come nell'atleta 1 sia stato registrato un carico maggiore nell'arto inferiore sinistro rispetto al destro.

Questo lavoro, oltre ad analizzare il singolo atleta ci permette di trarre delle conclusioni anche in termini di apprendimento motorio e miglioramento nella tecnica del gesto atletico, che risultano essere informazioni fondamentali nella preparazione sportiva. Grazie a questo strumento di analisi è possibile quantificare e monitorare lo sviluppo di queste abilità motorie.

Dai risultati numerici e grafici si rileva che l'atleta 1 rispetto all'atleta 2 presenta una tecnica di pattinata più vicina al modello prestazionale, ma dalle acquisizioni elettromiografiche si può evincere come l'atleta 2 abbia dimostrato un miglior incremento atletico rispetto all'atleta 1. Nonostante le atlete si discostino dal modello prestazionale si rileva un apprendimento motorio di entrambe le atlete mostrato da dei grafici cinematici più simili al tracciato di riferimento della campionessa.

Per il neofita si conferma che la capacità tecnica è pressoché rimasta costante con piccole variazioni nelle accelerazioni assiali e nelle percentuali del ciclo di pattinata. Risultano interessanti i dati della condizione atletica, in quanto l'imprevisto infortunio riportato durante la fase di studio, conferma come il breve tempo dedicato all'allenamento sui pattini non sia bastato ad incrementare le capacità condizionali. Nonostante l'infortunio non coinvolgesse direttamente gli arti inferiori, ha imposto al neofita una pausa forzata dagli allenamenti. Pertanto, possiamo affermare che questo strumento risulta molto utile anche nella riabilitazione dell'atleta in seguito ad infortunio in quanto permette al fisioterapista di individuare in maniera inequivocabile differenze di ripartizione dei carichi tra i due emilati, movimenti alterati e muscoli deficitari.

Dall'analisi cinematica si evince che il neofita mostra un andamento peggiorativo tra le due valutazioni in termini prestazionali misurati dalle accelerazioni. Nonostante ciò, il breve periodo di allenamento precedente all'infortunio ha permesso un apprendimento motorio misurabile e visualizzabile graficamente da deviazioni standard minori alla valutazione finale. Tale risultato ci permette di affermare che coordinazione e tecnica motoria sono migliorate tra le due valutazioni. Questi dati uniti all'analisi EMG dei muscoli sopra riportata, potrebbe portare a definire un piano di allenamento specifico su misura per l'atleta neofita.

Conclusione

Questo lavoro di ricerca è uno dei primi ad indagare la disciplina del pattinaggio di velocità su rotelle attraverso l'sEMG e l'analisi cinematica applicate al campo sportivo e clinico. Vengono monitorati non solo lo stato di condizionamento atletico, partendo da un valore iniziale e rivalutato dopo sei mesi di allenamento, ma anche quanto il carico muscolare somministrato possa incidere sullo stato di salute fisico dell'atleta. Dal confronto con il modello di riferimento, pubblicato in letteratura, sono stati rilevati dati cinematici ed EMG che mostrano un apprendimento motorio, sviluppato dalle due atlete oggetto di studio, in seguito al programma di allenamento. Nonostante la ridotta numerosità del campione in esame, tale risultato potrebbe sottolineare la validità, l'efficacia e l'applicabilità di questo approccio metodologico nel migliorare la prestazione atletica dei pattinatori professionisti.

Dall'analisi condotta si sottolinea, inoltre, come questo strumento risponda alle richieste di prevenzione di infortunio nell'atleta fornendo importanti indicazioni affinché l'allenamento muscolare non porti ad un sovraccarico con conseguente lesione. Il fisioterapista potrà quindi beneficiare di questo approccio metodologico nel campo della prevenzione.

Considerando lo sviluppo di questo studio sono riscontrabili dei limiti rappresentati dal fatto che i soggetti analizzati presentavano delle differenze antropometriche, relative all'età e al sesso. Un ulteriore limite è rappresentato dal fatto che uno degli atleti analizzati ha subito un infortunio nel periodo intercorso tra le due valutazioni e ciò non ha permesso una completa analisi in termini di apprendimento motorio anche se ci ha permesso di osservare le conseguenze di una pausa forzata dall'allenamento. È necessario un ampliamento del campione oggetto di studio, in termini di numerosità, in modo da poter effettuare un'analisi statistica maggiormente predittiva che vada ad assottigliare le differenze nelle variabili soggettive. Inoltre, sarebbe necessario introdurre un modello di riferimento maschile, campione del mondo in questa disciplina, per poter confrontare le pattinate degli atleti dello stesso genere.

Sviluppi futuri di questo studio potranno comprendere l'estensione di tale algoritmo ad altre discipline sportive cicliche e ripetitive come corsa, nuoto, sci di fondo e ciclismo. Inoltre, questo modello di analisi potrà essere utilizzato per definire strategie preventive, per evitare lesioni da sovraccarico, e riabilitative, per il recupero post infortunio.

Bibliografia

1. Allinger TL, Van den Bogert AJ. Skating technique for the straights, based on the optimization of a simulation model. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(2):279-286.
2. Nicholas SJ, Tyler TF. Adductor muscle strains in sport. *Sports Med.* 2002;32(5):339-344.
3. Emery CA, Meeuwisse WH, Powell JW. Groin and abdominal strain injuries in the National Hockey League. *Clin J Sport Med.* 1999;9(3):151-156.
4. de Boer RW, Vos E, Hutter W, de Groot G, van Ingen Schenau GJ. Physiological and biomechanical comparison of roller skating and speed skating on ice. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987;56(5):562-569.
5. Bongiorno G, Biancuzzi H, Dal Mas F, Fasano G, Miceli L. Roller Speed Skating Kinematics and Electromyographic Analysis: A Methodological Approach. *Sports (Basel).* 2022;10(12):209.
6. Le Nen D. Le mouvement chez Léonard de Vinci. "Naissance" de la biomécanique *Annales Orthopédiques de l'Ouest.* 2017;39. 33-40.
7. An KN, Chao EY. Kinematic analysis of human movement. *Ann Biomed Eng.* 1984;12(6):585-597.
8. Nordin AD, Rymer WZ, Biewener AA, Schwartz AB, Chen D, Horak FB. Biomechanics and neural control of movement, 20 years later: what have we learned and what has changed?. *J Neuroeng Rehabil.* 2017;14(1):91.
9. Konrad P. The abc of EMG. *Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr.* 2005;1:30-35
10. Merletti R, Parker PA. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications.* Hoboken, New Jersey: Wiley-Interscience; 2005;8:300-390.

11. Avila ER, Williams SE, Disselhorst-Klug C. Advances in EMG measurement techniques, analysis procedures, and the impact of muscle mechanics on future requirements for the methodology. *J Biomech.* 2023;156:111687.
12. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(4-5):320-327.
13. Lugade V, Fortune E, Morrow M, Kaufman K. Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement - Part I: Posture and movement detection. *Med Eng Phys.* 2014;36(2):169-176.
14. Shull PB, Jirattigalachote W, Hunt MA, Cutkosky MR, Delp SL. Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait Posture.* 2014;40(1):11-19.
15. Godinho C, Domingos J, Cunha G, et al. A systematic review of the characteristics and validity of monitoring technologies to assess Parkinson's disease. *J Neuroeng Rehabil.* 2016;13:24
16. Gómez-Carmona CD, Pino-Ortega J, Sánchez-Ureña B, Ibáñez SJ, Rojas-Valverde D. Accelerometry-Based External Load Indicators in Sport: Too Many Options, Same Practical Outcome?. *Int J Environ Res Public Health.* 2019;16(24):5101.
17. Cummins C, Orr R, O'Connor H, West C. Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: a systematic review. *Sports Med.* 2013;43(10):1025-1042.
18. Dalen T, Ingebrigtsen J, Ettema G, Hjelde GH, Wisløff U. Player Load, Acceleration, and Deceleration During Forty-Five Competitive Matches of Elite Soccer. *J Strength Cond Res.* 2016;30(2):351-359.
19. Davarcı E, Anarım E. Bogazici university smartphone accelerometer sensor dataset. *Data Brief.* 2022;40:107833.

20. Wu WL, Hsu HT, Chu IH, Tsai FH, Liang JM. Selected plantar pressure characteristics associated with the skating performance of national in-line speed skaters. *Sports Biomech.* 2017;16(2):210-219.
21. Valent A, Frizziero A, Bressan S, Zanella E, Giannotti E, Masiero S. Insertional tendinopathy of the adductors and rectus abdominis in athletes: a review. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2012;2(2):142-148.
22. Chang R, Turcotte R, Pearsall D. Hip adductor muscle function in forward skating. *Sports Biomech.* 2009;8(3):212-222.
23. Irshad K, Feldman LS, Lavoie C, Lacroix VJ, Mulder DS, Brown RA. Operative management of "hockey groin syndrome": 12 years of experience in National Hockey League players. *Surgery.* 2001;130(4):759-766.
24. Quintana-Cepedal M, Rodríguez MÁ, Nuño-Iglesias N, Del Valle M, Crespo I, Olmedillas H. Injury characteristics of young elite inline speed skaters: A one season retrospective study. *Phys Sportsmed.* 2023;1-6.
25. Marino GW. Selected mechanical factors associated with acceleration in ice skating. *Res. Q. Exerc. Sport* 1983;54:234-238
26. Pearsall DJ, Turcotte RA, Murphy SD. Biomechanics of ice hockey. *Exerc. Sport Sci.* 2000;675-692.
27. Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, McHugh MP. 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.
28. Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, Donellan S, McHugh MP. The effectiveness of a preseason exercise program to prevent adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am. J. Sports Med.* 2002;30:680-683.

29. Turcotte RA, Pearsall DJ, Montgomery DL, Lefebvre R, Ofir D, Loh JJ. Comparison of Ice versus Treadmill Skating Plantar Force Distribution Patterns. *ASTM Spec. Tech. Publ.* 2004;265–271.
30. Buckeridge E, LeVangie MC, Stetter B, Nigg SR, Nigg BM. An on-ice measurement approach to analyse the biomechanics of ice hockey skating. *PLoS ONE.* 2015;10:e0127324.
31. de Boer RW, Cabri J, Vaes W, et al. Moments of force, power, and muscle coordination in speed-skating. *Int J Sports Med.* 1987;8(6):371-378.
32. Kaartinen S, Venojärvi M, Lesch KJ, Tikkanen H, Vartiainen P, Stenroth L. Lower limb muscle activation patterns in ice-hockey skating and associations with skating speed. *Sports Biomech.* 2021;1-16.
33. Abernethy P, Wilson G, Logan P. Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges [published correction appears in *Sports Med* 1995 Sep;20(3):205]. *Sports Med.* 1995;19(6):401-417.
34. Knapik JJ, Wright JE, Mawdsley RH, Braun JM. Isokinetic, isometric and isotonic strength relationships. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64(2):77-80.
35. Kisner C, Colby LA, Borstad J. *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques.* 7th ed. New York, N.Y: McGraw-Hill Education LLC; 2018.
36. Maeo S, Takahashi T, Takai Y, Kanehisa H. Trainability of Muscular Activity Level during Maximal Voluntary Co-Contraction: Comparison between Bodybuilders and Nonathletes. *PLoS ONE.* 2013;8(11):e79486–e79486.
37. Fares MY, Khachfe HH, Salhab HA, Bdeir A, Fares J, Baydoun H. Physical Testing in Sports Rehabilitation: Implications on a Potential Return to Sport. *Arthrosc Sports Med Rehabil.* 2022 Jan 28;4(1):e189-e198.

38. Humphrey DR, Reed DJ. Separate cortical systems for control of joint movement and joint stiffness: reciprocal activation and coactivation of antagonist muscles. *Advances in neurology*. 1983;39:347–72.
39. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med*. 1988;16(2):113-122.
40. Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait & posture*. 2010;31(3):355–9.
41. Moore IS, Jones AM, Dixon SJ. Relationship between metabolic cost and muscular coactivation across running speeds. *J Sci Med Sport*. 2014;17(6):671-676.
42. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000 Oct;10(5):361-74.
43. Konieczny M, Pakosz P, Witkowski M. Asymmetrical fatiguing of the gluteus maximus muscles in the elite short-track female skaters. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2020 Aug 14;12:48.
44. Bongiorno G, Sisti G, Dal Mas F, Biancuzzi H, Bortolan L, Paolatto I, Rosa M, Miceli L. Surface electromyographic wheel speed skate protocol and its potential in athletes' performance analysis and injury prevention. *J Sports Med Phys Fitness*. 2023.