Scuola universitaria professionale della Svizzera italiana
Dipartimento economia aziendale, sanità e sociale

SUPSI

Corso di Laurea in Fisioterapia

Lavoro di Tesi
(Bachelor Thesis)

di

Kevin Onken

L'effetto della fatica sulla capacità di posizionamento articolare del ginocchio in carico: analisi dell'applicabilità clinica di un metodo valutativo innovativo

Direttore di Tesi
Luca Scascighini

Anno accademico: 2015/2016
Luogo e data: Manno, 31 luglio 2016

ABSTRACT

Obiettivi
Valutare l'influenza della fatica sul senso di posizionamento articolare del ginocchio attraverso un sistema di valutazione che si avvale della proiezione di un fascio di luce laser su bersagli predefiniti e valutare l'applicabilità del sistema di misurazione nel contesto clinico fisioterapico.

Background
Il ginocchio è un'articolazione frequentemente soggetta a infortuni spesso associati a una ridotta propriocezione indotta dalla fatica. Gli infortuni al ginocchio avvengono frequentemente in modalità di carico e attraverso dei meccanismi lesivi che includono movimenti su più piani e assi di movimento. Per verificare l'influenza della fatica sulla propriocezione del ginocchio, è stato proposto un sistema di valutazione propriocettivo svolto in modalità di carico che quantificasse visivamente il senso di posizionamento articolare. Nella pratica clinica fisioterapica esistono molteplici test di valutazione propriocettivi del ginocchio, questo studio, ha fatto riferimento a un nuovo metodo di valutazione.

Metodo
Per quantificare l'influenza della fatica sulla propriocezione del ginocchio e valutare l'applicabilità del sistema di valutazione proposto, sono stati reclutati 20 soggetti sani della Scuola Universitaria della Svizzera Italiana (SUPSI). I partecipanti hanno eseguito un protocollo di affaticamento attraverso un Harvard Step test modificato. Prima e dopo lo stato di affaticamento, è stata valutata la capacità dei soggetti di collocare su due bersagli, attraverso una flessione di ginocchio in modalità di carico, un fascio di luce laser tramite un laser pointer posizionato sul ginocchio.

Risultati
Dopo lo stato di affaticamento non è stato misurato alcun peggioramento nel senso di posizionamento articolare del ginocchio, al contrario, terminato l'esercizio si è verificato un miglioramento significativo nel senso di posizionamento articolare del ginocchio sinistro (p=0.042). Il senso di posizionamento articolare è stato significativamente più preciso sul bersaglio più vicino rispetto al bersaglio più distante, in 3 casi su 4 (p=0.022, p=0.017, p=0.013, p=0.314). Non sono emerse differenze significative nel senso di posizionamento tra il ginocchio destro (dominante in tutti i partecipanti) e il ginocchio sinistro (p=0.061, p=0.108, p=0.162, p=0.863). Infine, è risultato che i soggetti che effettuano più di 3 ore di attività settimanalmente (n=9) hanno riprodotto una precisione di collocamento dei punti mediamente più alta rispetto ai soggetti che svolgono meno di 3 ore di attività fisica settimanalmente (n=11) ma statisticamente significativa in 3 casi su 8 (p=0.039, p=0.006, p=0.004).

Conclusioni
Non sono state riscontrate differenze nel senso di posizionamento articolare prima e dopo lo stato di affaticamento fisico ed è stato constatato che il senso di posizionamento articolare del ginocchio può variare in base alla soggettiva quantità di attività fisica praticata e alla distanza del punto di riferimento da riprodurre.

Il sistema di valutazione di posizionamento articolare adottato, ha permesso una misurazione quantitativa facilmente riproducibile ed oggettivabile. La valutazione in questo senso può essere impiegata nella clinica riabilitativa come strumento di valutazione propriocettiva del ginocchio, in quanto, ritenuto di semplice e pratica applicabilità clinica.

INDICE

ABSTRACT

1. MOTIVAZIONE PERSONALE 3

2. INTRODUZIONE 4
2.1 Il meccanismo di controllo sensomotorio 4
2.1.1 Definizione di propriocezione 4
2.1.2 Caratteristiche e proprietà dei recettori implicati nella propriocezione del ginocchio 5
2.1.3 Il sistema di trasmissione afferente delle informazioni propriocettive dal corpo al sistema nervoso centrale 7
2.1.4 Il sistema motorio efferente 7
2.2 Epidemiologia delle lesioni al ginocchio 8
2.3 Ruolo della propriocezione nel controllo sensomotorio e nella riabilitazione del ginocchio 9
2.4 Rapporto tra la fatica e il meccanismo propriocettivo 11
2.5 Valutazione propriocettiva 12
2.6 Sistemi di valutazione per la propriocezione del ginocchio 12
2.7 Obiettivo 14
2.8 Ipotesi 15
2.8.1 Ipotesi 1: influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare 15
2.8.2 Ipotesi 2: errore di posizionamento articolare e la distanza del punto di riferimento rispetto alla posizione iniziale 15
2.8.3 Ipotesi 3: la differenza del senso di posizionamento articolare tra i due arti 15
2.8.4 Ipotesi 4: l'influenza dell'attività fisica sulla capacità di posizionamento articolare 15

3. METODOLOGIA 16
3.1 Partecipanti 16
3.2 Criteri di inclusione/esclusione 16
3.3 Materiali e strumenti 16
3.3.1 Materiali e strumenti utilizzati per la procedura di posizionamento e riposizionamento articolare 16
3.3.2 Materiali e strumenti utilizzati per la procedura di affaticamento 17
3.4 Procedura 17
3.4.1 Descrizione e procedura di posizionamento e riposizionamento articolare 18
3.4.2 Descrizione e procedura dell'esercizio di affaticamento 20
3.5 Analisi dati 21

4. RISULTATI 23
4.1 Ipotesi 25
4.1.1 Ipotesi 1: influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare 25
4.1.2 Ipotesi 2: errore di posizionamento articolare e la distanza del punto di riferimento rispetto alla posizione iniziale 26
4.1.3 Ipotesi 3: la differenza del senso di posizionamento articolare tra i due arti 27
4.1.4 Ipotesi 4: l'influenza dell'attività fisica sulla capacità di posizionamento articolare 27

5. DISCUSSIONE 29
5.1 Introduzione 29
5.2 I test propriocettivi 29
5.2.1 Apparecchiature utilizzate 29
5.2.2 Test non-specifici 29
5.2.3 Test specifici 30
5.3 Affidabilità del sistema propriocettivo utilizzato 30
5.3.1 Misurazione propriocettiva del ginocchio in modalità di carico 30
5.3.2 Qualità 31
5.4 Ipotesi 31
5.4.1 Ipotesi 1: influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare 31
5.4.2 Ipotesi 2: errore di posizionamento articolare e la distanza del punto di riferimento rispetto alla posizione iniziale 33
5.4.3 Ipotesi 3: la differenza del senso di posizionamento articolare tra i due arti 34
5.4.4 Ipotesi 4: l'influenza dell'attività fisica sulla capacità di posizionamento articolare 35
5.5 Implicazione clinica 36
5.6 Benefici del sistema valutativo di misurazione propriocettivo utilizzato 37
5.7 Limiti dello studio 38
5.7.1 Procedure metodologiche 38
5.7.2 Campione utilizzato 38
5.7.3 Sistema di valutazione propriocettivo 38
5.8 Studi futuri 39

6. CONCLUSIONI 40

7. RINGRAZIAMENTI 41

8. BIBLIOGRAFIA 42

9. ALLEGATI 48

1. MOTIVAZIONE PERSONALE

La propriocezione è una componente del sistema sensomotorio che viene frequentemente integrata all'interno di un percorso riabilitativo fisioterapico per la sua importante influenza sul controllo motorio e il suo importante ruolo nella prevenzione degli infortuni.
Il ginocchio è un distretto corporeo che è spesso soggetto a infortuni sportivi e a patologie muscoloscheletriche che comportano un deterioramento propriocettivo.
Durante le attività sportive, gli infortuni più frequenti al ginocchio avvengono in carico a catena cinetica chiusa, a diverse ampiezze di movimento e su più piani di movimento. Gli infortuni avvengono particolarmente durante le fasi in cui aumenta l'affaticabilità generale.
Essendo che le persone dopo una certa fascia d'età sono soggette a problematiche muscoloscheletriche e che le attività sportive sono sempre in voga nella società odierna, in ottica di futuro professionista, mi aspetto di essere spesso confrontato con questo tipo di problematiche.
La propriocezione viene frequentemente utilizzata come parametro di valutazione per valutare il rischio di cadute negli anziani, viene valutata anche per il ritorno alla funzionalità e per il ritorno all'attività sportiva dopo una lesione al ginocchio.
Tuttavia, esistono oggigiorno pochi metodi o test in grado di valutare la propriocezione del ginocchio che siano di facile applicabilità in ambito clinico.
Esistono molti metodi in grado di valutare la propriocezione del ginocchio utili per la ricerca ma poco funzionali e difficilmente applicabili nella pratica clinica.
La valutazione propriocettiva viene inoltre, spesso valutata attraverso metodi non prettamente consoni a un movimento funzionale o tramite una modalità vicina a un possibile meccanismo lesivo delle strutture anatomiche del ginocchio.

Il mio interesse per la realizzazione di questa tesi è utilizzare un nuovo metodo valutativo che sia funzionale e di facile applicabilità clinica per valutare l'influenza della fatica sul senso di posizionamento articolare del ginocchio. Il sistema di valutazione vuole avvalersi dell'utilizzo di un sistema di misurazione visivo attraverso il collocamento di un fascio di luce laser su due bersagli predefiniti.
Lo strumento avrebbe l'opportunità di diventare utile per il fisioterapista, che avrebbe a disposizione uno strumento di pratico impiego clinico da utilizzare per la misurazione propriocettiva del ginocchio. Inoltre, sarebbe un metodo che potrebbe contribuire a un feedback oggettivo al paziente.

2. INTRODUZIONE

2.1 Il meccanismo di controllo sensomotorio

Il sistema sensomotorio fa riferimento all'integrazione centrale delle informazioni sensoriali e ai processi motori coinvolti nel controllo del movimento, dell'equilibrio, della postura e della stabilità articolare (Riemann & Lephart, 2002a).
Il sistema sensomotorio è un sistema caratterizzato da una continua interazione dei due sistemi che lo compongono: il sistema sensoriale e quello motorio. Il controllo motorio è definito come la capacità dell'individuo di interagire con l'ambiente attraverso il controllo della postura, dell'equilibrio e il movimento ed è continuamente influenzato dal sistema sensoriale afferente (Ageberg, 2002).
Per permettere al sistema nervoso centrale (SNC) di generare un adeguato comando motorio, il SNC deve essere fornito di precise informazioni sensoriali. Le informazioni sensoriali, vengono integrate e processate dal SNC, che genera una risposta motoria efferente espressa attraverso il reclutamento neuromuscolare (Porter, 2013).
Azioni motorie ben adattate necessitano di informazioni intatte e ben integrate provenienti da tutti i sistemi sensoriali: dal sistema visivo, vestibolare e somatosensitivo (Riemann & Lephart, 2002a).
La regolazione del controllo sensomotorio viene continuamente modificato e regolato in base a due forme di controllo afferenti: il controllo a feedback e il controllo a feedforward (Riemann & Lephart, 2002a; Röijezon, Clark, & Treleaven, 2015). Il controllo afferente a feedback è caratterizzato da un continuo processo di elaborazione di informazioni sensoriali afferenti, che avviene in tempo reale durante l'esecuzione di movimenti e fornisce informazioni per un'eventuale correzione del movimento (Purves et al., 2013).
Il feedforward si definisce controllo anticipatorio e permette un adattamento in prospettiva di un'esecuzione motoria e viene rinforzato grazie all'esperienza data dai feedback (Purves et al., 2013).
Il sistema visivo, vestibolare e somatosensitivo, incluso il sistema propriocettivo, forniscono le informazioni necessarie per entrambe le forme di controllo afferenziali, permettendo un'adeguata risposta motoria (Riemann & Lephart, 2002b).

2.1.1 Definizione di propriocezione

Nei percorsi riabilitativi, il ritorno a un buon controllo neuromuscolare è molto importante e determina la base per un adeguato ritorno alla funzionalità. Il miglioramento del controllo neuromuscolare implica un continuo apprendimento motorio attraverso il sistema a feedback su cui fare riferimento per paragonare i movimenti effettuati e il movimento pianificato, questo processo inevitabilmente include un allenamento di tipo propriocettivo (Ageberg, 2002; Clark, 2015; Lephart, Pincivero, Giraido, & Fu, 1997).
La propriocezione è una componente molto importante del sistema sensomotorio che contribuisce a fornire informazioni al corpo riguardo alla percezione della posizione, del movimento e della forza (Goble, 2010; Proske & Gandevia, 2009, 2012; Stillman, 2002).
Il concetto di propriocezione fu introdotto per la prima volta facendo riferimento alle informazioni afferenti provenienti dai "propriocettori" localizzati nel "territorio propriocettivo" (Riemann & Lephart, 2002a). La parola propriocezione è stata coniata dalla combinazione di due terminologie latine "proprius" (di sé) e "perception", termine riferito alle informazioni sensoriali provenienti dalle articolazioni, dai muscoli e dalla cute per permettere a una persona di sapere dove sono localizzate le proprie parti del corpo nello spazio in ogni istante (Han, Waddington, Adams, Anson, & Liu, 2016).

Il concetto di “territorio propriocettivo” si riferiva all’area corporea in cui si trovavano i propriocettori, recettori specializzati, responsabili agli adattamenti e alla percezione di cambiamenti corporei interni dovuti a movimenti e posizionamenti (Riemann & Lephart, 2002a).
La propriocezione è quindi stata riferita alla percezione dei movimenti corporei e alla capacità di percepire la posizione del corpo e dei suoi segmenti corporei nello spazio (Riemann & Lephart, 2002a).
Fino ad oggi però non esiste una definizione univoca di propriocezione (Porter, 2013). Il concetto di propriocezione viene però, ancora oggi, comunemente denotato attraverso il termine di “percezione”. Il termine di “percezione” fa riferimento all’identificazione, all’interpretazione e all’organizzazione conscia e inconscia delle informazioni sensoriali provenienti dai meccanocettori, per permettere all’uomo di capire e rappresentare internamente l’ambiente che lo circonda (Han et al., 2016).
Il concetto di propriocezione si può anche definire come l’abilità di integrare stimoli sensoriali consci e inconsci inerenti al posizionamento, al movimento dei segmenti corporei nello spazio e alla forza, basandosi sulle informazioni sensoriali fornite al sistema nervoso centrale dai recettori articolari, muscolari, tendinei, fasciali e cutanei (Goble, 2010).

2.1.2 Caratteristiche e proprietà dei recettori implicati nella propriocezione del ginocchio

I recettori specializzati prendono il nome di meccanocettori e hanno il compito di trasdurre stimoli meccanici in potenziali d’azione diretti al SNC (Proske & Gandevia, 2012).
Il ruolo principale per la segnalazione delle informazioni sul movimento e sulla posizione degli arti è attribuito ai fusi neuromuscolari (Goble, 2010; Porter, 2013; Proske & Gandevia, 2009, 2012; Riemann & Lephart, 2002b) (figura 1).
I fusi neuromuscolari sono localizzati all’interno dei muscoli scheletrici, decorrono parallelamente alle fibre extrafusali e sono sensibili allo stiramento muscolare. Quando un muscolo modifica la sua lunghezza muscolare, viene esercitata una tensione sulle fibre intrafusali che vengono meccanicamente stimolate, generando un potenziale d’azione che viene condotto attraverso due gruppi di assoni afferenti (Purves et al., 2013).
Le articolazioni presentano anch’essi i loro propriocettori. I recettori sensoriali presenti all’interno dell’articolazione del ginocchio sono stati identificati nei legamenti, nei menischi e nella capsula articolare (Williams, Chmielewski, Rudolph, Buchanan, & Snyder-Mackler, 2001).
I meccanocettori implicati nella mediazione sensoriale situati all’interno dei legamenti, della capsula articolare e nei menischi sono i corpuscoli di Pacini, i corpuscoli di Ruffini e gli organi tendinei di Golgi. I meccanocettori articolari vengono maggiormente stimolati durante il fine corsa articolare ma sono anche attivi durante l’intero arco di movimento (Porter, 2013).
Gli organi tendinei di Golgi sono anche situati nei tendini e sono sensibili alla tensione muscolare e proiettano le informazioni sensoriali attraverso gli assoni di tipo Ib (figura 2).
Infine, i meccanocettori addebiti agli stimoli propriocettivi derivanti dalla cute sono quatto: i dischi di Merkel, i corpuscoli di Meissner, i corpuscoli di Pacini e i corpuscoli di Ruffini (Purves et al., 2013) (figura 3).
La tipologia, la localizzazione e la stimolazione dei vari recettori propriocettivi sono presentati nella Tabella 1.

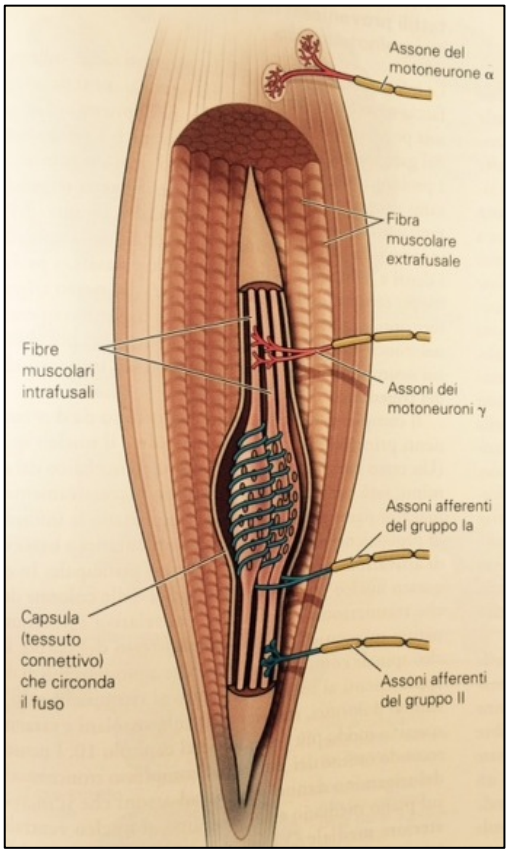

Figura 1. Fuso neuromuscolare (Purves et al., 2013).

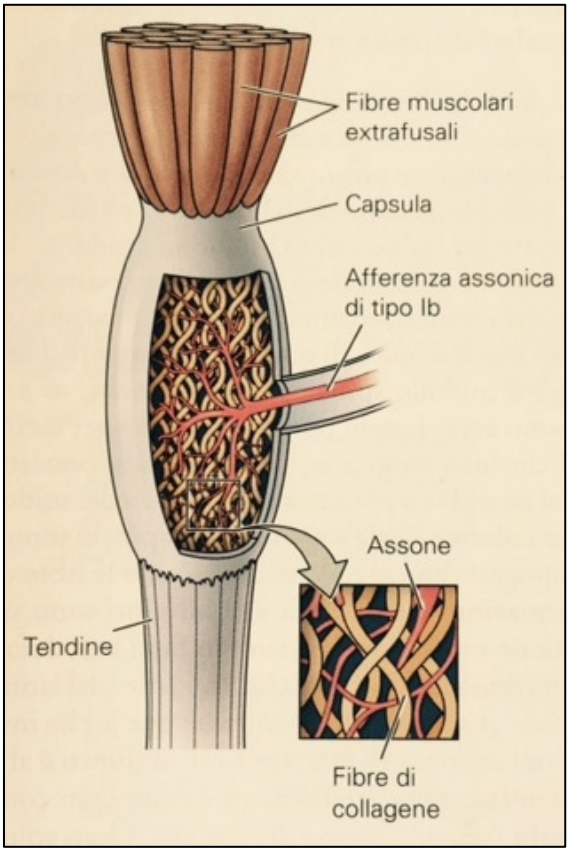

Figura 2. Organo tendineo di Golgi (Purves et al., 2013).

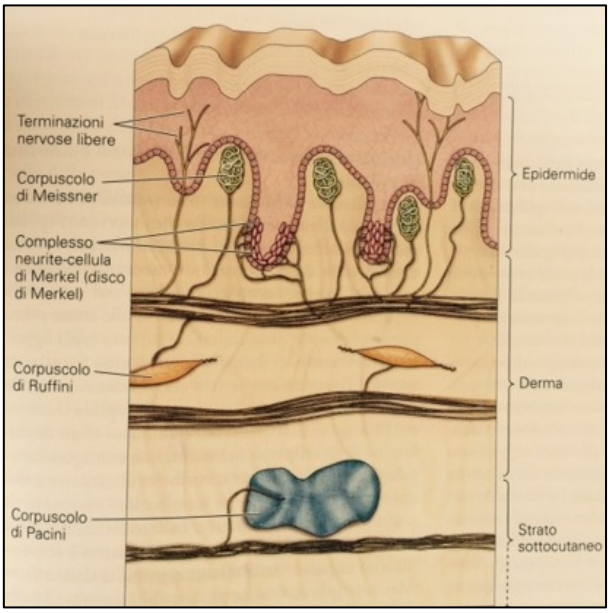

Figura 3. Recettori cutanei (Purves et al., 2013).

Recettore	Localizzazione	Tipo	Stimolazione
Fuso neuromuscolare	Muscolo	Rapido adattamento	Stiramento muscolare
Organi tendinei di Golgi	Tendini, legamenti	Lento adattamento	Tensione muscolare e legamentosa
Corpuscoli di Pacini	Capsula articolare, fascia, cute	Rapido adattamento	Vibrazioni, improvvisa deformazione del meccanocettore
Corpuscoli di Ruffini	Capsula articolare, legamenti, fascia, cute	Lento adattamento	Carico in tensione e compressione,
Corpuscoli di Meissner	Cute	Rapido adattamento	Movimenti della cute
Dischi di Merkel	Cute	Lento adattamento	Rilievi, curvature, angoli

Tabella 1. Recettori propriocettivi situati nel ginocchio (Porter, 2013; Purves et al., 2013; Röijezon et al., 2015; Williams et al., 2001).

2.1.3 Il sistema di trasmissione afferente delle informazioni propriocettive dal corpo al sistema nervoso centrale

Le informazioni meccanosensoriali vengono proiettate al SNC e mediate attraverso il midollo spinale, il tronco encefalico, il cervelletto e la corteccia cerebrale (Williams et al., 2001).
La trasmissione delle informazioni sensoriali dei recettori cutanei, articolari e muscolari hanno delle vie e delle destinazioni in comune ma hanno anche delle divergenze.
Quando viene generato un potenziale d'azione conseguente ad una stimolazione dei meccanocettori, l'impulso raggiunge il midollo spinale e dal midollo spinale l'impulso ascende verso i centri superiori. A livello del midollo spinale le fibre afferenti provenienti dalla muscolatura scheletrica si dividono immediatamente in un tratto ascendente e in un tratto discendente implicato nei riflessi motori (Purves et al., 2013).
Continuando alla proiezione dei centri superiori del SNC, le informazioni sensoriali vengono trasmesse alla corteccia somatosensoriale primaria e secondaria.
Il potenziale d'azione derivante dai recettori muscolari ascende al cervelletto. (Purves et al., 2013).
Le aree somatosensitive primarie e secondarie codificano il tipo di informazione sensoriale e la localizzazione dello stimolo in base alla rappresentazione somatotopica interna. Dopodiché, l'informazione sensoriale viene trasmessa alle aree associative corticali che si trovano nell'area frontale, parietale e temporale della corteccia cerebrale. In queste aree avviene una trasformazione sensomotoria, ovvero un interpretazione delle informazioni per avviare un'ideazione motoria (Purves et al., 2013).

2.1.4 Il sistema motorio efferente

I tre livelli gerarchici del sistema efferente motorio consistono nella corteccia motoria, il tronco encefalico e il midollo spinale, mentre i gangli della base e il cervelletto hanno un ruolo modulatorio e regolatorio dei comandi motori (Riemann & Lephart, 2002a).
La risposta motoria data da uno stimolo sensoriale afferente può manifestarsi in diverse modalità: come riflesso in risposta a uno stimolo sensoriale periferico o in maniera pianificata tramite la corteccia motoria, dal tronco encefalico o da entrambi.

Indipendentemente dalla fonte dell'efferenza motoria, avviene sempre un'attivazione della muscolatura scheletrica tramite i motoneuroni localizzati nel midollo spinale che vanno ad innervare le fibre extrafusali contrattili dei muscoli (Riemann & Lephart, 2002a).
La corteccia motoria è deputata alla codificazione dell'attivazione dei gruppi muscolari, alla gestione della forza, alla direzione del movimento, nell'organizzazione e nella preparazione del comando motorio (Riemann & Lephart, 2002a). Dal tronco encefalico e dalla corteccia motoria il segnale efferente viene trasmesso al midollo spinale.
Il midollo spinale è il canale che permette la comunicazione afferente ed efferente tra il sistema nervoso periferico e il sistema nervoso centrale dei centri superiori. Attraverso il midollo spinale originano i motoneuroni inferiori: i motoneuroni γ, che innervano le fibre intrafusali dei fusi neuromuscolari, e i motoneuroni α, che innervano le fibre extrafusali dei muscoli, permettendo l'avvio effettivo del comando motorio (Riemann & Lephart, 2002a).
Oltre ai tre livelli gerarchici generatori di comandi motori, hanno un ruolo fondamentale, le due aree associate alla modulazione e alla regolazione del movimento: il cervelletto e i nuclei della base. I nuclei della base sono principalmente responsabili per permettere l'avvio del movimento. Il cervelletto, che agisce a livello subconscio, modula l'atto motorio correggendo il movimento durante la sua programmazione ed esecuzione, modula la velocità e la traiettoria del movimento, controlla la postura, l'equilibrio e il tono muscolare, partecipa inoltre ad alcune forme di apprendimento motorio (Purves et al., 2013). Di seguito è schematizzato il meccanismo sensomotorio comprendente i passaggi afferenti ed efferenti e le strutture coinvolte nella gestione delle informazioni propriocettive (figura 4).

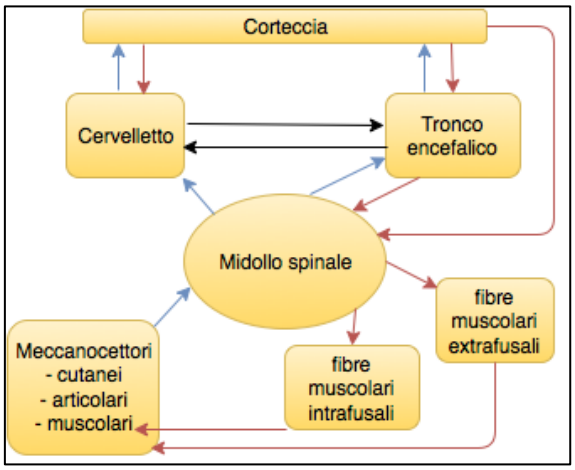

Figura 4. Sistema sensomotorio afferente ed efferente (Riemann & Lephart, 2002a).

2.2 Epidemiologia delle lesioni al ginocchio

L'American Academy of Orthopaedic Surgeons (2013), ha riportato, attraverso un'analisi statistica, un incremento delle menomazioni al ginocchio dal 2000 al 2010: nel 2000 le visite correlate a problematiche muscoloscheletriche al ginocchio erano 12,533,365, mentre nel 2010 sono incrementate a 18,623,616, corrispondendo all'articolazione maggiormente colpita da problematiche muscoloscheletriche, comprendendo tutte le fasce d'età (American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2013).

Anche in ambito sportivo, il ginocchio è tra le articolazioni più soggette a infortuni: il 39,8% delle lesioni articolari in ambito sportivo comprendono lesioni al ginocchio (Gage, McIlvain, Collins, Fields, & Dawn Comstock, 2012).
Il legamento crociato anteriore (ACL) corrisponde al 50% delle lesioni totali legamentose a carico del ginocchio, collocandosi tra le strutture più soggette a infortuni di origine traumatica negli sportivi (Bollen, 1998).
Il fisioterapista, dal punto di vista riabilitativo, è quindi spesso chiamato a confrontarsi con pazienti che devono recuperare la funzione del ginocchio per tornare a svolgere le attività della vita quotidiana o ritornare a svolgere una determinata attività sportiva (Clark, Röijezon, & Treleaven, 2015).

2.3 Ruolo della propriocezione nel controllo sensomotorio e nella riabilitazione del ginocchio

La propriocezione assume un ruolo cruciale nel controllo del movimento durante attività giornaliere, esercizi e prestazioni sportive (Han et al., 2016).
Esistono molteplici condizioni che comportano una perdita della propriocezione caratterizzata da un'interferenza dell'elaborazione delle informazioni sensoriali afferenti, con effetto domino sul controllo motorio (Porter, 2013).
Il controllo motorio è caratterizzato da un processo di plasticità neurale, per il quale, anche il gesto motorio più semplice, viene continuamente rivisto e modificato attraverso l'integrazione e l'analisi degli input sensoriali, comandi motori efferenti e interpretato in base ai movimenti risultanti (Riemann & Lephart, 2002a). Le informazioni propriocettive provenienti dall'articolazione, dalla cute e soprattutto dalla muscolatura, hanno un ruolo integrante in questo processo.
Il controllo motorio, infatti, è sottoposto a continue modificazioni dovute dalla continua integrazione di afferenze sensoriali che vanno a determinare una nuova risposta neuromuscolare e, viceversa, la risposta neuromuscolare genera nuove risposte propriocettive (Porter, 2013) (figura 5).
Da un punto di vista clinico, infatti, il fisioterapista per stimolare le sensazioni propriocettive, si basa sulla gestione della risposta motoria basata sull'ingresso dell'afferenza propriocettiva, ad esempio durante esercizi svolti su superfici instabili che provocano un continuo adattamento alla variazione delle superfici (Porter, 2013).
Per pianificare un adeguato comando motorio, il SNC necessita delle informazioni riguardanti il posizionamento e l'orientamento nello spazio dei relativi segmenti corporei fornite dal meccanismo propriocettivo.
Le comuni condizioni in grado di determinare una riduzione della risposta propriocettiva consistono nelle patologie muscoloscheletriche, nell'invecchiamento, nell'immobilità e nei traumi (Porter, 2013).
L'osteoartrosi (OA) nel ginocchio è molto comune e rientra tra le patologie muscoloscheletriche del ginocchio più diffuse (Knoop et al., 2011). Il dolore e le limitazioni nelle attività funzionali nell'OA sono correlate a vari fattori e tra questi sono state osservate delle strette associazioni con alterati processi propriocettivi (Knoop et al. 2011).
Il ginocchio è anche un articolazione frequentemente implicata in traumi sportivi: l'infortunio più comune in ambito sportivo è la lesione dell'ACL e vi sono molti studi che hanno evidenziato una riduzione della risposta propriocettiva conseguente alla sua lesione, integrandola così tra gli obiettivi della riabilitazione fisioterapica (Ageberg, 2002; De Carlo & Armstrong, 2010; Dhillon, Bali, & Prabhakar, 2011; Lephart et al., 1997; Mir, Talebian, Naseri, & Hadian, 2014).

Anche nei pazienti con traumi correlati alla lesione dei menischi e alla dislocazione della rotula, è stata constatata una conseguente diminuzione della sensibilità propriocettiva (Jerosch & Prymka, 1996).
La lesione di tessuti contenenti meccanocettori può portare a una problematica propriocettiva, con conseguente carente controllo neuromuscolare e quindi aumentata instabilità articolare (Riemann & Lephart, 2002b).
La stabilizzazione articolare è gestita passivamente dalle componenti articolari, denominate strutture passive, e attivamente dal controllo neuromuscolare, entrambi le componenti, sia passive che attive, oltre al compito di stabilizzazione meccanica e muscolare, hanno la capacità di trasmettere impulsi sensoriali di origine propriocettiva. Questi impulsi hanno lo scopo di regolare l'attivazione di risposta neuromuscolare per stabilizzare l'articolazione (Ageberg, 2002).
Nonostante ci siano molteplici fattori di rischio che possono essere associati alla lesione del legamento crociato anteriore in assenza di contatti, una ridotta propriocezione rientra tra i fattori predisponenti (Ageberg, 2002; Lephart et al., 1997).
Caraffa et al. (1996), hanno evidenziato, nell'arco di 3 anni, una riduzione delle lesioni del legamento crociato anteriore pari a sette volte inferiore in 300 calciatori amatoriali e semiprofessionisti che avevano seguito un programma di allenamento propriocettivo. La propriocezione, non appare quindi essere solamente importante per il ripristino della funzione in fase riabilitativa ma può considerarsi anche un elemento importante nella prevenzione degli infortuni (Caraffa, Cerulli, Projetti, Aisa, & Rizzo, 1996).
È stato dimostrato che la propriocezione può essere allenata attraverso esercizi che implicano controllo neuromuscolare, suggerendo che la propriocezione ha un ruolo importante anche per quanto concerne l'apprendimento motorio (Ashton-Miller, Wojtys, Huston, & Fry-Welch, 2001).
Gli studi riportati, confermano l'importanza del ruolo propriocettivo come parte integrante di un percorso riabilitativo.
La propriocezione è una componente sensomotoria necessaria per un funzionamento efficace del corpo ed è per questo motivo che viene integrata negli allenamenti e imposto come obiettivo terapeutico nella riabilitazione del ginocchio (Ageberg, 2002; Clark, 2015). Come tale merita una valutazione mirata che possa constatarne la qualità. La propriocezione del ginocchio non viene però spesso inclusa all'interno della valutazione, in quanto povera di test di facile applicabilità clinica (Ageberg, 2002).

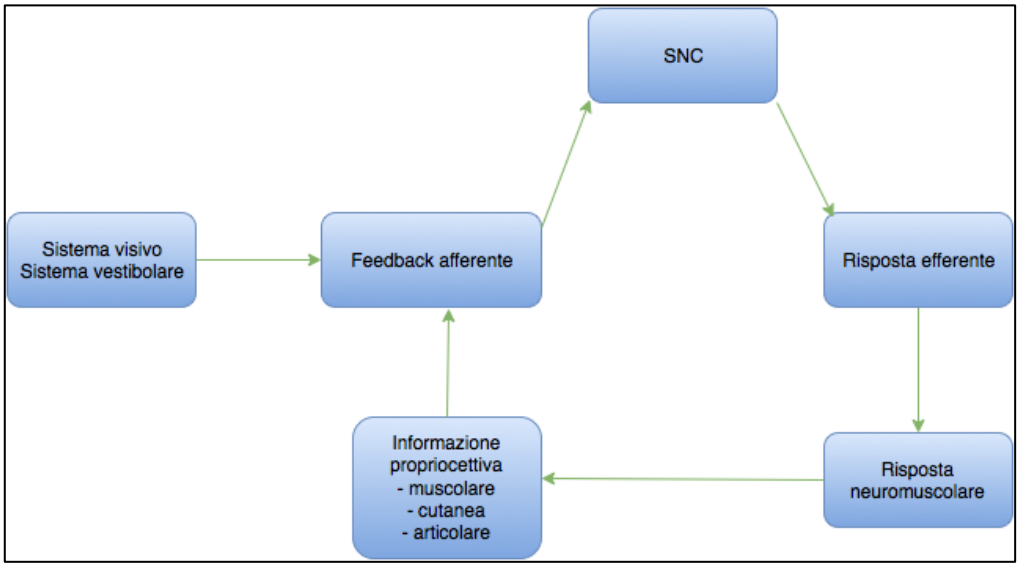

Figura 5. Rappresentazione schematica del meccanismo del controllo sensomotorio (Porter, 2013).

2.4 Rapporto tra la fatica e il meccanismo propriocettivo

Negli sport, la maggior parte degli infortuni capita nelle fasi finali delle partite, quando la persona si ritrova in uno stato di affaticamento (Rahnama, Reilly, & Lees, 2002). Essendo che gli infortuni in assenza da contatto sono spesso associati a una problematica di origine propriocettiva ed essendo che la maggior parte degli infortuni avviene nelle fasi finali delle partite, è presumibile che la fatica mentale e fisica possa avere un'influenza negativa sulla propriocezione (Rahnama et al., 2002). È stato infatti dimostrato che la fatica muscolare, raggiunta attraverso diversi protocolli di affaticamento muscolare, ha avuto un'influenza negativa sulla propriocezione (Hassanlouei, Arendt-Nielsen, Kersting, & Falla, 2012; Ju, Wang, & Cheng, 2010; Paillard, 2012). In un altro studio invece, non hanno rilevato nessuna differenza nel posizionamento articolare prima e dopo lo stato di affaticamento raggiunto attraverso un affaticamento locale indotto da ripetute contrazioni concentriche ed eccentriche del quadricipite effettuato da soggetti sani (Marks & Quinney, 1993).
I meccanismi fisiologici e i motivi precisi per cui la fatica abbia un effetto negativo sulla propriocezione non sono ancora molto chiari (Miura et al., 2004).
Si distinguono due tipi di ripercussioni dati dalla fatica: la fatica centrale (sovraspinale) e la fatica periferica (spinale). La conseguenza fisiologica periferica agisce sui muscoli attivi: sul tipo di contrazione (concentrica, isometrica o eccentrica), sul danneggiamento muscolare e sull'accumulo metabolico. La fatica centrale agisce sull'alterazione delle vie afferenti ed efferenti delle informazioni sensomotorie e sulla capacità del SNC di generare adeguati comandi motori (Hassanlouei et al., 2012).
Il deterioramento dei meccanismi sensoriali afferenti e dei comandi efferenti a causa della fatica periferica dei muscoli, può inizialmente essere completamente o parzialmente compensata dal SNC, ma oltre a un certo limite subentra anche un affaticamento centrale, con conseguente effetto sul controllo neuromuscolare e sulla stabilità articolare, con aumento del rischio di insorgenza di lesione dei tessuti (Hassanlouei et al., 2012).

Le ipotesi per cui l'affaticamento muscolare possa comportare un calo del rendimento propriocettivo sono diverse: essendo che la maggior parte delle informazioni

propriocettive derivano dai fusi neuromuscolari localizzati all'interno del tessuto muscolare, attraverso la sollecitazione di quest'ultimo, oltre a un calo del rendimento di forza muscolare ne conseguirebbe un calo degli stimoli afferenti provenienti dall'interno dei tessuti muscolari e secondariamente dai tessuti articolari (Hiemstra, Lo, & Fowler, 2001). È stato inoltre constatato che un lavoro muscolare di tipo eccentrico ha un maggior effetto sul danneggiamento muscolare e la sensazione relativa allo sforzo, alterando maggiormente il senso di posizionamento articolare del ginocchio (Givoni, Pham, Allen, & Proske, 2007).
Vi è il presupposto che un affaticamento generale, tipo di affaticamento che si avvicina maggiormente a quello instaurato negli atleti, abbia un influenza sulle vie afferenti ed efferenti del sistema sensomotorio alterando di conseguenza l'output motorio (Miura et al., 2004).
L'effetto della fatica sulla propriocezione può quindi essere ritenuto un fattore di rischio per infortuni al ginocchio.

2.5 Valutazione propriocettiva

In ambito clinico, la valutazione ha l'obiettivo di valutare, rivalutare e conseguentemente indirizzare l'intervento riabilitativo. Serve al terapista per indirizzare il trattamento e al paziente per prendere consapevolezza del suo stato attuale.
Essendo la propriocezione, una componente sensibile a più variabili valutabili, per misurare la propriocezione del ginocchio sono stati sviluppati diversi metodi. Si distinguono diverse apparecchiature utilizzabili per test specifici e test non-specifici. I test non-specifici vengono spesso utilizzati nella pratica clinica perché sono più facilmente applicabili e non necessitano obbligatoriamente di attrezzature tecnologicamente sofisticate e costose, mentre i test specifici sono ampiamente utilizzati nell'ambito della ricerca (Clark et al., 2015).
Tuttavia, esistono limitati test validati di facile applicabilità in ambito clinico (Porter, 2013).
Esistono test valutativi maggiormente sviluppati per determinate parti del corpo, come ad esempio per l'articolazione cervicale (Revel, Andre-Deshays, & Minguet, 1991), rispetto ad altre parti del corpo.

2.6 Sistemi di valutazione per la propriocezione del ginocchio

Molti studi hanno effettuato la valutazione della propriocezione del ginocchio in modalità di scarico e principalmente sul piano sagittale (Mir et al., 2014).
La valutazione propriocettiva del ginocchio è ritenuta più appropriata se svolta attivamente in carico a catena cinetica chiusa, in quanto è ritenuta una modalità più funzionale che si avvicina maggiormente alle attività giornaliere e inoltre, permette una trasmissione di maggiori stimoli provenienti dai recettori muscolari, articolari e cutanei (Lokhande, Shetye, Mehta, & Deo, 2013).
Traumi a livello del ginocchio, in particolare le lesioni dell'ACL, avvengono in fase di carico e prevalentemente attraverso un atteggiamento del ginocchio semiflesso e in valgo, ovvero con il ginocchio leggermente flesso e intraruotato, quindi tramite un meccanismo di movimento che avviene su più piani di movimento: sagittale, orizzontale e frontale (Bollen, 1998; Sharir et al., 2016).
Essendo il ginocchio l'articolazione maggiormente soggetta ad infortuni sportivi in assenza di contatto, la cui causa è spesso ipotizzata essere associata ad una problematica propriocettiva, si ritiene che sia opportuno valutare la propriocezione nella

maniera più vicina al meccanismo di lesione (Mir et al., 2014). Anche da questo punto di vista, soprattutto in prevenzione di un infortunio, è ritenuto più funzionale valutare l'articolazione in modalità di carico a catena cinetica chiusa.
Siccome però il ginocchio svolge funzioni anche in assenza di carico, come ad esempio la fase oscillatoria durante il cammino, una valutazione in modalità di scarico è altrettanto giustificata (Stillman & McMeeken, 2001).
Per quanto concerne la valutazione in carico, prevale il metodo di posizionamento articolare a un angolo predeterminato, svolto su un piano di movimento predefinito: sagittale tramite la flessione o l'estensione (Stillman & McMeeken, 2001) (figura 6). Altre tipologie di valutazioni vengono svolte misurando il meccanismo di rotazione (Nagai, Sell, Abt, & Lephart, 2012) (figura 7) o di flessione ed estensione dalla posizione seduta (figura 8).
I metodi di misurazione utilizzati sono però difficilmente applicabili nella pratica clinica fisioterapica.
Per l'articolazione cervicale, è stato sviluppato un affidabile metodo di valutazione propriocettivo per mezzo di un apparecchio laser utilizzato per riprodurre visivamente l'errore di posizionamento articolare (Joint Position Error) di pratica applicabilità clinica (Revel et al., 1991) (figura 9).
Nasce da qui l'idea di applicare lo stesso concetto sull'articolazione del ginocchio per misurare la capacità di posizionamento articolare in un determinato punto nello spazio e in una modalità di carico che permetta contemporaneamente una valutazione del movimento su più piani e assi di movimento.

Figura 6. Metodo di posiziona-mento articolare in modalità di carico monopodalico (Stillman & McMeeken, 2001).

Figura 7. Metodo di posizionamento articolare in rotazione (Nagai et al., 2012).

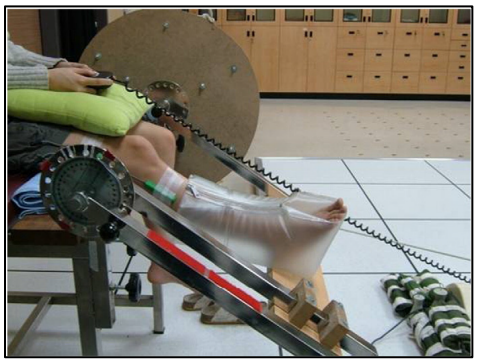

Figura 8. Posizionamento articolare in flessione da posizione seduta (Ju et al., 2010).

Figura 9. Posizionamento articolare con laser-pointer (Clark et al., 2015).

2.7 Obiettivo

L'obiettivo di questo progetto è quello di applicare e analizzare un metodo di valutazione per misurare visivamente la propriocezione del ginocchio in una modalità di carico, in maniera da riuscire a rilevare possibili errori di posizionamento articolare su più piani di movimento e permettere una valutazione funzionale del gesto di posizionamento articolare nello spazio. Il metodo valutativo vuole essere assestato in maniera da essere applicabile nel contesto clinico fisioterapico.

Per riuscire ad ottenere una misurazione visiva concernente il posizionamento articolare, è stato utilizzato un apparecchio che proiettasse un fascio di luce laser posizionato sopra al ginocchio, che attraverso la proiezione del fascio di luce su un foglio formato A3 posto sul pavimento, rispecchiasse un determinato posizionamento articolare.

Un primo obiettivo sarà quello di valutare e considerare l'applicabilità del metodo valutativo realizzato, in previsione di un possibile utilizzo in ambito clinico.

Secondariamente, un altro obiettivo consiste nell'applicazione del metodo summenzionato per misurare il senso di posizionamento del ginocchio nello spazio in soggetti sani, prima e dopo uno stato di affaticamento generale, con lo scopo di valutare l'influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare in riferimento a due punti predeterminati.

Infine, l'ultimo obiettivo, consiste nello stabilire una tendenza di posizionamento del fascio di luce laser rispetto ai due punti di riferimento prima e dopo lo stato di affaticamento, in modo da avere dei riferimenti statistici realizzati da soggetti sani senza problematiche al ginocchio.

2.8 Ipotesi

2.8.1 Ipotesi 1: influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare

Indipendentemente dal sesso e dalle ore di attività sportiva praticate settimanalmente, l'aspettativa consiste in un cambiamento nella capacità di posizionamento articolare, prima e dopo uno stato di affaticamento muscolare. Immediatamente dopo l'esercizio di affaticamento muscolare, l'ipotesi consiste in un calo nella capacità di collocare il fascio di luce laser rispetto ai due bersagli predefiniti con entrambi gli arti. La supposizione si avvale di una diminuzione della sensazione della forza e un'aumentata sensazione dello sforzo che potrebbe avere un impatto negativo sul controllo neuromuscolare.

2.8.2 Ipotesi 2: errore di posizionamento articolare e la distanza del punto di riferimento rispetto alla posizione iniziale

L'aspettativa consiste in una differenza del margine di errore di collocamento del fascio di luce rispetto ai due bersagli predefiniti. L'ipotesi consiste in una maggiore difficoltà nel collocamento del fascio laser in prossimità del bersaglio più lontano (50 cm), rispetto al bersaglio più vicino (35 cm), sia prima che dopo l'esercizio di affaticamento fisico. I meccanocettori articolari, in quanto maggiormente stimolati vicino al fine corsa articolare, è ipotizzato forniscano maggiori informazioni con una flessione di ginocchio minore.

2.8.3 Ipotesi 3: la differenza del senso di posizionamento articolare tra i due arti

Indipendentemente dal bersaglio di riferimento, l'aspettativa è quella di una diversità nella capacità di collocamento del fascio di luce laser. L'ipotesi consiste in una maggiore sensibilità nel senso di posizionamento articolare e quindi una maggiore precisione nella riproduzione di un punto nello spazio, dell'arto dominante rispetto al controlaterale.

La supposizione consiste nel fatto che il soggetto, attraverso l'arto dominante, essendo l'arto con la maggior espressione di forza e probabilmente quello maggiormente reclutato durante attività sforzanti e prediletto nell'esecuzione di gesti motori specifici durante attività sportive, come ad esempio calciare un pallone, possa di conseguenza esprimere un maggior controllo e una maggiore sensibilità nel posizionamento del ginocchio.

2.8.4 Ipotesi 4: l'influenza dell'attività fisica sulla capacità di posizionamento articolare

Indipendentemente dal sesso, si suppone che la quantità di ore praticate facendo attività sportiva settimanalmente abbia delle ripercussioni sulla capacità di collocare l'articolazione nello spazio.

L'ipotesi consiste che, i soggetti che svolgono un certo numero di ore di attività fisica settimanalmente (è stato scelto di prendere come riferimento almeno 3 ore settimanali), abbiano più familiarità con il proprio corpo e di conseguenza siano in grado di riprodurre i punti nello spazio attraverso il fascio di luce laser con più precisione rispetto ai soggetti meno sportivi (attività fisica settimanale minore di 3 ore).

3. METODOLOGIA

3.1 Partecipanti

Per questo studio sono stati reclutati in maniera casuale 20 volontari, uomini e donne con età compresa tra i 18 e i 35 anni (14 femmine, 6 maschi, media d'età 22 anni). I partecipanti che hanno aderito allo studio sono studenti della Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana del Dipartimento di Economia Aziendale, Sociale e Sanità (SUPSI-DEASS). L'invito alla partecipazione è avvenuto tramite posta elettronica, in cui è stato descritto lo scopo e l'obiettivo del progetto e i criteri di inclusione ed esclusione (allegato 1). L'invito alla partecipazione si è esteso ai corsi di laurea dal primo fino al terzo anno di fisioterapia, ergoterapia e cure infermieristiche, per comodità di sede. È stato specificato che la partecipazione allo studio era unicamente volontaria e che non vi sarebbero state retribuzioni per la partecipazione.

3.2 Criteri di inclusione/esclusione

Criteri di inclusione:

- Uomini e donne;
- Fascia d'età compresa tra i 18 e i 35 anni.

Criteri di esclusione:

- interventi chirurgici all'arto inferiore (es: rottura legamento crociato anteriore, fratture ossee);
- diagnosticati disturbi muscoloscheletrici all'arto inferiore (es: tendinopatie);
- dolori all'arto inferiore;
- diagnosticate problematiche neurologiche (es: deficit di attenzione);
- diagnosticate problematiche psichiatriche (es: depressione);
- diagnosticate problematiche cardiache o respiratorie (es: aritmie cardiache, asma).

3.3 Materiali e strumenti

3.3.1 Materiali e strumenti utilizzati per la procedura di posizionamento e riposizionamento articolare

Per la procedura di riposizionamento articolare sono stati utilizzati i seguenti materiali e mezzi:

- formulario di adesione allo studio e consenso scritto (allegato 2);
- apparecchio SenMoCor (figura 10);
- un foglio formato A3 sulla quale veniva posizionato il piede e segnata la sua posizione;
- nastro adesivo sulla quale erano segnati:
  - il punto zero, ovvero il punto di partenza che corrispondeva alla proiezione data dal puntatore luminoso con il ginocchio in completa estensione;
  - una linea retta perpendicolare alla linea di posizionamento dell'alluce del piede per garantire la continuità di linearità sullo stesso asse tra il punto zero e i due bersagli;
- i due punti di riferimento definiti come bersagli, distanti 15 cm l'uno dall'altro sulla stessa linea d'asse, erano rappresentati su un foglio formato A3. Il primo bersaglio distava 35 cm dal punto zero, mentre il secondo 50 cm (figura 11);

- un tavolo (altezza: 73 cm) utilizzato come appoggio per mantenere l'equilibrio durante il piegamento del ginocchio;
- pennarelli per marcare il collocamento del punto laser sul foglio dei bersagli.

Figura 10. Laser pointer SenMoCor.

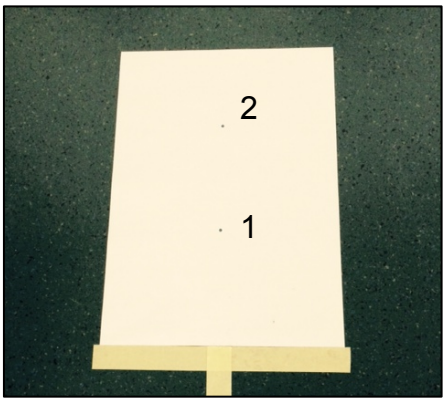

Figura 11. Bersaglio 1 e 2 su foglio A3.

3.3.2 Materiali e strumenti utilizzati per la procedura di affaticamento

Per la procedura di affaticamento sono stati utilizzati:

- step alto 40 cm per l'Harvard Step test modificato (Burnstein, Steele, & Shrier, 2011);
- cronometro;
- metronomo;
- RPE 15-point Borg Scale (Borg, 1998) (figura 12).

RPE	Exertion
6	No exertion at all
7	Extremely light
8	
9	Very light
10	
11	Light
12	
13	Somewhat hard
14	
15	Hard (heavy)
16	
17	Very hard
18	
19	Extremely hard
20	Maximal exertion

Figura 12. RPE 15-point Borg Scale (Borg, 1998).

3.4 Procedura

Ogni partecipante è stato inizialmente sottoposto alla compilazione di un formulario cartaceo (allegato 2), che comprendesse:

- descrizione, procedimento e scopo dello studio;
- criteri di inclusione ed esclusione;
- compilazione dei dati personali relativi a: età, sesso, attività fisica/sport praticato attualmente, ore settimanali dedicate alla propria attività fisica o al proprio sport e

arto inferiore dominante (gamba preferibilmente utilizzata per tirare un calcio a un pallone);
- firma di consenso alla partecipazione allo studio.

La descrizione e il procedimento concernente la modalità d'esecuzione dello studio sono stati spiegati una seconda volta oralmente.
Terminata la fase descrittiva e procedurale iniziale, i partecipanti sono stati sottoposti alla fase sperimentale.
Sopra il ginocchio, cranialmente al margine rotuleo, veniva applicato l'apparecchio del laser pointer e al/alla partecipante veniva chiesto di posizionare, attraverso una flessione di ginocchio in carico monopodalico, il punto laser su un bersaglio collocato lungo il pavimento. I bersagli totali erano due, posizionati lungo la stessa asse ma a distanze diverse. Ogni bersaglio consisteva in un punto di diametro pari a 0.4 cm. In un primo momento venivano eseguite tre prove ad occhi aperti sul primo bersaglio, posizionato ad una distanza di 35 cm dal punto zero, e successivamente tre tentativi ad occhi chiusi, cercando di posizionare il punto laser sullo stesso bersaglio (figura 13). È stata eseguita la stessa procedura per il secondo bersaglio più distante, posizionato a 50 cm dal punto zero. La stessa operazione veniva susseguentemente applicata per l'arto controlaterale su i due medesimi bersagli.
Successivamente alla fase di posizionamento, ogni partecipante è stato sottoposto a un esercizio di affaticamento muscolare di 5 minuti, che costituiva in un Harvard Step test modificato (Burnstein et al., 2011).
Immediatamente terminato l'esercizio fisico, ai partecipanti è stato riproposto di collocare il punto laser su entrambi i bersagli con entrambi gli arti, attraverso la medesima procedura svolta precedentemente.

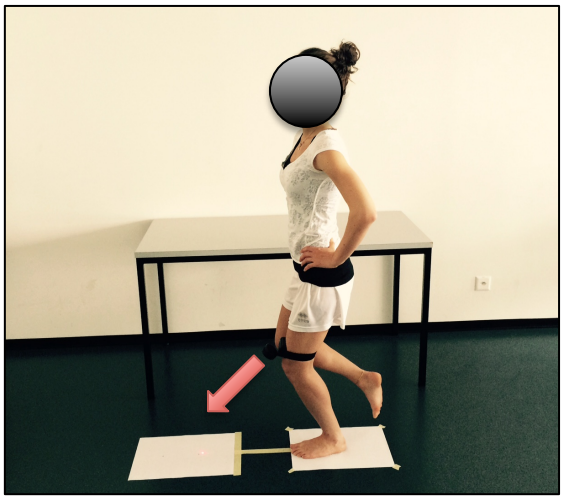

Figura 13. Test di riposizionamento articolare.

3.4.1 Descrizione e procedura di posizionamento e riposizionamento articolare

Ai partecipanti è stato richiesto di indossare dei pantaloncini, per favorire l'applicazione dell'apparecchio laser e di togliersi le scarpe assieme alle calze, per standardizzare la posizione a piedi nudi di tutti i volontari. Inizialmente veniva posizionato l'apparecchio del puntatore laser SenMoCor sopra il ginocchio, cranialmente al margine rotuleo, selezionato casualmente. Dopodiché, i partecipanti si posizionavano in piedi a piedi nudi con l'alluce dell'arto testato all'altezza della linea perpendicolare tracciata dal

margine del foglio sulla quale era posizionato il piede. I due bersagli di riferimento erano posti su un foglio formato A3, posizionati lungo il pavimento in linea con il punto di partenza definito punto zero. Il punto zero corrispondeva al punto su cui veniva proiettato il fascio luminoso con il ginocchio del partecipante completamente esteso, che corrispondeva alla posizione iniziale del test e alla posizione di ripartenza tra una ripetizione e l'altra (figura 14). I due bersagli erano distanti 15 cm l'uno dall'altro. Il primo bersaglio era situato ad una distanza pari a 35 cm dal punto zero, mentre il secondo a 50 cm dal punto zero.
Al partecipante veniva chiesto di posizionare, ad occhi aperti, il fascio luminoso sul primo bersaglio, distante 35 cm dal punto zero, attraverso una flessione di ginocchio in carico monopodalico.
Per l'oggettivazione del movimento flessorio dell'arto inferiore in carico, è stato preso come riferimento il procedimento del single leg knee bend test (Comerford & Mottram, 2012).
La persona si trova in posizione eretta con i talloni distanziati approssimativamente 10-15 cm l'uno dall'altro.
La persona trasferisce tutto il carico su un piede e solleva il piede controlaterale. Il/La partecipante dovrebbe rimanere in piedi su una gamba sola con il secondo metatarso del piede in carico allineato lungo la "linea neutrale" del trasferimento di carico (una linea laterale a 10° dal piano sagittale).
Non ci dovrebbe essere nessuna deviazione laterale, inclinazione o rotazione del tronco o del bacino. La testa, lo sterno e la sinfisi pubica dovrebbero essere allineati verticalmente sopra il bordo mediale del piede in carico con le spalle allineate.
In questa posizione la persona esegue una flessione monolaterale piegando il ginocchio e flettendo dorsalmente la caviglia, mantenendo il tallone sul pavimento. Il tronco rimane verticale (come se stesse scivolando lungo una parete) e il ginocchio dovrebbe superare le dita dei piedi di oltre 3-8 cm (Comerford & Mottram, 2012).
Per permettere la marcatura del punto laser al segnale dei partecipanti, una mano manteneva l'appoggio su un tavolo posizionato di lato, per facilitare l'equilibrio, mentre l'altra era posta lateralmente sul bacino.
Prima di svolgere la prova formale, per permettere ai partecipanti di prendere familiarità con il movimento da eseguire, sono stati istruiti sulla modalità d'esecuzione del gesto senza l'apparecchio laser posizionato sul ginocchio.
Quando i soggetti posizionavano il punto laser sul bersaglio ad occhi aperti, si chiedeva ai partecipanti di mantenere il fascio luminoso sul bersaglio per circa 5 secondi, focalizzando l'attenzione sulla posizione del ginocchio, cercando di memorizzarne la posizione, come eseguito in un altro studio in riferimento al senso di posizionamento articolare a un determinato grado di flessione (Herrington, 2005). Dopodiché, veniva chiesto di estendere completamente il ginocchio, con il quale il punto laser ritornava automaticamente sul punto zero. Lo stesso processo veniva effettuato altre due volte, per un totale di tre ripetizioni totali. Il piede controlaterale rimaneva sollevato dal terreno per le intere 3 prove, rimanendo sollevato per un tempo equivalente a circa 15 secondi.
Dopodiché ai partecipanti, attraverso 3 prove svolte ad occhi chiusi per escludere la componente visiva, è stato chiesto di cercare di posizionare il fascio luminoso sullo stesso bersaglio, dicendo "stop" quando pensavano di aver posizionato il fascio luminoso sul bersaglio di riferimento. Allo "stop" veniva marcato il posizionamento del fascio luminoso sul foglio del bersaglio attraverso un pennarello. Successivamente, il/la partecipante tornava alla posizione iniziale d'estensione del ginocchio e il fascio luminoso si posizionava sul punto di partenza. Dopodiché venivano eseguite altre 2

prove. Il partecipante apriva gli occhi solo al termine delle tre prove, senza vedere il collocamento dei punti, per evitare un condizionamento per le prove successive.
Lo stesso procedimento avveniva per il posizionamento del fascio luminoso sul secondo bersaglio con lo stesso arto, coprendo con un foglio i 3 punti marcati precedentemente. Al termine delle due sequenze con il primo arto, è stata svolta la medesima procedura con l'arto controlaterale.
Al termine della procedura svolta con entrambi gli arti, veniva svolto un esercizio che portasse ad uno stato di affaticamento generale. Una volta terminato l'esercizio di sforzo fisico, veniva rieseguito lo stesso procedimento di riposizionamento articolare attraverso il posizionamento del fascio luminoso su entrambi i bersagli con entrambi gli arti, mediante la medesima procedura svolta precedentemente allo sforzo fisico. Per oggettivare il posizionamento dell'apparecchio laser, veniva segnato con un pennarello il punto di collocazione di quest'ultimo sulla coscia su entrambi gli arti durante le prime prove.
La durata dell'intero procedimento durava circa 30 minuti.

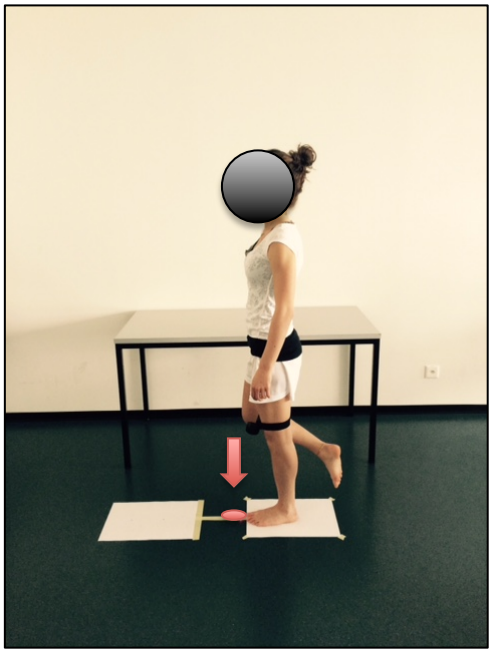

Figura 14. Posizione di partenza.

3.4.2 Descrizione e procedura dell'esercizio di affaticamento

Per creare uno stato di affaticamento generale, che reclutasse gli stessi muscoli posteriori e anteriori della coscia utilizzati durante l'esercizio di posizionamento e riposizionamento con il laser pointer, è stato utilizzato l'Harvard Step Test modificato (Burnstein et al., 2011).
L'esercizio consisteva nel salire e scendere da uno step alto 40 cm, per la durata di 5 minuti al ritmo di 100 bpm, dettati da un metronomo (Burnstein et al., 2011). Per eguagliare il lavoro concentrico ed eccentrico dei muscoli della coscia, l'indicazione è stata quella di scegliere una gamba che salisse e scendesse come prima dallo step per i primi 2 minuti e mezzo. Durante la seconda metà dell'esercizio veniva invertito l'ordine di salita e discesa con l'altra gamba. La segnalazione del tempo veniva comunicata oralmente.
Prima di iniziare con l'esercizio di affaticamento fisico, è stata spiegata la Borg 15-point RPE Scale (Borg, 1998), strumento di valutazione utilizzato al termine dell'esercizio. Ai

partecipanti, al termine dello sforzo fisico, veniva chiesto di collocare su una scala da 6 a 20 la soggettiva sensazione di affaticamento (dove 6 è equivalente alla sensazione soggettiva a riposo e 20 alla massima fatica immaginabile).
L'obiettivo dell'esercizio, era quello di fare raggiungere uno stato di affaticamento generalizzato, quindi, anche nel caso un partecipante non fosse riuscito a proseguire con l'esercizio e avesse sentito il bisogno di interromperlo, si interrompeva, chiedendo di attribuire un valore numerico allo stato di affaticamento riferito alla Borg RPE 15-point Scale. L'esercizio veniva inoltre interrotto nel caso in la persona, per 5 ripetizioni di fila, non riuscisse più a mantenere il ritmo scandito dal metronomo. In ogni caso, la seconda procedura di posizionamento e riposizionamento articolare veniva svolta comunque.

3.5 Analisi dati

L'accuratezza del posizionamento del punto laser rispetto ai bersagli è stata misurata attraverso il confronto delle medie degli errori assoluti, l'errore relativo e calcolando il *p*-value. Gli errori assoluti di posizionamento articolare sono stati calcolati misurando la distanza tra il punto di localizzazione del punto laser e il bersaglio di riferimento, di ogni singola ripetizione. Successivamente, è stata effettuata la media della distanza dei 3 punti rispetto ai rispettivi bersagli di riferimento, prima e dopo lo sforzo fisico.
L'errore relativo è stato misurato attraverso il quadrante di localizzazione del punto laser: se il punto segnato con il laser era situato prima del bersaglio, veniva ritenuto negativo (-), mentre se lo superava veniva considerato positivo (+). La seconda distinzione riguardante l'errore relativo è stata determinata in base al lato di localizzazione del punto laser rispetto al bersaglio di riferimento: a destra (D) o rispettivamente a sinistra (S). L'errore relativo è stato determinato dalla combinazione delle due variabili: -, + e D, S. Ad esempio, se il punto del laser veniva collocato prima del bersaglio e a destra rispetto a quest'ultimo, veniva segnato come "D-". Attraverso le due variabili sono state definite le percentuali di collocazione.
Per verificare le ipotesi e la significatività dei dati raccolti, è stato scelto di fare riferimento allo Student Test, effettuato comparando le medie dei valori assoluti utilizzando un livello di significatività pari a $p \leq 0.05$. Le misurazioni risultanti dal collocamento dei punti laser rispetto ai bersagli, sono stati misurati con il centimetro, mentre l'analisi dei dati e la loro comparazione è stata effettuata con il software IBM SSPS Statistics versione 22 e Microsoft Excel.
I dati comparati sono stati i seguenti:

- media di localizzazione dei punti sui relativi bersagli prima e dopo lo stato di affaticamento ed errore relativo;
- differenza di localizzazione dei punti tra il primo e il secondo bersaglio pre e post affaticamento (comparazione tra medie);
- differenza di localizzazione dei punti dei due arti pre e post affaticamento (comparazione tra medie);
- differenziazione di localizzazione dei punti in base alla frequenza di attività sportiva svolta settimanalmente (comparazione tra medie);

Per quantificare la soggettiva sensazione di sforzo fisico durante l'esercizio di affaticamento muscolare, è stata utilizzata la Borg 15-point RPE Scale (Borg, 1998).
La Borg 15-point RPE Scale è utilizzata per quantificare la sensazione soggettiva di sforzo fisico. La RPE è una scala validata per misurare l'intensità soggettiva allo sforzo durante esercizi di resistenza (Shinya Yamauchi, 2013).

I soggetti sono stati istruiti a collocare numericamente su una scala da 6 a 20 la loro soggettiva sensazione allo sforzo prima e dopo l'attività di sforzo fisico. Il riferimento numerico 6 è equivalente a nessuna fatica, ovvero allo stato di riposo, mentre 20 alla massima fatica (Shinya Yamauchi, 2013).

4. RISULTATI

Ogni partecipante incluso nello studio ha completato il test di valutazione del senso di posizionamento articolare del ginocchio prima e dopo lo stato di affaticamento fisico, significando che dopo l'esercizio fisico nessun soggetto ha manifestato problematiche che potessero renderlo non idoneo alla seconda parte di test concernente il posizionamento articolare. Ogni partecipante ha quindi portato a termine l'intero procedimento. L'analisi dei risultati è stata rappresentata in due modi: attraverso la disposizione numerica dei dati riportati in tabelle e attraverso una rappresentazione grafica che rappresentasse la disposizione dei punti. Le informazioni (sesso, età, ore di attività sportiva praticate settimanalmente e arto dominante) e i risultati (errori assoluti) di ogni partecipante sono disposti in una tabella (allegato 3). Da questa tabella sono stati estratti i gruppi e i dati da comparare per verificare le ipotesi.
L'ulteriore modalità di analisi dei dati, è stata effettuata attraverso la rappresentazione grafica che raggruppa visivamente la disposizione dei punti riprodotti con il laser pointer sui relativi bersagli con l'arto destro e sinistro, prima e dopo lo stato di affaticamento fisico e con le rispettive percentuali di collocamento nei rispettivi quadranti (grafico 1, grafico 2, grafico 3, grafico 4).

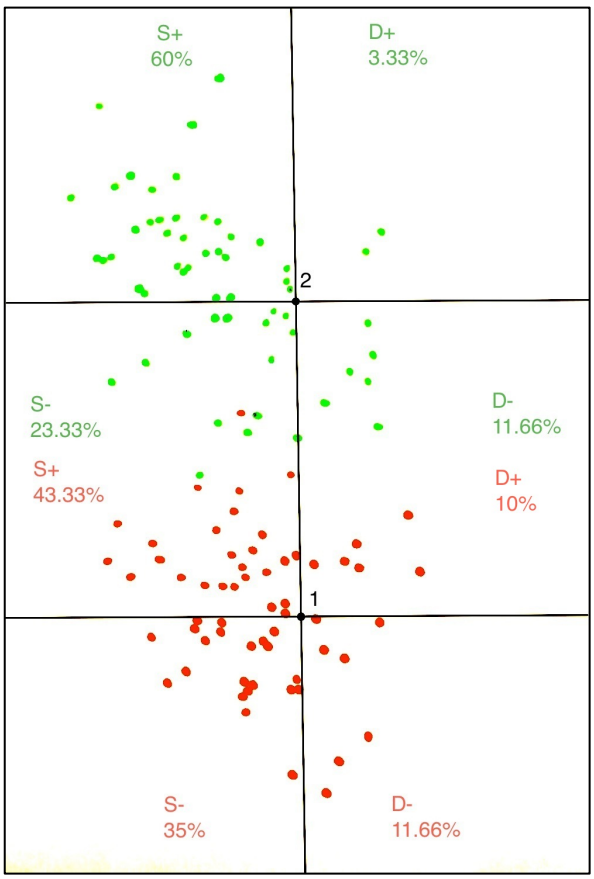

Grafico 1. BEdx

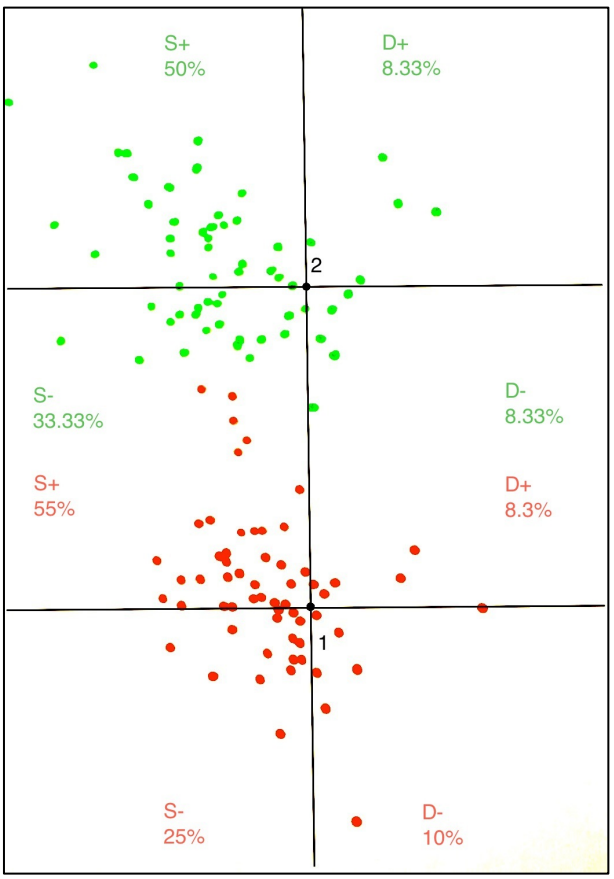

Grafico 2. AEdx

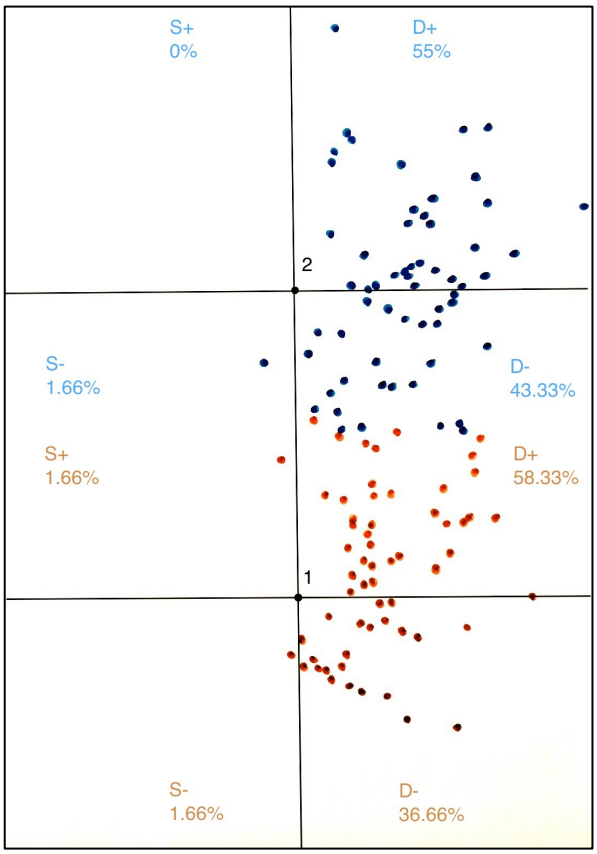

Grafico 3. BEsx

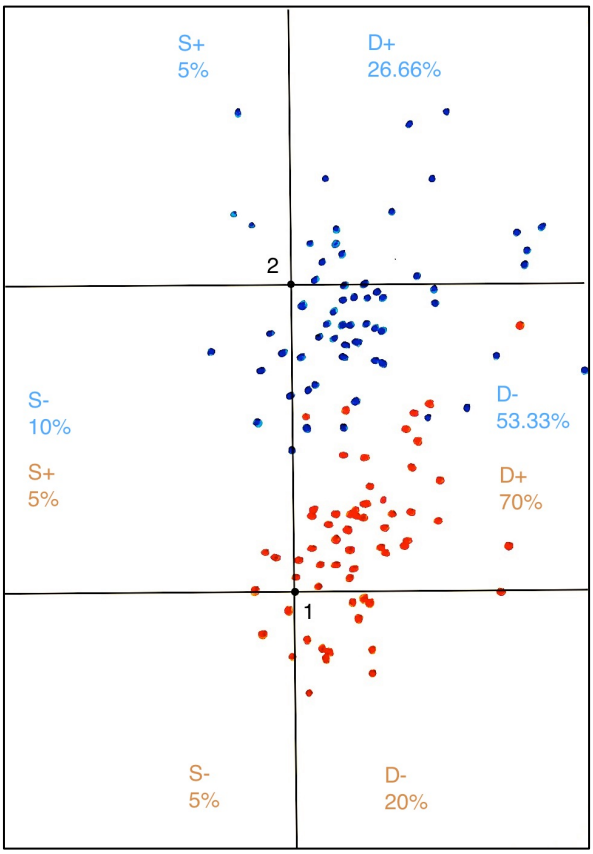

Grafico 4. AEsx

I grafici 1,2,3 e 4 rappresentano visivamente la disposizione dei 60 punti, raggruppando ogni singola prova di ogni partecipante (20 partecipanti x 3 tentativi ciascuno). I bersagli 1 e 2 corrispondono ai due punti in cui la retta verticale incrocia le due rette orizzontali. I quadranti centrali nei grafici rappresentano i quadranti superiori (S+ e D+) rispetto al bersaglio 1, mentre rispetto al bersaglio 2, rappresentano i quadranti inferiori (S- e D-). Ogni grafico raggruppa la disposizione dei punti di un determinato ginocchio prima e dopo l'esercizio fisico:

- BEdx (Before Exercise, destro): disposizione dei punti prima dello sforzo fisico riprodotti con il ginocchio destro (grafico 1);
- AEdx (After Exercise, destro): disposizione dei punti dopo l'esercizio fisico riprodotti con il ginocchio destro (grafico 2);
- BEsx (Before Exercise, sinistro): disposizione dei punti prima dell'esercizio fisico riprodotti con il ginocchio sinistro (grafico 3);
- AEsx (After Exercise, sinistro): disposizione dei punti dopo l'esercizio fisico riprodotti con il ginocchio sinistro (grafico 4).

Di seguito è rappresentata la tabella che riporta la disposizione dei punti in percentuale nei rispettivi quadranti (S-, S+, D-, D+, S, D, +, -) dei due rispettivi bersagli (1 e 2).

	S-	S+	D-	D+	S	D	+	-
BE1dx	35%	43.33%	11.66%	10%	78.33%	21.66%	53.33%	46.66%
BE2dx	23.33%	60%	11.66%	3.33%	83.33%	14.9%	63.33%	34.9%
AE1dx	25%	55%	10%	8.33%	80%	15.9%	63.33%	35%
AE2dx	33.33%	50%	8.33%	8.33%	83.33%	16.66%	58.33%	41.66%
BE1sx	1.66%	1.66%	36.66%	58.33%	3.2%	96.65%	60.2%	38.2%
BE2sx	1.66%	0%	43.33%	55%	1.66%	98.33%	55%	44.9%
AE1sx	5%	5%	20%	70%	10%	90%	75%	25%
AE2sx	10%	5%	53.33%	26.66%	15%	83.3%	31.66%	64.9%

Tabella 2. Disposizione dei punti in percentuale.

Le sigle riportate in tabella 2 hanno lo stesso significato delle sigle riportate precedentemente con la differenza che all'interno di esse è stato aggiunto il numero del bersaglio di riferimento:

- BE1dx (Before Exercise, bersaglio 1, ginocchio destro);
- BE2dx (Before Exercise, bersaglio 2, ginocchio destro);
- AE1dx (After Exercise, bersaglio 1, ginocchio destro);
- AE2dx (After Exercise, bersaglio 2, ginocchio destro);
- BE1sx (Before Exercise, bersaglio 1, ginocchio sinistro);
- BE2sx (Before Exercise, bersaglio 2, ginocchio sinistro);
- AE1sx (After Exercise, bersaglio 1, ginocchio sinistro);
- AE2sx (After Exercise, bersaglio 2, ginocchio sinistro).

L'analisi effettuata su 20 soggetti sani (criteri descritti nel capitolo di metodologia) ha riportato una marcata prevalenza nella disposizione dei punti internamente ai bersagli di riferimento, sia prima che dopo lo stato di affaticamento: il ginocchio destro con tendenza nei quadranti di sinistra (S) e il ginocchio sinistro con tendenza nei quadranti di destra (D).

4.1 Ipotesi

4.1.1 Ipotesi 1: influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare

La prima ipotesi si basava sul confronto di posizionamento del fascio di luce laser rispetto ai due bersagli di riferimento, prima e dopo lo stato di affaticamento. L'ipotesi formulata era quella di un calo nella capacità di collocare il fascio di luce laser rispetto ai due bersagli predefiniti con entrambi gli arti immediatamente dopo l'esercizio fisico.
Per l'analisi di questa ipotesi sono state calcolate le medie di lontananza dei punti proiettati sul foglio attraverso il laser dei due bersagli di riferimento e confrontate attraverso lo Student test. Inoltre, è stato calcolato l'errore relativo confrontando il collocamento dei punti rispetto ai quadranti.
Nella tabella di seguito (tabella 3) sono elencati i risultati delle medie e i valori riportati dallo Student test dei campioni accoppiati.
La media della lontananza dei punti marcati con il laser pointer, è sempre più alta prima di aver svolto l'esercizio fisico, significando che dopo aver svolto l'esercizio di affaticamento fisico, la precisione del collocamento del punto laser è aumentata, sia sul primo, sia sul secondo bersaglio. Il *p*-value della coppia numero 1,2 e 3 è risultato però maggiore allo 0.05, risultando quindi non significativo, ovvero dovuto dal caso.
La differenza delle due medie della coppia 4 è risultata significativa, con un *p*-value pari a p=0.042.

I risultati non supportano l'ipotesi iniziale, essendo che sono emersi tre valori non significativi e un valore significativo della coppia 4 (p=0.042 < 0.05).

		N	Media (cm)	Significatività
Coppia 1	BE1dx	20	4,6750	0.342
	AE1dx	20	4,1683	
Coppia 2	BE2dx	20	6,0417	0.663
	AE2dx	20	5,8083	
Coppia 3	BE1sx	20	5,7517	0.217
	AE1sx	20	4,9783	
Coppia 4	BE2sx	20	7,0783	0.042
	AE2sx	20	5,6683	

Tabella 3. Valori di posizionamento articolare prima e dopo l'affaticamento.

Per quanto concerne l'errore relativo, dalla comparazione dei grafici è risultato che BE1dx ha il 78.33% dei punti situati nei quadranti a sinistra (S), mentre AE1dx ha l'80% dei punti anche nei quadranti di sinistra (S). BE2dx ha l'83.33% dei punti localizzati nei quadranti a sinistra (S), mentre AE2dx ha anche l'83.33% dei punti localizzati anche nei quadranti a sinistra (S).
BE1sx ha il 96.65% dei punti nei quadranti di destra (D), mentre i risultati di AE1sx riportano il 90% dei punti anche nei quadranti di destra (D). BE2sx ha il 98.33% dei punti disposti nei quadranti di destra (D) e AE2sx riporta l'83.3% dei punti anche nei quadranti di destra (D).
Le differenze di localizzazione sono minime sia per il bersaglio 1 e 2, prima e dopo lo stato di affaticamento e indipendentemente dal ginocchio utilizzato.

4.1.2 Ipotesi 2: errore di posizionamento articolare e la distanza del punto di riferimento rispetto alla posizione iniziale

Per verificare se i soggetti avessero più o meno facilità a riprodurre un punto nello spazio vicino o rispettivamente lontano dalla posizione di partenza, sono state confrontate le medie di collocamento dei punti tra il primo e il secondo bersaglio, effettuati prima e dopo l'esercizio di affaticamento fisico.
Attraverso i valori riportati nella tabella 4, è emerso che i p-value riportati dalle differenze delle medie della coppia 1 (p=0.022), coppia 2 (p=0.017) e della coppia 3 (p=0.013) sono significativi, mentre la differenza delle medie riportate dalla coppia 4 risulta essere non significativa (p=0.314 > 0.05) (tabella 4).
L'ipotesi è stata confermata in 3 casi su 4, quindi nel 75% dei casi. È stata riscontrata una maggiore precisione nella riproduzione di un punto nello spazio quando questo si trova più vicino alla posizione di partenza.

		N	Media (cm)	Significatività
Coppia 1	BE1dx	20	4,6750	0.022
	BE2dx	20	6,0417	
Coppia 2	BE1sx	20	5,7517	0.017
	BE2sx	20	7,0783	
Coppia 3	AE1dx	20	4,1683	0.013
	AE2dx	20	5,8083	
Coppia 4	AE1sx	20	4,9783	0.314
	AE2sx	20	5,6683	

Tabella 4. Confronto di posizionamento articolare tra i bersagli 1 e 2.

4.1.3 Ipotesi 3: la differenza del senso di posizionamento articolare tra i due arti

Per valutare questa ipotesi sono state confrontate le medie delle distanze di collocamento tra l'arto destro e sinistro misurate sullo stesso bersaglio, quindi 1 e 2, prima e dopo lo stato di affaticamento.

Il posizionamento effettuato con il ginocchio destro è parso mediamente più preciso rispetto quello sinistro, eccetto per la coppia 4 (AE2dx – AE2sx). Nonostante il raggio medio dell'arto destro fosse più piccolo in 3 casi su 4, rispetto a quelli misurati con l'arto sinistro, non sono risultate differenze significative (tabella 5).

Ogni partecipante ha riferito l'arto destro come arto dominante. Da queste analisi con un campione di 20 persone di sesso misto, non sono emerse differenze significative, indipendentemente dal bersaglio di riferimento.

		N	Media (cm)	Significatività
Coppia 1	BE1dx	20	4,6750	0.061
	BE1sx	20	5,7517	
Coppia 2	BE2dx	20	6,0417	0.108
	BE2sx	20	7,0783	
Coppia 3	AE1dx	20	4,1683	0.162
	AE1sx	20	4,9783	
Coppia 4	AE2dx	20	5,8083	0.863
	AE2sx	20	5,6683	

Tabella 5. Confronto di posizionamento articolare tra ginocchio destro e sinistro.

4.1.4 Ipotesi 4: l'influenza dell'attività fisica sulla capacità di posizionamento articolare

Per valutare questa ipotesi sono state confrontate le medie delle distanze di collocamento del fascio laser rispetto ai bersagli 1 e 2, prima e dopo lo stato di affaticamento. I gruppi comparati erano due: il primo era composto da 9 soggetti e corrispondeva a coloro che svolgono 3 o più ore di attività fisica settimanalmente (media di ore di allenamento settimanali = 7), mentre il secondo gruppo era composto da 11 soggetti e corrispondeva alle persone che ne svolgono meno di 3 alla settimana (media di ore di allenamento settimanali = 1.22). Il gruppo che svolge almeno 3 ore di attività fisica alla settimana è rappresentato attraverso la sigla aggiuntiva "3+sport", mentre il secondo gruppo è rappresentato attraverso la sigla aggiuntiva "3-sport".

Come osservabile dalla tabella 6, è riscontrabile che, indipendentemente dal bersaglio, dall'arto utilizzato e se prima o dopo lo stato di affaticamento, il raggio corrispondente alla distanza media dei punti riprodotti con il laser pointer e i bersagli, è sempre minore nel gruppo dei soggetti che svolge almeno 3 ore di attività fisica settimanali. La capacità quindi, di posizionare l'arto con maggiore precisione nello spazio, è agevolata per coloro che svolgono più attività fisica.
Nonostante la tendenza sia una maggior precisione da parte delle persone che svolgono più attività fisica, soltanto la differenza delle medie delle coppie 2,5 e 8 risultano essere significative. Il *p*-value della coppia 2 corrisponde infatti a p=0.039, mentre quello della coppia 5 corrisponde a p=0.006 e infine quello della coppia 8 corrisponde a p=0.004.
L'ipotesi di una maggior precisione di posizionamento articolare da parte dei soggetti più sportivi è stata confermata se si fa riferimento alla tendenza delle medie. Inoltre, bisogna considerare che i soggetti più sportivi corrispondevano a un campione numericamente inferiore pari a due soggetti.
Se si dovesse prendere come riferimento il *p*-value calcolato attraverso lo Student test, emerge però, che solo il confronto di 3 coppie su 8 sono risultati statisticamente significativi.

		N	Media (cm)	Significatività
Coppia 1	BE1dx_3+sport	9	4.3629	0.330
	BE1dx_3-sport	11	4.9303	
Coppia 2	BE2dx_3+sport	9	5.1888	0.039
	BE2dx_3-sport	11	6.7393	
Coppia 3	BE1sx_3+sport	9	5.5962	0.668
	BE1sx_3-sport	11	5.8787	
Coppia 4	BE2sx_3+sport	9	6.8296	0.502
	BE2sx_3-sport	11	7.2818	
Coppia 5	AE1dx_3+sport	9	3.2259	0.006
	AE1dx_3-sport	11	4.9393	
Coppia 6	AE2dx_3+sport	9	5.3851	0.364
	AE2dx_3-sport	11	6.1545	
Coppia 7	AE1sx_3+sport	9	4.3555	0.140
	AE1sx_3-sport	11	5.4878	
Coppia 8	AE2sx_3+sport	9	4.4407	0.004
	AE2sx_3-sport	11	6.6727	

Tabella 6. Confronto di posizionamento articolare tra sportivi e meno sportivi.

5. DISCUSSIONE

5.1 Introduzione

L'obiettivo del lavoro eseguito è stato quello di mettere in pratica un sistema di valutazione quantitativo inerente al senso di posizionamento del ginocchio che potesse misurare, attraverso dei riferimenti visivi riprodotti attraverso il fascio di luce dell'apparecchio laser, la propriocezione del ginocchio in modalità di carico e su più piani di movimento nello spazio. La finalità di questo progetto è stato quello di elaborare un metodo di valutazione facilmente riproducibile nel contesto clinico fisioterapico che sia oggettivabile per il terapista e il paziente, analizzandone l'applicabilità e l'affidabilità. Di pari passo, questo sistema di misurazione è stato applicato per verificare l'influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare del ginocchio rispetto a due punti nello spazio. Oltre a questo confronto, sono state sviluppate altre ipotesi che sono state misurate e che verranno successivamente discusse. Inoltre, attraverso questo sistema di misurazione, si è voluto misurare numericamente e visivamente una tendenza di collocamento dei punti riprodotti dal fascio di luce laser da parte dei soggetti utilizzati per lo studio. Per verificare le ipotesi e verificare l'applicabilità del sistema di valutazione in questione, è stato effettuato uno studio su 20 soggetti sani, ovvero partecipanti che non avessero problematiche specifiche alle ginocchia e problematiche generali che potessero interferire negativamente sull'analisi dei dati raccolti.
Ai partecipanti è stato chiesto di effettuare il test di collocamento del fascio di luce su due bersagli con l'arto destro e sinistro, prima e dopo lo stato di affaticamento fisico. In base ai risultati scaturiti dallo studio, di seguito saranno analizzate le ipotesi e altri aspetti concernenti l'analisi e considerazioni riguardanti il sistema di valutazione utilizzato.

5.2 I test propriocettivi

5.2.1 Apparecchiature utilizzate

Nel contesto clinico vengono spesso utilizzati goniometri, inclinometri, sensori di pressione e puntatori laser perché di facile uso e poco ingombranti.
Al di fuori del contesto clinico, specialmente nell'ambito della ricerca, vengono utilizzati apparecchiature ad alto costo e spesso ingombranti, come ad esempio apparecchiature computerizzate in grado di rilevare molti elementi in maniera precisa, come ad esempio l'accelerazione, la decelerazione, la direzione e i gradi precisi di movimento (Clark et al., 2015). In questo studio l'utilizzo dell'apparecchio laser è stato di grande praticità e di facile applicabilità, mentre anche il tape, i fogli A3 e i pennarelli sono utilizzabili in ogni contesto clinico.

5.2.2 Test non-specifici

I test non-specifici fanno riferimento a test d'equilibrio, che non misurano specificatamente la propriocezione attraverso una parte del corpo isolata o inerente a una sua caratteristica precisa. Questi test coinvolgono più aree del corpo e più funzioni sensoriali e motorie. Vengono tipicamente svolti per mezzo di superfici instabili, come pedane, piattaforme barometriche, cuscini propriocettivi, e superfici di vario genere. Per isolare maggiormente le componenti propriocettive, durante i test vengono rimossi o diminuiti i riferimenti degli altri sistemi sensoriali come la vista o le componenti vestibolari (Röijezon et al., 2015).

5.2.3 Test specifici

I test specifici utilizzati per misurare e valutare la propriocezione si avvalgono delle componenti che caratterizzano la propriocezione, che sono molteplici, e per questo motivo, i test possono consistere in procedure e misurazioni diverse.
Per misurare la propriocezione vengono utilizzate procedure riguardanti il senso di posizionamento articolare, la percezione del movimento (cinestesia) e la sensazione di forza (Röijezon et al., 2015).
I test possono essere svolti sia passivamente, andando a stimolare maggiormente i recettori articolari, sia attivamente, stimolando maggiormente i recettori muscolari (Proske & Gandevia, 2012; Riemann & Lephart, 2002a).
Il test di posizionamento articolare valuta la precisione di riposizionamento articolare a un predeterminato angolo o in un preciso punto nello spazio. Questa procedura, per valutare il ginocchio, può essere svolta in modalità di carico o in assenza di carico (Knoop et al., 2011).
I test cinestesici valutano l'abilità di percezione della soglia del rilevamento del movimento passivo a una determinata velocità (Knoop et al., 2011).
I test relativi alla sensazione di forza valutano la capacità di percepire e produrre una quantità di forza sub-massimale predeterminata generata precedentemente (Röijezon et al., 2015).
Per la valutazione del ginocchio, questi approcci valutativi vengono comunemente eseguiti in posizione supina, prona o seduta, raramente in posizione eretta (Han et al., 2016).
Per considerare una media affidabile calcolata sui valori dei risultati dei test, quando si tratta di valutare la propriocezione di un'estremità corporea, come ad esempio il ginocchio, vengono utilizzate tra le 3-5 ripetizioni.
Durante lo svolgimento dei test il movimento dovrebbe essere svolto ad una velocità e a un'ampiezza standardizzata o essere specifico a un movimento funzionale (Röijezon et al., 2015).

5.3 Affidabilità del sistema propriocettivo utilizzato

5.3.1 Misurazione propriocettiva del ginocchio in modalità di carico

Il gesto motorio proposto durante il test di riposizionamento articolare è stato effettuato per mezzo di uno squat monopodalico (Comerford & Mottram, 2012).
Diversi studi, per misurare la propriocezione del ginocchio, si sono avvalsi di gesti motori spesso eseguiti in catena cinetica aperta attraverso un movimento di flessione o estensione (Drouin, Houglum, Perrin, & Gansneder, 2003; Felson et al., 2009; Lokhande et al., 2013). Questo tipo di approccio è stato criticato in quanto non riprende la valutazione di una condizione che rispecchi sufficientemente un gesto funzionale (Drouin et al., 2003). A questo riguardo è stato ritenuto maggiormente funzionale l'esecuzione della valutazione propriocettiva del ginocchio in modalità di carico, in quanto si avvicina maggiormente alle usuali condizioni della vita quotidiana, in particolare durante le attività sportive (Stillman & McMeeken, 2001).
Lo squat monopodalico, ovvero il single-leg squat (SLS), implica un movimento di flessione del ginocchio con movimenti accessori di rotazione e deviazioni sul piano frontale, rappresentando un movimento valido per valutare il rischio di atteggiamenti in valgo del ginocchio e quindi utile per valutare il rischio di una potenziale lesione al ginocchio (Ugalde, Brockman, Bailowitz, & Pollard, 2015).

Tuttavia, l'esecuzione del SLS per misurare la propriocezione in questo studio, non ha permesso l'isolamento completo dell'articolazione del ginocchio, permettendo al sistema nervoso centrale di ricevere informazioni da altre componenti corporee, come ad esempio dalle articolazioni adiacenti: l'anca, la caviglia e dalle componenti muscolari di tutto l'arto inferiore. L'appoggio del piede, attraverso le informazioni sensoriali derivanti dalla pressione della fascia plantare potrebbero anche aver influenzato i risultati di senso del posizionamento.
Come dimostrato in un studio, oltre alle articolazioni confinanti con quella del ginocchio, anche le informazioni propriocettive cutanee derivanti dall'appoggio del dito per mantenere l'equilibrio, possono essere fonti di ulteriori informazioni propriocettive (Rabin, Bortolami, DiZio, & Lackner, 1999). Per la misurazione dei punti riprodotti con il fascio laser è stato necessario l'appoggio del dito sul tavolo per poter misurare con precisione, senza oscillazioni, il collocamento del fascio e quindi l'introduzione dell'appoggio del dito è stato un provvedimento necessario.
Il reclutamento muscolare contro una resistenza, come quella del peso corporeo durante la flessione monopodalica del ginocchio in posizione eretta, è ipotizzato che possa provocare una maggior stimolazione afferente da parte dei fusi neuromuscolari (Wilson, Gandevia, & Burke, 1997).
Non è quindi trascurabile, che un problema propriocettivo al ginocchio possa essere stato in una qualche maniera mascherato.
Anche altri studi effettuati utilizzando il SLS come gesto valutativo della propriocezione del ginocchio non sono riusciti a isolare completamente il ginocchio da altre fonti di informazioni afferenti (Drouin et al., 2003; Stillman & McMeeken, 2001).

5.3.2 Qualità
L'analisi effettuata si è concentrata su una valutazione quantitativa, di conseguenza i risultati conseguiti dallo studio non hanno potuto esprimere una valutazione qualitativa inerente ai risultati ottenuti dai partecipanti nello studio. Le analisi dei dati ottenuti in questo studio si avvalgono unicamente di valori numerici e visivi ma non vi è nessuna informazione inerente alla qualità del movimento eseguito. Dai risultati ottenuti, è quindi difficile risalire alla localizzazione del problema, tenendo conto che un movimento di flessione del ginocchio, eseguito in catena cinetica chiusa, implica un coinvolgimento di più strutture. Per effettuare un'analisi di questo tipo sarebbe opportuno avvalersi di una video analisi del gesto effettuato da tutti i partecipanti prima e dopo lo stato di affaticamento. Nella clinica, in vista di un trattamento riabilitativo, il fisioterapista dovrebbe riuscire a considerare sempre entrambi gli aspetti: la quantità e la qualità.

5.4 Ipotesi

5.4.1 Ipotesi 1: influenza della fatica sulla capacità di posizionamento articolare
La prima ipotesi sviluppata concerneva una differenza nella capacità di riprodurre due punti nello spazio attraverso l'apparecchio laser applicato sul ginocchio prima e dopo uno stato di affaticamento. L'ipotesi sosteneva che la capacità del senso di posizionamento articolare del ginocchio diminuisse dopo uno stato di affaticamento, che per mezzo del sistema di misurazione adottato significasse che la distanza di collocamento del fascio di luce laser rispetto ai bersagli di riferimento, aumentasse dopo lo sforzo fisico, aumentando quindi il margine di errore.

L'ipotesi è stata sviluppata considerando che la maggior parte degli infortuni al ginocchio avvengono nelle fasi tardive delle partite, ipotizzando quindi che la fatica fisica e/o mentale possa influenzare negativamente la propriocezione del ginocchio.
In questo studio, le analisi dei dati conseguiti dalle prove di posizionamento articolare prima e dopo l'esercizio fisico indotto attraverso l'Harvard Step test modificato, non ha mostrato differenze statisticamente significative, se non un *p*-value pari a p=0.042 dato dalla differenza delle medie della coppia 4, significando che la capacità di collocamento del fascio di luce laser rispetto al secondo bersaglio eseguito con il ginocchio sinistro è stata significativamente più precisa dopo lo stato di affaticamento.
Uno studio condotto da Riberio et al (2008) ha riscontrato una diminuzione del senso di posizionamento articolare del ginocchio da parte di atlete pallavoliste immediatamente dopo una partita della durata di novanta minuti. La misurazione del senso di posizionamento articolare è stato però misurato attraverso il posizionamento attivo in catena cinetica aperta dalla posizione seduta (Ribeiro, Santos, Gonçalves, & Oliveira, 2008). Un altro studio ha anche rilevato una diminuzione del senso di posizionamento articolare del ginocchio dopo aver raggiunto uno stato di affaticamento indotto tramite l'utilizzo di una cyclette (Changela et al., 2013). Il sistema di misurazione è stato effettuato attraverso la misurazione del senso di posizionamento in carico e l'angolo da riprodurre era di 30° in flessione (Changela et al., 2013).
Un altro studio ha riscontrato anche un alterato senso di posizionamento articolare del ginocchio dopo aver eseguito 60 ripetizioni ad una velocità angolare di 120°/s di massime contrazioni concentriche ed eccentriche del quadricipite, in cui susseguentemente, il senso di posizionamento articolare è stato richiesto attraverso un movimento attivo a catena cinetica aperta (Ju et al., 2010).
Anche un altro studio, ha eseguito un protocollo di affaticamento muscolare indotto da 30 ripetizioni di massime contrazioni concentriche ed eccentriche del quadricipite, riscontrando una diminuzione della capacità propriocettiva misurata attraverso il senso di posizionamento articolare in catena cinetica aperta dalla posizione seduta (Ribeiro et al., 2007).
Lo stesso protocollo di affaticamento muscolare con contrazioni concentriche ed eccentriche del quadricipite è stato condotto con 20 ripetizioni in soggetti sani e successivamente è stato chiesto di riprodurre attivamente in catena cinetica aperta un determinato angolo del ginocchio, senza però mostrare differenze significative tra il gruppo affaticato e il gruppo a riposo (Marks & Quinney, 1993).
Miura et al. (2004) hanno rilevato una diminuzione della capacità di posizionamento articolare del ginocchio in catena cinetica aperta dopo una corsa alla velocità di 10km/h di 5 minuti su soggetti sani. Mentre sugli stessi soggetti, non hanno rilevato differenze significative nella capacità di posizionamento articolare dopo 60 contrazioni consecutive concentriche ed eccentriche del quadricipite (Miura et al., 2004).
I protocolli di affaticamento muscolare e di misurazione del senso di posizionamento articolare del ginocchio variano da studio a studio e divergono tutti da quanto è stato fatto nello studio di questa tesi, sia dalla modalità d'induzione allo stato di affaticamento, sia dalla modalità di misurazione propriocettiva.
I risultati ottenuti in questo studio non mostrano un calo della capacità del senso di posizionamento dopo lo stato di affaticamento, differendo così dalla maggior parte degli altri studi. Le variabili da tenere in considerazione sono tre: la modalità d'esercizio utilizzato per indurre la fatica, la tipologia di misurazione propriocettiva adottata e il campione utilizzato.

L'Harvard Step test modificato utilizzato in questo studio non è stato precedentemente utilizzato da altri studi e come dimostrato da Miura et. al (2004) la modalità con cui si induce lo stato di affaticamento può conseguire ad esiti diversi (Miura et al., 2004).
Il protocollo utilizzato in questo studio ha generato un tipo di affaticamento generale e da quanto emerso negli altri studi, che hanno favorito questa metodologia per affaticare i soggetti, è risultato che la capacità di posizionamento articolare del ginocchio è sempre peggiorata (Changela et al., 2013; Miura et al., 2004; Ribeiro et al., 2008). La media della scala di Borg RPE 6-20 relativa all'attribuzione della fatica soggettiva percepita a fine dell'esercizio dai 20 partecipanti in questo studio, corrisponde a 14.55, può quindi essere ipotizzato che il protocollo eseguito non sia stato abbastanza affaticante per alcuni soggetti che potrebbero aver contribuito a non peggiorare il loro senso di posizionamento articolare. Questa ipotesi si fonda anche sul fatto che su 20 partecipanti, 9 di loro svolgono settimanalmente in media 7 ore di attività sportiva e quindi l'esercizio, che doveva indurre ad una sensazione affaticante, può aver sollecitato uno stato di fatica relativamente basso. È stato oltretutto dimostrato che un'attività di riscaldamento può incrementare la capacità del senso di posizionamento articolare (Bartlett & Warren, 2002).
Un altro motivo per cui non sia stato rilevato un peggioramento nel posizionamento articolare del ginocchio, può anche essere correlato alla tipologia di valutazione del senso di posizionamento articolare utilizzato. È però difficile valutare l'attendibilità dei risultati conseguiti attraverso la metodologia condotta in questo studio, in quanto non presente in altri studi.
È stato dimostrato che i diversi metodi di valutazione propriocettiva, differiscono negli esiti a dipendenza dal test di valutazione utilizzato (Grob, Kuster, Higgins, Lloyd, & Yata, 2002). È probabile quindi, che una valutazione propriocettiva eseguita diversamente, mantenendo però lo stesso protocollo per indurre la fatica, dia risultati diversi.
La valutazione propriocettiva effettuata in modalità di carico è stata considerata più attendibile in quanto più funzionale e più precisa perché permette maggiori stimoli afferenti da tutti i tessuti, dovuta ad una maggiore contrazione muscolare che stimolerebbe maggiori vie afferenti provenienti dai fusi neuromuscolari e da un'aumentata compressione articolare risultante dalle forze applicate sulle articolazioni che stimolerebbe più meccanocettori articolari (Drouin et al., 2003; Herrington, 2005).
È ipotizzabile che le informazioni provenienti dalla muscolatura e dall'articolazione fossero ancora sufficienti per compensare allo stato di affaticamento. Inoltre, essendo che la valutazione propriocettiva utilizzata in questo studio predisponeva di una valutazione quantitativa e non qualitativa, non è tralasciabile che siano subentrati dei compensi non rilevati, in quanto i soggetti non sono stati filmati durante l'esecuzione dei test e abbiano potuto supplire così a possibili cali propriocettivi.

5.4.2 Ipotesi 2: errore di posizionamento articolare e la distanza del punto di riferimento rispetto alla posizione iniziale

L'ipotesi sosteneva che si verificasse un errore di posizionamento articolare più ampio nel collocamento del fascio laser sul bersaglio più lontano.
La raccolta dei dati ha permesso di constatare una prevalenza significativa nell'errore di posizionamento articolare sul bersaglio numero 2 rispetto al bersaglio numero 1 (coppia 1: p=0.022; coppia 2: p=0.017; coppia 3: p=013; coppia 4: p=0.314) andando così a confermare l'ipotesi in 3 casi su 4.

L'ipotesi si è basata su uno studio che ha dimostrato una maggior precisione nella percezione del movimento passivo nella posizione di 15° di flessione, rispetto a 30° e 60° del ginocchio (Pincivero, Bachmeier, & Coelho, 2001).
L'ipotesi si è anche basata sul concetto teorico fisiologico per cui i meccanocettori articolari vengono maggiormente stimolati ai confini di movimento articolare (Porter, 2013) e che combinati alla responsività dei fusi neuromuscolari vi sia un maggior flusso afferente di informazioni sensoriali, rispetto a una posizione più distale dal fine corsa articolare. Il bersaglio 1 si trovava maggiormente in prossimità della posizione estensoria, per cui è stato ipotizzata una maggior precisione nel collocamento del ginocchio sul primo bersaglio rispetto al secondo.
L'utilità di questi dati possono essere interpretati in più maniere: maggiore è l'angolo di flessione da effettuare del ginocchio o più lontano si trova un punto nello spazio da riprodurre, e maggiore diventa la difficoltà di collocamento e posizionamento articolare. I dati raccolti possono essere utili quando si confrontano metodi valutativi misurati su ampiezze di angoli di flessione differenti.
La difficoltà nel replicare una posizione che implica un maggior angolo di flessione del ginocchio potrebbe anche essere associato agli esercizi propriocettivi proposti nel contesto clinico, ovvero un esercizio propriocettivo svolto a un angolo di flessione maggiore potrebbe essere più faticoso rispetto a un esercizio il cui angolo di flessione è minore. In base a questi dati sarebbe possibile impostare la progressione di un esercizio propriocettivo partendo da un angolo di flessione più basso a uno progressivamente più ampio.
Una maggiore difficoltà propriocettiva a un angolo più ampio di flessione del ginocchio può anche essere interpretato come un aumentato rischio di infortuni in attività funzionali o attività sportive che implicano un esteso angolo di flessione del ginocchio.

5.4.3 Ipotesi 3: la differenza del senso di posizionamento articolare tra i due arti

L'ipotesi consisteva in una maggior precisione di collocamento articolare con l'arto dominante rispetto al controlaterale. I risultati mostrano che non vi sono state differenze statisticamente significative tra il senso di posizionamento articolare tra l'arto destro e sinistro, prima e dopo lo stato di affaticamento (coppia 1: p=0.061; coppia 2: p=108; coppia 3: p=0.162; coppia 4: p=0.863). Ogni partecipante ha riferito come arto dominante l'arto destro.
L'ipotesi ha avuto come presupposto che, specialmente negli sport, si predilige l'utilizzo dell'arto dominante per gesti specifici e quindi, essendo maggiormente reclutato, possa anche permettere una maggiore esperienza sensoriale. La comparazione di un gruppo di calciatori professionisti con un gruppo di non-atleti, ha riportato gli stessi risultati di questo studio, ovvero che nonostante l'arto dominante sia stato ipotizzato essere più sensibile al senso di posizionamento articolare rispetto al controlaterale, in quanto valutato più performante nella sensibilità con il pallone, non ha mostrato maggiore capacità nel senso di posizionamento articolare (Muaidi, Nicholson, & Refshauge, 2009). La valutazione del posizionamento articolare è stato valutato attraverso dei movimenti di rotazione interna ed esterna del ginocchio (Muaidi et al., 2009). Il sistema di valutazione in questo studio è stato diverso ma ha conseguito gli stessi esiti rispetto alla precisione di collocamento articolare dei due arti.
Un calo propriocettivo può essere un fattore predisponente all'infortunio dell'arto inferiore (Ageberg, 2002; Lephart et al., 1997) ma dall'analisi dei dati di questo studio la similitudine della percezione di un articolazione nello spazio, non predisporrebbe un aumentato rischio di lesione tra un ginocchio e l'altro. Significando inoltre, che la

valutazione propriocettiva di un arto rispetto all'altro, quando entrambi sono sani, non dovrebbe comportare differenze significative.

5.4.4 Ipotesi 4: l'influenza dell'attività fisica sulla capacità di posizionamento articolare

L'ipotesi formulata si basa sull'idea che persone con maggiore familiarità con l'attività fisica, abbiano sviluppato una maggiore esperienza con il movimento corporeo e quindi di pari passo anche una migliore percezione e senso del movimento.
La distinzione tra soggetto sportivo e soggetto meno sportivo è stata eseguita dividendo le persone in due categorie. Sono state ritenute persone meno attive fisicamente coloro che svolgono meno di 3 ore di attività fisica settimanalmente, mentre sono stati ritenuti più attivi fisicamente coloro che svolgono 3 o più ore di attività fisica alla settimana.
Una persona tra i 18 e i 65 anni per promuovere e mantenere la propria salute dovrebbe svolgere almeno 30 minuti di attività fisica moderata giornalmente (Haskell et al., 2007), di conseguenza anche coloro che svolgono meno di 3 ore di attività fisica settimanali possono essere ritenute persone fisicamente attive. La distinzione che si è voluta compiere era però una differenza abbastanza netta, in modo da avere un paragone tra persone più e meno attive fisicamente marcato.
La media della distanza di collocamento dei punti rispetto ai bersagli è sempre stata più precisa da parte dei soggetti che svolgono più di 3 ore di sport settimanalmente, sia prima che dopo lo stato di affaticamento, ma nonostante ciò, i valori significativi sono stati 3 su 8, quindi quasi della metà delle coppie.
Da uno studio, in cui è stata paragonata la capacità di posizionamento articolare attiva in rotazione del ginocchio da parte di calciatori d'élite e un gruppo di non-atleti, è emersa una differenza di precisione significativa da parte dei calciatori nei confronti del gruppo di controllo (Muaidi et al., 2009). Un altro studio invece, misurando attivamente in carico e in scarico la precisione del senso di posizionamento articolare del ginocchio in prossimità di un angolo di flessione di 30°, non ha ottenuto differenze da parte di atleti e non-atleti (Drouin et al., 2003).
Oltre all'ipotesi concernente l'esperienza con frequenti tipi di movimento, si è ipotizzato che chi svolgesse un certo numero di ore di attività fisica settimanali abbia una maggior tolleranza allo sforzo e quindi, riuscisse ad essere meno influenzato dalla fatica. Uno studio ha messo a confronto giocatori di basket esperti maggiormente allenati e un gruppo di giocatori meno allenati dimostrando che i giocatori più allenati erano meno influenzati dagli esercizi di affaticamento rispetto al gruppo di controllo e riuscivano a mantenere alta la propria prestazione nel gesto tecnico (Lyons, Al-Nakeeb, & Nevill, 2006). In questo studio, i soggetti che svolgono più ore di attività fisica hanno riportato una media più precisa nel senso di posizionamento su i bersagli dopo lo stato di affaticamento, in due casi in maniera statisticamente rilevante (p=0.006 e p=0.004).
In 8 casi su 8, i dati analizzati hanno sempre riportato mediamente una precisione più alta da parte di coloro che svolgono almeno 3 ore di sport alla settimana, ma solo 3 casi sono stati statisticamente significativi. I soggetti messi a confronto erano 9 (soggetti che praticano almeno 3 di sport settimanali), mentre i soggetti che praticano meno di 3 ore di sport settimanali, erano 11, quindi, analizzando la tendenza delle medie, un numero più grande di persone analizzate avrebbe forse permesso di rilevare qualche dato significativo in più.
Nella clinica, i dati dimostrano che svolgere attività fisica almeno 3 ore alla settimana, indipendentemente da quale essa sia, ha un impatto statisticamente significativo in 3 casi su 8 e potrebbe quindi avere un influsso positivo sul senso di posizionamento articolare, se svolta regolarmente.

5.5 Implicazione clinica

La disposizione dei punti riprodotti attraverso la proiezione della luce laser tramite il movimento di flessione del ginocchio in modalità di carico, ha riportato una forte tendenza di medializzazione nel movimento, ovvero, il collocamento dei punti del ginocchio destro hanno avuto una tendenza verso sinistra e viceversa, il collocamento dei punti riprodotti con il ginocchio sinistro tendevano in maggioranza verso destra.

Innanzitutto è necessaria un'analisi biomeccanica del gesto motorio implicato nel movimento richiesto. Il movimento di flessione monopodalico del ginocchio in catena cinetica chiusa prevede fisiologicamente una rotazione interna di femore, rispettivamente una rotazione esterna della tibia rispetto al femore, un'adduzione dell'anca che comporta una medializzazione del ginocchio rispetto all'anca e uno spostamento mediale-laterale rotuleo, il tutto durante l'intero arco di movimento (Horan, Watson, Carty, Sartori, & Weeks, 2014). Ogni movimento isolato all'interno della flessione di ginocchio in catena cinetica chiusa può variare in base alle caratteristiche e le capacità di controllo soggettive, significando che un determinato atteggiamento cinesiologico del movimento può aumentare o diminuire da soggetto a soggetto (Horan et al., 2014). In base alla cinematica del gesto motorio eseguito, la tendenza di collocamento del punto laser nello spazio da parte dei soggetti sani è giustificato dalla natura del movimento stesso.

Essendo il campione utilizzato selettivamente sano, sarebbe opportuno un confronto con un secondo campione con una struttura tissutale compromessa. Un paragone permetterebbe di stabilire un confronto nella capacità di riposizionamento articolare e verificare se attraverso questo sistema di misurazione è riscontrabile una differenza del senso di posizionamento propriocettivo. Nel caso emergessero delle differenze significative, i punti di posizionamento ottenuti in questo studio potrebbero essere utilizzati come riferimento da confrontare con casistiche patologiche.

Studi hanno comparato la propriocezione di soggetti sani e soggetti con problematiche al ginocchio, di vario tipo, come la rottura del legamento crociato anteriore (Bonfim, Paccola, & Barela, 2003), la sindrome femoro-patellare (Baker, Bennell, Stillman, Cowan, & Crossley, 2002) e la sindrome di ipermobilità articolare (Sahin et al., 2008), dimostrando che i soggetti sani rispecchiavano una migliore propriocezione. Parallelamente, studi eseguiti attraverso il Joint Position Error (JPE) test cervicale, tramite misurazioni eseguite con il laser pointer, sistema di misurazione da cui è stato preso spunto, hanno riportato un errore di posizionamento articolare maggiore da parte dei gruppi con dolori cervicali rispetto ai soggetti sani (Revel et al., 1991; Roren et al., 2009). Partendo da questi risultati, sarebbe quindi interessante fare un confronto tra i risultati propriocettivi ottenuti dai soggetti utilizzati in questo studio e soggetti con compromissioni tissutali del ginocchio.

Il JPE test cervicale, messo in pratica come allenamento propriocettivo di 6 settimane, applicato con il sistema adottato da Revel et al. (1991), ha conseguito un miglioramento nella capacità del senso di posizionamento articolare in soggetti con dolore cervicale (Jull, Falla, Treleaven, Hodges, & Vicenzino, 2007) ed essendo che anche un allenamento propriocettivo del ginocchio può migliorare la capacità del senso di posizionamento articolare (Gajanana et al., 2013), sarebbe interessante verificare se un allenamento effettuato con il sistema di posizionamento articolare utilizzato in questo studio, possa migliorare l'esito della disposizione dei punti rispetto ai bersagli. Sarebbe inoltre interessante, utilizzare il metodo di posizionamento articolare proposto in questo studio come allenamento propriocettivo e successivamente valutare la propriocezione attraverso un altro tipo di valutazione propriocettiva, con lo scopo di evitare l'effetto di apprendimento motorio isolato sullo stesso gesto specifico ma confrontarlo con il

rilevamento di altri compiti motori. L'implicazione clinica del metodo utilizzato, potrebbe avere un riscontro clinico non unicamente valutativo ma anche come provvedimento terapeutico.
Il campione utilizzato comprendeva persone di sesso maschile (6) e di sesso femminile (14). Nella comparazione dei due sessi sono presenti delle differenze nella cinematica durante lo squat monopodalico (Graci, Van Dillen, & Salsich, 2012; Weeks, Carty, & Horan, 2015). La tendenza dei movimenti in valgo è statisticamente superiore nelle donne rispetto agli uomini, aumentando il rischio di infortuni (Dugan, 2005; Russell, Palmieri, Zinder, & Ingersoll, 2006). Essendo che in questo studio ha prevalso il numero di partecipanti donne in maniera marcata e considerando che vi è una diversità nella biomeccanica del movimento eseguito, è un aspetto da tenere in considerazione se i risultati volessero essere paragonati con i risultati di una persona di sesso maschile. D'altro canto però, uno studio, che ha misurato la propriocezione in catena cinetica chiusa del ginocchio in flessione a un angolo di 45°, non ha riscontrato differenze significative tra maschi e femmine nel senso di posizionamento articolare (Herrington, 2005). Questo studio, a causa di una forte disparità statistica tra i sessi, non ha ritenuto sensato effettuare questo tipo di paragone.
Infine, bisogna considerare che la morfologia di ogni persona è differente, significando che la flessione di ginocchio necessaria per posizionare il fascio laser su i due bersagli utilizzati può variare da soggetto a soggetto. Quest'ultimo è un'ulteriore aspetto da tenere in considerazione durante la comparazione dei dati.

5.6 Benefici del sistema valutativo di misurazione propriocettivo utilizzato

Il sistema di valutazione realizzato e impiegato in questo studio comprende delle caratteristiche che possono essere vantaggiose dal punto di vista della pratica clinica fisioterapica:

- il tempo impiegato per effettuare la valutazione comporta approssimativamente 10 minuti, rendendola una valutazione facilmente eseguibile nella realtà clinica. La valutazione in ambito clinico comprende spesso il tempo di quasi un'intera seduta, un test oggettivo di questo genere può quindi essere considerato ben inseribile;
- è facilmente applicabile all'interno di un contesto fisioterapico, ad esempio presso uno studio di fisioterapia, in quanto non necessita di attrezzature ingombranti e tecnologicamente costose. L'attrezzatura necessaria per eseguire il test è facilmente reperibile ed economico;
- il sistema dell'apparecchio laser permette un feedback visivo della collocazione del punto riprodotto attraverso il gesto di riposizionamento articolare, offrendo la possibilità al paziente di visualizzare il margine e la tendenza d'errore effettuato, inoltre serve al fisioterapista per oggettivare la prestazione del senso di posizionamento;
- il sistema offre la possibilità di rivalutare facilmente la prestazione del test;
- attraverso un singolo gesto di movimento eseguito in catena cinetica chiusa, è possibile analizzare l'orientamento del movimento del ginocchio su più piani di movimento attraverso un feedback visivo, permettendo un quadro di valutazione non isolato a un movimento su un singolo piano di movimento ma che si avvicina alla funzionalità di un gesto integrato nelle attività giornaliere.

5.7 Limiti dello studio

5.7.1 Procedure metodologiche

- Le prove eseguite durante il test di valutazione propriocettiva erano limitate a 3 prove, statisticamente poche per riuscire a definire una tendenza di localizzazione dei punti precisa;
- la media calcolata sui 3 punti riprodotti mediante la propria prestazione di collocamento dei punti, può dare risultati non prettamente conformi alle proprie capacità, in quanto un errore grossolano isolato può fortemente condizionare la media della prestazione delle altre due prove;
- la prima prova di riposizionamento articolare è stata effettuata ad occhi chiusi dopo aver visualizzato il bersaglio di riferimento, mentre durante le successive 2 prove la persona non ha potuto rivedere il collocamento del bersaglio, in quanto sarebbe stata influenzata dalla localizzazione del punto riprodotto nella prova precedente e di conseguenza le ultime 2 prove sono state effettuate senza il riferimento del collocamento del bersaglio;
- il posizionamento dell'apparecchio laser difficilmente è stato applicato in maniera identica su ogni soggetto;
- l'esercizio di affaticamento non è stato percepito alla stessa maniera da tutti i partecipanti allo studio. L'influenza dello stato soggettivo di affaticamento può aver influenzato la seconda parte di riposizionamento articolare;
- l'assenza di dispositivi tecnologici applicabili sia al sistema di valutazione propriocettivo, sia al tipo di esercizio fisico proposto, in quanto troppo costosi non hanno permesso una maggiore precisazione nell'esecuzione dello studio.

5.7.2 Campione utilizzato

- I soggetti esaminati erano unicamente soggetti sani;
- l'ampiezza del campione era limitato a 20 soggetti e può aver limitato la significatività dei dati analizzati, inoltre vi è stata una forte disparità tra il numero di partecipanti di sesso maschile e femminile;
- la presenza di soggetti sportivi nel campione dei 20 partecipanti equivaleva quasi alla metà, di conseguenza l'esercizio di affaticamento potrebbe essere stato leggermente sotto dosato;
- ogni soggetto presenta una fisiologia e una conformità anatomica differente e quindi la valutazione propriocettiva non si è verificata su 20 soggetti uguali. Il gesto da eseguire durante il test di riposizionamento articolare può essere stato più difficoltoso per alcuni partecipanti con una fisiologia anatomica non favorevole al gesto dello squat monopodalico.
- manca il confronto con un campione variato, con una lesione tissutale, come ad esempio soggetti con la rottura del legamento crociato anteriore;
- l'età dei soggetti è limitata dai 18 ai 35 anni, sarebbe interessante una comparazione con soggetti più anziani

5.7.3 Sistema di valutazione propriocettivo

- l'affidabilità del sistema di valutazione adottato per misurare la propriocezione del ginocchio non è stato precedentemente utilizzato in altri studi noti, per cui non è stato possibile un confronto o un riferimento standardizzato nella procedura metodologica nell'applicazione del test. Inoltre, non è stata verificata

l'attendibilità del sistema utilizzato attraverso un test e re-test a più giorni di distanza per verificare una coerenza nelle misurazioni e quindi un'affidabilità nelle prove sperimentali.

- il sistema di misurazione propriocettivo si è basato su delle misurazioni quantitative, in assenza però di misurazioni di tipo qualitative, come ad esempio la ripresa video del partecipante durante l'esecuzione del test, e quindi non è stato possibile valutare il movimento qualitativamente tra una prova e l'altra.
- i due bersagli di riferimento, per essere raggiunti, non corrispondono per tutti i soggetti allo stesso angolo di flessione del ginocchio, in quanto ogni soggetto ha un'altezza e una conformità fisica differente.
- il sistema di valutazione propriocettiva utilizzato non isola selettivamente l'articolazione del ginocchio, l'esito dei risultati può quindi essere influenzato da strutture distali al ginocchio.

5.8 Studi futuri

In merito allo studio e alle analisi svolte, sono emerse delle riflessioni concernenti aspetti che possono essere presi in considerazione in vista di studi futuri per approfondire quanto svolto.

Ulteriori studi sono necessari per standardizzare una procedura metodologica affidabile e di pratica applicazione clinica per misurare la propriocezione del ginocchio.

In vista di studi futuri, sarebbe interessante applicare il sistema di misurazione propriocettivo utilizzato in questo studio per valutare una casistica di persone con problematiche al ginocchio, al fine di poter paragonare i risultati ottenuti dai soggetti sani con una casistica con problematiche specifiche. Questo permetterebbe di discutere e analizzare ulteriormente l'affidabilità del sistema utilizzato e permetterebbe un paragone tra la prestazione media dei soggetti sani e quella di soggetti con problematiche al ginocchio.

L'applicabilità del sistema propriocettivo sarebbe inoltre interessante verificarlo all'inizio di un ciclo riabilitativo di una problematica concernente il ginocchio e rivalutare le condizioni del paziente al termine della riabilitazione. Un approccio di questo tipo permetterebbe la valutazione della propriocezione del ginocchio prima e dopo la rieducazione terapeutica.

Un ulteriore approfondimento interessante, consisterebbe nell'esecuzione della stessa prova su un arco di giornate diverse in maniera ripetuta, al fine di verificare se vi è una consistenza dei risultati che consoliderebbe più o meno la validità del metodo valutativo applicato.

In ambito della ricerca, sarebbe utile valutare, tramite delle riprese video, i movimenti eseguiti durante le prove valutative da parte della persona che esegue il test, per avere un'incisione ancora maggiore sull'inquadramento dei problemi manifestati dalla persona nell'esecuzione del gesto proposto non solo quantitativamente ma anche qualitativamente. Una ricerca di questo genere permetterebbe anche di utilizzare le video analisi a scopo terapeutico al fine di correggere le disfunzionalità nell'esecuzione del gesto del paziente.

Infine, in ottica di un'analisi comparativa futura più precisa, essendo che ogni persona è morfologicamente diversa, sarebbe interessante standardizzare un bersaglio di riferimento che corrisponda all'angolo soggettivo di flessione del ginocchio a un angolo specifico predefinito.

Da ultimo, ulteriori studi sono necessari per valutare quanto sia incisiva l'influenza dell'affaticamento fisico sulla propriocezione del ginocchio.

6. CONCLUSIONI

L'effetto della fatica non ha avuto ripercussioni negative sul senso di posizionamento articolare del ginocchio misurato in modalità di carico attraverso il collocamento del fascio laser sui due relativi bersagli.
Il campione utilizzato, il tipo di protocollo utilizzato per indurre allo stato di affaticamento e il sistema di misurazione propriocettivo, sono variabili da tenere in considerazione.
Nella pratica fisioterapica è necessario stabilire un sistema di misurazione propriocettivo standardizzato, funzionale e di facile applicabilità clinica.
Lo svolgimento della tesi ha permesso di valutare e giudicare il sistema di valutazione propriocettiva adottato.
La propriocezione del ginocchio, misurata attraverso il senso di riposizionamento articolare attivo in modalità di carico tramite il sistema laser, ha permesso innanzitutto di stabilire un sistema di valutazione propriocettivo oggettivabile e di semplice applicabilità clinica.
Nonostante il metodo di valutazione non abbia permesso di isolare il compartimento del ginocchio, coinvolgendo quindi altre strutture, si può partire dal presupposto che sia un sistema di valutazione poco costoso, poco ingombrante, di facile applicabilità, coerente con le tempistiche di impiego di una seduta fisioterapica e con il potenziale di oggettivazione propriocettiva visiva, rappresentando così, un metodo efficace che può essere considerato inseribile all'interno del contesto fisioterapico riabilitativo.
In ambito clinico, il fisioterapista, attraverso questa modalità di misurazione, si trova nelle condizioni di poter effettuare una valutazione e una rivalutazione oggettiva propriocettiva del ginocchio, utile sia al fisioterapista stesso, e sia al paziente. L'analisi effettuata con un campione di soggetti sani ha permesso di stabilire una tendenza di collocamento dei punti nello spazio di possibile comparazione con soggetti aventi problematiche tissutali al ginocchio. Gli stessi risultati possono essere utilizzati per verificare l'efficacia di un trattamento fisioterapico o di determinati esercizi con l'obiettivo di migliorare la propriocezione del ginocchio.
Il sistema di misurazione attuato, ha permesso di ottenere risultati interessanti. Grazie ad esso è stato possibile sostenere o rispettivamente, smentire delle ipotesi, riuscendo al contempo a valutare l'applicabilità del sistema di misurazione e trarre delle considerazioni in merito ai processi propriocettivi. Il senso di posizionamento articolare tra un arto e l'altro non varia, indipendentemente dall'arto dominante e dallo stato di affaticamento. La precisione nel senso di posizionamento articolare è reso più difficile con movimenti di flessione del ginocchio più ampi. Un determinato quantitativo di ore di attività fisica, indipendentemente da quale essa sia, favorisce il senso di orientamento articolare.
È possibile ritenere il sistema di misurazione adottato, un buon test di valutazione del senso di posizionamento articolare funzionale e facilmente applicabile per la misurazione propriocettiva in carico del ginocchio.
Per concludere, non è obiettivabile che la fatica non abbia effetti negativi sulla propriocezione.
Sono necessari altri studi per verificare ulteriormente l'affidabilità del sistema di misurazione adottato.

7. RINGRAZIAMENTI

Desidero ringraziare innanzitutto il mio relatore di tesi Luca Scascighini, che oltre ad avermi aiutato nella stesura della tesi con osservazioni e suggerimenti preziosi, ha contribuito all'elaborazione delle analisi statistiche.

Vorrei ringraziare tutte le persone che si sono gentilmente messe a disposizione e per il tempo che hanno dedicato per prendere parte alla realizzazione del mio progetto di tesi.

Ringrazio i miei familiari, le persone a me care e la mia ragazza, che mi hanno sempre sostenuto durante l'intero periodo di formazione.

Infine, ringrazio i miei compagni, che oltre ad avermi aiutato nella realizzazione della tesi, hanno contribuito a molti bei momenti durante tutto il percorso di formazione. Auguro a tutti un buon avvenire.

8. BIBLIOGRAFIA

Ageberg, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation—using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *12*(3), 205–212.

American Academy of Orthopaedic Surgeons. (2013). Information about Musculoskeletal Conditions. Disponibile da http://www.aaos.org/CustomTemplates/Content.aspx?id=6406&ssopc=1

Ashton-Miller, J. A., Wojtys, E. M., Huston, L. J., & Fry-Welch, D. (2001). Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *9*(3), 128–136.

Baker, V., Bennell, K., Stillman, B., Cowan, S., & Crossley, K. (2002). Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Research*, *20*(2), 208–214.

Bartlett, M. J., & Warren, P. J. (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *British Journal of Sports Medicine*, *36*(2), 132–134.

Bollen, S. (1998). Ligament injuries of the knee–limping forward? *British journal of sports medicine*, *32*(1), 82.

Bonfim, T. R., Paccola, C. A. J., & Barela, J. A. (2003). Proprioceptive and behavior impairments in individuals with anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *84*(8), 1217–1223.

Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales* (Vol. 8). Champaign, IL, US: Human Kinetics.

Burnstein, B. D., Steele, R. J., & Shrier, I. (2011). Reliability of Fitness Tests Using Methods and Time Periods Common in Sport and Occupational Management. *Journal of Athletic Training*, *46*(5), 505–513.

Caraffa, A., Cerulli, G., Projetti, M., Aisa, G., & Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*, *4*(1), 19–21.

Changela, P. K., Selvamani, K., & others. (2013). A Study to Evaluate the effect of Fatigue on Knee Joint Proprioception and Balance in Healthy Individuals. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, *7*(1), 213.

Clark, N. C. (2015). The role of physiotherapy in rehabilitation of soft tissue injuries of the knee. *Orthopaedics and Trauma*, *29*(1), 48–56.

Clark, N. C., Röijezon, U., & Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: Clinical assessment and intervention. *Manual Therapy*, *20*(3), 378–387.

Comerford, M., & Mottram, S. (2012). *Kinetic Control: The Management of Uncontrolled Movement*. Australia: Elsevier.

De Carlo, M., & Armstrong, B. (2010). Rehabilitation of the Knee Following Sports Injury. *Clinics in Sports Medicine*, *29*(1), 81–106.

Dhillon, M. S., Bali, K., & Prabhakar, S. (2011). Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction. *Indian Journal of Orthopaedics*, *45*(4), 294–300.

Drouin, J. M., Houglum, P. A., Perrin, D. H., & Gansneder, B. M. (2003). Weight-bearing and non-weight-bearing knee-joint reposition sense and functional performance. *Journal of Sport Rehabilitation*, *12*(1), 54–66.

Dugan, S. A. (2005). Sports-Related Knee Injuries in Female Athletes: What Gives? *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *84*(2), 122–130.

Felson, D. T., Gross, K. D., Nevitt, M. C., Yang, M., Lane, N. E., Torner, J. C., Hurley, M. V. (2009). The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, *61*(8), 1070–1076.

Gage, B. E., McIlvain, N. M., Collins, C. L., Fields, S. K., & Dawn Comstock, R. (2012). Epidemiology of 6.6 Million Knee Injuries Presenting to United States Emergency Departments From 1999 Through 2008. *Academic Emergency Medicine*, *19*(4), 378–385.

Gajanana, P. B. (2013). Effect of proprioceptive exercise training on joint reposition sense and balance of athletes with knee injury. *Journal of Exercise Science and Physiotherapy*, *9*(2), 89.

Givoni, N. J., Pham, T., Allen, T. J., & Proske, U. (2007). The effect of quadriceps muscle fatigue on position matching at the knee. *The Journal of Physiology*, *584*(Pt 1), 111–119.

Goble, D. J. (2010). Proprioceptive Acuity Assessment Via Joint Position Matching: From Basic Science to General Practice. *Physical Therapy*, *90*(8), 1176–1184.

Graci, V., Van Dillen, L. R., & Salsich, G. B. (2012). Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. *Gait & posture*, *36*(3), 461–466.

Grob, K. R., Kuster, M. S., Higgins, S. A., Lloyd, D. G., & Yata, H. (2002). Lack of correlation between different measurements of proprioception in the knee. *Bone & Joint Journal*, *84*(4), 614–618.

Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J., & Liu, Y. (2016). Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*, *5*(1), 80–90.

Haskell, W. L., Lee, I.-M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, *116*(9), 1081.

Hassanlouei, H., Arendt-Nielsen, L., Kersting, U. G., & Falla, D. (2012). Effect of exercise-induced fatigue on postural control of the knee. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *22*(3), 342–347.

Herrington, L. (2005). Knee-joint position sense: the relationship between open and closed kinetic chain tests. *Journal of sport rehabilitation*, *14*(4), 356.

Hiemstra, L. A., Lo, I. K., & Fowler, P. J. (2001). Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *31*(10), 598–605.

Horan, S. A., Watson, S. L., Carty, C. P., Sartori, M., & Weeks, B. K. (2014). Lower-Limb Kinematics of Single-Leg Squat Performance in Young Adults. *Physiotherapy Canada*, *66*(3), 228–233.

Jerosch, J., & Prymka, M. (1996). Proprioception and joint stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, *4*(3), 171–179.

Ju, Y.-Y., Wang, C.-W., & Cheng, H.-Y. K. (2010). Effects of active fatiguing movement versus passive repetitive movement on knee proprioception. *Clinical Biomechanics*, *25*(7), 708–712.

Jull, G., Falla, D., Treleaven, J., Hodges, P., & Vicenzino, B. (2007). Retraining cervical joint position sense: The effect of two exercise regimes. *Journal of Orthopaedic Research*, *25*(3), 404–412.

Knoop, J., Steultjens, M. P. M., Van der Leeden, M., Van der Esch, M., Thorstensson, C. A., Roorda, L. D., Dekker, J. (2011). Proprioception in knee osteoarthritis: a narrative review. *Osteoarthritis and Cartilage*, *19*(4), 381–388.

Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraido, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, *25*(1), 130–137.

Lokhande, M. V., Shetye, J., Mehta, A., & Deo, M. V. (2013). Assessment of knee joint proprioception in weight bearing and in non-weight bearing positions in normal subjects. *JKIMSU*, *2*(2), 94–101.

Lyons, M., Al-Nakeeb, Y., & Nevill, A. (2006). The Impact of Moderate and High Intensity Total Body Fatigue on Passing Accuracy in Expert and Novice Basketball Players. *Journal of Sports Science & Medicine*, *5*(2), 215–227.

Marks, R., & Quinney, H. A. (1993). Effect of Fatiguing Maximal Isokinetic Quadriceps Contractions on Ability to Estimate Knee-Position. *Perceptual and Motor Skills*, *77*(3 suppl), 1195–1202.

Mir, S. M., Talebian, S., Naseri, N., & Hadian, M.-R. (2014). Assessment of Knee Proprioception in the Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Position in Healthy Subjects: A Cross-sectional Study. *Journal of Physical Therapy Science*, *26*(10), 1515–1518.

Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., & Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, *20*(4), 414–418.

Muaidi, Q. I., Nicholson, L. L., & Refshauge, K. M. (2009). Do elite athletes exhibit enhanced proprioceptive acuity, range and strength of knee rotation compared with non-athletes? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *19*(1), 103–112.

Nagai, T., Sell, T. C., Abt, J. P., & Lephart, S. M. (2012). Reliability, precision, and gender differences in knee internal/external rotation proprioception measurements. *Physical Therapy in Sport*, *13*(4), 233–237.

Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *36*(1), 162–176.

Pincivero, D. M., Bachmeier, B., & Coelho, A. J. (2001). The effects of joint angle and reliability on knee proprioception. *Medicine and science in sports and exercise*, *33*(10), 1708–1712.

Porter, S. B. (2013). *Tidy's Manuale di fisioterapia* (G. Capra, A. Foglia, & M. Barbero, Trad.) (15° ed.). Milano: Edi.Ermes s.r.l.

Proske, U., & Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *The Journal of Physiology*, *587*(Pt 17), 4139–4146.

Proske, U., & Gandevia, S. C. (2012). The Proprioceptive Senses: Their Roles in Signaling Body Shape, Body Position and Movement, and Muscle Force. *Physiological Reviews*, *92*(4), 1651–1697.

Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W. C., LaMantia, A.-S., & White, L. E. (2013). *Neuroscienze* (R. Lucchi, A. Poli, & M. Virgili, Trad.) (4° ed.). Bologna: Zanichelli.

Rabin, E., Bortolami, S. B., DiZio, P., & Lackner, J. R. (1999). Haptic stabilization of posture: changes in arm proprioception and cutaneous feedback for different arm orientations. *Journal of Neurophysiology*, *82*(6), 3541–3549.

Rahnama, N., Reilly, T., & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British journal of sports medicine*, *36*(5), 354–359.

Revel, M., Andre-Deshays, C., & Minguet, M. (1991). Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *72*(5), 288–291.

Ribeiro, F., Mota, J., & Oliveira, J. (2007). Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee in the elderly. *European Journal of Applied Physiology*, *99*(4), 379–385.

Ribeiro, F., Santos, F., Gonçalves, P., & Oliveira, J. (2008). Effects of volleyball match-induced fatigue on knee joint position sense. *European Journal of Sport Science*, *8*(6), 397–402.

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002a). The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, *37*(1), 71–79.

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, *37*(1), 80–84.

Röijezon, U., Clark, N. C., & Treleaven, J. (2015). Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: Basic science and principles of assessment and clinical interventions. *Manual Therapy*, *20*(3), 368–377.

Roren, A., Mayoux-Benhamou, M.-A., Fayad, F., Poiraudeau, S., Lantz, D., & Revel, M. (2009). Comparison of visual and ultrasound based techniques to measure head repositioning in healthy and neck-pain subjects. *Manual Therapy*, *14*(3), 270–277.

Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D. (2006). Sex Differences in Valgus Knee Angle During a Single-Leg Drop Jump. *Journal of Athletic Training*, *41*(2), 166–171.

Sahin, N., Baskent, A., Cakmak, A., Salli, A., Ugurlu, H., & Berker, E. (2008). Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatology International*, *28*(10), 995–1000.

Sharir, R., Rafeeuddin, R., Staes, F., Dingenen, B., George, K., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. A. (2016). Mapping current research trends on anterior cruciate ligament injury risk against the existing evidence: In vivo biomechanical risk factors. *Clinical Biomechanics*, *37*, 34–43.

Shinya Yamauchi, S. M. (2013). Rating of Perceived Exertion for Quantification of the Intensity of Resistance Exercise. *International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *1*(9).

Skinner, H. B., Wyatt, M. P., Hodgdon, J. A., Conard, D. W., & Barrack, R. L. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *Journal of Orthopaedic Research*, *4*(1), 112–118.

Stillman, B. C. (2002). Making sense of proprioception: the meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiotherapy*, *88*(11), 667–676.

Stillman, B. C., & McMeeken, J. M. (2001). The role of weightbearing in the clinical assessment of knee joint position sense. *Australian Journal of Physiotherapy*, *47*, 247-253.

Ugalde, V., Brockman, C., Bailowitz, Z., & Pollard, C. D. (2015). Single Leg Squat Test and Its Relationship to Dynamic Knee Valgus and Injury Risk Screening. *PM&R*, *7*(3), 229–235.

Weeks, B. K., Carty, C. P., & Horan, S. A. (2015). Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *16*.

Williams, G. N., Chmielewski, T. L., Rudolph, K. S., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *31*(10), 546–566.

Wilson, L. R., Gandevia, S. C., & Burke, D. (1997). Discharge of human muscle spindle afferents innervating ankle dorsiflexors during target isometric contractions. *The Journal of Physiology*, *504*(Pt 1), 221–232.

9. ALLEGATI

Allegato 1 E-mail di richiesta alla partecipazione al progetto di tesi inviato agli studenti della SUPSI-DEASS

Allegato 2 Formulario di partecipazione al lavoro di tesi e consenso scritto

Allegato 3 Tabella contenente i dati e i risultati dei 20 partecipanti

Allegato 1

E-mail di richiesta alla partecipazione al progetto di tesi inviato agli studenti della SUPSI-DEASS

Cari studenti,

Sono uno studente al terzo anno di formazione Bachelor in fisioterapia e ho deciso di svolgere una tesi sperimentale.
Il mio progetto di tesi vuole valutare l'influenza della fatica sulla capacità del senso si posizionamento articolare nello spazio misurato attraverso un sistema di misurazione con apparecchio laser. Il progetto di tesi vuole anche valutare l'applicabilità di questo sistema di valutazione in ambito clinico fisioterapico.
Per riuscire a svolgere questo lavoro vi chiedo se gentilmente sareste disposti a mettere a disposizione circa 20/massimo 30 minuti del vostro tempo.

Sarò presente in aula movimento tutta la settimana dal 18 al 22 gennaio dalle 8.30 alle 16.30. Su richiesta è senz'altro possibile mettersi d'accordo. ☺ Potete comodamente riferirmi la vostra disponibilità via email.

Lo studio prevede un campione di soggetti sani. Chi presenta una delle seguenti problematiche purtroppo non potrà essere ritenuto idoneo allo studio:

- interventi chirurgici all'arto inferiore (es: rottura legamento crociato anteriore, fratture ossee);
- diagnosticati disturbi muscoloscheletrici all'arto inferiore (es: tendinopatie);
- dolori all'arto inferiore;
- diagnosticate problematiche neurologiche (es: da pregressi traumi cranici);
- diagnosticate problematiche psichiatriche (es: depressione);
- diagnosticate problematiche cardiache o respiratorie (es: aritmie cardiache, asma).

Se siete interessati ad aderire allo studio, vi chiedo gentilmente di portare un paio di pantaloncini corti per permettere l'applicazione del laser-pointer.
Chiaramente potrete avere gli esiti della vostra performance.

Vi ringrazio moltissimo dell'attenzione. Il vostro contributo è per me essenziale! ☺
Per qualsiasi domanda e dubbio non esitate a contattarmi.

Grazie mille!

Kevin Onken
E-mail: kevin.onken@student.supsi.ch

Allegato 2

Formulario di partecipazione al lavoro di tesi di Kevin Onken

Studente/i	Responsabile/relatore
Kevin Onken	Luca Scascighini
Corso di laurea	**Modulo**
Fisioterapia	LT
Anno	
2015-2016	

Data

Gennaio 2016

Descrizione e procedimento

Il lavoro di tesi che sto svolgendo pone l'attenzione sulla valutazione sperimentale della capacità di riposizionamento articolare in modalità di carico monopodalico dell'arto inferiore.
La valutazione verrà effettuata attraverso un single-leg squat (SLS) svolto sull'arto inferiore dominante e in un secondo istante sull'arto controlaterale. Il SLS viene svolto con un apparecchio posto sopra il ginocchio che proietta un fascio luminoso sul pavimento. Sul pavimento sono rappresentati due bersagli posti ad una distanza di 15 cm l'uno dall'altro sulla stessa linea. Il primo bersaglio è collocato a 35 cm e il secondo a 50 cm rispetto al punto zero.
L'obiettivo consiste nel tentativo di posizionare il fascio luminoso, senza il riferimento della vista, sul primo e successivamente sul secondo bersaglio, per un totale di tre ripetizioni ciascuno. Per collocare il fascio luminoso sui bersagli si esegue un SLS con il piede controlaterale sollevato da terra, un dito appoggiato sul tavolo per mantenere l'equilibrio e l'altra mano sul fianco. Il margine di errore è stabilito dalla distanza tra il bersaglio di riferimento e il collocamento del punto riprodotto attraverso la proiezione del fascio luminoso. Lo stesso esercizio verrà svolto dopo aver effettuato un esercizio di affaticamento muscolare per mezzo di uno step.
Il procedimento dell'intero esperimento verrà ulteriormente spiegato a voce e mostrato.

Criteri di partecipazione

Segnare con una crocetta se in passato o di recente si è stati soggetti a:

	Si	No
Interventi chirurgici all'arto inferiore (es: rottura legamento crociato anteriore, fratture ossee)		
Diagnosticati disturbi muscoloscheletrici all'arto inferiore (es: tendinopatie)		
Dolori all'arto inferiore		
Diagnosticati problemi cardiaci o respiratori (es: aritmie cardiache, asma)		
Diagnosticate problematiche neurologiche (es: deficit di attenzione)		
Diagnosticate problematiche psichiatriche (es: depressione)		

Informazioni personali

Nome: ***Cognome:***

Età (anni): ***Sesso:*** M F

Svolgi attività fisica/sport? Sì No
Se sì, cosa?

Arto inferiore dominante (la gamba preferibilmente utilizzata per tirare un forte calcio a un pallone)?

Destro Sinistro Non riesco a distinguerle o ritengo entrambe ugualmente forti

Conferma partecipante

Dichiaro di aver sottoscritto dati veritieri e di aderire con il massimo impegno allo studio.

Luogo e data Firma del/la partecipante

Luogo e data Firma sperimentatore

Interesse personale

Sarei interessato/a ad essere informato/a riguardo agli esiti del lavoro di ricerca una volta terminato.

☐

Grazie per la collaborazione.

Dati esercizio fisico

- ***Ha concluso l'esercizio?***

  Sì No Se no, motivo:……..

  Tempo interruzione esercizio:…….....

- ***Borg 15-point RPE scale terminato l'esercizio: ……***

Consenso scritto

- Legga attentamente il presente formulario.
- Non esiti a porre domande se non capisce o desidera sapere qualcosa.

Titolo dello studio:	L'effetto della fatica sulla capacità di posizionamento articolare del ginocchio in carico: analisi dell'applicabilità clinica di un metodo valutativo innovativo
Promotore (indirizzo completo)**:**	Kevin Onken e relatore Luca Scascighini Bachelor in fisioterapia – SUPSI/DEASS Manno, TI
Luogo in cui si svolge l'intervista	SUPSI DEASS, Manno
Sperimentatore: Cognome e nome:	*Kevin Onken*
Partecipante Cognome e nome: Data di nascita:	☐ uomo ☐ donna

- Sono stato/a informato/a dallo studente in fisioterapia sottoscrivente sia oralmente che per scritto in merito allo scopo, allo svolgimento dello studio.
- Ho letto e capito l'informazione scritta per i partecipanti consegnatami concernente lo studio sopraccitato. Alle mie domande relative alla partecipazione a questo studio è stata data risposta in modo soddisfacente. Posso tenere l'informazione scritta per i partecipanti e ricevo una copia del mio consenso informato scritto.
- Ho avuto sufficiente tempo per prendere la decisione.
- So che i miei dati personali sono inoltrati alle istituzioni esterne soltanto in forma anonimizzata per fini di ricerca. Acconsento al fatto che gli specialisti competenti del comitato etico cantonale possono accedere ai miei dati originali a fini di esame e controllo, tuttavia in stretta osservanza della confidenzialità.
- Partecipo a questo studio volontariamente. Posso ritirare ad ogni momento e senza giustificazione il mio consenso alla partecipazione senza subire svantaggi per un'ulteriore cura medica.

- **Dichiarazione dello sperimentatore:** dichiaro di aver spiegato al/la paziente in questione la natura, l'importanza e la portata dello studio.

Luogo, data	Dichiarazione dello sperimentatore:

Luogo, data	Firma del/la partecipante

ALLEGATO 3

Tabella contenente i dati e i risultati dei 20 partecipanti

	BE1D (cm)	BE2D (cm)	BE1S (cm)	BE2S (cm)	Borg RPE 6-20 AE	AE1D (cm)	AE2D (cm)	AE1S (cm)	AE2S (cm)	Sesso	Età	Sport/ attività fisica	Ore settimanali attività fisica/sport	Arto dominante
S1					16					0	22	0	2	0
P1	4.2	10.1	4.9	7.1		4	8.1	2.9	3.6					
P2	6	13.4	6.7	8		1.2	11.8	4.8	3.5					
P3	7.1	8.2	6.1	8.2		5.3	12.3	8.9	3.4					
S2					16					0	24	0	2	0
P1	4.3	7.1	4.7	3.6		2.3	2	0.6	1.1					
P2	3.3	8.9	7.5	9		4.3	7.9	3.8	7					
P3	4.2	8.6	11	14.7		6.1	5.5	4.6	11.6					
S3					14					0	22	0	1.5	0
P1	7.8	4.8	6.2	4.6		6.7	5.7	3.1	4					
P2	6.6	5	7.6	6.2		1.7	3.4	5.6	3.8					
P3	6.1	7	9.6	3.5		5.5	2.5	7.6	4.5					
S4					12					1	27	0	15	0
P1	0.5	4.1	3.6	6.4		4.3	7.2	2.8	2.3					
P2	4.3	3.6	4.4	7		5.3	7.3	1.8	2.2					
P3	6.9	4.4	8.1	8.2		7.8	6	1.1	4.2					
S5					17					0	24	0	2	0
P1	2.8	6.3	8	5.7		4.8	2.2	3.5	5.7					
P2	2.6	6.2	8	10.4		7.9	4.5	7	6.3					
P3	1.5	8.5	9.2	10.5		10.4	2	4.5	11.8					
S6					18					0	23	0	4	0
P1	2.2	1.4	6.4	5.5		4.4	1.5	2.2	5.5					
P2	1.5	4.1	7.2	5.8		0.8	2.5	3.6	4.6					
P3	0.8	5.3	11.6	7.2		3.9	5.6	5.7	3.6					
S7					15					1	24	0	2	0
P1	3.8	7.1	8.8	3.8		7.4	5.4	8.7	11.6					
P2	6	9.5	10.8	8.2		6.9	6.9	9.3	11.5					
P3	7.8	12	9	10.9		6.2	9.9	10.3	12.7					
S8					14					1	22	0	12	0
P1	3.4	6.6	4	5.9		1.8	4.4	2.2	8.2					
P2	4	6.7	3.8	6.4		3	4.3	3.1	7.1					
P3	7	9.6	5.2	6.1		5.8	6.7	4.5	7.5					
S9					11					1	31	0	9	0
P1	2.3	4.4	4.7	3.1		1.5	3.3	6.1	3					
P2	4	4.5	2.7	2.7		1.6	7.2	7.1	2.7					
P3	4.9	6.9	4.3	3.8		0.4	8.6	9.1	5.2					
S 10					14					0	21	0	7	0
P1	2.8	1	2	6.3		1.4	0.7	3.2	2.5					

P2	3.6	1.9	3.2	9.8		1.8	1.7	3.3	4.3					
	5.8	1	6.7	10.4		3	1.1	5.2	5.8					
S 11					13					1	21	0	3	0
P1	5	3.3	5.2	6.5		2.4	4.6	4.6	3.2					
P2	8.3	3.9	8.8	7.7		4.6	6.7	6.6	2.6					
P3	9.5	6	10.2	6.9		6.4	7.5	8.1	1.2					
S 12					17					0	21	0	2	0
P1	7.1	5.8	2.8	7.3		4.7	3.4	4.1	7					
P2	2.8	7.7	3.3	5.1		1	5.2	2.9	5					
P3	1.8	7.6	3.5	7.5		4.2	6.2	2.5	5.5					
S 13					13					0	20	0	2	0
P1	5.8	7	3.9	3.3		1.7	4.1	6	4.9					
P2	7.3	5.6	5.1	4.9		3.8	10.2	10.4	10.6					
P3	9.8	9.7	4.5	7.1		6	5.3	9.7	14.8					
S 14					16					1	20	1		0
P1	2.6	1.1	3	2.5		4	5	0.9	4.6					
P2	3.3	3	1.6	3.3		0.9	4.6	2	5.4					
P3	3.5	3.9	3.6	4		1.6	8.2	2.3	3.5					
S 15					13					0	20	0	5	0
P1	4.5	4.5	4.4	6.6		2.1	5	1.5	3.6					
P2	4.1	10.1	6.6	8.1		4.1	10.9	2.2	4.6					
P3	3.7	11.5	7.9	13.3		3.1	8.8	3.5	9.2					
S 16					11					0	24	0	5	0
P1	3.4	3.4	3.8	5.3		2.4	5.5	5.2	4.1					
P2	4	5.4	4.3	5.6		2.9	4.3	4.5	3.3					
P3	5.2	7.2	5.1	7.7		2.4	6.1	5.8	3					
S 17					15					1	22	0	3	0
P1	5	4	3.3	5.5		1.6	4.6	4.2	3.1					
P2	4.5	5.5	5	7.3		3.6	2.3	4.6	6.2					
P3	6.6	9.8	8.6	9.3		4.7	11	5.8	7.1					
S 18					14					0	19	1		0
P1	2.7	0.7	3.6	7.1		2.6	2.5	3.2	6.6					
P2	3.6	1.6	3.3	7.6		3.5	3.4	3.8	9.3					
P3	4	3.5	3.5	10.7		9.5	4.3	2	10.5					
S 19					18					0	20	1		0
P1	2.6	4.4	4.2	7.7		8.2	6.6	9.5	3					
P2	6.7	7.8	7.9	11.6		9.3	15	11.3	8.8					
P3	10	10.4	10.5	12.6		11.3	17	17.1	10.1					
S 20					14					0	22	1		0
P1	1.1	5	2.4	6.6		0.9	1.4	2.6	1.9					
P2	6	5.7	3.4	7.3		3.7	5.2	2.3	2.4					
P3	7.9	9.2	5.8	9.7		5.4	5.4	3.3	4.2					

Legenda:

- S=soggetto

- P=prova

- Before Exercise=prima dell'esercizio
- After Exercise=dopo l'esercizio

- Bersagli :
- BE1D=Before Exercise, bersaglio 1, ginocchio destro
- BE2D=Before Exercise, bersaglio 2, ginocchio destro
- BE1S=Before exercise, bersaglio 1, ginocchio sinistro
- BE2S=Berfore exercise, bersaglio 2, ginocchio sinistro
- AE1D=After Exercise, bersaglio 1, ginocchio destro
- AE2D=After Exercise, bersaglio 2, ginocchio destro
- AE1S=After Exercise, bersaglio 1, ginocchio sinistro
- AE2S=After exercise, bersaglio 2, ginocchio sinistro

- Sesso:
- 0=femmina
- 1=maschio

- Sport/attività fisica:
- 0=sì
- 1=no

- Arto dominante:
- 0=destro
- 1=sinistro
- 2=nessuno dei due/entrambi

LT approvato in data: