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

SUPSI

Corso di laurea in Fisioterapia
(Bachelor Thesis)

di

Simone Ballerini

Variazioni del livello di ossigenazione tissutale del tibiale anteriore in seguito a interventi di meccanoterapia

Direttore di Tesi

Marco Barbero

Anno accademico: 2018/2019
Luogo e Data: Manno, 31 luglio 2019

"L'autore è l'unico responsabile del Lavoro di Tesi"

Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana
Dipartimento Sanità (SUPSI-DEASS)

STUDENTSUPSI

ABSTRACT

Background
L'effetto sul cambiamento di perfusione a livello muscolare in seguito a interventi fisioterapici basati sul concetto di meccanotrasduzione è un argomento non ancora approfondito. Un basso livello di ossigenazione muscolare sembra essere correlato a numerose patologie; diventa quindi interessante a livello clinico comprendere come e con quali strumenti terapeutici il fisioterapista può tentare di aumentare la saturazione di ossigeno in un muscolo periferico.

Obiettivi
Obiettivo del presente studio è analizzare i cambiamenti fisiologici riguardanti il livello di ossigenazione tissutale del muscolo tibiale anteriore in seguito a 3 diversi interventi fisioterapici.

Metodologia
Sono stati presi in esame 3 soggetti, 2 maschi e 1 femmina. Per ogni soggetto si è svolta una *baseline* di 3 giornate e una successiva fase di intervento di 6 giornate per ogni soggetto. Durante la *baseline* sono stati acquisiti i dati in merito alla TSI% e alla Thb(μM) rilevate sul muscolo tibiale anteriore sinistro. Successivamente si è proceduto alla fase di intervento, dove sono state acquisite le misurazioni pre e post intervento. Gli interventi sono stati effettuati seguendo un modello metodologico *single subject design* del tipo A-B-C-A-B-C e sono stati: Compressione Ischemica Manuale (CI), *Foam Roller Massager* (FR) e *Shock Waves* (SW).
I risultati ottenuti sono stati analizzati offline tramite Excel e sono stati rappresentati graficamente.

Risultati
I dati registrati durante le *baseline* si sono dimostrati incoerenti e quindi non utilizzabili per la statistica prevista dal *single subject design.* I risultati sono stati perciò analizzati considerando i valori delle variabili sperimentali pre e post intervento. I valori della TSI% e della Thb(μM) hanno messo in evidenza delle interessanti tendenze. Per la TSI% si è evidenziato un incremento in ogni soggetto dopo ogni trattamento, a eccezione del soggetto 1 per la CI. Per la Thb(μM) si è evidenziato un incremento in ogni soggetto dopo ogni trattamento, a eccezione dei soggetti 2 e 3 dopo SW.

Conclusioni
Lo studio non ha fornito dati che possano far trarre conclusioni in merito a quale intervento sia più efficace per incrementare l'ossigenazione del muscolo tibiale anteriore né in merito alla comprensione del meccanismo fisiologico che sottende ai trattamenti meccanoterapici per quanto riguarda l'aumento di ossigenazione tissutale di un muscolo periferico. Dalle tendenze ottenute possiamo però ipotizzare che il FR sia lo strumento più indicato per aumentare il livello di ossigenazione tissutale della muscolatura periferica. Inoltre, i risultati delle misurazioni di TSI e Thb lasciano supporre che tali parametri non sempre seguono un andamento comune post CI, FM e SW. Saranno necessari ulteriori studi per approfondire il fenomeno.

Sommario

INTRODUZIONE **4**
Motivazione 4
Obiettivi del Lavoro di Tesi 4

BACKGROUND **5**
Ossigenazione tissutale 5
Meccanotrasduzione 6
Meccanoterapia 7

QUESITO DI RICERCA **8**

METODOLOGIA **8**
Partecipanti 8
Single-subjet-design 9
Baseline 10
Setting sperimentale 10
Misurazioni 11
Interventi 11
SCELTA DEL MUSCOLO - Tibiale Anteriore 13
STRUMENTI DI INTERVENTO 14
STRUMENTI DI OUTCOME 17

RISULTATI **20**
Total Saturation Index 20
Total Hemoglobin 22

DISCUSSIONE **24**
Compressione ischemica manuale 24
Foam roller massager 24
Shock waves 25
Confronto tra interventi 25
Limiti dello studio 26

CONCLUSIONI **27**
Possibili sviluppi della ricerca 27
Valutazione del percorso personale di ricerca 28

RINGRAZIAMENTI **29**

BIBLIOGRAFIA **30**
Allegato 1: Formulario di partecipazione 35
Allegato 2: Consenso informato 37

INTRODUZIONE

Motivazione

Il movimento è uno degli obiettivi principali che il corpo umano si prefigge di raggiungere. Grazie ad un complesso e affascinante intersecarsi di strutture e sistemi, l'essere umano è in grado di svolgere molteplici funzioni tra cui quella di muoversi. Tra gli aspetti fondamentali del movimento e quindi del raggiungimento di qualsiasi *performance* fisica troviamo la necessità di produrre energia e trasformarla a seconda delle necessità.
Senza entrare nei particolari, possiamo senza dubbio affermare che un elemento cardine di cui necessitano i muscoli per svolgere un lavoro è dato dall'ossigeno, che gioca un ruolo fondamentale nel creare i legami fosfati ad alta energia (ATP) che vengono usati per la contrazione muscolare (Tortora, Derrickson, Picari, & Sforza, 2011).
Partendo quindi dal presupposto che una buona ossigenazione sta alla base del corretto funzionamento di ogni organismo, ho ritenuto interessante a scopo riabilitativo conoscere quali tecniche possano apportare delle modifiche in questo senso e indirizzare il mio lavoro di tesi di Bachelor su questo argomento. Tale interesse personale unito alla curiosità verso il mondo della ricerca mi ha fatto optare per un lavoro di tesi che non si fermasse ad una revisione della letteratura, ma che mi permettesse di imparare le basi metodologiche teoriche e pratiche di uno studio sperimentale.
Grazie alla possibilità offerta dalla SUPSI di collaborare con il settore di ricerca del Dipartimento potrò avvicinarmi a questo mondo che a mio parere completa la figura del Fisioterapista e che a livello metodologico e organizzativo mi potrà arricchire in chiave professionale e personale.

Obiettivi del Lavoro di Tesi

Gli obiettivi che vorrei raggiungere tramite questo studio si possono cosi sintetizzare:

- Avvicinarmi al mondo della ricerca e dell'*Evidence Based Physioterapy*
- Comprendere il funzionamento e le basi teoriche degli strumenti di misurazione e intervento che utilizzerò
- Imparare ad analizzare i risultati e comprenderne le eventuali implicazioni cliniche

BACKGROUND

Ossigenazione tissutale

L'ossigeno è un elemento cardine del nostro organismo. La sua mancanza conduce a un accumulo di scorie metaboliche e tossine ambientali, portando a una diminuzione del fisiologico metabolismo cellulare. Il trasporto dell'ossigeno dai polmoni ai tessuti è quindi un processo fondamentale che permette le reazioni di fosforilazione ossidativa nei mitocondri, essenziali per la formazione dell'ATP. Questa molecola, formata durante la fase finale della respirazione cellulare, è necessaria per eseguire le reazioni metaboliche coinvolte nella contrazione muscolare e per pompare calcio nel reticolo sarcoplasmatico. Assume quindi il ruolo di combustibile per mantenere una corretta omeostasi e un metabolismo cellulare efficiente ed efficace. L'ATP trasferisce l'energia liberata nelle reazioni cataboliche esoergoniche per sostenere le attività cellulari che richiedono energia, come la contrazione muscolare, il movimento dei cromosomi durante la divisione cellulare, il trasporto di sostanze attraverso la membrana cellulare e la sintesi di grandi molecole a partire da molecole di dimensioni più piccole (Tortora & Derrickson, 2015). È dunque di grande importanza l'azione di tale molecola per quel che riguarda la riparazione dei tessuti. Ogni volta che la richiesta a livello cellulare supera la disponibilità di ossigeno, si verificano disfunzioni d'organo e possibili danni irreversibili a seconda dell'entità e della durata della privazione (Schober & Schwarte, 2012). Quando la quantità di ossigeno cala eccessivamente o per lungo tempo si riscontrano importanti cambiamenti rispetto all'attività cellulare. Ciò avviene ad esempio sulla muscolatura liscia viscerale, che subisce un calo del tono muscolare e di conseguenza della sua funzionalità fino a scomparire in una situazione di anossia persistente (Garry, 1928). Pertanto più l'ossigenazione tissutale cala più la cellula andrà incontro a processi degenerativi fino all'apoptosi della stessa (Brunelle & Chandel, 2002). Spesso si presentano situazioni nelle quali è richiesta una maggior presenza di ossigeno come ad esempio nel processo di guarigione di una ferita. Questo processo si articola in varie fasi tra cui la deposizione della matrice cellulare, l'angiogenesi e la crescita di nuovo tessuto. Tali fasi sono fortemente legate ai livelli di ossigeno tissutale, confermando ancora una volta l'importanza dell'ossigeno per mantenere in salute le cellule (Tortora et al., 2011). Molti studi sperimentali hanno dimostrato come l'esposizione di colture cellulari endoteliali e di fibroblasti a un aumento della pressione parziale di ossigeno abbia portato a una rapida proliferazione, evidenziando la relazione tra concentrazione di ossigeno e vitalità cellulare (Carrier et al., 2002; Malda et al., 2004; Radisic et al., 2006). Radisic et.al ad esempio hanno condotto uno studio avente l'obiettivo di misurare i gradienti diffusionali dell'ossigeno nei costrutti cardiaci coltivati staticamente e di correlarli alle distribuzioni spaziali del numero di cellule e della loro vitalità, ottenendo come risultato che l'ossigenazione e la vitalità cellulare diminuivano linearmente e la densità delle cellule vive diminuiva esponenzialmente con la resistenza dalla superficie del costrutto (Radisic et al., 2006). Appare chiaro che all'aumentare della concentrazione di ossigeno avviene un miglioramento della vitalità cellulare. In campo riabilitativo diventa quindi interessante scoprire se terapie largamente usate come le compressioni ischemiche manuali, il *foam roller* e le *shock waves* portino un innalzamento del livello di ossigeno nel muscolo trattato.

Meccanotrasduzione

La meccanotrasduzione è il processo fisiologico mediante il quale le cellule convertono gli stimoli meccanici in risposte elettrochimiche (Khan & Scott, 2009).
Tale forma di trasduzione sensoriale è responsabile di vari meccanismi fisiologici, come la propriocezione, l'equilibrio, il tatto e l'udito. In questo processo un canale ionico stimolato meccanicamente fa in modo che pressione, suono o movimento causino un cambiamento nell'eccitabilità delle cellule e dei neuroni specializzati (Gillespie & Walker, 2001). Il meccanocettore stimolato causa l'apertura di canali ionici sensibili agli stimoli meccanici, producendo una corrente di trasduzione che modifica il potenziale di membrana della cellula (Grigg, 1986).
Generalmente la meccanotrasduzione è suddivisa in tre fasi. La prima è la fase di meccanocoupuling, dove la perturbazione fisica diretta o indiretta della cellula viene trasformata in segnali chimici inter e intra cellulari. La seconda è quella riguardante la comunicazione cellula – cellula. Punto chiave di questa fase è dato dal fatto che lo stimolo su una determinata porzione di superficie corporea, e quindi sulle rispettive cellule, porta a un effetto anche su cellule distanti nonostante quest'ultime non siano direttamente stimolate. L'ultima fase è definita come "risposta delle cellule effettrici", e si focalizza sul confine tra la singola cellula e la matrice extra cellulare (Khan & Scott, 2009).
Essendo la meccanotrasduzione un processo fisiologico che avviene nel corpo umano, si evince che al momento di uno stimolo il corpo si adatta aumentando la sintesi proteica e formando dove possibile nuovo tessuto. Un altro esempio è ciò avviene nelle ossa, dove in assenza di stimoli e attività il segnale di meccanostrasduzione è debole e porta così a osteoporosi (Khan & Scott, 2009). Questo processo può quindi essere sfruttato per promuove la riparazione e il rimodellamento dei tessuti (Khan & Scott, 2009).
È importante sottolineare che il muscolo è un tessuto altamente meccano sensibile. La muscolatura scheletrica può quindi beneficiare dell'applicazione di stimoli meccanici sui tessuti molli riducendo il tempo di recupero dopo l'esercizio, aumentando la forza muscolare, contrastando gli effetti dell'invecchiamento e facilitando la guarigione dopo l'infortunio (Loghmani & Whitted, 2016).

I cambiamenti meccanici più rilevanti che avvengono all'interno del muscolo sono associati non solo all'apparato contrattile ma anche al sarcolemma e al citoscheletro, che si deformano e le cui molecole specifiche probabilmente sono soggette all'allungamento scaturito dal carico (Burkholder, 2007).
I recettori integrinici collocati sulla membrana cellulare creano una connessione tra il citoscheletro e la matrice extracellulare, la quale gioca un ruolo importante nella trasmissione del segnale meccanico nella cellula. È quindi attraverso il citoscheletro che avviene l'impatto del fattore meccanico nella cellula. La tensione del citoscheletro determina quindi la forma della cellula e del suo nucleo, risultando così fondamentale per il suo corretto funzionamento (Andrzejewski, 2014).
Forze meccaniche come tensione e compressione influiscono perciò sulle cellule, che reagiscono di conseguenza attraverso la migrazione, la riparazione dei tessuti, la proliferazione cellulare, l'alterazione del metabolismo, fino ad arrivare alla maturazione e differenziazione delle cellule staminali (Dunn & Olmedo, 2016).

L'interesse scientifico dedicato a comprendere i meccanismi e i riscontri fisiopatologici delle risposte cellulari in seguito a stimolazione meccanica è in forte espansione, anche nel campo della riabilitazione.
Considerando le lesioni muscolari, è interessante il lavoro effettuato da Tero A.H. Järvinen et al. (Khan & Scott, 2009). Il loro studio, effettuato su animali, vede la fase di carico controllato sul tessuto cicatrizzato stabile dare effetti positivi, tra cui un migliore allineamento dei miotubi rigeneranti, una rigenerazione completa più rapida e la minimizzazione dell'atrofia dei miotubi circostanti (Järvinen et al., 2007).

Meccanoterapia

La meccanotrasduzione funge quindi da razionale e sta alla base di molti trattamenti riabilitativi, tra cui la CI, il FR e le SW, presi in esame in questo lavoro di Tesi. L'applicazione clinica della meccanotrasduzione prende il nome di meccanoterapia. Questo termine è stato definito originariamente nel 1890 come "l'impiego di mezzi meccanici per la cura della malattia" (Oxford English Dictionary). Khan & Scott hanno aggiornato tale definizione con *"l'impiego della meccanotrasduzione per la stimolazione della riparazione e del rimodellamento dei tessuti",* evidenziando così la base cellulare della prescrizione degli esercizi per la cicatrizzazione dei tessuti, riconoscendo che i tessuti sani e feriti possono rispondere in modo diverso al carico meccanico (Khan & Scott, 2009).
Altre tecniche riabilitative si avvalgono di questa risposta cellulare agli stimoli, come il *"Soft Tissue Manipulation"*, una modalità di terapia manuale largamente usata per trattare il dolore muscoloscheletrico. Si tratta infatti di una meccanoterapia che, applicando stimoli meccanici non invasivi sulla superfice del corpo trattato, influenza la sua struttura cellulare, molecolare e tissutale portando nella pratica migliori risultati clinici, compreso un aumento della gamma di movimento e della produzione di forza (Loghmani & Whitted, 2016).

Nonostante il numero crescente di studi a riguardo, gli effetti della meccanotrasduzione sul sistema muscolare e sull'ossigenazione dei muscoli scheletrici non sono ancora del tutto chiari.
Comprendere come stimoli meccanici come le CI, il FR e le SW agiscano sui parametri della fisiologia muscolare potrebbe essere d'aiuto per capire meglio il meccanismo sottostante a molti interventi fisioterapici.
Uno dei parametri considerati fondamentali e preso in esame nel presente studio è la percentuale di ossigeno presente nel muscolo tibiale anteriore. Obiettivo specifico di questo lavoro è quindi analizzare gli eventuali effetti che queste terapie hanno sull'ossigenazione del tibiale anteriore. Un aumento di emoglobina e quindi del microcircolo porta a una maggiore perfusione, che si traduce in una buona funzionalità della cellula e quindi dell'intero sistema corpo, come visto in precedenza.

QUESITO DI RICERCA

Obiettivo del presente studio è analizzare i cambiamenti fisiologici riguardanti il livello di ossigenazione tissutale del muscolo tibiale anteriore in seguito a 3 diversi interventi fisioterapici (CI, FR e SW) che basano il loro razionale di efficacia sulla meccanoterapia, confrontandoli tra di loro.

METODOLOGIA

L'intero studio è stato effettuato presso il Laboratorio di ricerca in riabilitazione della SUPSI, all'interno dello stabile Piazzetta in via Violino 11 a Manno, tra febbraio e maggio 2019.
Durante il mese di gennaio 2019 ho imparato a utilizzare gli strumenti che andrò successivamente a descrivere, oltre a essermi allenato nel corretto svolgimento della raccolta dati con l'ausilio e supervisione del Direttore di Tesi Marco Barbero, del Collaboratore scientifico Alessandro Schneebeli e dell'Assistente alla Ricerca SUPSI Anna Folli.
Durante i momenti di raccolta dati all'interno del laboratorio erano presenti il sottoscritto e il volontario.
Per tale lavoro di Tesi non è stato necessario richiedere nessun consenso al Comitato Etico Cantonale.

Partecipanti

Sono stati inclusi soggetti sani, mediamente attivi fisicamente, che non presentassero nella loro storia clinica importanti lesioni muscolari agli arti inferiori negli ultimi 6 mesi e/o problematiche neurologiche. I partecipanti sono stati reclutati tra gli studenti del Corso di Laurea di Fisioterapia della Scuola Universitaria della Svizzera Italiana (SUPSI) e tra gli studenti in Mobilità Internazionale venuti in SUPSI dalla facoltà di Fisioterapia dell'Università di Torino. I criteri di inclusione ed esclusione sono stati indagati tramite l'utilizzo di un Formulario di partecipazione (*Allegato 1*). Ogni partecipante ha firmato un Consenso informato prima dell'inizio dello studio (*Allegato 2*).

Single-subjet-design

Il mio lavoro di Tesi sarà sviluppato secondo la metodologia del *Single Subject Design*. Seguendo un modello A-B-C-A-B-C eseguirò 3 diversi tipi di trattamento su 3 diversi soggetti, che saranno volontari sani, prendendo in analisi il muscolo tibiale anteriore. I trattamenti che utilizzerò sono la compressione ischemica manuale (A), il *foam roller* (B) e le *shock waves* (C).
La mia speculazione su queste terapie è che esse possano avere un effetto positivo sul livello di saturazione di ossigeno del sangue che scorre attraverso i muscoli (SmO2), ovvero l'equilibrio tra l'ossigeno fornito e l'ossigeno consumato dal muscolo preso in considerazione.

Per standardizzare le tempistiche dei tre interventi ho deciso di effettuare 1 minuto di trattamento e 30 secondi di riposo seguiti da un altro minuto di trattamento per quanto riguarda la CI e il FR, mentre i valori impostati per le SW sono stati 2.0 bar, 1000 SW, 7.0 Hz per una durata totale di 2 minuti e 26 secondi. In questo modo i tre interventi hanno una durata simile, rispettando le indicazioni trovate in letteratura e le tempistiche solitamente utilizzate in clinica per il trattamento delle sindromi dolorose muscoloscheletriche (Macdonald, Button, Drinkwater, & Behm, 2014) (Moraska, Hickner, Kohrt, & Brewer, 2013).

Come misure di *outcome* utilizzerò il dispositivo *PortaLite* per valutare l'SmO2, il *MyotonPRO* per eventuali variazioni della *stifness* muscolare e il *Wagner FPX Pain Test Algometer* per gli eventuali cambiamenti della soglia di dolore da pressione.

Un *single subject design* è uno strumento che fornisce un'alternativa ai progetti di gruppo, utilizzato da ricercatori e professionisti con l'obiettivo di valutare l'impatto di uno o più interventi su un singolo sistema, nel mio caso tre soggetti volontari sani, fornendo una base per confermare una relazione funzionale (Moraska, Hickner, Kohrt, & Brewer, 2013).
Il processo di valutazione stabilisce gli obiettivi di intervento e i risultati specifici dipendenti dall'identificazione dei problemi target, prendendo misure pre e post-intervento e analizzando infine l'efficacia o meno dell'intervento effettuato (Alnahdi, 2013).
Questo tipo di disegno di ricerca ha tre componenti fondamentali: una fase di esecuzione di misurazioni ripetute, una fase di riferimento e una fase di trattamento (Engel & Schutt, 2008).
La prima fase è necessaria per valutare lo stato del soggetto prima del trattamento. Compiendo più misurazioni a distanza di tempo possiamo arrivare a ottenere un punto di partenza sul quale agiremo tramite il trattamento.
La fase di riferimento è quella chiamata *baseline phase*. Durante questa fase al soggetto non viene sottoposto l'intervento in questione e le misure rilevate hanno lo scopo di riflettere lo stato del soggetto prima dell'attuazione del trattamento (Engel & Schutt, 2008).
In questo disegno di ricerca il soggetto funge da controllo poiché le misurazioni ripetute della baseline stabiliscono lo schema dei punteggi che prevediamo che l'intervento cambi; nel caso specifico di questo lavoro di Tesi il livello di ossigenazione del muscolo

tibiale anteriore. Senza il trattamento si presuppone che il modello di base dei punteggi ottenuto nella prima fase avrebbe continuato il suo corso senza subire variazioni (Engel & Schutt, 2008).
In questa fase le misurazioni vengono prese fino a trovare un modello o pattern. Comunemente vengono indicati tre possibili modelli (Engel & Schutt, 2008):

- Il primo è una *stable line*, una linea con poca variabilità nei punteggi. Questo pattern è il più auspicabile poiché le possibili modifiche successivamente indotte dall'intervento sono di facile rivelazione.
- Il secondo è un *trend*, che si verifica quando i punteggi aumentano o diminuiscono delineando una linea ascendente o discendente.
- Il terzo è un *cycle*, dove avvengono aumenti e diminuzioni dei punteggi a seconda del momento in cui vengono prese le misurazioni, ad esempio un determinato giorno del mese (Engel & Schutt, 2008).

Esistono anche delle situazioni dove non è evidente nessun modello. In questi casi è importante domandarsi il perché di tale variabilità dei punteggi, che potrebbe essere data da un errato metodo di misurazione, da eventi particolari che il soggetto sta vivendo in quel periodo o da altre cause che devono essere prese in considerazione dal ricercatore (Engel & Schutt, 2008).
La fase di trattamento è il periodo dove viene attuato l'intervento. Durante questa fase si ottengono misurazioni ripetute della stessa variabile dipendente, nel mio caso il livello di ossigenazione. I punteggi ottenuti vengono poi confrontati con i punteggi trovati durante la fase di riferimento, in modo da poter determinare se si è verificata una modifica (Engel & Schutt, 2008).

Come quasi sempre avviene per questi disegni di ricerca, anche per questo progetto le fasi e i risultati ottenuti saranno riassunti in un grafico, in modo da facilitare il monitoraggio e la valutazione dell'intervento. In questo modo si possono facilmente vedere i cambiamenti di ampiezza, velocità o cambiamenti direzionali della linea di tendenza (Engel & Schutt, 2008).

Baseline

La *baseline phase* si è svolta in 3 giornate, durante le quali sono state effettuate le misurazioni senza gli interventi, con lo scopo di valutare lo stato dei soggetti prima dei trattamenti.
Il primo giorno i volontari si sono presentati individualmente presso il laboratorio e sono stati da me istruiti in merito all'importanza di rimanere fermi per tutto il tempo delle misurazioni per evitare cambiamenti nel muscolo.

Setting sperimentale

Le misurazioni sono state eseguite con il soggetto comodamente sdraiato su un lettino medicale in posizione supina, con l'ausilio di un cuscino sotto il capo e un rullo a livello del cavo popliteo. Per standardizzare la posizione della tibiotarsica della gamba presa in esame (si è scelto l'arto inferiore sinistro per tutti i partecipanti) è stato utilizzato un supporto in legno atto a mantenere la caviglia in posizione neutra. Tale posizionamento permette al muscolo tibiale anteriore di rimanere rilassato all'interno di una situazione di comfort generale del soggetto.
Prima di procedere con la localizzazione dei punti repere per le misurazioni, sono stati acquisiti i valori della pressione arteriosa utilizzando un dispositivo elettronico e della saturazione e frequenza cardiaca grazie a un saturimetro.

Successivamente ho misurato con un metro a nastro la distanza dalla tuberosità tibiale all'astragalo medialmente ai malleoli, segnando con un pennarello una linea perpendicolare alla tibia delimitando il quarto superiore della stessa. Tale linea mi ha fornito un appoggio dove collocare l'angolo inferiore del *PortaLite*. Il bordo laterale del medesimo apparecchio è stato collocato lateralmente alla cresta tibiale. Utilizzando il pennarello ho contornato il bordo superiore del *PortaLite* in modo da poter facilmente individuare al centro la porzione di tibiale anteriore. (*Figura 1*)

Misurazioni

Il primo strumento utilizzato è stato il *MyotonPRO*, posizionato perpendicolarmente al muscolo in modo che la testina colpisse il punto precedentemente individuato.
Successivamente si è proceduto all'utilizzo dell'algometro per la misurazione della soglia di dolore da pressione, sempre sovrapponendo lo strumento al segno di pennarello.
Infine, posizionando il *PortaLite* all'interno del bordo precedentemente individuato, ho mantenuto la registrazione eseguita dall'apparecchio per 2 min.
Dopo che il soggetto ha abbandonato il laboratorio ho organizzato i dati appena raccolti in tabelle Excel, per un'organizzazione quanto più possibile precisa evitando di perdere dati o accumularli senza ordine.

Figura 1: localizzazione punti repere

Interventi

La fase di trattamento vede la prima parte di posizionamento del soggetto e di misurazioni pre intervento analoga alla *baseline*.
Ogni soggetto è stato sottoposto al trattamento 2 volte, con una distanza temporale di una settimana tra uno stesso trattamento e il successivo.
Il primo trattamento è stata la CI (*Figura 2*). La pressione è stata effettuata con il pollice della mano destra, mentre la mano sinistra sovrapposta alla destra forniva una stabilizzazione. Sono stati mantenuti 5 kg di pressione per 60 secondi, 30 secondi di pausa e altri 60 secondi di pressione. Per somministrare il giusto peso in kg mi sono allenato con l'ausilio di una bilancia che mi forniva un feedback in tempo reale del peso impiegato.
Post trattamento sono state riprese le misurazioni nel medesimo ordine del pre trattamento.
Il PortaLite è stato mantenuto per 15 min, in modo da poter verificare l'andamento dell'effetto dell'intervento nel tempo.

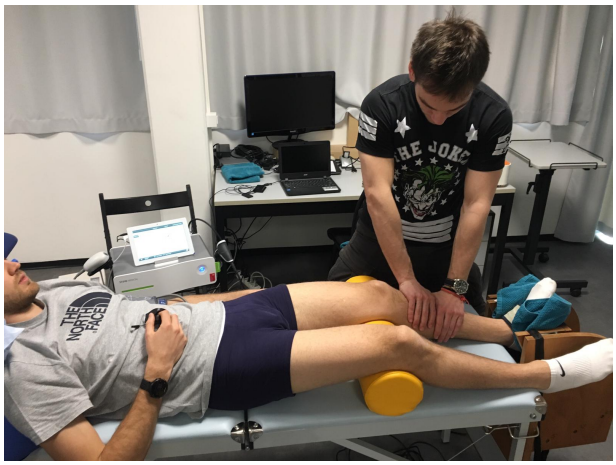

Figura 2: Intervento Compressione ischemica manuale

Il secondo trattamento, svolto un giorno dopo il precedente, è stato il FR (*Figura 3*).
L'intervento è stato effettuato con un FR collegato ad un computer che forniva in tempo reale un feedback riguardante i kg applicati. Si è mantenuta una pressione variabile dai 3,5 ai 5kg per 60 secondi, 30 secondi di riposo e altri 60 secondi di pressione.
Post trattamento sono state riprese le misurazioni nel medesimo ordine del pre trattamento.
Il PortaLite è stato mantenuto per 15 min, in modo da poter verificare l'andamento dell'effetto dell'intervento nel tempo.

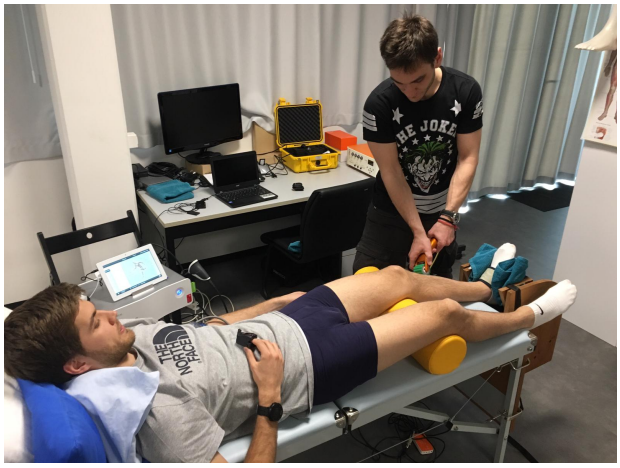

Figura 3: Intervento Foam Roller Massage

Il terzo trattamento, svolto un giorno dopo il precedente, sono state le SW (*Figura 4*).
I valori impostati (testina D20-S Standar Oscillator) sono stati 2.0 bar, 2000 SW, 12.0 Hz (2min 26sec).
Post trattamento sono state riprese le misurazioni nel medesimo ordine del pre trattamento.
Il *PortaLite* è stato mantenuto per 15 min, in modo da poter verificare l'andamento dell'effetto dell'intervento nel tempo.

Figura 4: Intervento Radial Shock Waves

SCELTA DEL MUSCOLO - Tibiale Anteriore

Il muscolo preso in esame per questo progetto sarà il tibiale anteriore.
Questo lungo muscolo fusiforme origina dal condilo laterale della tibia, metà prossimale della superfice laterale della diafisi tibiale e la faccia anteriore della membrana interossea per inserirsi sulle superfici mediali e inferiori dell'osso cuneiforme mediale e sulla faccia mediale della base del primo osso metatarsale. Viene innervato dal nervo peroniero profondo radici L4 – L5, e vascolarizzato da arteria e vena tibiali anteriori (Clarkson & Pace, 2002).
Tale muscolo è funzionalmente importante per quanto riguarda il bilanciamento del corpo sui piedi, agendo insieme ai muscoli adiacenti per mantenere l'equilibrio durante le attività svolte con la parte superiore del corpo (Palastanga, Field, Soames, Boccardi, & Fraschini, 2007).
Anche durante la deambulazione assume un ruolo chiave, non soltanto per quanto riguarda la flessione dorsale del piede durante la fase di oscillazione ma anche per il controllo dell'appoggio del piede a terra che segue alla fase di contatto iniziale del calcagno con il terreno (Palastanga et al., 2007). Coadiuvato con altri muscoli flessori dorsali svolge quindi un ruolo importante nell'abbassamento dell'avampiede a terra sia durante la corsa che durante la camminata (Palastanga et al., 2007).
Grazie alla sua localizzazione questo muscolo è facilmente apprezzabile a livello palpatorio mediante una semplice flessione dorsale contro resistenza (Clarkson & Pace, 2002).
Queste caratteristiche lo rendono a mio parere interessante e idoneo per i trattamenti e le misurazioni che andrò a compiere nella fase di raccolta dati.

STRUMENTI DI INTERVENTO

Compressione ischemica manuale

La CI è una delle terapie manuali meno invasive e viene impiegata fino dagli anni 60'. E' considerata una delle terapie più efficaci nel trattamento delle sindromi dolorose muscolari, unitamente al massaggio trasverso profondo che viene ritenuto di ugual efficacia nel ridurre la dolorabilità dei *trigger points* miofasciali (Fernández-de-Las-Peñas, Alonso-Blanco, Cuadrado, Gerwin, & Pareja, 2006).
Il meccanismo coinvolto sembra essere il rilascio di sostanze endogene come endorfine, endocannabinoidi ed encefaline, oltre ad un effetto di rapido innalzamento del sangue ossigenato in seguito alla compressione (McPartland & Simons, 2006).
Il trattamento è di tipo meccanico e consiste nell'applicazione di una pressione sostenuta per un tempo determinato con l'obiettivo di inattivare i punti trigger dolorosi. Al rilascio della pressione la pelle mostra inizialmente un colore pallido per poi presentare segni di iperemia. Questo cambiamento corrisponde appunto ai cambiamenti circolatori nel muscolo trattato (Gatterman & McDowell, 2012).
Diventa quindi interessante per questo progetto scoprire quanto l'SmO2 del muscolo varia dopo un intervento di compressione manuale.

Figura 5: Compressione ischemica manuale

Foam Rolling Massage

Il massaggio profondo tramite FR è utilizzato all'interno delle tecniche di rilascio miofasciale (Okamoto, Masuhara, & Ikuta, 2014). Un massaggio ritmico profondo utilizzando un cilindro di gomma di durezza e dimensione variabile sembra portare ad una riduzione delle aderenze fasciali e dei processi infiammatori, oltre ad un rilascio dei *trigger points* ed a un aumento del ROM articolare (Beardsley & Škarabot, 2015).
Questo si pensa che avvenga grazie a vari fattori. Tra questi possiamo trovare l'effetto tixotropico, ovvero la modifica di un tessuto che in seguito alla pressione e al calore da essa generato diventa meno denso e di conseguenza più fluido. Un'altra ipotesi è quella che tramite l'aumento dell'apporto sanguigno aumenti la capacità di drenare i cataboliti, favorendo così l'insorgenza di processi infiammatori (Beardsley & Škarabot, 2015).
Questo strumento viene usato sempre più di frequente nell'ambiente sportivo, come efficace mezzo di riscaldamento e preparazione muscolare all'attività e per alleviare la sensazione percepita di affaticamento muscolare (Macdonald et al., 2014).

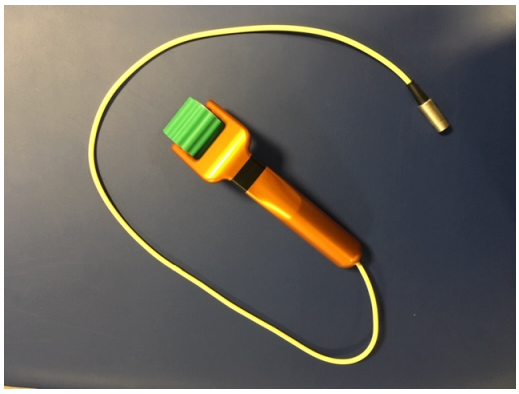

Figura 6: Foam Roller Massage

Shock-Waves

La terapia tramite SW è una forma di meccanoterapia largamente utilizzata nelle malattie muscolo-scheletriche, considerata sicura, efficace, versatile, ripetibile e non invasiva (McPartland & Simons, 2006).
All'interno di questa terapia si trovano due tecniche: le onde d'urto focali e quelle radiali. Queste due tecnologie, nonostante differiscano nei dispositivi di generazione, nelle caratteristiche fisiche e nel meccanismo d'azione, condividono diverse indicazioni (Moya et al., 2018). In questo lavoro saranno utilizzate le onde d'urto radiali, che possono essere utilizzate non solo da un medico specializzato ma anche dal fisioterapista, come sancito nel congresso dell' *International Society for Medical Shockwave Treatment* (Napoli, Italia, 12 ottobre 2016). In tali mezzi terapeutici un proiettile contenuto all'interno di un tubo cilindrico viene fatto accelerare grazie alla spinta di aria compressa. All'estremità del tubo è collocato un applicatore di metallo, che viene colpito dal proiettile producendo un'onda pressoria che si propaga radialmente nel tessuto bersaglio (Moya et al., 2018).
Comunemente le SW sono utilizzate per trattare disordini come fasciti plantari, epicondiliti, tendinopatie della spalla e fratture ossee (Romeo, Lavanga, Pagani, & Sansone, 2014a). Sono state inoltre utilizzate per trattare l'ipertonia muscolare in

pazienti con *Upper Motor Neuron Syndrome* con risultati incoraggianti, anche se ulteriori ricerche sono necessarie per chiarire se e quanto l'effetto biologico delle SW sull'ipertono spastico sia influenzato da un effetto placebo (Mori et al., 2014).
In una revisione sistematica del 2017 effettuata da Korakakis et al. viene evidenziato che per quanto riguarda la tendinopatia rotulea esistono moderati livelli di evidenza che suggeriscono una simile efficacia delle SW rispetto all'uso di un placebo.
Nel caso di tendinopatie prossimali degli ischicrurali, le SW sembrano avere un effetto importante, mentre nel caso di tendinopatie al tendine d'Achille esistono evidenze di basso livello riguardo l'efficacia delle onde d'urto (Korakakis, Whiteley, Tzavara, & Malliaropoulos, 2017).
I meccanismi di azione non sono legati direttamente all'effetto meccanico ma piuttosto alle reazioni biologiche derivate dalle stimolazioni acustiche attraverso la meccanotrasduzione (Romeo, Lavanga, Pagani, & Sansone, 2014b).
Le SW possono alleviare il dolore, regolare positivamente l'infiammazione, indurre angiogenesi migliorando così la rigenerazione e la guarigione dei tessuti (d'Agostino, Craig, Tibalt, & Respizzi, 2015).
A oggi non sono presenti in letteratura particolari studi in merito all'efficacia di questo strumento sul muscolo. Per impostare i valori in questo progetto sono stati quindi utilizzati i parametri solitamente adoperati nelle patologie tendinee, tenendo inoltre conto della dolorabilità percepita dai soggetti (Chung & Preston Wiley, 2002; van der Worp, van den Akker-Scheek, van Schie, & Zwerver, 2013).

Figure 7 e 8: Radial Shock Waves

STRUMENTI DI OUTCOME

PORTALITE

Il dispositivo *PortaLite* (Artinis Medical Systems, BV, The Netherlands) è un sistema NIRS portatile a onda continua, sviluppato per misurare i cambiamenti di concentrazione di ossiemoglobina e deossiemoglobina espressi in micromolar (μM), valori grazie ai quali è possibile calcolare l'indice di saturazione dei tessuti (*Manual PortaLite*, s.d.) (*Figura 9)*. È fornito di tre diodi o optodi (LED) che emettono luce per due lunghezze d'onda (standard 760 e 850 nm), di un canale per misurare la percentuale assoluta di emoglobina ossigenata e tre canali per la misura delle concentrazioni relative. Un diodo fotografico ad alta sensibilità con protezione dalla luce ambientale funge inoltre da rilevatore.Tra i trasmettitori e rilevatore sono usate tre distanze: 30, 35 e 40 mm. Tali distanze vengono chiamate distanza sorgente-rilevatore o distanza inter-optode. Quando il dispositivo viene posizionato sul soggetto, la luce trasmette attraverso la pelle, si disperde indietro venendo infine ricevuta dal rilevatore. Le fonti di luce si accendono una a una permettendo al sistema di distinguere le sorgenti luminose. Questo principio viene chiamato sequenziamento temporale (*Manual PortaLite*, s.d.). *PortaLite* ha trovato le maggiori applicazioni per quanto riguarda il monitoraggio dell'ossigenazione cerebrale, nell'ambito della medicina sportiva e della riabilitazione. La tecnologia alla base di questo dispositivo prende il nome come di *Near Infrared Spectroscopy* (NIRS), che fu introdotta nel 1977 dal Professor Frans Jobsis, come metodo non invasivo e di semplice utilizzo per la misurazione dei livelli di ossigeno nei muscoli e in altri tessuti in vivo. Da quel momento sono stati fatti molti progressi, migliorando la validità e l'affidabilità delle misurazioni parallelamente a uno sviluppo dei dispositivi che ha portato nuovi approcci alla quantificazione del segnale e l'introduzione di coppie di rilevatori di sorgenti multiple per l'*imaging*. Tutto ciò ha reso possibile l'utilizzo della NIRS per lo studio di svariate condizioni di salute croniche, come l'insufficienza cardiaca cronica, la malattia vascolare periferica, la broncopneumopatia cronica ostruttiva, varie patologie muscolari, lesioni del midollo spinale e insufficienza renale (Hamaoka, McCully, Quaresima, Yamamoto, & Chance, 2007).

La NIRS permette quindi un monitoraggio non invasivo online dell'ossigenazione dei tessuti spendibile in molti scenari clinici, come avviene anche nella chirurgia cardiaca o per rilevare l'ipossia tissutale nelle situazioni di emergenza (Scheeren, Schober, & Schwarte, 2012). Il funzionamento degli strumenti aventi questa tecnologia si basa su una fonte di luce (LED) che genera una luce NIR. Il fascio luminoso viene diretto nel tessuto scelto tramite una sonda applicata a livello cutaneo; in parte sarà assorbito al contatto di pigmenti ottici (melanina, emoglobina, mioglobina) in parte sarà riflesso a uno o più rilevatori integrati nella sonda (Scheeren et al., 2012).

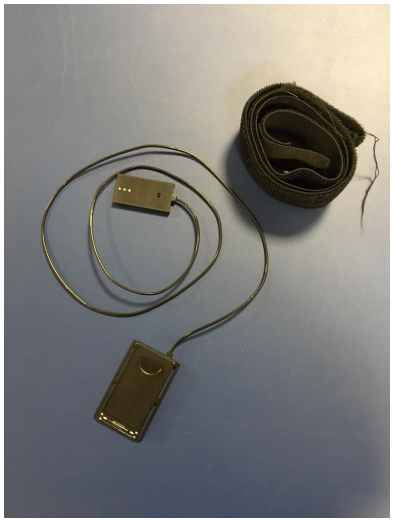

Figura 9: dispositivo PortaLite

L'HbO2 si differenzia nel suo pattern di assorbimento dall'Hb, e quindi anche il loro spettro ottico appare diverso: il sangue ossigenato risulta rosso mentre il sangue deossigenato varia dal blu al nero. Queste differenze ottiche vengono registrate mostrando così, per quanto riguarda l'applicazione del dispositivo su un muscolo, la percentuale di SmO2 (Scheeren et al., 2012).

MYOTON PRO

Il dispositivo *MyotonPRO* è stato progettato per ottenere una misurazione non invasiva di parametri fisiologici non vitali di tessuti biologici morbidi superficiali, come i muscoli scheletrici, i tendini e i legamenti. Questo dispositivo è oggettivo, sicuro, non invasivo, indolore, rapido ed economico («MyotonPRO_User_Manual.pdf», s.d.) (*Figura 10*).
La misurazione consiste nella registrazione dell'oscillazione naturale del tessuto biologico sotto forma di un segnale di accelerazione e il calcolo simultaneo dei parametri associati al tessuto da misurare. Tali parametri sono: lo stato di tensione, le proprietà biomeccaniche e le proprietà viscoelastiche. Per quanto riguarda il tessuto muscolare si ha quindi la possibilità di quantificare elasticità, tono e resistenza sia a riposo sia in contrazione (Ianieri et al., 2018).
Nello specifico di questo lavoro di Tesi saranno considerati quattro parametri:

- La frequenza di oscillazione, che caratterizza il tono, quindi la tensione intrinseca a livello cellulare di un muscolo nel suo stato passivo o di riposo senza alcuna contrazione volontaria (Fung, 1993).
- La *stiffness*, ovvero la proprietà biomeccanica di un muscolo che caratterizza la resistenza a una contrazione o ad una forza esterna che deforma la sua forma iniziale (Fung, 1993).
- Il decremento logaritmico dell'oscillazione naturale di un tessuto, che caratterizza la sua elasticità, ma più direttamente la dissipazione dell'energia meccanica all'interno di un ciclo di oscillazione quando il tessuto recupera la sua forma dopo essere stato deformato. L'elasticità è la proprietà biomeccanica di un muscolo che caratterizza la capacità di recuperare la sua forma iniziale dopo una contrazione o rimozione di una forza di deformazione esterna. L'elasticità è inversamente proporzionale al decremento. Pertanto, se il decremento di un muscolo diminuisce, l'elasticità muscolare aumenta (Fung, 1993).
- Il tempo di rilassamento della sollecitazione meccanica, che corrisponde al momento in cui un muscolo recupera la sua forma dalla deformazione post contrazione o dopo la rimozione di una forza esterna (Fung, 1993). Il dispositivo comprende una testina che viene posta perpendicolarmente alla superficie muscolare da analizzare, la quale imprime una leggera pressione comprimendo il tessuto sottostante. Questo impulso non modifica il tessuto e non innesca reazioni nervose.

Grazie ad un attuatore elettromagnetico viene prodotto un impulso di forza costante per un breve periodo, dopo il quale si interrompe l'alimentazione dell'attuatore elettromagnetico inducendo la testina ad essere rilasciata. In questo modo il muscolo reagisce alla sollecitazione con brevi oscillazioni smorzate. L'andamento di tali oscillazioni viene registrato da un trasduttore di accelerazione, definendo le proprietà elastiche del tessuto muscolare preso in esame («MyotonPRO_User_Manual.pdf», s.d.).

Figura 10: dispositivo MyotonPRO

PPT – Pressure Pain Thresholds

Il termine PPT si riferisce alla soglia del dolore da pressione, ovvero la quantità minima di pressione con la quale la sensazione di pressione cambia e diventa dolore (Linari-Melfi et al., 2011).
Per misurare tale soglia verrà utilizzato un algometro digitale (PTT – Wagner FPX Pain Test Algometer) (*Figura 11*). Questo strumento è dotato di una piattaforma circolare di 1 cm^2 che viene appoggiata sulla pelle del soggetto. Viene quindi applicata una pressione perpendicolare alla zona da misurare in modo lento e progressivo, con una velocità di 1 kg/s.
Il soggetto adeguatamente istruito segnala a voce il momento in cui lo stimolo pressorio diventa doloroso (García-Muntión et al., 2019).
Grazie al display vengono raccolti i dati numerici riguardanti la PPT, sia durante la *baseline* che pre e post trattamenti.

L' algometro digitale è stato dimostrato da molti studi essere uno strumento affidabile e ripetibile per quantificare il dolore locale in vari tessuti compreso quello muscolare (Nussbaum & Downes, 1998).

Figura 11: dispositivo PPT

RISULTATI

Il presente studio è stato da me condotto seguendo il modello del *single subject design.* Nonostante la fase di raccolta dati sia stata condotta scrupolosamente, i risultati ottenuti si sono dimostrati non affidabili. I dati della *baseline* sono risultati essere non stabili, e quindi non utilizzabili come previsto dalla metodologia del *single subject design* che vede nell'individuazione di un pattern di riferimento alla baseline la sua caratteristica principale (Engel & Schutt, 2008).
Nell'ottica di un'esposizione più chiara delle misure di *outcome* principali è perciò stata svolta una selezione dei dati maggiormente coerenti.
L'esposizione e la discussione dei risultati è stata condotta seguendo un modello pre e post trattamento descrivendo le tendenze che si sono verificate, non considerando le tre giornate di *baseline* e le due giornate di trattamento per ogni strumento utilizzato. Sono stati considerati i valori di TSI% e di tHb ottenuti dalla registrazione tramite *Portalite* dei 2 min pre trattamento e dei primi 2 min dei 15 registrati post trattamento per ogni soggetto, scegliendo il giorno di trattamento che ha fornito i risultati più coerenti. In seguito si è proceduto al calcolo della media e della deviazione standard di tali valori per poi rappresentare i risultati graficamente. La descrizione di tali risultati è stata condotta tramite l'analisi della differenza assoluta e della differenza percentuale.

Total Saturation Index

Come si può notare dal grafico *(Grafico 1)* per quanto concerne i risultati riguardanti la TSI%, nell'intervento di CI si può notare un incremento tra le medie pre e post trattamento nei soggetti 2 e 3 mentre assistiamo a un calo nel soggetto 1. Il soggetto 1 vede una tendenza verso il basso di -1.554 differenza assoluta (-2.32 differenza%), mentre il soggetto 2 e il soggetto 3 aumentano rispettivamente di 3.00 (4.69 %) e 2.812 (4.39 %).
L'intervento con FR ha visto un incremento del valore medio di TSI% nel soggetto 1 di 2.400 (3.78 %), nel soggetto 2 di 3.87 (5.80 %) e nel soggetto 3 di 4.15 (6.88 %). Questo intervento ha quindi portato un incremento della TSI in tutti i soggetti.
Anche per quanto riguarda le SW si può notare un incremento del valore medio di TSI% in ogni soggetto. Nel soggetto 1 di 4.23 (7.10 %), nel soggetto 2 di 0.42 (0.64 %) e nel soggetto 3 di 2.22 (3.77 %).
Dal grafico possiamo dunque notare come l'intervento tramite FR sia stato quello che ha portato in media un incremento maggiore in tutti i soggetti.
L'utilizzo delle SW ha altresì condotto a un incremento dei valori medi di TSI%, ma per quanto riguarda il soggetto 2 tale incremento è minore rispetto quanto avvenuto nei soggetti 1 e 3.
Nelle misurazioni post intervento di CI invece assistiamo all'unico calo presente in questi Risultati, riguardante il soggetto 1.

ANALISI DELLE TENDENZE DELLA TOTAL SATURATION INDEX
PRE E POST INTERVENTO

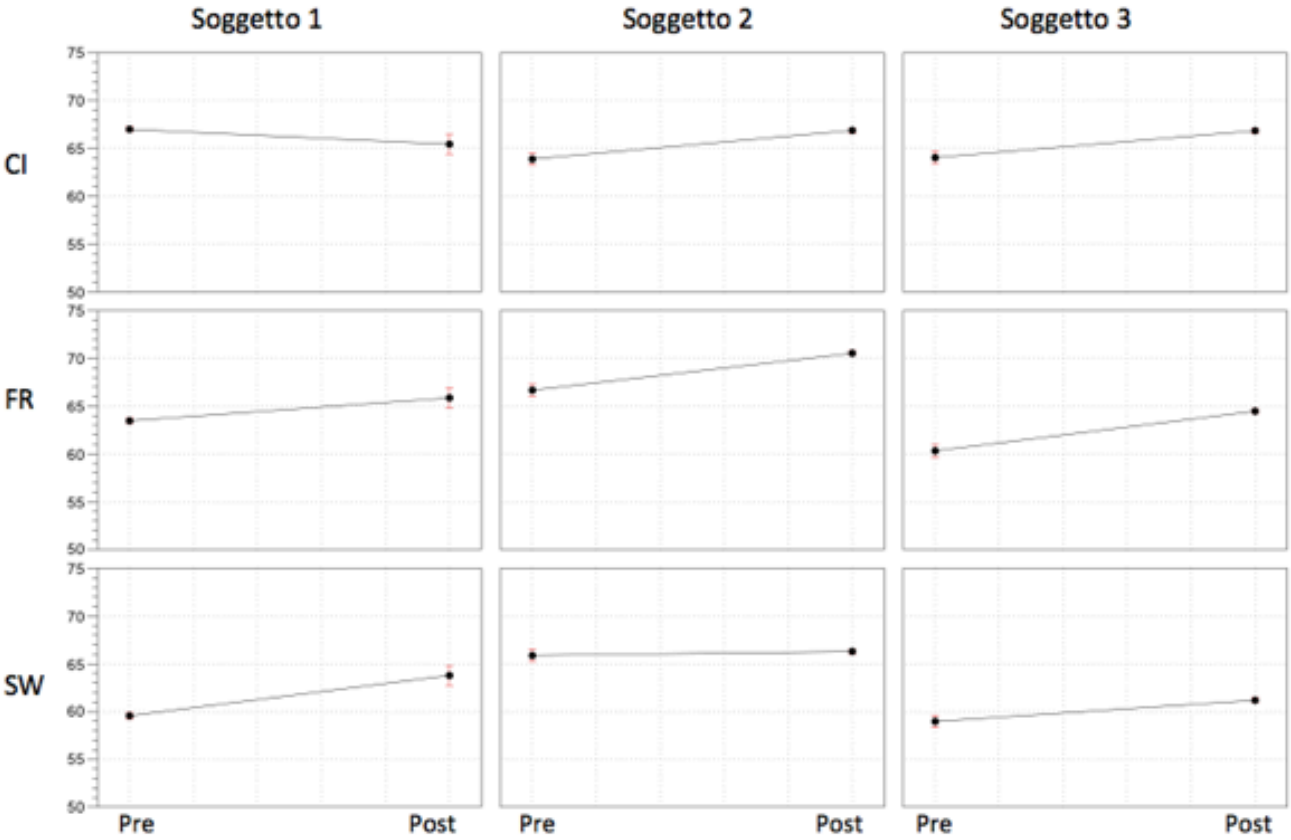

Grafico 1: Total Saturation Index (TSI%) pre e post intervento in %. (CI: compressione ischemica manuale, FR: foam roller massage, SW: shock waves)

Total Hemoglobin

Per quanto concerne i risultati riguardanti la concentrazione di emoglobina totale, nell'intervento di CI, notiamo un incremento nel soggetto 1 di 5.453 micromolar(μM) differenza assoluta (8.377 differenza%), nel soggetto 2 di 0.476 μM (0.846 %) e nel soggetto 3 di 4.527 μM (7.611 %). Assistiamo quindi a una tendenza verso l'alto in tutti e 3 i soggetti tra le medie pre e post trattamento.
In modo similare è avvenuto un incremento dei valori medi durante il trattamento con FR. Per il soggetto 1 di 2.443 μM (3.606 %), per il soggetto 2 di 5.276 μM (9.500 %) e per il soggetto 3 di 2.685 μM (4.084 %).
Per quando riguarda l'intervento con le SW invece troviamo un incremento per quanto riguarda il soggetto 1 e un calo nei soggetti 2 e 3. Vediamo infatti una crescita nel soggetto 1 di 6.174 μM (8.526 %) mentre si assiste a un calo nel soggetto 2 di -3.888 μM (-6.905 %) e nel soggetto 3 di -12.113 μM (-16.496 %).
Dal grafico *(Grafico 2)* possiamo dunque notare che l'intervento che ha portato in media un incremento maggiore è stato il FR.
Le uniche tendenze verso il basso sono state invece registrate durante l'intervento con SW, nei soggetti 2 e 3.

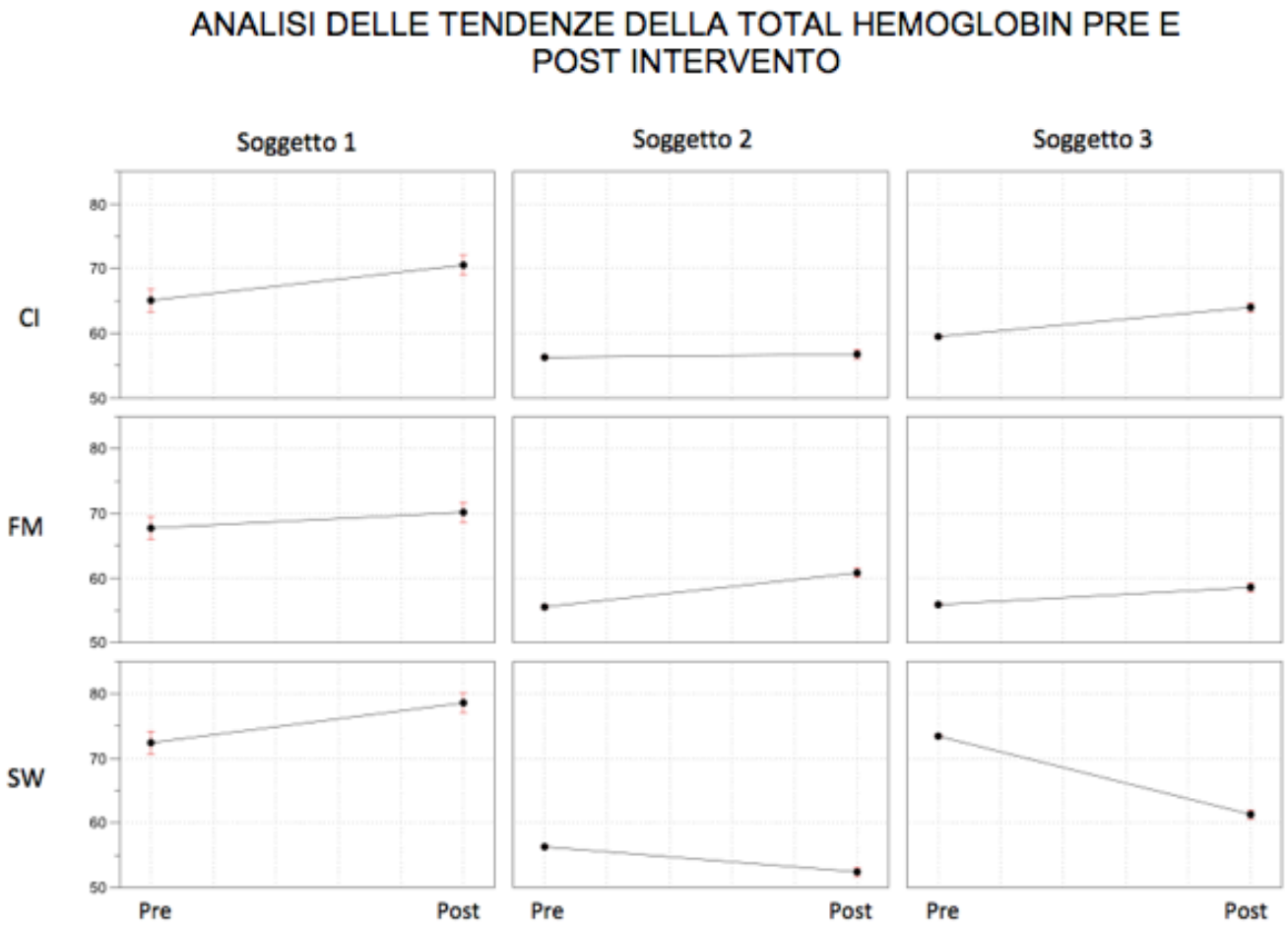

Grafico 2: Total Hemoglobin pre e post intervento in micromolar (μM). (CI: compressione ischemica manuale, FR: foam roller massage, SW: shock waves)

		Treatment Phase											
		Compressione ischemica				Foam Roller				Shock Waves			
Soggetto 1		Giorno 1		Giorno 2		Giorno 1		Giorno 2		Giorno 1		Giorno 2	
Myoton Pro	Frequency	20.7	20.8	21.5	20.3	23.2	20.5	23.3	21.6	22	22.8	19.5	19.3
	Stiffness	399	409	416	388	465	398	471	422	424	446	385	372
	Decrement	0.74	0.89	0.89	0.95	0.65	0.92	0.81	0.86	0.81	0.74	1.02	0.96
	Relaxation	13.6	13.1	12.8	14.1	11.2	13.4	11	12.6	12.5	12	14.3	14.7
PPT		4.49	4.35	3.68	4.4	3.01	4.75	4.23	4.45	2.84	4.01	3.18	3.62
NRS percepita			1		2		5		5		3		3
Soggetto 2													
Myoton Pro	Frequency	21.6	21.2	21	19.1	20.3	18.3	19.8	18.1	18.5	20.2	19.6	21.3
	Stiffness	452	429	452	407	425	406	431	387	402	430	437	443
	Decrement	1.21	1.04	1.06	1.05	1.19	1.08	1.04	1.05	1.31	1.13	0.86	0.94
	Relaxation	12.4	13	12.1	13.9	13.3	14.7	13	14.4	13.7	13.1	12.4	12.7
PPT		4.07	3.96	4.51	4.7	4.43	4.57	4.92	6.74	5.38	3.6	5.15	4.36
NRS percepita			2		2		4		5		3		3
Soggetto 3													
Myoton Pro	Frequency	18.7	18.1	17.6	17.9	18.8	17.9	19	17.5	19.6	18.7	18.6	17.9
	Stiffness	364	341	345	339	357	343	371	321	382	356	363	340
	Decrement	0.87	0.86	0.99	0.91	0.81	0.93	1.02	0.87	0.89	0.85	1.01	0.94
	Relaxation	14.8	15.4	15.8	15.5	14.8	15.5	14.3	16.4	13.9	14.6	14.7	15.8
PPT		3.51	3.09	2.78	4	2.59	3.13	3.17	3.44	3.65	3.75	3.73	3.86
NRS percepita			1		1		5		6		3		4

Tabella 1: Dati Myoton Pro, PPT e NRS percepita pre e post intervento. {Frequency (Hz), Stiffness (N/m) Relaxation (ms)}

DISCUSSIONE

Obiettivo principale di questo studio era analizzare i cambiamenti fisiologici riguardanti il livello si ossigenazione tissutale del muscolo tibiale anteriore in seguito a interventi fisioterapici quali CI, FR e SW su tre soggetti volontari sani.
Per quanto riguarda i dati acquisiti in merito ai parametri di controllo (PA, FC, Sop2) e quelli emersi da *Myoton*, PPT e NRS percepita non si sono evidenziate delle differenze pre e post trattamento significative *(Tabella 1).* I dati maggiormente interessanti che andrò a discutere sono le tendenze riguardanti la TSI% e la Thb (μM) acquisite tramite l'utilizzo del *PortaLite*, com'è stato precedentemente descritto.

Compressione ischemica manuale

Questo intervento è stato il primo che ho effettuato su ogni soggetto. La pressione di 5 kg è stata mantenuta per 60 secondi, 30 secondi di riposo e altri 60 secondi di pressione. Come descritto da Gatterman & McDowell questo trattamento riabilitativo influenza i cambiamenti circolatori nel muscolo che viene meccanicamente compresso (Gatterman & McDowell, 2012). Tali cambiamenti a livello del microcircolo avvengono parallelamente a un rilascio di sostanze endogene che probabilmente contribuiscono all'innalzamento del livello di sangue ossigenato post trattamento (McPartland & Simons, 2006). L'analisi dei dati ha mostrato delle tendenze che potrebbero confermare quelle esposte da McPartland e colleghi, prendendo in esame i soggetti 2 e 3, dove il livello di TSI% e di Thb cresce nel post trattamento. Per quanto riguarda il soggetto 1 invece a fronte di una crescita della Thb assistiamo a un decremento della TSI%. Sembrerebbe quindi che i valori TSI e Thb non abbiano necessariamente un andamento comune. Questa differenza di tendenza è visibile all'inverso anche nei soggetti 2 e 3 post trattamento tramite SW, dove all'aumento di TSI% si riscontra un calo di Thb. Non possiamo quindi affermare che tale tendenza sia dovuta alla tipologia di intervento. In uno studio condotto da Dean Myers et al. viene evidenziato come la mioglobina potrebbe essere un fattore significativo che contribuisce alla mancanza di correlazione tra l'indice di emoglobina nel tessuto e la concentrazione totale di emoglobina nonché tra la saturazione di ossigeno dell'emoglobina tissutale e la saturazione di ossigeno dell'emoglobina venosa mista. Questo perché l'emoglobina e la mioglobina hanno simili caratteristiche di assorbimento nei dispositivi utilizzanti NIRS (Myers, McGraw, George, Mulier, & Beilman, 2009). Nonostante lo studio di Myers non avesse utilizzato il *PortaLite* come mezzo di registrazione, possiamo ipotizzare che anche nel presente studio questo simile assorbimento di emoglobina e mioglobina possa influire sulle tendenze di TSI% e Thb registrate.

Foam roller massager

Questo intervento è stato il secondo che ho effettuato su ogni soggetto. La pressione è stata monitorata tramite l'utilizzo di un FR con dinamometro incorporato, ed è stata mantenuta per 60 secondi, 30 secondi di riposo e altri 60 secondi di pressione.
I risultati ottenuti vedono una tendenza verso l'alto sia per la TSI% sia per la Thb. Questo incremento generale per tutti i soggetti fa supporre che l'utilizzo del FR possa aumentare il livello di saturazione e di emoglobina totale all'interno di un muscolo superficiale come il tibiale anteriore, probabilmente grazie all' effetto tixotropico che ne scaturisce (Beardsley & Škarabot, 2015). Il tessuto muscolare diventando meno denso potrebbe quindi favorire l'aumento di tali parametri.

Shock waves

Questo intervento è stato il terzo che ho effettuato su ogni soggetto. I valori impostati sono stati 2.0 bar, 2000 SW, 12.0 Hz per un tempo totale di 2 minuti e 26secondi continuativi. In uno studio svolto in Germania nel 2016, Tobias Kisch et.al hanno confrontato la singola applicazione di SW con l'uso ripetuto (3 sessioni intervallate da 10 minuti di pausa) del medesimo strumento su 2 gruppi di ratti, con l'obiettivo di valutarne gli effetti sulla microcircolazione del muscolo. Il gruppo di ricercatori è arrivato alla conclusione che le SW migliorano il flusso sanguigno nel tessuto muscolare immediatamente dopo l'applicazione, andando ad avere un effetto persino più prolungato nel caso dell'uso ripetuto di SW. Il flusso sanguigno è stato misurato in modo continuo e non invasivo mediante una tecnica combinata *Laser-doppler-imaging* e spettrofotometro (Kisch et al., 2016). Le differenze tra questo studio e quello di Kisch et al. sono evidenti, ma sembra essere interessante il fatto della maggior efficacia rilevata dall'uso ripetuto delle SW all'interno di una singola seduta. Nel presente studio il numero limitato di partecipanti e l'intervento singolo effettuato tramite SW potrebbe aver inciso sulle tendenze scaturite dall'analisi dei risultati. Un altro articolo interessante è lo studio clinico osservazionale condotto da Angela Notarnicola et. al nel 2011. Lo scopo era valutare l'effetto della terapia con SW sulla perfusione tissutale nel trattamento della tendinopatia della cuffia dei rotatori. Su 30 pazienti è stato ottenuto un miglioramento clinico nel 65,6% dei casi a 2 e 6 mesi. Questo miglioramento è stato associato a una riduzione significativa della saturazione di ossigeno del tessuto misurata dall'ossimetria. I ricercatori affermano che la ridotta perfusione post SW avvalora l'ipotesi che le SW possano regolare il processo infiammatorio e compensare l'aumento della vascolarizzazione, ripristinando le condizioni fisiologiche del tendine (Notarnicola et al., 2011).
Dalla lettura del precedente studio non abbiamo informazioni riguardo all'andamento dell'emoglobina totale rispetto alla saturazione di ossigeno del tessuto tendineo, possiamo però ipotizzare che l'andamento dei 2 parametri non debba avere un incremento comune per un miglioramento clinico.

Confronto tra interventi

Confrontando tutti gli interventi possiamo notare che tutte le tecniche di meccanoterapia utilizzate hanno portato una modifica dei parametri di ossigenazione tissutale e di emoglobina totale indagati.
L'intervento che ha portato un incremento maggiore in ogni soggetto è stato il FR. Questo risultato suggerisce che a livello clinico il massaggio eseguito tramite FR potrebbe influenzare positivamente la microcircolazione e il flusso sanguigno del muscolo più della compressione manuale e delle SW. Dal punto di vista clinico può apparire interessante il dato della NRS percepita dai soggetti alla fine di ogni trattamento *(Tabella 1).* Come si può vedere dalla tabella, nonostante la differenza dei valori non sia significativa, il FR è stato l'intervento più doloroso per ogni soggetto. Potenzialmente quindi questo strumento terapeutico potrebbe essere inadatto a pazienti che presentano una bassa tollerabilità al dolore.

Limiti dello studio

Innanzitutto essendo questo lavoro di Tesi il mio primo approccio con il mondo della ricerca la mia inesperienza sicuramente ha influenzato la variabilità dell'acquisizione dei dati. Nonostante abbia studiato attentamente gli strumenti necessari per la realizzazione dello studio e mi sia allenato con costanza nel loro utilizzo alcuni di essi sono risultati essere di difficile utilizzo. In particolar modo il *PortaLite* si è dimostrato uno strumento altamente sensibile che è influenzato da molti fattori come i peli cutanei, il tessuto adiposo, il livello di pigmentazione della cute, la luminosità dell'ambiente e la difficoltà della NIRS a discriminare la perfusione cutanea da quella muscolare (Jones, Chiesa, Chaturvedi, & Hughes, 2016). Per sopperire a tali limiti è stata mia premura depilare localmente ogni soggetto prima di ogni misurazione, disinfettare la zona di applicazione del *PortaLite* e coprirlo con un telo nero per evitare le interferenze luminose. Inoltre il tibiale anteriore è un muscolo con uno spessore adiposo minimo. Nonostante ciò non posso escludere che questi elementi abbiano influenzato i risultati finali.

Un ulteriore limite è stato dato dal numero di partecipanti. Sicuramente un campione più numeroso avrebbe fornito più risultati, oltre al fatto che essendo ogni soggetto giovane e sano probabilmente i risultati sarebbero stati diversi su un campione di soggetti malati.

Si può considerare un limite anche il mancato monitoraggio delle attività eseguite dai soggetti durante il periodo di raccolta dati. Il *single subject design* è un modello di ricerca che mira a valutare i cambiamenti di un soggetto nel tempo, è quindi ipotizzabile che un eventuale cambiamento delle abitudini del soggetto possa aver influito sui risultati ottenuti.

Avrei potuto tenere maggiormente in considerazione tale aspetto, cercando uno strumento come un diario delle attività giornaliere dei soggetti che monitorasse le loro abitudini durante la fase di raccolta dati.

Altro elemento che potrebbe aver influito sui risultati è dato dal posizionamento dei soggetti durante le misurazioni e gli interventi. Nonostante l'uso dei cuscini e del supporto per standardizzare la posizione della caviglia e il momento informativo dove ho istruito i soggetti in merito all'importanza di rimanere fermi per una corretta registrazione dei dati, i partecipanti sono stati sdraiati nella stessa posizione per molti minuti. Non posso escludere che involontariamente si siano mossi contraendo il tibiale anteriore preso in esame, andando così a modificare le proprietà fisiologiche oggetto dello studio.

CONCLUSIONI

Lo studio ha evidenziato delle tendenze dalle quali possiamo ipotizzare che il trattamento tramite FR sia quello più indicato per aumentare il livello di ossigenazione tissutale della muscolatura periferica. Non abbiamo trovato dati sufficienti per avanzare ipotesi in merito al meccanismo tramite il quale la meccanotrasduzione agisce sui parametri di TSI e Thb, possiamo però affermare dai risultati ottenuti che non sempre queste variabili seguono un andamento consistente dopo un trattamento tramite CI, FR e SW.

Lo studio non ha fornito dati che possano far trarre conclusioni generalizzabili in merito a quale intervento sia più efficace per incrementare l'ossigenazione del muscolo tibiale anteriore né in merito alla comprensione del meccanismo fisiologico che sottende ai trattamenti meccanoterapici per quanto riguarda l'aumento di ossigenazione tissutale di un muscolo periferico. Saranno necessari ulteriori studi per approfondire il fenomeno.

Possibili sviluppi della ricerca

Gli effetti della meccanoterapia sui parametri presi in considerazione dal presente studio sono un capitolo non ancora approfondito in letteratura. Visto l'interesse clinico in merito ai cambiamenti di ossigenazione del muscolo dopo un trattamento meccanoterapico, nonostante i suoi numerosi limiti, questo studio può essere utile come punto di partenza per ricerche future. A questo scopo potrebbe essere interessante l'utilizzo del *power Doppler* per comprendere e quantificare la variazione di perfusione ematica nei vasi intramuscolari in modo non invasivo (Dori et al., 2016). Vista l'alta sensibilità degli apparecchi con tecnologia NIRS sarà anche importante cercare di limitare i possibili errori scegliendo un campione di popolazione più numeroso e seguirlo per un periodo di tempo di lungo, ponendo massima attenzione a ogni variabile come espresso precedentemente nei Limiti dello studio. Un altro elemento integrativo potrebbe essere l'uso di un diario delle attività da far compilare giornalmente ai partecipanti. In questo modo sarebbe possibile monitorare i cambiamenti di salute e di attività fisica che potenzialmente possono interferire con le misurazioni.

Valutazione del percorso personale di ricerca

La realizzazione di questo progetto è stata caratterizzata da non poche difficoltà, principalmente durante la fase di analisi dei risultati. Sicuramente dopo mesi di studio e di preparazione non è stato piacevole trovarsi di fronte a dei dati non attendibili delle *baseline*. Nonostante sia sempre stato conscio che questa è una delle caratteristiche della Ricerca devo ammettere di aver passato vari momenti di frustrazione.
Nonostante ciò reputo questa esperienza in collaborazione con l'unità di ricerca in riabilitazione della SUPSI altamente formativa. Tramite questo progetto ho potuto approfondire molte tematiche sia a livello teorico sia a livello pratico. Le conoscenze che ho acquisito in merito alle terapie da me effettuate durante lo studio e le fondamenta teoriche su cui si basano mi aiuteranno sicuramente nella mia futura attività lavorativa. Ho implementato le mie conoscenze informatiche e di analisi statistica, oltre naturalmente alla capacità di ricerca sulle banche dati. Essere venuto a contatto con il mondo dell'*Evidence Based Physioterapy* mi ha fatto comprendere il grande lavoro che c'è dietro la realizzazione di uno studio ma anche l'importanza e la soddisfazione di partecipare a un progetto di questo tipo.

RINGRAZIAMENTI

Innanzitutto vorrei ringraziare i ragazzi e le ragazze che hanno partecipato a questo studio durante i mesi di preparazione, rinunciando alle loro pause pranzo mi hanno permesso di capire il funzionamento di ogni strumento che ho utilizzato. Grazie a Giulia e Mattia che hanno perso interi pomeriggi per permettere la realizzazione della raccolta dati. Un ringraziamento particolare va sicuramente a Martino che non solo ha partecipato come soggetto ma è stato un compagno e un collega indispensabile per questa avvincente avventura fin dall'inizio.
Vorrei anche ringraziare i miei compagni di classe e la SUPSI tutta per avermi fatto passare 3 anni formativi indimenticabili duranti i quali ho potuto apprendere non solo elementi teorico pratici ma soprattutto la passione verso la Fisioterapia e il mondo della Cura.
Un grande grazie va a tutto il dipartimento di Ricerca SUPSI, al mio docente direttore di tesi Marco Barbero che accompagnandomi in questo lavoro mi ha fatto conoscere l'interessante mondo della Ricerca e grazie al suo contagioso ottimismo mi ha fornito di moltissimi spunti dei quali beneficerò sicuramente anche in futuro. Grazie ad Alessandro che con la sua costante disponibilità mi ha aiutato a comprendere e apprendere il funzionamento di molti dei dispositivi che ho utilizzato. Grazie infinite anche ad Anna, per la quale è impossibile trovare le giuste parole per sottolineare la dedizione e passione che caratterizzano il suo lavoro.
Concludendo non posso esimermi dal ringraziare tutti coloro che mi hanno permesso e sostenuto nella mia scelta di trasferirmi in Svizzera per studiare Fisioterapia e trovare la mia strada in questo periodo di vita successivo alla mia carriere sportiva: la mia famiglia, la mia ragazza, i miei amici e compagni di vecchia data che ci sono sempre e sempre ci saranno, i miei compagni di allenamento, i miei maestri di sport e tutti coloro che fin da bambino mi hanno insegnato a sudare e soffrire per quello in cui credo.
Senza di loro non sarei qui, felice e soddisfatto per aver concluso, o meglio appena iniziato, un bellissimo percorso lavorativo e di vita.

BIBLIOGRAFIA

Alnahdi, G. (2013). Single-subject designs in special education: Advantages and limitations. *Journal of Research in Special Educational Needs*, *15*. https://doi.org/10.1111/1471-3802.12039

Andrzejewski, W. (2014). Mechanotransduction as one of potential mechanisms of impact of massage on the organism. *Physiotherapy*, *22*(4). https://doi.org/10.1515/physio-2014-0024

Beardsley, C., & Škarabot, J. (2015). Effects of self-myofascial release: A systematic review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *19*(4), 747–758. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2015.08.007

Brunelle, J. K., & Chandel, N. S. (2002). *Oxygen deprivation induced cell death: An update*. 8.

Burkholder, T. J. (2007). Mechanotransduction in skeletal muscle. *Frontiers in bioscience : a journal and virtual library*, *12*, 174–191.

Carrier, R. L., Rupnick, M., Langer, R., Schoen, F. J., Freed, L. E., & Vunjak-Novakovic, G. (2002). Perfusion Improves Tissue Architecture of Engineered Cardiac Muscle. *Tissue Engineering*, *8*(2), 175–188. https://doi.org/10.1089/107632702753724950

Chung, B., & Preston Wiley, J. (2002). Extracorporeal Shockwave Therapy. *Sports Medicine*, *32*(13), 851–865. https://doi.org/10.2165/00007256-200232130-00004

Clarkson, H. M., & Pace, P. (2002). *Valutazione cinesiologica. Esame della mobilità articolare e della forza muscolare* (2 edizione). Milano: Edi. Ermes.

D'Agostino, M. C., Craig, K., Tibalt, E., & Respizzi, S. (2015). Shock wave as biological therapeutic tool: From mechanical stimulation to recovery and healing, through mechanotransduction. *International Journal of Surgery (London, England)*, *24*(Pt B), 147–153. https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2015.11.030

Dunn, S. L., & Olmedo, M. L. (2016). Mechanotransduction: Relevance to Physical Therapist Practice—Understanding Our Ability to Affect Genetic Expression Through Mechanical Forces. *Physical Therapy*, *96*(5), 712–721. https://doi.org/10.2522/ptj.20150073

Engel, R. J., & Schutt, R. K. (2008). *The Practice of Research in Social Work* (Second Edition edition). Los Angeles: Sage Publications, Inc.

Fernández-de-Las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Cuadrado, M. L., Gerwin, R. D., & Pareja, J. A. (2006). Myofascial trigger points and their relationship to headache clinical parameters in chronic tension-type headache. *Headache*, *46*(8), 1264–1272. https://doi.org/10.1111/j.1526-4610.2006.00440.x

Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues* (Subsequent edizione). New York: Springer Verlag.

García-Muntión, A., Godefroy, L., Robert, H., Muñoz-García, D., Calvo-Lobo, C., & López-de-Uralde-Villanueva, I. (2019). Study of the mechanisms of action of the hypoalgesic effect of pressure under shock waves application: A randomised controlled trial. *Complementary Therapies in Medicine*, *42*, 332–339. https://doi.org/10.1016/j.ctim.2018.12.012

Garry, R. C. (1928). The effect of oxygen lack on surviving smooth muscle. The Journal of Physiology, 66(3), 235-248. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1928.sp002522

Gatterman, M. I., & McDowell, B. L. (2012). *Management of muscle injury and myofascial pain syndromes.* St. Louis: Whiplash (Mosby).

Gillespie, P. G., & Walker, R. G. (2001). Molecular basis of mechanosensory transduction. *Nature*, *413*, 194.

Grigg, P. (1986). Biophysical studies of mechanoreceptors. *Journal of Applied Physiology*, *60*(4), 1107–1115. https://doi.org/10.1152/jappl.1986.60.4.1107

Hamaoka, T., McCully, K. K., Quaresima, V., Yamamoto, K., & Chance, B. (2007). Near-infrared spectroscopy/imaging for monitoring muscle oxygenation and oxidative metabolism in healthy and diseased humans. *Journal of Biomedical Optics*, *12*(6), 062105. https://doi.org/10.1117/1.2805437

Ianieri, G., Marvulli, R., Tondi, G., Aprile, A., Ranieri, M., Altini, S., Megna, G. (2018). *Monitoraggio del tono muscolare dopo infiltrazione di tossina botulinica: Scale nominali vs miometria*.

Järvinen, T. A. H., Järvinen, T. L. N., Kääriäinen, M., Äärimaa, V., Vaittinen, S., Kalimo, H., & Järvinen, M. (2007). Muscle injuries: Optimising recovery. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, *21*(2), 317–331. https://doi.org/10.1016/j.berh.2006.12.004

Jones, S., Chiesa, S. T., Chaturvedi, N., & Hughes, A. D. (2016). Recent developments in near-infrared spectroscopy (NIRS) for the assessment of local skeletal muscle microvascular function and capacity to utilise oxygen. *Artery Research*, *16*, 25–33. https://doi.org/10.1016/j.artres.2016.09.001

Khan, K. M., & Scott, A. (2009). Mechanotherapy: How physical therapists' prescription of exercise promotes tissue repair. *British Journal of Sports Medicine*, *43*(4), 247–252. https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.054239

Kisch, T., Wuerfel, W., Forstmeier, V., Liodaki, E., Stang, F. H., Knobloch, K., … Kraemer, R. (2016). Repetitive shock wave therapy improves muscular microcirculation. *Journal of Surgical Research*, *201*(2), 440–445. https://doi.org/10.1016/j.jss.2015.11.049

Korakakis, V., Whiteley, R., Tzavara, A., & Malliaropoulos, N. (2017). The effectiveness of extracorporeal shockwave therapy in common lower limb conditions: A systematic review including quantification of patient-rated pain reduction. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports-2016-097347. https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097347

Linari-Melfi, M., Cantarero-Villanueva, I., Fernández-Lao, C., Fernández-de-las-Peñas, C., Guisado-Barrilao, R., & Arroyo-Morales, M. (2011). Analysis of deep tissue hypersensitivity to pressure pain in professional pianists with insidious mechanical neck pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *12*(1). https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-268

Loghmani, M. T., & Whitted, M. (2016). Soft Tissue Manipulation: A Powerful Form of Mechanotherapy. *Journal of Physiotherapy & Physical Rehabilitation*, *01*(04). https://doi.org/10.4172/2573-0312.1000122

Macdonald, G. Z., Button, D. C., Drinkwater, E. J., & Behm, D. G. (2014). Foam rolling as a recovery tool after an intense bout of physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *46*(1), 131–142. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a123db

Malda, J., Rouwkema, J., Martens, D. E., le Comte, E. P., Kooy, F. K., Tramper, J., … Riesle, J. (2004). Oxygen gradients in tissue-engineered Pegt/Pbt cartilaginous constructs: Measurement and modeling. *Biotechnology and Bioengineering*, *86*(1), 9–18. https://doi.org/10.1002/bit.20038

Manual PortaLite. (s.d.).

McPartland, J. M., & Simons, D. G. (2006). Myofascial Trigger Points: Translating Molecular Theory into Manual Therapy. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, *14*(4), 232–239. https://doi.org/10.1179/106698106790819982

Moraska, A. F., Hickner, R. C., Kohrt, W. M., & Brewer, A. (2013). Changes in Blood Flow and Cellular Metabolism at a Myofascial Trigger Point With Trigger Point Release (Ischemic Compression): A Proof-of-Principle Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *94*(1), 196–200. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.08.216

Mori, L., Marinelli, L., Pelosin, E., Currà, A., Molfetta, L., Abbruzzese, G., & Trompetto, C. (2014). Shock waves in the treatment of muscle hypertonia and dystonia. *BioMed Research International*, *2014*, 637450. https://doi.org/10.1155/2014/637450

Moya, D., Ramón, S., Schaden, W., Wang, C.-J., Guiloff, L., & Cheng, J.-H. (2018). The Role of Extracorporeal Shockwave Treatment in Musculoskeletal Disorders: *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *100*(3), 251–263. https://doi.org/10.2106/JBJS.17.00661

Myers, D., McGraw, M., George, M., Mulier, K., & Beilman, G. (2009). Tissue hemoglobin index: A non-invasive optical measure of total tissue hemoglobin. *Critical Care*, *13*(Suppl 5), S2. https://doi.org/10.1186/cc8000

MyotonPRO_User_Manual.pdf. (s.d.)

Notarnicola, A., Moretti, L., Tafuri, S., Forcignanò, M., Pesce, V., & Moretti, B. (2011). Reduced Local Perfusion After Shock Wave Treatment of Rotator Cuff Tendinopathy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, *37*(3), 417–425. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.11.019

Nussbaum, E. L., & Downes, L. (1998). Reliability of Clinical Pressure-Pain Algometric Measurements 0btained on Consecutive Days. *Physical Therapy*, *78*(2), 10.

Okamoto, T., Masuhara, M., & Ikuta, K. (2014). Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *28*(1), 69–73. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31829480f5

Palastanga, N., Field, D., Soames, R., Boccardi, S., & Fraschini, G. (2007). *Anatomia del movimento umano. Struttura e funzione*. Milano: Elsevier.

Radisic, M., Malda, J., Epping, E., Geng, W., Langer, R., & Vunjak-Novakovic, G. (2006). Oxygen gradients correlate with cell density and cell viability in engineered cardiac tissue. *Biotechnology and Bioengineering*, *93*(2), 332–343. https://doi.org/10.1002/bit.20722

Romeo, P., Lavanga, V., Pagani, D., & Sansone, V. (2014a). Extracorporeal Shock Wave Therapy in Musculoskeletal Disorders: A Review. *Medical Principles and Practice*, *23*(1), 7–13. https://doi.org/10.1159/000355472

Romeo, P., Lavanga, V., Pagani, D., & Sansone, V. (2014b). Extracorporeal shock wave therapy in musculoskeletal disorders: A review. *Medical Principles and Practice: International Journal of the Kuwait University, Health Science Centre*, *23*(1), 7–13. https://doi.org/10.1159/000355472

Scheeren, T. W. L., Schober, P., & Schwarte, L. A. (2012). Monitoring tissue oxygenation by near infrared spectroscopy (NIRS): Background and current applications. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, *26*(4), 279–287. https://doi.org/10.1007/s10877-012-9348-y

Schmitz, C., Császár, N. B. M., Milz, S., Schieker, M., Maffulli, N., Rompe, J.-D., & Furia, J. P. (2015). Efficacy and safety of extracorporeal shock wave therapy for orthopedic conditions: A systematic review on studies listed in the PEDro database. *British Medical Bulletin*, *116*, 115–138. https://doi.org/10.1093/bmb/ldv047

Schober, P., & Schwarte, L. A. (2012). From system to organ to cell: Oxygenation and perfusion measurement in anesthesia and critical care. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, *26*(4), 255–265. https://doi.org/10.1007/s10877-012-9350-4

Tortora, G. J., Derrickson, B., Picari, G. G., & Sforza, C. (2011). *Principi di anatomia e fisiologia*. Milano: CEA.

Van der Worp, H., van den Akker-Scheek, I., van Schie, H., & Zwerver, J. (2013). ESWT for tendinopathy: Technology and clinical implications. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *21*(6), 1451–1458. https://doi.org/10.1007/s00167-012-2009-3.

ALLEGATI

Allegato 1: Formulario di partecipazione

Formulario di partecipazione

Studente	Responsabile/relatore
- Simone Ballerini	- Marco Barbero
Corso di laurea	**Modulo**
- Fisioterapia	- Tesi Bachelor

Anno

- 2018/2019

Data 13/01/2018

Informazioni personali

Nome*: ……
Cognome*: ……
Genere: ☐ M ☐ F
Data di nascita*:……
Altezza: ……...
Peso: ……....
Numero di telefono**: ……...
Email**: ……...

Svolge attività fisica? ☐ SÌ ☐ NO
Se sì, quale? ..……...
Quante volte a settimana? ……..
Ha mai avuto problematiche neurologiche?* ☐ SÌ ☐ NO
Se sì, di che tipo?* ……...
Ha mai avuto importanti lesioni muscolari agli arti inferiori?* ☐ SÌ ☐ NO
Se sì, di che tipo?* ……...

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 dello sperimentatore
……...	……...

* Questi dati saranno resi anonimi nel lavoro di Bachelor.
** Questi dati verranno utilizzati solo a scopo organizzativo, non verranno riportati nel lavoro di Bachelor e verranno eliminati appena esso sarà terminato.

Allegato 2: Consenso informato

Consenso informato

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

Titolo dello studio	
Promotore	Simone Ballerini Via ai Grotti 44 CH - 6862 Rancate T: +41 (0) 76 690 72 06 Email: simone.ballerini@student.supsi.ch
Luogo in cui si svolge lo studio	Presso la Scuola Universitaria Professionale della Svizzera Italiana Stabile Piazzetta Via Violino 11 CH-6928 Manno
Sperimentatrice Nome e cognome:	Simone Ballerini
Partecipante Nome e cognome: Data di nascita: Genere:	…… ……/……/…… ☐ M ☐ F

- Sono stato/a informato/a dallo studente in fisioterapia sottoscrivente sia oralmente che per scritto in merito allo scopo e 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.
- 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.

Luogo e data

……..

Firma del/la partecipante

……..

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

Luogo e data

……...

Firma sperimentatore

……...

Lavoro di Tesi approvato in data…