

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

**EFFETTI DEL CONCURRENT ACTIVATION POTENTIATION  
SULLA FORZA E SUL CONTROLLO DELL'EQUILIBRIO  
DINAMICO IN GIOCATORI DI RUGBY**

Relatore: Prof. Giuseppe Marcolin

Correlatore: Dott. Alex Rizzato

Laureando: Vittorio Giorgio Dalla Costa

N° di matricola: 1200554

Anno Accademico 2021/2022



## INDICE

<b>CAPITOLO 1 - INTRODUZIONE</b> .....	3
<b>1.1 Fisiologia dell'equilibrio</b> .....	3
1.1.1 Sistemi di controllo posturale .....	5
1.1.2 Fattori che influenzano il controllo posturale.....	8
1.1.3 Strategie di controllo posturale .....	10
<b>1.2 Contrazione Remota Volontaria</b> .....	11
1.2.1 Riflesso di Hoffmann .....	12
1.2.2 Cortical motor overflow .....	13
<b>1.3 Il Rugby</b> .....	14
1.3.1 Controllo posturale nel rugby .....	15
1.3.2 Paradenti nel Rugby .....	16
<b>CAPITOLO 2 - ANALISI DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA</b> .....	17
<b>2.1 Equilibrio statico ed equilibrio dinamico</b> .....	17
<b>2.2 Equilibrio e forza</b> .....	19
<b>2.3 Concurrent activation potentiation</b> .....	21
2.3.1 Effetti del paradenti sulla Contrazione Remota Volontaria della mandibola.....	22
2.3.2 Effetti del paradenti sull'equilibrio .....	23
<b>2.4. Razionale dello studio</b> .....	24
<b>CAPITOLO 3 - MATERIALI E METODI</b> .....	25
<b>3.1 Partecipanti</b> .....	25
<b>3.2 Strumentazione</b> .....	27

3.2.1 Pedana dinamometrica .....	27
3.2.2 Shaker Table .....	28
3.2.2 Sedia regolabile strumentata con cella di carico.....	31
<b>3.3 Protocollo sperimentale.....</b>	<b>33</b>
3.3.1 Test di equilibrio dinamico.....	33
3.3.2 Test di forza .....	37
<b>CAPITOLO 4 - ANALISI DATI.....</b>	<b>39</b>
4.1 Equilibrio dinamico.....	39
4.2 Forza isometrica .....	43
4.3 Analisi statistica.....	45
<b>CAPITOLO 5 – RISULTATI.....</b>	<b>47</b>
5.1 Equilibrio dinamico.....	49
5.2 Forza isometrica .....	51
<b>CAPITOLO 6 - DISCUSSIONE E CONCLUSIONI.....</b>	<b>55</b>
<b>CAPITOLO 7 - BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA .....</b>	<b>59</b>
<b>Ringraziamenti.....</b>	<b>65</b>

## CAPITOLO 1 - INTRODUZIONE

Il presente lavoro sperimentale di tesi si pone come obiettivo di studiare gli effetti del *Concurrent Activation Potentiation* (CAP) durante la performance di forza e di equilibrio dinamico in giocatori di rugby. Entrambi i test sono stati proposti in due condizioni: i. paradenti indossato e mandibola rilassata; ii. paradenti indossato e mandibola serrata.

Nel Capitolo 1 vengono presentati ed approfonditi i concetti di equilibrio, controllo posturale e *concurrent activation potentiation*. Nel Capitolo 2, invece, viene dato spazio all'analisi della letteratura scientifica su cui si è basata questa ricerca. La parte sperimentale, con la descrizione del campione investigato, delle caratteristiche della strumentazione utilizzata e il disegno sperimentale, è presentata nel Capitolo 3, mentre l'analisi dei dati e i risultati ottenuti sono esposti rispettivamente nel Capitolo 4 e 5. Infine, nel Capitolo 6 sono tracciate le conclusioni e suggerite alcune indicazioni per il proseguimento dell'attività di ricerca.

### 1.1 Fisiologia dell'equilibrio

Se l'equilibrio e, più in generale, il controllo posturale sono due aspetti fondamentali nella vita quotidiana dell'uomo, essi lo sono ancora di più nella pratica delle attività sportive e nei gesti atletici che queste ultime richiedono. Secondo Paillard (Paillard, 2017b), la postura è la posizione dei diversi segmenti corporei nello spazio, ossia l'atteggiamento abituale di una persona, dato dal lavoro dei gruppi muscolari che si oppongono alla forza di gravità e dalle modalità con cui l'individuo si rapporta e comunica con l'ambiente esterno. D'altra parte, l'equilibrio può essere definito come la capacità di mantenere il centro di gravità (COG) del corpo, ovvero la proiezione a terra del centro di massa (COM), all'interno della base d'appoggio, al fine di evitare la caduta (Paillard, 2017b). Il controllo posturale si compone di due tipologie di equilibrio: equilibrio statico ed equilibrio dinamico.

L'equilibrio statico controlla e minimizza l'ampiezza delle oscillazioni del corpo in condizioni di quiete non perturbata (Paillard, 2017a; Wang et al., 2016). Dal punto di vista biomeccanico, il corpo umano, può essere paragonato ad un pendolo inverso (figura 1.1). Poiché il COM non è allineato con l'asse della caviglia, il centro di pressione (COP), ovvero il punto in cui si considera applicata la risultante delle forze piede-suolo, è anteriore rispetto ad essa di circa 50-60 mm. Per il mantenimento della stazione eretta, questo modello biomeccanico richiede un momento equilibratore alla caviglia o all'anca che crea un moto oscillatorio antero-posteriore continuo, che impedisca di cadere in avanti o indietro. A ciò va aggiunto anche un moto oscillatorio medio-laterale meno marcato. Idealmente, il COG dovrebbe coincidere con il COP ma questo nella realtà non accade quasi mai: infatti, a seconda degli spostamenti del COG, il COP si sposterà di conseguenza per controbilanciare il COG ed impedirne l'uscita dalla base di appoggio, evitando così la caduta.

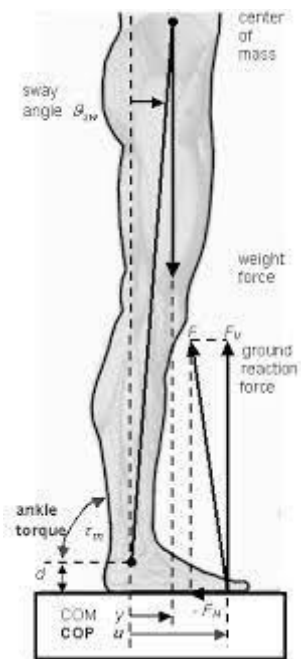


Figura 1.1 Modello del pendolo inverso ([www.costa-biomedica.com](http://www.costa-biomedica.com)).

La capacità di equilibrio dinamico, invece, analizza le informazioni derivanti dall'interno e dall'esterno del corpo per mantenere il controllo della postura e la stabilità del corpo, in condizioni di deformazione della base d'appoggio o di

perturbazioni improvvise (Wang et al., 2016). La combinazione tra equilibrio statico e dinamico permette la più corretta gestione delle attività umane e sportive.

Il controllo posturale caratterizza l'abilità di controllare i vari segmenti corporei coinvolti nel gesto atletico, evitando la caduta durante l'esecuzione del gesto stesso. Inoltre un buon controllo posturale non solo riduce l'instabilità del corpo, il rischio caduta e i conseguenti infortuni, ma permette anche di ottenere una miglior performance motoria (Paillard, 2017a).

### 1.1.1 Sistemi di controllo posturale

La regolazione del controllo posturale richiede l'integrazione delle informazioni provenienti da tre sistemi sensoriali compartecipanti: l'apparato vestibolare, il sistema propriocettivo e il sistema visivo.

L'apparato vestibolare è situato nell'orecchio interno e ha la funzione di rilevare le informazioni inerenti alla posizione e ai movimenti della testa, fondamentali per l'equilibrio. L'apparato vestibolare è costituito da due strutture fondamentali: i canali semicircolari e gli organi otolitici. Entrambi contengono cellule ciliate circondate da liquido; quest'ultimo, infatti, muovendosi in base ai cambi di posizione della testa, permette alle cellule ciliate di fornire informazioni cruciali al mantenimento dell'equilibrio.

I canali semicircolari sono tre in ogni orecchio e sono disposti perpendicolarmente tra loro. Essi rilevano solamente le accelerazioni e le decelerazioni angolari della testa, non reagendo a rotazioni del capo a velocità costante. Le ciglia delle cellule costituenti i canali semicircolari sono immerse nella cupola, una sostanza gelatinosa che si estende nel liquido. Quando la testa ruota, la cupola e le ciglia si muovono con il liquido in senso opposto a quello della testa. La flessione delle ciglia in una direzione fa aumentare la frequenza di scarica nelle fibre afferenti del nervo vestibolare, mentre la flessione nella direzione opposta ne riduce la frequenza.

Gli organi otolitici sono il sacco e l'utricolo, i quali rilevano la posizione della testa e le variazioni di velocità lineare. Le ciglia delle cellule che formano questi organi sono anch'esse immerse in una sostanza gelatinosa, nella quale stanno in sospensione piccoli cristalli di carbonato di calcio, gli otoliti. In posizione eretta, le ciglia dell'utricolo sono orientate verticalmente mentre quelle del sacco orizzontalmente, si deduce quindi come le cellule ciliate dell'utricolo rilevino accelerazioni e decelerazioni lineari orizzontali mentre quelle del sacco rispondano alle inclinazioni della testa rispetto alla posizione orizzontale e alle accelerazioni e decelerazioni lineari verticali.

Le informazioni originanti dalle strutture dell'apparato vestibolare raggiungono, attraverso il nervo vestibolare, il nucleo vestibolare nel tronco encefalico e il cervelletto, dove vengono integrate con le afferenze visive e propriocettive allo scopo di mantenere l'equilibrio, la postura e di controllare e percepire il movimento.

La propriocezione rappresenta la capacità di percepire e riconoscere la posizione del proprio corpo e delle sue parti nello spazio e lo stato di contrazione dei propri muscoli, anche senza il supporto della vista.

Il sistema propriocettivo è formato da una serie di recettori che si trovano nelle articolazioni, nei muscoli e nei tendini.

Nelle articolazioni sono presenti i meccanocettori (e.g., Golgi, Pacini e Ruffini) che vengono stimolati dalla deformazione di capsule e legamenti; grazie a loro siamo in grado di percepire variazioni dell'angolo articolare di un determinato segmento corporeo. Un altro tipo di propriocettore articolare sono le terminazioni libere; esse sono recettori dolorifici stimolati da fattori chimici che vengono liberati quando l'articolazione è infiammata o danneggiata.

I propriocettori muscolari, chiamati fusi neuromuscolari (figura 1.2), sono invece localizzati tra le fibre muscolari scheletriche e vengono stimolati a seguito dell'allungamento del muscolo. Possono essere quindi considerati dei misuratori della variazione di lunghezza del muscolo e della velocità con la quale avviene. Sono formati da fibre intrafusali, disposte parallelamente alle fibre extrafusali, nelle



quali i nuclei sono contenuti nella porzione centrale non contrattile, mentre gli elementi contrattili sono posizionati nelle zone periferiche. Ogni fuso neuromuscolare è innervato sia da fibre efferenti che da fibre afferenti: per quanto riguarda l'innervazione efferente, le fibre intrafusali sono innervate dal motoneurone gamma mentre il motoneurone alfa innerva le fibre extrafusali. È inoltre presente una doppia innervazione sensoriale afferente, primaria e secondaria, che agisce come recettore del fuso neuromuscolare ed è attivata dallo stiramento. Lo stiramento della regione equatoriale del fuso, data dall'eccitazione dei motoneuroni gamma, attiva i neuroni afferenti primari e secondari; essi, a loro volta, stimolano i motoneuroni alfa determinando la contrazione del muscolo e quindi la riduzione della tensione all'interno del fuso stesso.

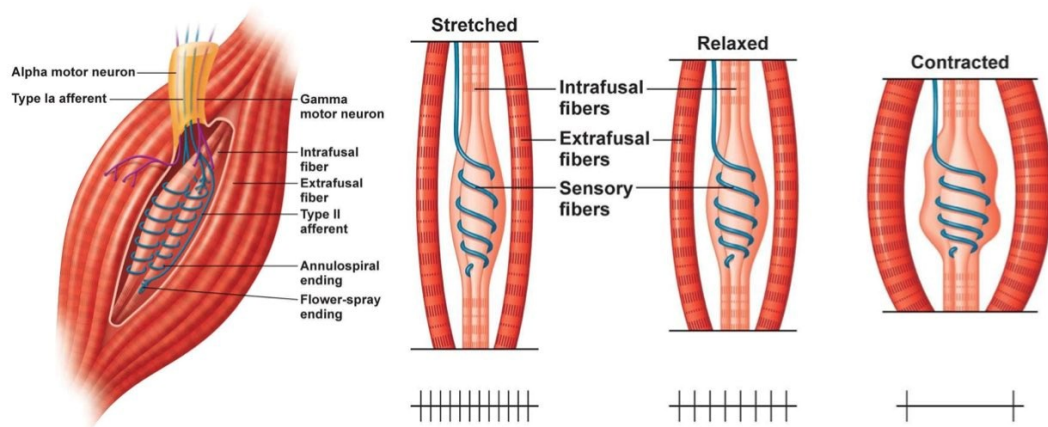


Figura 1.2 Fusi neuromuscolari ([www.projectinvictus.it](http://www.projectinvictus.it)).

Infine, gli organi muscolo-tendinei del Golgi, localizzati in corrispondenza dei punti di giunzione tra tendine e muscolo, sono costituiti da fibre di collagene contenute in una capsula connettivale ed innervate da fibre afferenti. Essi possono essere considerati dei misuratori della forza muscolare in quanto vengono stimolati a seguito di forti stiramenti passivi del muscolo; generalmente a seguito dello stiramento dei tendini conseguente alla contrazione del muscolo. Infatti, la contrazione delle fibre muscolari extrafusali provoca un aumento della trazione a

livello del tendine; lo stiramento del tendine eccita le fibre afferenti che innervano gli organi del Golgi, i quali rispondono inibendo i motoneuroni alfa e gamma che innervano il muscolo stesso, facendolo rilassare.

Pertanto, i fusi neuromuscolari e gli organi muscolo-tendinei del Golgi generano risposte protettive opposte: i fusi neuromuscolari causano la contrazione del muscolo (riflesso da stiramento) mentre gli organi tendinei del Golgi provocano il rilasciamento dello stesso.

Un altro contributo al controllo posturale è dato dal sistema visivo, il quale permette di visualizzare lo spazio nel quale il corpo si trova e quindi modificarne la postura e i movimenti in relazione alle variabili ambientali. La funzione principale dell'occhio è quella di focalizzare i raggi luminosi provenienti dall'ambiente sui bastoncelli e sui coni (i fotorecettori della retina) convertendo l'energia luminosa in segnali elettrici per la trasmissione al Sistema Nervoso Centrale (SNC) attraverso il nervo ottico.

Il sistema visivo fornisce un supporto molto importante al mantenimento dell'equilibrio sia statico sia dinamico. La dipendenza dell'uomo dal sistema visivo in relazione al controllo posturale può essere ridotta potenziando le informazioni provenienti dal sistema vestibolare e propriocettivo. Questo può risultare molto utile nelle attività sportive, durante le quali gli input derivanti dall'ambiente esterno e interno sono molteplici: mentre alla vista è lasciato il compito di focalizzarsi su informazioni specifiche inerenti alla disciplina sportiva (come, ad esempio, la traiettoria della palla durante la ricezione di un passaggio), i sistemi vestibolare e propriocettivo si occupano del controllo posturale del soggetto, evitando quindi che il sistema visivo sia sovraccaricato di informazioni.

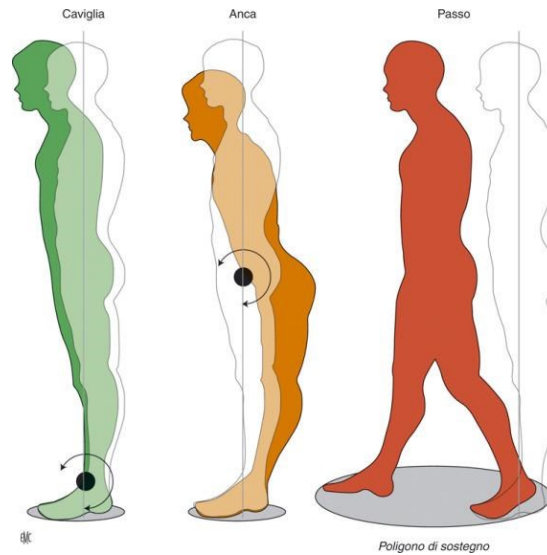
### 1.1.2 Fattori che influenzano il controllo posturale

Il controllo posturale può essere influenzato da molteplici fattori intrinseci all'individuo: l'età, la morfologia, lo stato fisiologico o fisiopatologico e lo stato psicologico o psichiatrico. In soggetti giovani e sani, il fattore principale che

determina dei cambiamenti nella capacità di equilibrio è l'attività motoria: se l'attività sportiva in acuto influenza negativamente il controllo posturale, un programma di attività fisica regolare e a lungo termine può determinare, invece, un aumento dell'equilibrio stesso (Chow et al., 2016; Paillard, 2017a). Inoltre, il miglioramento della capacità di equilibrio dipende in maniera specifica dal tipo di attività fisica praticata e dall'ambiente nel quale l'attività stessa è svolta. Questo è possibile grazie alla plasticità delle strutture cerebrali che regolano le funzioni posturali, le quali vanno incontro ad adattamenti strutturali e funzionali che migliorano la performance di equilibrio e le strategie posturali annesse (Paillard, 2017a).

Passando alla pratica sportiva, uno dei fattori che sembrano essere in grado di influenzare positivamente il controllo posturale, è la forza. Basti pensare all'esecuzione di un test in posizione monopodolica: appare subito ovvio come una maggiore forza degli arti inferiori possa rivelarsi vantaggiosa per mantenere l'equilibrio. Infatti, in posizione monopodolica, avviene una riduzione della base d'appoggio che comporta ad un singolo arto la necessità di gestire un maggior peso corporeo, non più distribuito su entrambi, e di conseguenza una maggior forza. In particolare, praticare un'attività sportiva che richieda all'atleta di muoversi e compiere sforzi ripetuti può rivelarsi utile. Infatti, sia a conseguenza dell'allenamento sportivo che di quello con sovraccarichi, vengono stimolati nell'organismo degli adattamenti che portano ad un incremento della forza. Dei suddetti adattamenti fanno parte la capacità da parte del SNC di reclutare una maggior percentuale di unità motorie all'interno del muscolo. Di fatto le unità motorie all'interno dello stesso muscolo vengono reclutate in modo più efficiente per raggiungere lo scopo voluto (coordinazione intra-muscolare). Inoltre, il miglioramento della tecnica esecutiva (coordinazione inter-muscolare), passa attraverso una gestione ottimale del reclutamento di unità motorie di più muscoli sinergici tra loro. Al compimento di un'azione complessa esse vengono attivate e rilasciate con un timing che permetta di eseguire il gesto tecnico in maniera più precisa.

### 1.1.3 Strategie di controllo posturale



*Figura 1.3 Strategie di controllo posturale (www.sciencedirect.com).*

Come descritto nel paragrafo 1.1.2, per mantenere l'equilibrio in condizione di instabilità possono venire attuate tre strategie di tipo biomeccanico, messe in pratica a seconda dell'intensità dell'instabilità a cui resistere (figura 1.3). La prima entra in gioco quando si è sottoposti a movimenti sufficientemente piccoli e lenti della base d'appoggio ed è incentrata sui momenti alla caviglia, è quella preferenziale nell'essere umano, in quanto reagisce a minimi spostamenti del COP, facendo ruotare il corpo attorno all'articolazione della caviglia come se fosse una massa rigida; senza andare a coinvolgere ampi gradi di libertà al ginocchio o all'anca. Un movimento più accentuato della base d'appoggio implica invece la flessione-estensione dell'anca e, in minima parte, del ginocchio, andando quindi a limitare la flessione plantare e la dorsiflessione di caviglia. Quest'ultima strategia è quella meno conveniente da un punto di vista di mantenimento dell'equilibrio, poiché comporta una maggiore instabilità posturale a causa del più ampio spostamento del COG; oltre ad un'augmentata difficoltà di controllo per via dei maggiori gradi di libertà delle articolazioni coinvolte. Come appena spiegato, quindi, qualora si volesse andare ad indagare la correlazione tra forza muscolare ed equilibrio dinamico ci si dovrebbe interessare in particolare alla forza sviluppata dagli arti

inferiori; i loro muscoli sono, infatti, i principali responsabili per la corretta implementazione delle varie strategie di equilibrio, siano esse basate sulla caviglia o sull'anca. Si deduce quindi come, in soggetti reduci da infortuni alla caviglia o appartenenti a determinate popolazioni (Chow et al., 2016), possa tornare particolarmente utile andare a studiare l'espressione di forza dei muscoli che, tramite la loro inserzione su di essa, partecipano alla flessione-estensione dell'anca.

La terza strategia posturale è quella del passo, ossia quando il COP non riesce a bilanciare lo spostamento del COG, la cui proiezione esce dalla base d'appoggio (punta del piede). Questo comporta una perdita di equilibrio e lo spostamento di un piede per far rientrare la proiezione del COG nell'area della base d'appoggio. Durante acquisizioni su pedana di forza, l'effettuazione di un passo comporta la ripetizione del test, pertanto ai fini di questo studio è stata considerata una strategia posturale non vincente.

## **1.2 Contrazione Remota Volontaria**

Come accennato nel paragrafo 1.1, questo studio pone l'attenzione sui meccanismi di potenziamento della performance e il loro rapporto con la forza e l'equilibrio dinamico in acuto, in particolare su uno di questi, denominato *Concurrent Activation Potentiation* o CAP (Ebben, 2006).

Con *Concurrent Activation Potentiation*, si intende quel fenomeno per cui, eseguendo una contrazione volontaria di un muscolo remoto, ossia non coinvolto nel movimento di interesse, si ottiene un maggiore sviluppo di forza nella contrazione del muscolo agonista. È stato dimostrato in letteratura che il numero di muscoli remoti coinvolti e la loro intensità (massimale o meno) di contrazione sono direttamente proporzionali all'aumento di forza espressa nel movimento (Ebben et al., 2008).

Durante uno sforzo fisico di intensità elevata o massimale, capita comunemente di serrare la mascella, creare tensione nei muscoli del collo e del volto, di attivare la muscolatura del *core* ed incrementarne la tensione tramite la manovra di Valsalva.

Quest'ultima è generalmente eseguita involontariamente, almeno nella maggioranza dei casi, grugnendo o urlando. Queste pratiche si possono notare nell'allenamento contro resistenza e spesso coinvolgono gruppi muscolari remoti, diversi da quelli responsabili del lavoro.

Secondo uno studio del secolo scorso (Péréon et al., 1995), un esempio di contrazione remota volontaria può essere la manovra di Jendrassik, che è stata osservata aumentare l'ampiezza dei riflessi e l'eccitabilità neurale negli arti inferiori. Essa venne descritta per la prima volta nel 1883 e consiste nel serrare la mandibola, flettere le dita delle mani ed unirle tra loro con i palmi rivolti l'uno verso l'altro, e tirare cercando di separare le mani. La facilitazione data dalla manovra di Jendrassik si sviluppa in 3 fasi: la prima fase inizia ancora precedentemente che l'EMG sia notevole nel muscolo facilitato, la seconda è invece caratterizzata dalla massima intensità e seguita da un progressivo declino, la terza fase ha un'intensità media ma costante che si mantiene fino alla fine della contrazione. La prima fase è dovuta ad una facilitazione sovra-spinale mentre la stimolazione afferente del muscolo eseguente la Contrazione Remota Volontaria (*Remote Voluntary Contraction*, RVC) risulta in un riflesso di Hoffmann più significativo durante la seconda fase. Il riflesso tendineo è, invece, responsabile per la terza fase.

Negli anni sono state svolte varie ricerche volte a studiare le possibili modalità atte ad aumentare l'espressione di forza in acuto, testando quindi diverse metodiche. In particolare, il CAP viene ottenuto tramite la contrazione di muscoli remoti, diversi dal *prime mover* e dai suoi muscoli sinergici, in contemporanea con quest'ultimi. I meccanismi che sono stati dimostrati essere i principali responsabili di questo fenomeno sono il riflesso di Hoffmann e l'*overflow* a livello dei neuroni motori corticali (i.e., *cortical motor overflow*).

### 1.2.1 Riflesso di Hoffmann

In seguito ad una stimolazione elettrica di piccola ridotta intensità, esercitata sulle fibre afferenti di un nervo periferico, viene suscitata una risposta da parte della via

motoria secondaria; questa risposta è rappresentata dal riflesso di Hoffmann, o riflesso H. Quest'ultimo è utilizzato, nella pratica clinica, come test diagnostico per patologie che coinvolgono il sistema nervoso periferico o per stimare la velocità di conduzione di vie nervose efferenti ed afferenti. L'ampiezza della risposta H è un indicatore dello stato di eccitabilità dei circuiti di *feedback* a livello spinale, ed è dunque strettamente legata al controllo del movimento.

In acuto il riflesso H aumenta in contemporanea con la RVC ed è stato dimostrato crescere di circa il 20% nei primi 10 minuti successivi ad 8 serie da 10 ripetizioni di esercizi contro resistenza; dimostrando quindi sia le risposte date dal *Concurrent Activation Potentiation* che quelle da *Post Activation Potentiation* (Ebben, 2006). È stato inoltre osservato come a seguito di continuati allenamenti di forza si verificasse un cambiamento nell'attività del riflesso H, inserendolo quindi tra gli adattamenti neurali cronici dell'allenamento.

### 1.2.2 Cortical motor overflow

Negli esseri umani l'area motoria M1 è responsabile del controllo della forza muscolare e della direzione del movimento. Quest'area contiene divisioni funzionali di viso, braccia e gambe. Queste suddivisioni, parzialmente sovrapposte ed interconnesse, hanno una risposta plastica nella loro riorganizzazione a seguito di patologie e dell'apprendimento motorio.

Può quindi accadere che, a causa di vari meccanismi fisiologici o patologici, i neuroni di una particolare suddivisione dell'area motoria M1, vengano stimolati per "diffusione" (o *overflow*) dall'attivazione dei neuroni appartenenti ad una diversa suddivisione funzionale.

Questo generalmente accade, in assenza di patologie, quando viene eseguito un compito che richieda un'attivazione massimale di quei particolari neuroni motori. L'*overflow*, infatti, può essere definito come l'involontaria attivazione dei muscoli omologhi controlaterali durante delle contrazioni muscolari volontarie.

Al momento sono state proposte due teorie per spiegare le connessioni corticali associate all'*overflow* motorio.

L'ipotesi della facilitazione trans-callosa afferma che l'attivazione di una regione corticale associata con un movimento volontario attivi l'emisfero controlaterale ed il muscolo omologo tramite connessioni interemisferiche. La teoria dell'inibizione trans-callosa, invece, indica che l'*overflow* motorio avviene a seguito della rimozione dell'inibizione interna al tratto corticospinale ipsilaterale e che il movimento prodotto dall'emisfero controlaterale risulti in una facilitazione ipsilaterale data dall'*overflow*.

Per spiegare il CAP, quindi, si dovrà tenere in considerazione che esso è dato da una combinazione dell'influenza corticale e del blocco dell'inibizione pre-sinattica, mediati dall'input evocato dallo stimolo afferente e dal ruolo proposto del riflesso di Hoffmann, così come dai cambiamenti nel potenziale di membrana post-sinaptica.

Nel prossimo capitolo verrà analizzata la letteratura a riguardo e l'applicazione pratica del CAP verrà affrontata più dettagliatamente.

### **1.3 Il Rugby**

Il rugby è uno sport di squadra, di contatto e di situazione, comparso per la prima volta nel 1823 nella cittadina inglese di Rugby (Warwickshire). Leggenda vuole che William Webb Ellis, studente sedicenne del college cittadino, durante una partita di calcio prese in mano la palla e corse verso la porta, iniziando così il football alla Rugby.

Ai giorni nostri di questo sport esistono numerose varianti, tra le tante si trovano il rugby XV (Union), rugby XII (League), il Beach Rugby, il Rugby Touch e il Rugby Seven, che dal 2016 è anche sport olimpico.



In tutte le tipologie nominate, tranne nel Rugby Touch, sono presenti dei gesti tecnici che prevedono il contatto tra due o più giocatori, quali le situazioni di placcaggio e i punti d'incontro.

### 1.3.1 Controllo posturale nel rugby

Come visto in precedenza le principali strategie di controllo posturale, in ambito sportivo o meno, possono essere incentrate attorno alla caviglia o all'anca. Nel rugby, in particolare, è stato osservato come l'*hip sway* venga scelto preferenzialmente come meccanismo di controllo da parte dei giocatori, potenzialmente a causa degli ampi movimenti di bacino che comporta la pratica di questo sport. Infatti, durante l'esecuzione di gesti tecnici come il placcaggio, l'entrata in contatto del portatore di palla e il *side step*, o cambio passo, ai giocatori è spesso richiesto di spostare il peso corporeo, e di conseguenza il proprio baricentro, da un arto all'altro; generalmente queste azioni vengono tra l'altro eseguite a ginocchia flesse, rendendo impossibile l'attuazione della strategia di caviglia (figura 1.4).



*Figura 1.4 Sidestep.*

### 1.3.2 Paradenti nel Rugby

Come si legge nel sito della Federazione Italiana di Rugby, “L’uso del paradenti è obbligatorio per poter prendere parte all’incontro, la mancanza del paradenti comporterà l’impossibilità di prendere parte alla partita”. L’utilizzo del paradenti (figura 1.5) da parte dei giocatori, infatti, è richiesto dalla F.I.R. a partire dagli otto anni d’età. Il modello principalmente utilizzato dai giocatori è quello a bite singolo, per l’arcata superiore, ed è composto da materiali termoformabili che gli consentono, una volta immerso in acqua calda e fatto ammorbidire, di conformarsi ai denti e alla bocca del giocatore, creando così un calco dell’arcata superiore.



*Figura 1.5 Paradenti a bite singolo, di tipo boil and bite (www.mt-sport.it).*

Il paradenti viene indossato come protezione per prevenire infortuni orofacciali e ridurre il rischio di trauma cranico e *concussion*. Tuttavia, la ricerca riguardo gli effetti del paradenti nel prevenire o ridurre infortuni nei giocatori ha dato risultati contrastanti. Se infatti sono stati riscontrati effetti positivi per quanto riguarda la prevenzione di traumi a carico di bocca e denti (Marshall et al., 2005), si sono però ottenuti risultati contrastanti per quanto riguarda le *concussion*.

In una review del 2018 (Ratka et al., 2018), analizzando la letteratura a riguardo, hanno trovato che, nella maggior parte degli studi eseguiti per studiare l’efficacia del paradenti nel prevenire infortuni durante la pratica del Rugby, le *concussion* non venivano efficacemente rilevate, o a causa dei troppo vaghi parametri di definizione, o per la difficoltà nella loro rilevazione. Tra gli studi ritenuti efficaci da questa review solo uno ha comprovato l’abilità del paradenti nel ridurre il rischio di *concussion*.

## CAPITOLO 2 - ANALISI DELLA LETTERATURA SCIENTIFICA

In questo capitolo verrà inizialmente presentata la letteratura scientifica riguardante la relazione tra equilibrio statico ed equilibrio dinamico, si tratterà poi dell'analisi degli studi riguardanti il rapporto tra equilibrio e forza, finendo poi per approfondire il concetto di *Concurrent Activation Potentiation* e le sue applicazioni pratiche.

### 2.1 Equilibrio statico ed equilibrio dinamico

In letteratura sono presenti varie ricerche che studiano l'equilibrio considerando solamente la sua componente statica, ritenendo quindi che essa possa essere rappresentativa di per sé della capacità di controllo posturale di un soggetto; in realtà, quest'ultimo, prevede anche una componente dinamica, molto importante in quanto la quotidianità dell'uomo è fatta di movimento.

Diverse analisi, effettuate in popolazioni differenti, si occupano della relazione tra queste due componenti dell'equilibrio. Alcuni ricercatori (Hrysomallis et al., 2006), studiando una popolazione maschile di giocatori professionisti di football australiano, hanno effettuato delle prove di equilibrio monopodalico ottenendo risultati diversi tra i due arti. I soggetti sono stati fatti rimanere in equilibrio statico su una pedana di forza e su un cuscino propriocettivo collocato su di essa. È stata trovata una debole correlazione significativa tra i test di equilibrio statico e dinamico per l'arto destro e per la media dei valori di entrambi gli arti; invece, nell'arto sinistro, non era presente alcuna correlazione tra i due test.

Nel 2011 Karimi & Solomonidis hanno indagato, all'interno di una popolazione di studenti universitari che non presentava disordini muscolo-scheletrici, l'associazione tra i risultati in test di equilibrio statico ed uno dinamico rilevando l'assenza di correlazione significativa tra i parametri di equilibrio statico e dinamico: ciò significa che non è possibile utilizzare una sola misura di equilibrio

(i.e., statico) per rappresentare la stabilità di un soggetto (Karimi & Solomonidis, 2011)

Una conclusione simile è stata tratta da Muehlbauer e colleghi, i quali, invece, hanno condotto lo stesso studio su campioni di popolazione diversi: in un gruppo di giovani adulti sani (Muehlbauer et al., 2013) e in adulti sani di mezza età (Muehlbauer et al., 2015). In entrambe le popolazioni l'esito delle analisi è risultato essere lo stesso: la correlazione tra le variabili di controllo posturale statico e dinamico non è significativa.

Altri studi sono stati condotti su popolazioni di sportivi. Pau e colleghi (Pau et al., 2015) hanno testato un gruppo di giovani giocatori di calcio professionisti, arrivando alla medesima conclusione degli studi sopra citati: le due variabili in questione non presentavano nessuna relazione tra loro. Da ciò si deduce che la valutazione dell'equilibrio nel calcio deve prevedere sia test di equilibrio statici che dinamici, essendo il controllo posturale nei due casi non correlato.

Alcuni ricercatori, invece, hanno studiato le variabili di equilibrio statico e dinamico su giovani ballerini di entrambi i sessi. In questo caso sono stati trovati risultati differenti nelle due popolazioni indagate: l'abilità di equilibrio statico era correlata con quella di equilibrio dinamico solo nel campione femminile, mentre in quello maschile non vi era alcuna relazione tra le due componenti (Steinberg et al., 2017).

La conclusione che si evince dagli studi citati è che, indipendentemente dai metodi utilizzati e dalle popolazioni studiate, l'abilità nell'equilibrio statico e quella nell'equilibrio dinamico siano indipendenti l'una dall'altra. Pertanto, se si volesse andare a valutare il controllo posturale di un soggetto, indipendentemente dall'età e dallo stato di allenamento, risulta necessario sottoporlo a test specifici e adatti alla disciplina di riferimento; considerare la sola componente statica dell'equilibrio non sarebbe sufficiente.

## 2.2 Equilibrio e forza

Nella letteratura scientifica, molti studi hanno analizzato la relazione tra equilibrio e forza. Da alcune di queste ricerche, descritte in seguito, emergono risultati contraddittori, riportando esempi a favore di una correlazione tra equilibrio e forza, ma anche esempi che vanno a negare questa correlazione. Tuttavia, per lungo tempo, i test di forza che venivano effettuati non prendevano sufficientemente in considerazione gli arti inferiori, spesso limitandosi ad andare ad indagare la forza della presa.

Ad esempio, in popolazioni di adulti di mezza età e di giovani adulti, entrambe composte di individui sani, è stata osservata una mancanza di correlazione tra le misure di equilibrio e quelle di forza (Muehlbauer et al., 2012, 2013). Altre volte invece è stata presa in considerazione la forza degli arti inferiori, come provato in uno studio, (Mohammadi et al., 2012), avente come campione 2 gruppi di 15 giovani atleti ciascuno, in cui sono stati utilizzati lo Star Excursion Balance Test e il Romberg Test per misurare l'equilibrio statico e dinamico prima e dopo 6 settimane di allenamento della forza. I risultati hanno mostrato miglioramenti significativi ( $p = 0.001$ ) sia nell'equilibrio statico che in quello dinamico. Durante le 6 settimane gli atleti si sono sottoposti ad un programma di allenamento che includeva i seguenti esercizi: squat, leg extension, calf raise, affondi e curl up.

Allo stesso modo, (Muehlbauer et al., 2015), hanno trovato una debole correlazione tra equilibrio e forza degli arti inferiori, indipendentemente dall'età dei soggetti. Inoltre, confrontando i coefficienti  $r$  di Pearson nelle diverse fasce d'età, la correlazione tra le misure di equilibrio dinamico e di forza massima è risultata essere significativamente maggiore nei bambini (6-12 anni) rispetto alle altre fasce d'età; la stessa cosa accadeva quando il gruppo di anziani ( $> 65$  anni) veniva paragonato con quello di giovani adulti (19-44 anni). Questo implica che la relazione tra le due variabili risente dell'età della popolazione presa in esame.

Invece Chow e colleghi (Chow et al., 2016), hanno studiato un gruppo di 45 giocatori amatoriali di rugby confrontandolo con un gruppo di controllo costituito da 41 giovani uomini sani, attraverso il Sensory Organization Test (SOT)

dell'apparecchio di posturografia dinamica computerizzata Smart Equitest. I risultati hanno evidenziato che in giocatori di rugby la strategia d'anca era quella preferenziale per il mantenimento dell'equilibrio durante spostamenti della base d'appoggio anche lievi. Gli autori hanno ipotizzato che questo derivi dallo sport praticato e che, nella fattispecie, i giocatori di rugby utilizzino movimenti ampi e marcati per ingannare l'avversario; pertanto, l'impiego della strategia d'anca sia sport-specifica. Un'altra ipotesi è che la strategia d'anca (i.e., *hip sway*) possa venire adottata a seguito dei numerosi infortuni che, statisticamente, i praticanti di questo sport subiscono alle articolazioni di caviglia e ginocchio. A supporto di questa ipotesi, è stato trovato che pazienti con instabilità cronica di caviglia (CAI), tendono ad avere una minor forza isometrica nei muscoli dell'anca, ma questo non si traduce in un deficit nell'equilibrio dinamico (McCann et al., 2018).

Come visto nel capitolo 1, paragrafo 1.1.3, a lievi e lenti spostamenti della base d'appoggio questa strategia risulta essere meno efficace rispetto a quella di caviglia, poiché risulta in un maggiore spostamento del centro di gravità. Tuttavia, Chow e collaboratori hanno riscontrato che, se nei giocatori di rugby relativamente inesperti (6.8 anni di gioco) il punteggio dei test di equilibrio dinamico era significativamente peggiore rispetto al campione di non giocatori, a mano a mano che il numero di anni di pratica sportiva alle spalle aumentava i risultati tendevano a migliorare.

Inoltre, in uno studio del 2018, effettuato su 16 atleti maschi provenienti praticanti sport di squadra, i soggetti hanno eseguito una serie di squat monopodalici mentre cercavano di "raggiungere" il punto più distante possibile con l'altra gamba, muovendola in 8 direzioni. La forza dei muscoli estensori e flessori del ginocchio veniva misurata isocineticamente sia nella fase concentrica che nella fase eccentrica. I risultati hanno indicato che una maggior forza degli estensori del ginocchio comporta una miglior stabilità dinamica in esercizi unilaterali, in atleti di sesso maschile (Garbenytė-Apolinskienė et al., 2018).

Anche (Reitmayer & Monea, 2021), in un simile studio svolto su giocatori di pallavolo professionisti, hanno concluso che la distanza media composita raggiunta in un Y test sia direttamente correlata con la potenza media dell'arto inferiore e con la relativa potenza massima.

### 2.3 Concurrent activation potentiation

In letteratura, la prima definizione di *Concurrent Activation Potentiation* è emersa nel 2006 (Ebben, 2006), anche se già prima erano presenti degli studi che ne suggerivano l'esistenza. Il CAP viene definito come “il miglioramento della performance tramite l'attivazione simultanea dei muscoli primariamente coinvolti, o non, in un'attività”. Molti degli studi recenti svolti sul CAP sono rivolti agli sportivi e a come beneficiarne nell'ambito dell'allenamento contro resistenza.

Tuttavia, non tutti gli studi hanno dimostrato un effetto ergogenico a seguito di una RVC. Ad esempio Mullane e colleghi (Mullane et al., 2015) hanno trovato un miglioramento del 9.9% nel Rate of Force Development durante un *counter-movement jump* quando venivano fatti chiudere la mandibola e i pugni, ma questi risultati non erano statisticamente significativi. Il protocollo di ricerca imponeva la RVC a 3 secondi dal salto, contrariamente a quanto altri studi hanno rilevato essere efficace, cioè far eseguire la contrazione remota in contemporanea al movimento studiato.

Anche lo studio di Ringhof (Ringhof et al., 2015), in un gruppo di golfisti, non ha trovato differenze significative tra la presenza o meno della contrazione remota volontaria, però la RVC che veniva richiesta ai soggetti era sub-massimale; contrariamente, in tutti gli studi che hanno indicato un effetto positivo del CAP, la contrazione richiesta era massimale. Come si è visto finora, per ottenere il CAP è necessario che avvenga una contrazione muscolare remota volontaria. Tra le varie RVC studiate ed analizzate in letteratura quella che verrà utilizzata in questa tesi coinvolge la mandibola. Difatti, nei vari sport, una delle poche articolazioni che è quasi sempre libera di muoversi è quella temporo-mandibolare, generalmente i vari arti e il busto sono infatti impegnati nel compimento e nel controllo del gesto tecnico.

### 2.3.1 Effetti del paradenti sulla Contrazione Remota Volontaria della mandibola

Indagando la possibilità di contrarre massimamente la muscolatura mandibolare (chiudere o aprire la bocca), (Lässig et al., 2021) hanno indagato l'elettromiografia dei muscoli masticatori in un morso massimale a riposo e durante attività. Entrambe le casistiche sono state testate con e senza il paradenti. I risultati non mostravano differenze significative nei valori registrati con o senza il paradenti: tuttavia indossando il paradenti era presente una migliore stabilizzazione muscolare. Quindi l'utilizzo del paradenti non ha inficiato sulla capacità del soggetto di contrarre massimamente la mandibola.

Nel 2015, alcuni ricercatori (Allen Jr. & Garner, 2015), hanno testato il *counter-movement jump* ed un *clean pull* isometrico su una popolazione di trentasei uomini attivi, studiandoli in condizioni di paradenti indossato e senza di esso. Entrambe le condizioni venivano poi osservate sia a mandibola serrata che a mandibola rilassata. I dati rilevati indicavano che, mentre il *clean pull* isometrico non subiva variazioni né variando la condizione paradenti né serrando o meno la mandibola, il *counter movement jump* subiva un notevole miglioramento con la mandibola serrata, indipendentemente dalla presenza o meno del paradenti. Gli autori hanno quindi concluso che la RVC (relativa al morso) sia in grado di sviluppare il CAP nel *prime mover* solamente durante un'attività dinamica, non durante attività isometrica. Tuttavia, in uno studio del 2018 (Allen et al., 2018), svolto in maniera simile al precedente, gli stessi autori hanno osservato che, in entrambe le condizioni con e senza paradenti indossato, la contrazione massimale dei muscoli mandibolari durante un *clean pull* isometrico era sufficiente a stimolare un miglioramento di: forza massima, forza massima normalizzata e il *rate of force development* (RFD).

In uno studio recente (Issurin & Verbitsky, 2013), Issurin e colleghi hanno trovato che, in un gruppo di nuotatori che eseguivano un morso massimale del paradenti immediatamente prima del segnale di partenza, i tempi nei primi quindici metri dopo la partenza erano mediamente 0.08s più bassi rispetto alla situazione di controllo. Pertanto, lo studio ha dimostrato un abbassamento dei tempi di reazione alla partenza di circa 0.05s, in linea con il presunto funzionamento del CAP. Nel 2008, due anni dopo aver introdotto in letteratura il CAP, Ebben e colleghi



studiarono l'effetto dato dal morso massimale su di un paradenti in vinile durante un *counter movement jump*, confrontandolo con lo stesso esercizio eseguito però con la mandibola rilassata. Gli autori rilevarono che, nelle prove con morso, il RFD risultava essere maggiore rispetto alle prove senza morso; la stessa cosa però non accadeva alla forza massima, che rimaneva pressappoco invariata (Ebben et al., 2008).

### 2.3.2 Effetti del paradenti sull'equilibrio

Dopo aver appurato che l'utilizzo di un paradenti non infici l'efficacia del morso come contrazione volontaria remota al fine di sviluppare il CAP, si andrà ora ad analizzare il rapporto tra l'utilizzo di un paradenti e l'equilibrio.

Nel decennio scorso, (Dunn-Lewis et al., 2012), hanno sottoposto il loro campione sperimentale, dopo un periodo di familiarizzazione, a tre diverse condizioni: (i) indossando un paradenti customizzato "Power Balance Performance", (ii) utilizzando un paradenti classico (*boil and bite*) e (iii) senza paradenti. Per tutte e tre le condizioni il campione sperimentale veniva testato con dei test di flessibilità, equilibrio, reattività, forza e RFD di arti inferiori e superiori. I risultati ottenuti hanno evidenziato performance migliori in quasi tutti i test nei soggetti di sesso maschile, quando questi utilizzavano il paradenti "Power Balance Performance", ma nessuna significativa differenza tra un paradenti classico e la condizione priva di paradenti sia nelle donne che negli uomini.

Simili risultati sono stati ottenuti da (Golem & Arent, 2015). Infatti, in un campione di venti atleti di college, testati con paradenti diversi e senza paradenti, non sono emerse differenze significative nei test di equilibrio dinamico tra le varie condizioni. I soggetti hanno infatti partecipato in 4 sessioni di test separate, consistenti in valutazione della potenza muscolare, equilibrio dinamico, flessibilità, agilità e forza muscolare. Ogni test è stato sottoposto ai partecipanti in due condizioni, con paradenti e senza. Come detto sopra, dai risultati non sono emerse

differenze significative nei test di equilibrio dinamico, indifferentemente dall'utilizzo o meno del paradenti.

Si deduce quindi che l'utilizzo di paradenti *boil and bite* non provochi effetti negativi nella performance di forza ed equilibrio.

#### **2.4. Razionale dello studio**

Come menzionato precedentemente, il rapporto tra forza ed equilibrio è stato studiato ed approfondito più volte in letteratura. Tuttavia, se da una parte l'utilizzo di strategie ergogeniche (i.e., CAP) sullo sviluppo di forza massima è stato analizzato in letteratura scientifica in diversi contesti legati alla performance, d'altra parte la sua influenza sull'equilibrio non è ancora stata studiata. Inoltre, considerando il modello prestativo del Rugby e le dinamiche di gioco che si sviluppano al suo interno, un punto di interesse primario è riprodurre in maniera efficace le condizioni di instabilità dinamica tipiche di questo sport. Pertanto, il presente lavoro sperimentale di tesi, si pone come obiettivo, attraverso il morso volontario e massimale sul paradenti (bite singolo), di comprendere se attraverso il fenomeno del CAP, si possa ottenere un effetto migliorativo della performance di equilibrio e di forza in giocatori di rugby.

## CAPITOLO 3 - MATERIALI E METODI

### 3.1 Partecipanti

È stata selezionata una popolazione di giocatori amatoriali di rugby, di età compresa tra i venti e i trent'anni (media  $\pm$  deviazione standard:  $23 \pm 3$  anni). Lo studio è stato condotto su 13 soggetti di sesso maschile, giocatori amatoriali di rugby union, reclutati tra le squadre di serie B e C del Veneto. Per lo svolgimento delle prove sperimentali, ogni soggetto ha utilizzato il proprio paradenti, di tipologia a bite singolo *boil and bite*. Tutti i partecipanti hanno firmato il loro consenso informato allo studio e al trattamento dei dati personali, ed erano liberi di rinunciare allo studio in qualsiasi momento. I dati antropometrici del campione sperimentale sono riportati in tabella 1.

Il reclutamento è avvenuto secondo i seguenti criteri di inclusione ed esclusione.

Criteri di inclusione:

1. Essere giocatori di rugby attualmente in attività;
2. Pratica agonistica di rugby compresa tra 8 e 14 anni;
3. Età compresa tra 20 e 30 anni.

Criteri di esclusione:

1. Presenza di disturbi di vista non corretti da occhiali e/o da lenti a contatto;
2. Presenza di problemi psichiatrici e neurologici;
3. Assunzione di farmaci che possono interferire con il normale funzionamento cognitivo (es. antidepressivi, antipsicotici, ansiolitici);
4. Assunzione di sostanze psicotrope;
5. Infortuni osteo-muscolo tendinei negli ultimi 3 mesi.

<b>SOGGETTO</b>	<b>ETÀ (anni)</b>	<b>PESO (kg)</b>	<b>ALTEZZA (m)</b>
S1	24,00	84,00	1,70
S2	24,00	85,00	1,68
S3	22,00	75,00	1,70
S4	25,00	74,00	1,80
S5	24,00	78,00	1,74
S6	23,00	80,00	1,77
S7	25,00	88,00	1,78
S8	20,00	64,00	1,70
S9	22,00	105,00	1,95
S10	21,00	84,00	1,80
S11	22,00	78,00	1,78
S12	21,00	103,00	1,91
S13	26,00	85,00	1,77
<b>MEDIA</b>	<b>23,00</b>	<b>83,31</b>	<b>1,78</b>
<b>DEV. ST</b>	<b>1,83</b>	<b>11,12</b>	<b>8,03</b>

*Tabella 1. Dati antropometrici dei partecipanti allo studio.*

## 3.2 Strumentazione

La strumentazione utilizzata per lo svolgimento del presente lavoro di tesi sperimentale è costituita da: pedana dinamometrica, Shaker Table e una sedia regolabile strumentata con cella di carico. In primis, verrà descritta la strumentazione necessaria al test di equilibrio dinamico e, in un secondo momento, verrà presentata l'attrezzatura utilizzata per il test di forza isometrica degli arti inferiori.

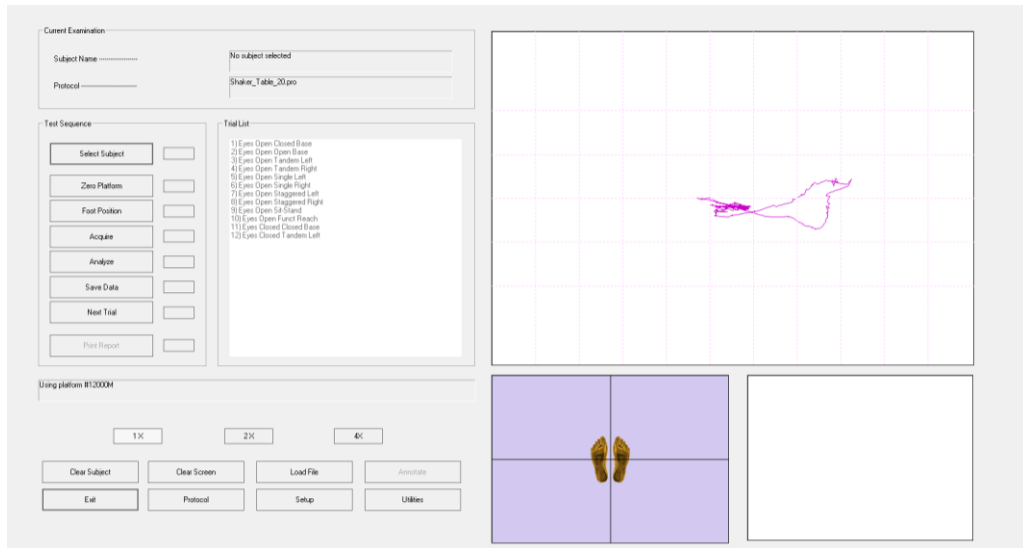
### 3.2.1 Pedana dinamometrica

È stata utilizzata una pedana dinamometrica AMTI (figura 3.1) montata su una tavola di legno fissata a sua volta ad una struttura contenente un pistone che ne permette il movimento (Shaker Table).



*Figura 3.1 Pedana dinamometrica (<https://www.amti.biz/optima.aspx>).*

La pedana dinamometrica, di dimensioni 400x600 mm, è atta alla registrazione della traiettoria del centro di pressione (COP). Essa è, infatti, collegata ad un amplificatore che permette di trasferire i dati acquisiti al software Balance Clinic (AMTI - Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA). La frequenza di acquisizione della pedana è stata impostata a 200 Hz. In figura 3.2, viene presentata una traccia del COP acquisita dal software Balance Clinic.



*Figura 3.2 Esempificazione di una traccia del COP relativa ad una prova con perturbazione della base d'appoggio.*

### 3.2.2 Shaker Table

La Shaker Table (EnginLAB s.r.l., Italia) consiste in una struttura contenente un cilindro elettro-attuato. L'attuazione del cilindro, attraverso il software dedicato Real Time Test Controller RTC-9000, consente movimenti planari di entità e velocità programmabili della tavola di legno nella direzione antero-posteriore con un'escursione massima di 140 mm ad una velocità massima di 700 mm/s mediante lo scorrimento su cuscinetti a sfera (figura 3.3).



*Figura 3.3 Particolare della struttura contenente al suo interno il cilindro elettro attuato che consente il movimento programmato della tavola in legno alla quale è fissata la pedana dinamometrica.*

Il cilindro è azionato e controllato dal sistema RTC-9001 prodotto dall'azienda LiTem Life Testing Machines (figura 3.4).



*Figura 3.4 Apparecchiatura hardware per il controllo di Shaker Table.*

Attorno al sistema descritto è presente un telaio in alluminio di 2m x 2m che costituisce la struttura portante necessaria al fissaggio dell'imbracatura di sicurezza indossata dai soggetti durante l'esecuzione delle prove sperimentali (figura 3.5).

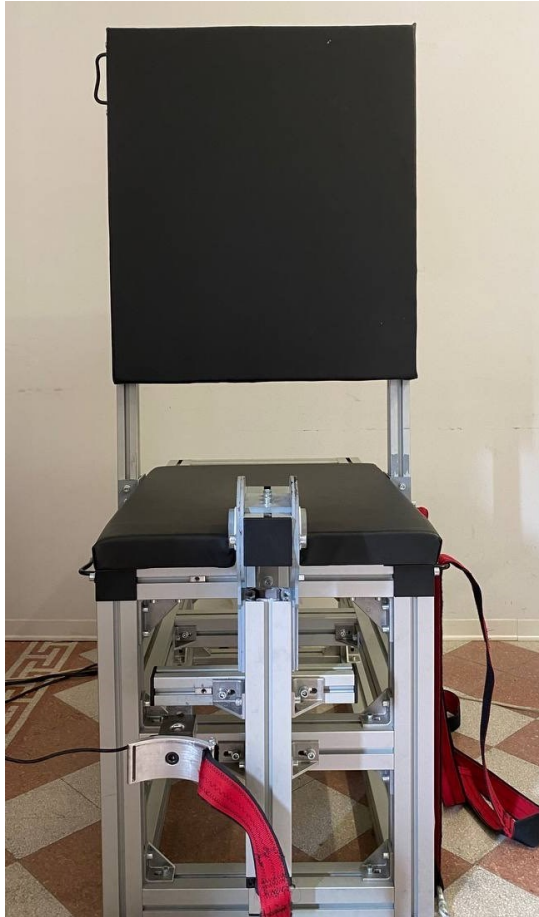


*Figura 3.5 Visione d'insieme del setup sperimentale.*



### 3.2.2 Sedia regolabile strumentata con cella di carico

Si tratta di una sedia che si compone di un sedile regolabile (figura 3.6), e di un supporto dove posizionare la caviglia, anch'esso ad altezza regolabile, con applicata una cella di carico uni-assiale (MuscleLab – Ergotest Technology), (figura 3.6a) collegata all'inserto metallico su cui veniva fissata la gamba dei soggetti.

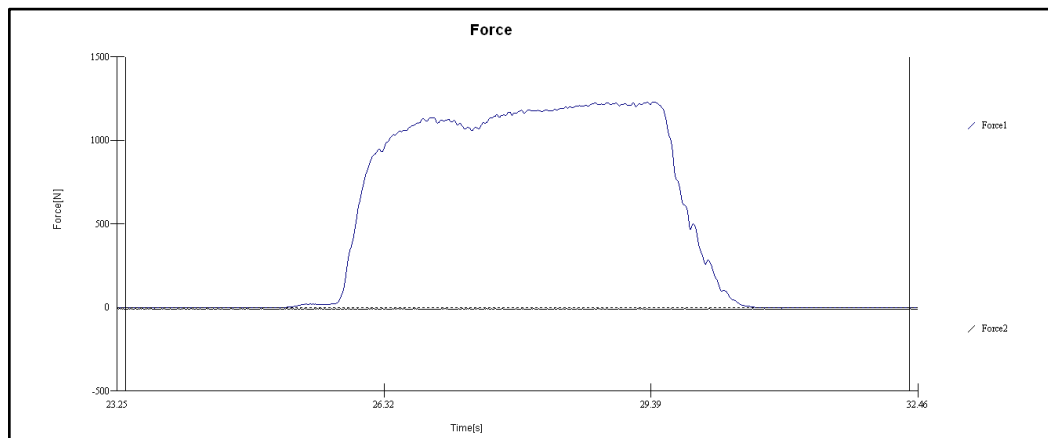


*Figura 3.6 Sedia regolabile strumentata con cella di carico.*



*Figura 3.6a Dettaglio: cella di carico.*

La forza registrata dalla cella di carico veniva letta in tempo reale dal software MuscleLab (versione 7.18) e tradotta in grafici (figura 3.7) in funzione del tempo.



*Figura 3.7 Esempio del grafico Forza-Tempo creato dal software MuscleLAB 7.18.*

### **3.3 Protocollo sperimentale**

Il protocollo sperimentale ha ricevuto l'approvazione del Comitato Etico del Dipartimento di Scienze Biomediche dell'Università di Padova e ha aderito ai principi della Dichiarazione di Helsinki. Tutti i soggetti sono stati informati sui metodi e sugli obiettivi dello studio e sono stati resi liberi di rinunciare in qualsiasi momento. Prima dell'esecuzione dei test, ogni partecipante ha firmato un consenso informato per il trattamento dei dati personali, che sono stati analizzati secondo il regolamento UE 2016/679 che ne ha garantito la privacy.

È stato creato un disegno sperimentale trasversale in cui il gruppo di giocatori di rugby reclutato è stato sottoposto a due test di valutazione per analizzare l'effetto dell'utilizzo del paracenti su due variabili fisiologiche: forza ed equilibrio dinamico. In particolare, i test consistevano in: (i) Shaker Table (i.e., valutazione dell'equilibrio dinamico durante una perturbazione prevista della base d'appoggio) e (ii) Leg Extension isometrica monolaterale (i.e., valutazione della forza isometrica degli estensori della gamba). In entrambi i test ai soggetti veniva richiesto di indossare il paracenti.

#### 3.3.1 Test di equilibrio dinamico

La prima tipologia di test a cui sono stati sottoposti i soggetti è un test di equilibrio dinamico con perturbazione della base d'appoggio. In questo test ai soggetti sono state somministrate 20 prove su Shaker Table, divise in 2 sessioni da 10 prove ciascuna. Ai fini dell'analisi dati, per ogni partecipante sono state prese in considerazione solo le ultime 10 esecuzioni, utilizzando così la prima batteria di 10 prove come familiarizzazione al test. In tutte e 20 le ripetizioni i partecipanti hanno indossato il paracenti. Durante lo svolgimento della prova gli atleti sono stati posizionati in piedi sulla pedana dinamometrica AMTI, a sua volta collocata sopra la Shaker Table, con lo sguardo rivolto avanti e le braccia distese lungo i fianchi (figura 3.8). Al segnale vocale dell'operatore corrispondeva una perturbazione in direzione antero-posteriore (AP) della Shaker Table, a cui i soggetti dovevano

reagire mantenendo l'equilibrio. Nelle prove in cui ai partecipanti era richiesto di mordere il paradenti (5 su 10), la contrazione massimale e volontaria della mandibola durava dal segnale vocale dato dall'operatore sino al termine della perturbazione. Essendo presente un leggero *delay* tra il segnale dell'operatore e l'effettivo movimento della pedana, i soggetti erano in grado di eseguire la RVC richiesta appena prima della perturbazione.



*Figura 3.8 Posizionamento del soggetto nel setup sperimentale.*

Ai fini di questo studio si è deciso di andare a simulare, grazie alla perturbazione della base d'appoggio creata dalla Shaker Table, una situazione di scontro di gioco frontale, tipica di un placcaggio; così da ricreare delle condizioni quanto più simili possibili a quelle che i soggetti avrebbero potuto riscontrare durante la pratica sportiva. In seguito ad una ricerca sui dati disponibili, ottenuti dalle registrazioni GPS fatte sulle squadre partecipanti al campionato universitario Sudafricano di Rugby Union (Varsity Cup), si è visto che, nei placcaggi frontali, la velocità media a 0.5s dall'impatto del placcatore era di  $7.1 \pm 3.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , mentre quella del portatore di palla era di  $4.6 \pm 1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Hendricks et al., 2012). Per quanto l'obiettivo fosse quello di ricreare uno stimolo più simile possibile a quello del placcaggio, purtroppo le specifiche di costruzione della Shaker Table non permettevano di raggiungere velocità e spostamenti tali da uguagliare quelli registrati durante la Varsity Cup; si

è quindi deciso di utilizzare lo spostamento e la velocità massimi testati in precedenza sull'apparecchiatura a disposizione. Inoltre, la simulazione di placcaggio frontale riprodotta in laboratorio prevedeva uno spostamento della base d'appoggio e non un vero e proprio impatto frontale. Pertanto, lo stimolo scelto consisteva in uno spostamento in direzione AP di 100 mm a  $400 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Il software 2-Axis Dynamic Testing System (figura 3.9), ha consentito di definire i parametri velocità e spostamento della piattaforma vibrante Shaker Table 100, con una frequenza di acquisizione fino a 1000 Hz.



Figura 3.9 Software 2-Axis Dynamic Testing System per l'impostazione dei parametri di spostamento e velocità.

Più in dettaglio, ai fini dello studio è stato utilizzato il protocollo “Ramp Set Point”, che ha permesso di definire l'escursione e la velocità di ogni singolo impulso, attraverso l'apposita sezione del software illustrata in figura 3.10.



Figura 3.10 Particolare della schermata di utilizzo del software.

La durata di acquisizione è stata impostata in 20s per ciascuna prova (figura 3.11). La presenza di un trigger box esterno consentiva rispettivamente la sincronizzazione del segnale proveniente dalla pedana dinamometrica (AMTI) e Shaker Table.

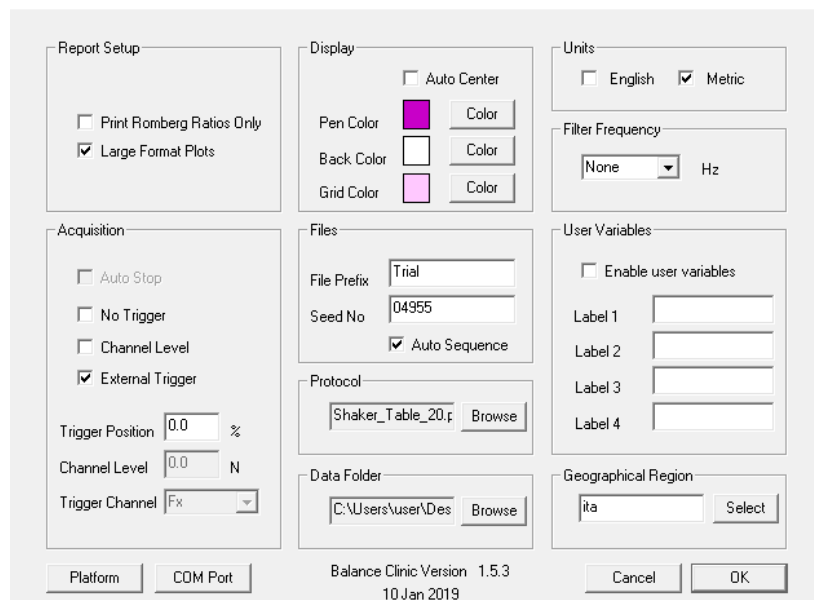


Figura 3.11 Setup della pedana dinamometrica con input generato dal trigger box esterno.

Sono state considerate valide solamente le prove in cui il partecipante non ha spostato i piedi dalla posizione di partenza (figura 3.12); se essi venivano spostati (strategia del passo) la prova veniva fatta ripetere. La larghezza dei piedi sulla pedana veniva decisa dai soggetti in seguito ad alcune prove di familiarizzazione ed era standardizzata per le prove successive. Per garantire che i soggetti mantenessero la stessa posizione dei piedi, è stato utilizzato dello scotch di carta sulla pedana per delimitarne la loro posizione.



*Figura 3.12 Posizionamento dei piedi durante il test.*

### 3.3.2 Test di forza

Il test di forza è stato eseguito con il soggetto posizionato sulla sedia regolabile strumentata con cella di carico precedentemente descritta. Nel posizionamento, lo sperimentatore verificava che il centro articolare del ginocchio corrispondesse al fulcro del braccio di leva della sedia su cui era installata la cella di carico. Successivamente, veniva regolato il morsetto su cui far passare la cavigliera all'altezza prestabilita di 3 cm dal malleolo della gamba dominante. Il supporto era collegato ad una cella di carico che registrava in tempo reale la forza espressa dal soggetto durante l'esecuzione delle prove. Durante lo svolgimento del test il soggetto era assicurato attraverso delle cinghie passanti sul bacino e sul torso (a guisa di cintura di sicurezza) per evitare movimenti accessori. Inoltre, veniva richiesto al soggetto di tenere le braccia conserte con le mani sulle spalle (figura 3.13).



*Figura 3.13 Test di forza isometrica – setup sperimentale.*

Dopo un riscaldamento composto da 10 contrazioni sub-massimali di intensità crescente, i soggetti venivano sottoposti a 6 prove della durata di ~3 secondi l'una, intervallate da ~40s di recupero. Come riportato in precedenza nella metà delle prove (3 su 6), distribuite in ordine casuale, è stato richiesto ai soggetti di eseguire una contrazione massimale della mandibola sul paracenti durante l'espressione di forza isometrica degli estensori della gamba relativi all'arto dominante.

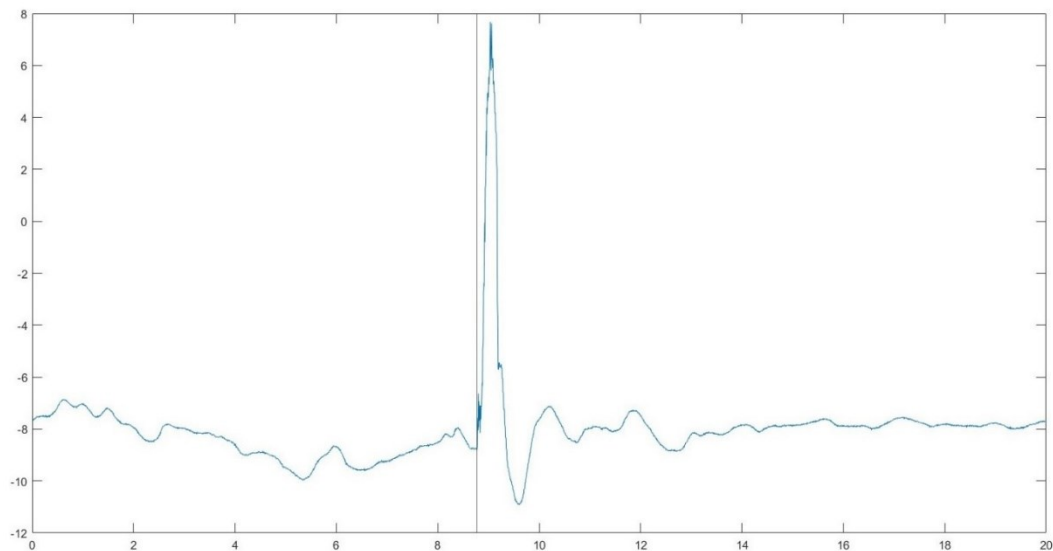


## CAPITOLO 4 - ANALISI DATI

### 4.1 Equilibrio dinamico

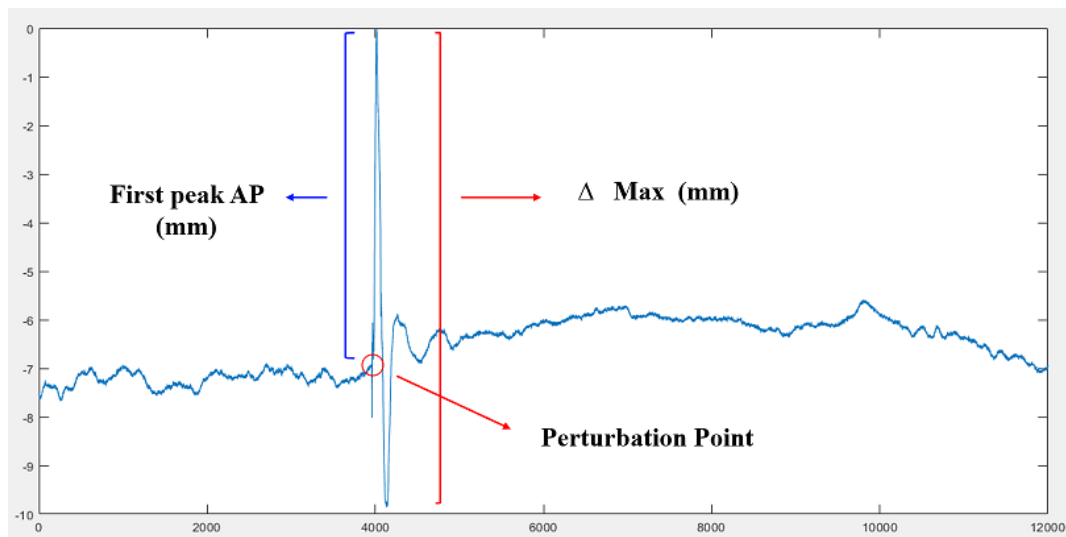
Come menzionato in precedenza, all'interno della batteria di 20 prove sperimentali, sono state prese in considerazione ai fini dell'analisi dati, per ogni soggetto, solo le ultime 10 prove, 5 con morso e 5 senza morso. La traccia registrata dalla pedana dinamometrica è stata sincronizzata con la registrazione effettuata dalla Shaker Table tramite un trigger box esterno.

Tutti i parametri riferiti al controllo posturale dinamico sono stati analizzati attraverso il Software MATLAB, versione R2019a. I dati relativi alla stessa prova, acquisiti dalla pedana di forza (COP) e dalla Shaker Table, hanno dato origine ad un grafico (figura 4.1) della traccia COP in funzione del movimento della base d'appoggio.



*Figura 4.1 Rappresentazione grafica del COP risultante dal movimento della base di appoggio. La linea verticale indica il momento in cui è avvenuta la perturbazione.*

Come si può vedere in figura 4.2, a seguito del movimento in direzione AP della Shaker Table, si verifica uno spostamento del COP del soggetto in direzione AP, seguito da un picco nella direzione opposta PA (effetto *rebound*), per resistere al movimento e non far uscire il COG dalla base di appoggio, evitando così la caduta o lo spostamento dei piedi. Questo spostamento iniziale del COP in direzione AP viene chiamato *first peak* e, assieme al  $\Delta$  Max, ossia la differenza tra i valori del picco massimo AP (positivo) e quelli del picco massimo PA (negativo), è uno dei tre parametri oggetto dell'analisi statistica. Nello specifico, il *first peak*, infatti, è il valore massimo del COP sull'asse y meno il valore medio dello stesso calcolato prima della perturbazione esterna. Mentre il  $\Delta$  Max, invece, è la differenza tra il valore massimo e il valore minimo raggiunti dal COP sull'asse delle y.



*Figura 4.2 In figura sono evidenziati il punto in cui avviene la perturbazione (perturbation point), il First Peak e la  $\Delta$  Max.*

Il terzo parametro preso in considerazione per questo test è stato la *Post Perturbation Variability* (PPV), descritta in figura 4.3. Per il calcolo di questo parametro è stato suddiviso il tracciato del COP in finestre temporali di 2,5 secondi a partire dall'istante in cui iniziava la perturbazione esterna (*perturbation point*). In

seguito, è stata calcolata la media e la deviazione standard delle finestre precedenti e successive al *perturbation point*. La *Post-Perturbation Variability* (PPV) rappresenta la deviazione standard della prima finestra temporale dopo la perturbazione. Più è alto il suo valore, maggiore è l'oscillazione del COP nella prima finestra temporale dopo il *perturbation point*.

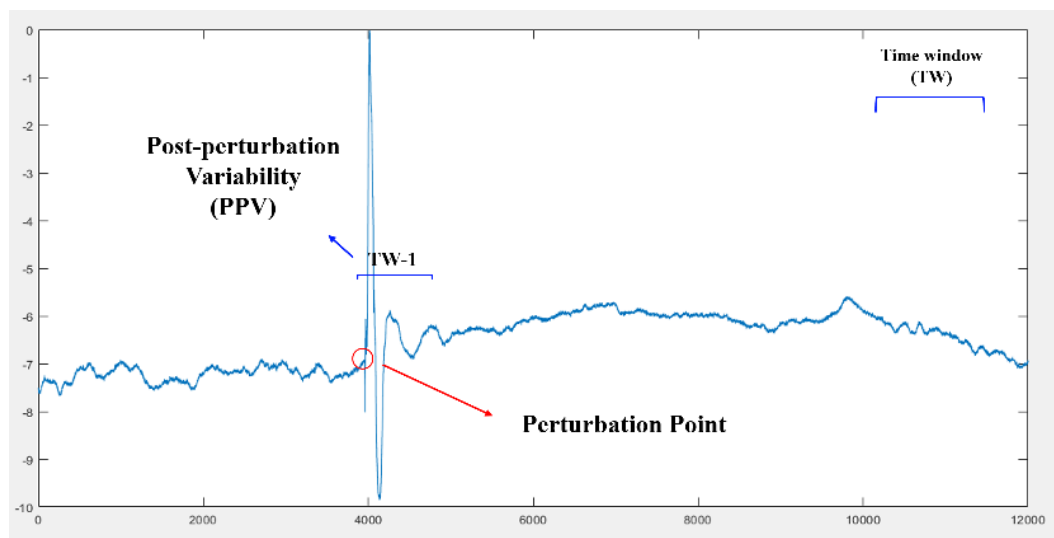


Figura 4.3 Post Perturbation Variability.

Si evince quindi come i tre parametri siano in grado di fornire una descrizione accurata del comportamento del soggetto in un test di equilibrio dinamico con perturbazione. Il *first peak* è, per l'appunto, indicativo dell'abilità del partecipante di resistere alla perturbazione; ad un miglior controllo posturale corrisponde una minore perdita di equilibrio e quindi un *first peak* più ridotto. Al contrario un *first peak* elevato è indice di uno stato di maggiore instabilità.

La performance del soggetto è direttamente dipendente dal valore del  $\Delta$  Max, infatti, come visto in precedenza, l'equilibrio dipende dalla capacità di mantenere la proiezione del COG all'interno dell'area della base d'appoggio; se il COP, che si muove per controbilanciare il COG, ha un movimento troppo ampio, è probabile che la proiezione del COG esca dalla base d'appoggio e comporti un passo o una

caduta. Pertanto, un ridotto  $\Delta$  Max, è indice di una buona performance di equilibrio dinamico nel test.

Allo stesso modo, conoscendo come viene calcolata la PPV, è possibile comprendere come questo parametro sia descrittivo della performance del soggetto nei primi istanti dopo la perturbazione, quelli più cruciali al fine di mantenere l'equilibrio. Una PPV ridotta significa che il soggetto sarà in grado di recuperare più velocemente la condizione di equilibrio. In particolare, in questo test, è stato scelto di prendere in considerazione la PPV, poiché il tempo di efficacia del CAP si attesta attorno 0.5-1s e quindi all'interno della finestra di tempo immediatamente dopo la perturbazione.

Come descritto nei paragrafi precedenti, ai fini dell'analisi statistica i parametri tenuti in considerazione sono stati: il *first peak*, il  $\Delta$  Max e la *Post Perturbation Variability* (PPV). Minori saranno i valori ottenuti dal soggetto in questi tre parametri migliore sarà la sua abilità di resistere a variazioni della base d'appoggio. Di tutti e tre i parametri è stata presa in considerazione la media dei valori ottenuta dai soggetti nelle due differenti condizioni sperimentali (i.e., 5 prove con il morso e 5 prove senza morso).

## 4.2 Forza isometrica

I dati ottenuti a questo test sono stati analizzati con il software Musclelab v7.18. L'espressione di forza registrata in tempo reale dalla cella di carico è stata tramutata in grafici dal software (figura 4.4).

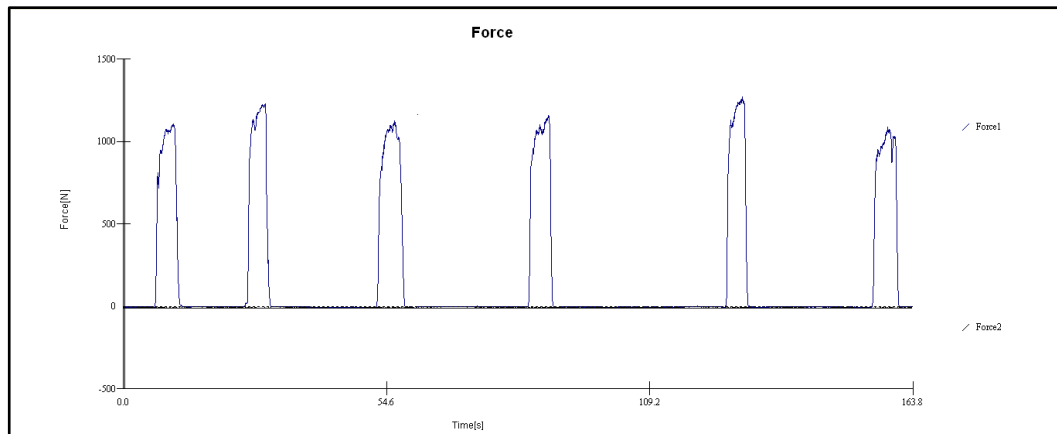


Figura 4.4 Esempio dei grafici rappresentanti i valori ottenuti nelle 6 prove di leg extension isometrica monolaterale.

Per ogni soggetto sono stati calcolati i seguenti parametri: Forza massima media (F MEAN) e *Rate of Force Development* (RFD). Il Parametro F MEAN è stato calcolato facendo la media tra le 3 prove massimali all'interno delle due differenti condizioni sperimentali (i.e., forza isometrica con e senza morso massimale). Il parametro di RFD è stato suddiviso in 3 ulteriori intervalli di tempo: l'RFD sviluppato tra 0 e 50 ms, quello tra 50 e 100 ms, e quello tra 100 e 150 ms (rispettivamente figura 4.5a, 4.5b, 4.5c). È stato scelto l'RFD in quanto esso, indicando la *slope* (pendenza) della curva nel grafico Forza/Tempo, è indice della velocità con cui viene raggiunta la forza massima ed è quindi rappresentativo della potenza ( $F \cdot s / \Delta t$ ).

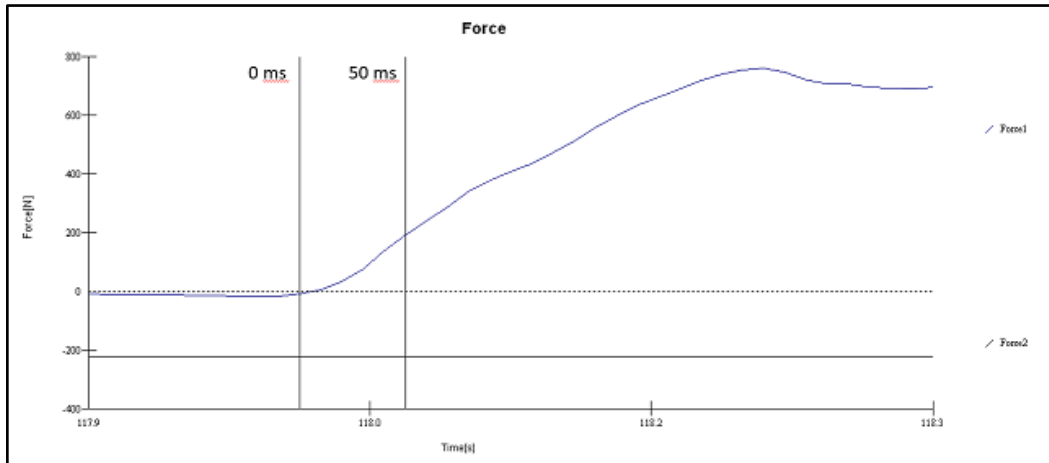


Figura 4.5a Rate of Force Development relativo alla prima finestra temporale (0-50 ms).

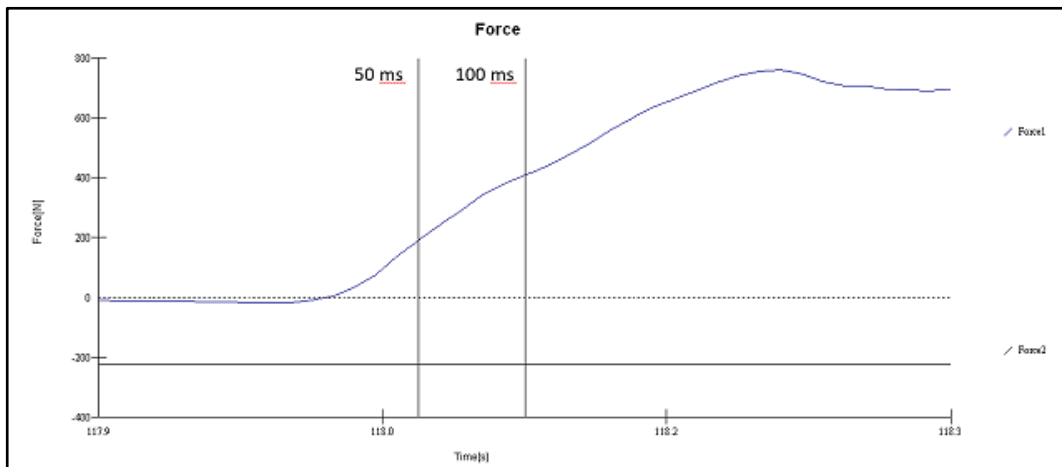


Figura 4.5b Rate of Force Development relativo alla seconda finestra temporale (50-100 ms).

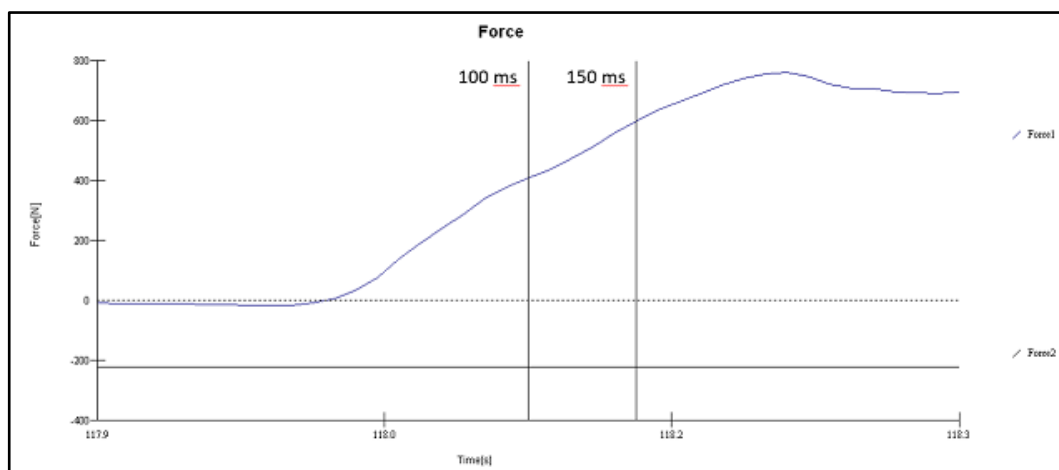


Figura 4.5c Rate of Force Development relativo alla terza finestra temporale (100-150 ms).

Per i parametri di RFD, ai fini dell'analisi statistica è stata calcolata, la media dei valori ottenuti dai soggetti nelle due differenti condizioni sperimentali (i.e., 3 prove rispettivamente con e senza morso massimale).

### 4.3 Analisi statistica

L'analisi statistica dei dati è stata eseguita con il Software JASP, versione 0.16.2.0. In seguito al test di normalità (Shapiro-Wilk test), il test statistico impiegato per il confronto delle variabili (i.e., *First Peak*,  $\Delta$  Max, PPV, F MEAN, RFD<sub>0-50</sub>, RFD<sub>50-100</sub>, RFD<sub>100-150</sub>) è stato un T test per campioni appaiati. Ogni variabile è stata messa confronto nelle due condizioni sperimentali studiate: con e senza morso massimale. Il livello di significatività è stato posto a  $p < 0.05$ .





## CAPITOLO 5 – RISULTATI

Nelle tabelle seguenti vengono presentati i dati relativi ai parametri studiati nei test di equilibrio dinamico e di forza. In particolare, nella Tabella 2 sono riassunti i dati relativi alle prove su Shaker Table, come si può osservare ogni parametro è stato suddiviso nelle due condizioni sperimentali: con pressione massimale sul paradenti (P) e a mandibola rilassata (NP). Come elencato nel capitolo precedente i parametri presi in considerazione sono stati: (i) First peak, (ii)  $\Delta$  Max e (iii) PPV.

	<b>FIRST PEAK P</b>	<b>FIRST PEAK NP</b>	<b><math>\Delta</math> MAX P</b>	<b><math>\Delta</math> MAX NP</b>	<b>PPV P</b>	<b>PPV NP</b>
S1	9,69	9,28	11,65	10,41	2,67	2,45
S2	12,21	12,76	14,89	14,31	4,02	3,62
S3	12,06	10,12	12,94	10,57	2,05	2,86
S4	12,62	14,72	14,40	18,17	3,13	4,26
S5	12,04	10,80	13,43	12,35	3,57	3,25
S6	11,08	11,71	13,60	11,97	3,20	2,91
S7	9,13	6,79	14,48	11,28	2,91	2,36
S8	10,43	9,82	11,49	12,51	2,86	3,29
S9	12,19	10,04	12,46	10,45	2,40	2,20
S10	10,61	12,56	13,16	13,43	4,29	3,53
S11	10,34	11,09	13,46	11,85	3,12	2,36
S12	14,05	13,50	14,08	14,34	3,50	3,24
S13	12,44	11,41	12,95	11,81	2,48	2,40
<b>MEDIA</b>	<b>11,45</b>	<b>11,12</b>	<b>13,31</b>	<b>12,57</b>	<b>3,09</b>	<b>2,98</b>
<b>DEV. ST</b>	<b>1,37</b>	<b>2,04</b>	<b>1,03</b>	<b>2,13</b>	<b>0,64</b>	<b>0,62</b>

*Tabella 2. Ai fini dell'analisi statistica, per ogni parametro, è stata tenuta in considerazione la media dei valori ottenuti da ciascun soggetto nelle 10 prove.*

Nella Tabella 3 vengono presentati i dati relativi alle 6 prove di leg extension isometrica monopodalica. anche in questo caso i parametri precedentemente descritti sono stati divisi nelle due condizioni; mandibola contratta (P) e non contratta (NP).

	<b>F</b>	<b>F</b>	<b>RFD</b>	<b>RFD</b>	<b>RFD</b>	<b>RFD</b>	<b>RDF</b>	<b>RFD</b>
	<b>MEAN</b>	<b>MEAN</b>	<b>0-50</b>	<b>0-50</b>	<b>50-100</b>	<b>50-100</b>	<b>100-150</b>	<b>100-150</b>
	<b>P</b>	<b>NP</b>	<b>P</b>	<b>NP</b>	<b>P</b>	<b>NP</b>	<b>P</b>	<b>NP</b>
S1	1204,33	1125,67	1025,63	722,60	2246,67	1131,50	2190,33	1430,67
S2	737,17	760,13	1297,33	1578,00	2822,67	2438,67	2079,00	1738,00
S3	794,13	683,00	2372,33	1567,67	3434,33	3032,67	1859,00	2187,67
S4	677,33	628,43	1769,37	1630,33	2611,00	2979,67	1543,00	774,17
S5	755,67	739,57	1551,73	2426,67	3217,67	2267,33	2126,67	2091,67
S6	955,20	749,63	1741,13	1927,00	1890,33	1811,00	1513,00	920,10
S7	709,23	659,20	2569,33	2922,67	4500,00	4199,67	1799,00	1218,83
S8	860,63	873,20	2657,33	3841,67	2388,00	4204,33	1586,47	908,40
S9	863,00	789,77	792,97	730,47	1661,33	1431,37	1621,00	1315,03
S10	554,83	472,20	1154,93	1984,00	2886,67	2613,33	1533,33	1006,63
S11	684,40	638,60	6199,67	3186,67	2242,00	4047,33	1265,50	1247,70
S12	833,73	725,97	3677,00	3783,67	4284,00	4541,33	3640,00	2279,00
S13	458,97	425,90	1269,00	1784,00	1693,00	1967,33	1573,33	1271,00
<b>MEDIA</b>	<b>776,05</b>	<b>713,17</b>	<b>2159,83</b>	<b>2160,42</b>	<b>2759,82</b>	<b>2820,43</b>	<b>1871,51</b>	<b>1414,53</b>
<b>DEV. ST</b>	<b>184,37</b>	<b>173,97</b>	<b>1457,22</b>	<b>1019,71</b>	<b>905,02</b>	<b>1132,03</b>	<b>598,17</b>	<b>506,80</b>

*Tabella 3. In Tabella vengono presentati i dati relativi al test di forza, i parametri descritti sono forza media (F MEAN) e il Rate of Force Development nei primi 150 ms suddiviso in 3 intervalli da 50 ms ciascuno.*

## 5.1 Equilibrio dinamico

L'analisi statistica effettuata non ha evidenziato differenze statisticamente significative tra le due condizioni sperimentali indagate (P vs. NP) per tutti i parametri di equilibrio: *First Peak* ( $p = 0.431$ ),  $\Delta \text{MAX}$  ( $p = 0.163$ ) e PPV ( $p = 0.487$ ).

Nella figura 5.1 è rappresentata la media dei valori del *First Peak*. Come si può osservare la condizione P (in nero) non è statisticamente differente ( $p = 0.431$ ) dalla condizione NP (in bianco).

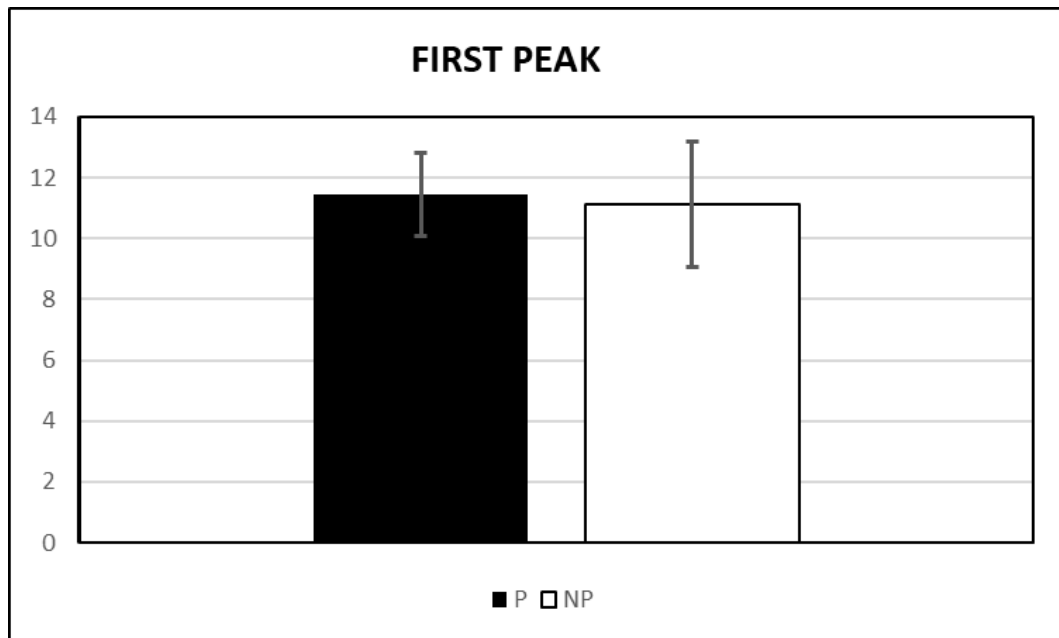


Figura 5.1 Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro *first peak*.

Nella figura 5.2, invece, è possibile osservare il rapporto tra  $\Delta \text{Max}$  rispettivamente nelle condizioni P (in nero) e NP (in bianco). Anche in questo caso i valori trovati non sono statisticamente significativi ( $p = 0.163$ ).

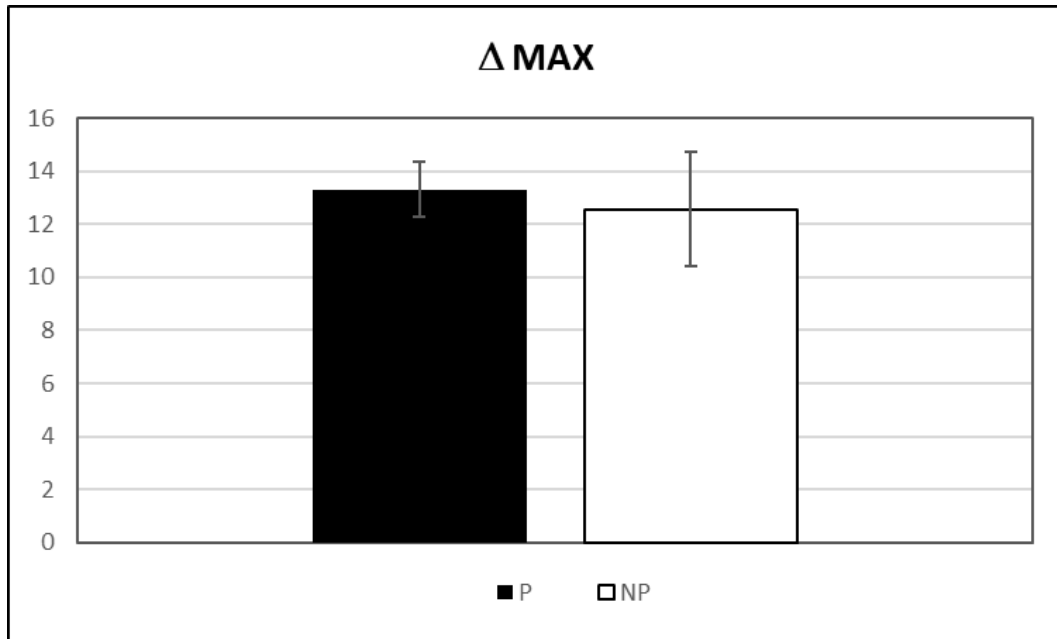


Figura 5.2 Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro  $\Delta \text{Max}$ .

Di seguito (figura 5.3), anche il confronto per il parametro tra PPV in condizioni P (nero) e NP (bianco) non è risultato essere statisticamente differente,  $p = 0.487$ .

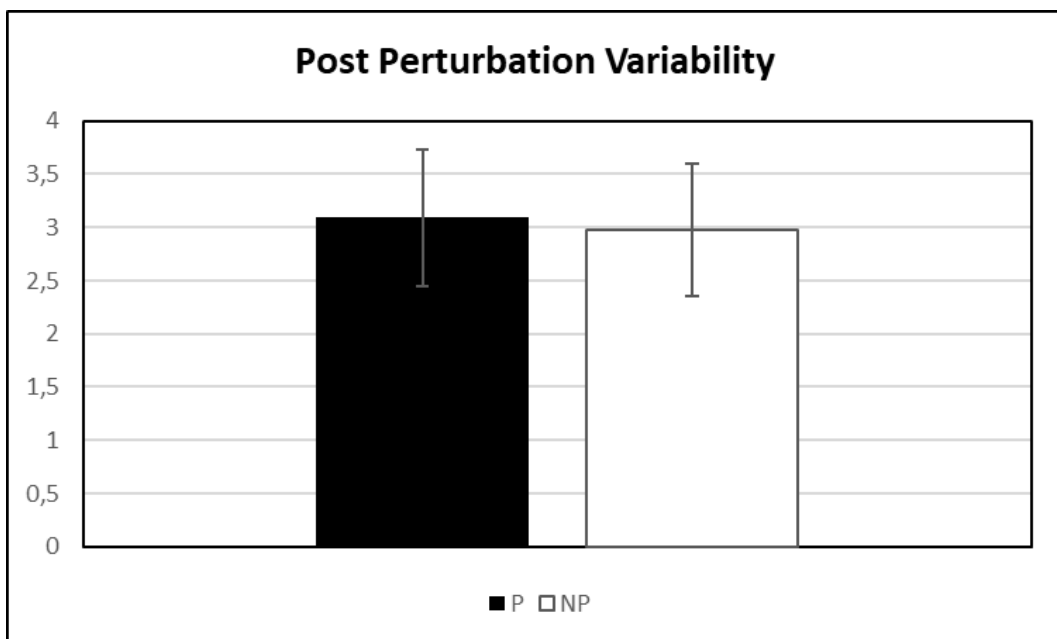


Figura 5.3 Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro PPV.

Come si può osservare dai grafici presentati nelle figure 5.1, 5.2 e 5.3, nelle prove in cui al soggetto veniva richiesto di mordere il paradenti, i risultati ottenuti sono stati peggiori rispetto alla condizione senza pressione; infatti, pur non essendo significativi, tutti e tre i confronti hanno dimostrato che i valori ottenuti durante la contrazione massimale della mandibola sul paradenti sono maggiori di quelli ottenuti nella condizione senza pressione, dimostrando così una maggiore instabilità e una peggiore capacità, da parte dell'atleta, di mantenere e recuperare l'equilibrio a seguito di una perturbazione.

## **5.2 Forza isometrica**

L'analisi statistica effettuata ha evidenziato differenze statisticamente significative tra le due condizioni sperimentali indagate (P vs. NP) per i parametri F MEAN ( $p = 0.002$ ) e RFD 100-150 ( $p = 0.002$ ). Viceversa, i parametri RFD 0-50 ( $p = 0.998$ ) e RFD 50-100 ( $p = 0,810$ ) non hanno dimostrato differenze statisticamente significative.

Nel seguente grafico (figura 5.4), viene rappresentato il confronto tra le due variabili (P e NP) del parametro F MEAN.

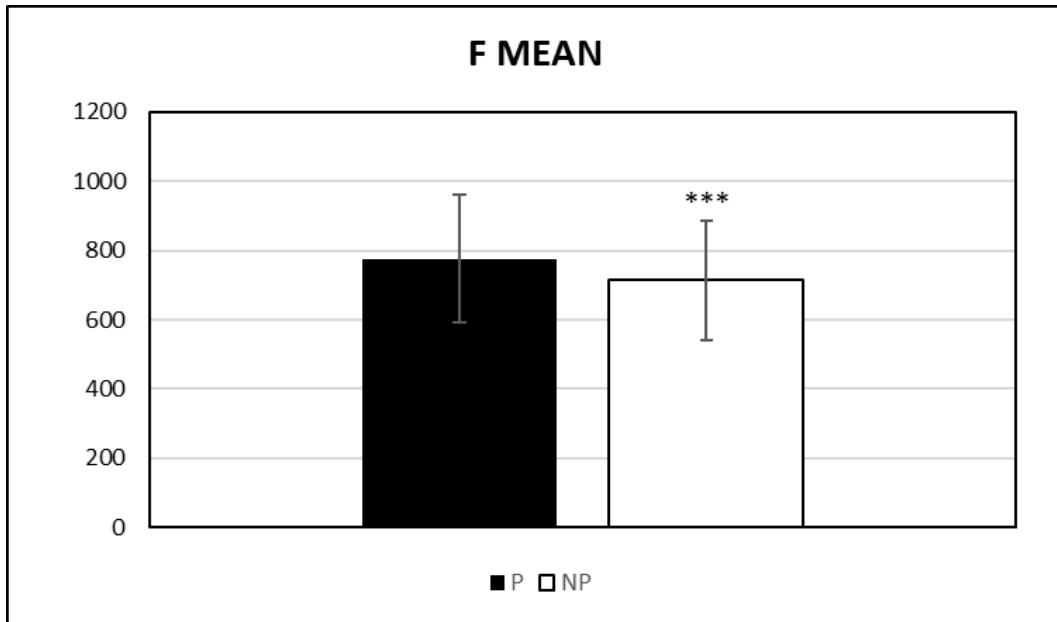


Figura 5.4 Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro *F mean*.  
 \*\*\*differenza statisticamente significativa,  $p = 0.002$ .

Nel grafico in figura 5.5 viene invece presentato il confronto tra i valori della media ottenuta dal massimo RFD sviluppato dai soggetti nei primi 50 s della contrazione isometrica.

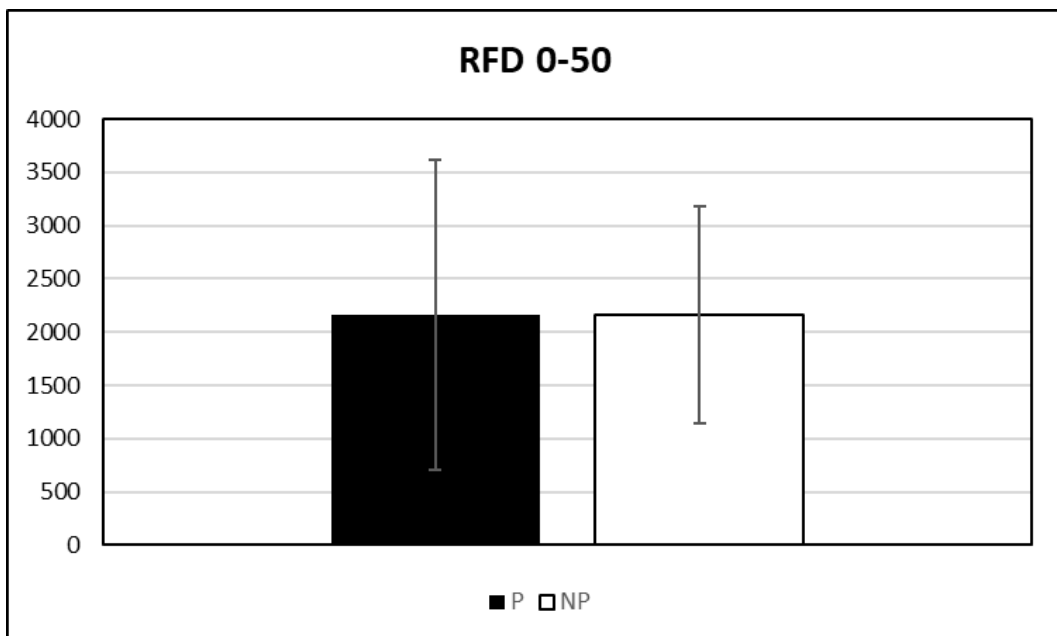


Figura 5.5 Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro *RFD<sub>0-50</sub>*.  
 Differenza statistica non significativa,  $p = 0.998$ .

Nella figura 5.6 viene descritto il confronto tra i valori di RFD sviluppati nel secondo intervallo di tempo preso in considerazione (50-100 ms).

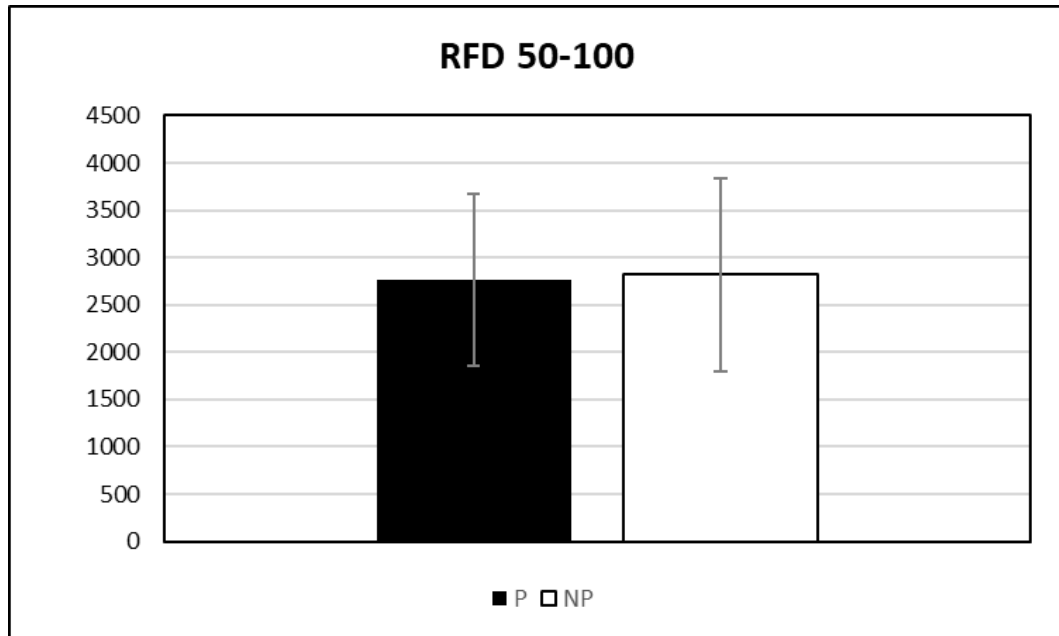
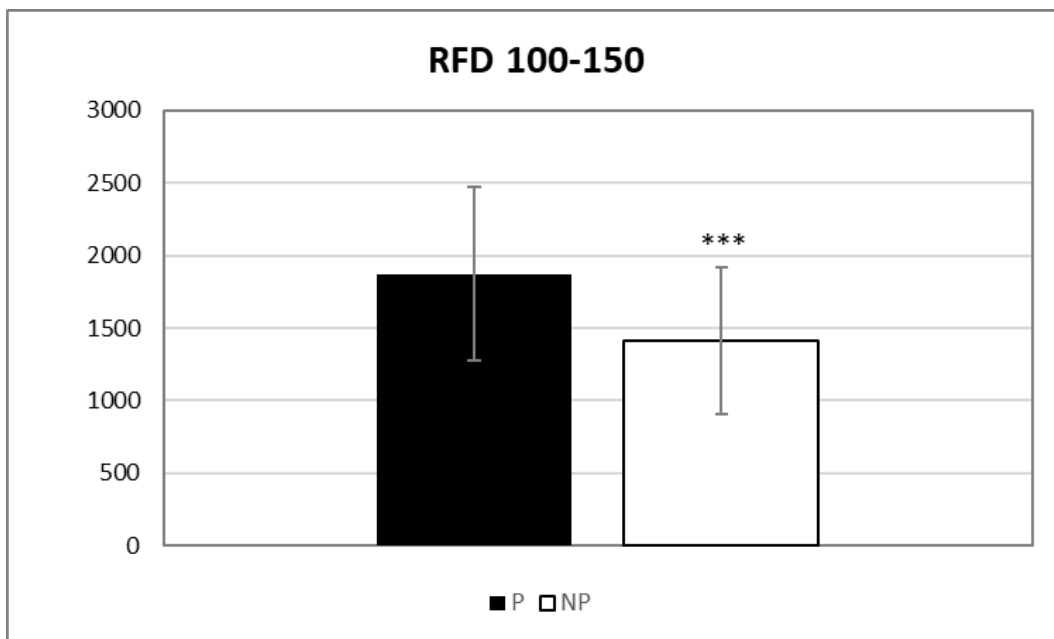


Figura 5.6. Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro  $RFD_{50-100}$ . Differenza statistica non significativa,  $p = 0.810$ .

Nella figura 5.7 viene descritto il confronto tra i valori di RFD sviluppati nel terzo intervallo di tempo preso in considerazione (100-150 ms).



*Figura 5.7 Istogrammi di confronto tra le medie dei valori del parametro RFD<sub>100-150</sub>. \*\*\* differenza statisticamente significativa,  $p = 0.002$ .*

Tali risultati verranno analizzati più approfonditamente nel Capitolo 6, cercando di capire come essi possano essere interpretati in ottica di allenamento della forza e di sviluppo della performance.



## CAPITOLO 6 - DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi aveva un duplice obiettivo: il primo era di valutare le risposte posturali in giocatori di Rugby amatoriali a seguito di perturbazioni previste della base d'appoggio; in particolare si è voluto approfondire come il CAP generato da una RVC della mandibola al momento dello spostamento della base d'appoggio alterasse il controllo posturale. L'ipotesi di partenza era che il sistema di controllo posturale rispondesse a perturbazioni previste in modo diverso a seconda della presenza o meno di una RVC che suscitasse CAP.

Il secondo obiettivo di questo lavoro di tesi era studiare le variazioni nell'espressione di forza massima da parte dei soggetti a seguito di una RVC; ai giocatori di rugby partecipanti, infatti, è stato richiesto di serrare massimamente la mandibola mentre l'arto dominante svolgeva una contrazione isometrica alla leg extension con l'arto dominante. I dati così ottenuti sono stati messi a confronto con quelli ottenuti nella condizione priva di RVC. L'ipotesi di partenza era che l'RVC avrebbe consentito ai soggetti di esprimere valori di forza maggiori da quelli che quest'ultimi avrebbero potuto esprimere in assenza di CAP.

Dai risultati dello studio non è emerso un effetto del CAP nei parametri riferiti al controllo posturale dinamico. Sembra anzi che il CAP abbia instaurato una iperattivazione del soggetto con conseguenti maggiori oscillazioni del COP durante il test dinamico. Tale ipotesi merita di essere approfondita con ulteriori studi.

Nelle prove sulla Shaker Table, la perturbazione subita dal corpo può essere descritta come conseguenza all'applicazione di un'accelerazione iniziale alla piattaforma seguita da una decelerazione. La decelerazione della pedana viene descritta (McIlroy & Maki, 1994) come una seconda perturbazione, che agisce in senso opposto al corpo rispetto alla prima fase di accelerazione della pedana. Nel 2001, due ricercatrici (Bothner & Jensen, 2001), in uno studio svolto con perturbazione della base d'appoggio, hanno valutato in particolare l'attivazione muscolare tramite EMG, osservando come, a più elevate velocità di perturbazione,

diminuìsse l'attività muscolare a livello degli arti inferiori, ed aumentasse il contributo dei muscoli che agiscono sull'articolazione dell'anca per controllare e rallentare il movimento del tronco.

Prendendo spunto dallo studio citato sopra, potrebbe essere interessante studiare se, pur non variando il controllo posturale, l'esecuzione di una RVC durante test con perturbazione della base d'appoggio vada a modificare l'attivazione elettromiografica dei muscoli che agiscono su caviglia, ginocchio e anca.

I risultati ottenuti nei test di equilibrio dinamico svolti nel presente lavoro di tesi potrebbero aver risentito di alcune criticità del protocollo sperimentale, come il fatto che la perturbazione proposta ai soggetti si discostasse significativamente da quello che è uno scontro frontale in situazione di gioco, non riproducendone in modo accurato né la velocità né lo spostamento.

Viceversa, nella contrazione massimale isometrica alla leg extension eseguita con l'arto dominante, l'RVC ha causato effetti migliorativi della performance sia per quanto riguarda il parametro di forza massima, che per quanto riguarda il parametro di RFD nel terzo intervallo di tempo analizzato (100-150 ms).

I risultati ottenuti nel test di forza si sono dimostrati in linea con la letteratura scientifica sull'argomento. Infatti, Ebben e collaboratori, hanno evidenziato che l'esecuzione di una RVC durante l'estensione massimale di gamba su coscia, alla leg extension, produceva effetti migliorativi rispetto alla condizione priva di RVC (Ebben et al., 2008, 2010).

In particolare, nel primo studio (Ebben et al., 2008), gli autori hanno indagato gli effetti prodotti da differenti RVC in contrazioni massimali isometriche dei muscoli estensori del ginocchio, similmente al test svolto in questo lavoro di tesi. Tra le varie RVC testate si trovavano la chiusura delle mani a pugno, il serrare la mandibola, la manovra di Valsalva e la somma di quest'ultime. I risultati sono poi stati confrontati con quelli ottenuti in una condizione priva di RVC, dimostrando che la potenza di picco e la potenza media espresse erano maggiori in presenza di RVC. In particolare, nella condizione composta dalla tripla RVC (mani, mandibola

e Valsalva), i valori ottenuti sono risultati tra il 14.6% e 14.8% più alti rispetto al gruppo di controllo.

Nel secondo studio (Ebben et al., 2010), gli autori hanno riscontrato che la RVC costituita da contrazione di mani, mandibola e Valsalva (similmente allo studio precedentemente citato), se prodotta durante i compiti di flessione o di estensione del ginocchio, incrementava la performance delle variabili indagate, quali lavoro ( $F \cdot s$ ) e potenza. Questi risultati erano accompagnati dall'aumento dell'attivazione muscolare rilevata con l'EMG nei muscoli *prime movers* (i.e., retto femorale e bicipite femorale).

In conclusione, il presente studio ha evidenziato che la contrazione massimale della mandibola durante una contrazione massimale isometrica alla leg extension è in grado, attraverso il fenomeno del CAP, di migliorare l'espressione di forza massima e RFD. Inoltre, tali risultati, confermano che l'uso del paradenti a bite singolo non inficia lo sviluppo di RVC. Si può quindi concludere che, durante la pratica sportiva, le figure professionali coinvolte nell'allenamento della disciplina del rugby possono consigliare ai propri atleti di “mordere” il paradenti in compiti in cui l'espressione di forza sia particolarmente importante. Inoltre, per quanto in questo lavoro di tesi si sia dimostrato che la RVC della mandibola non produce effetti nella performance di equilibrio dinamico, resta da approfondire l'effettivo legame tra CAP ed equilibrio dinamico.



## CAPITOLO 7 - BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

Allen, C. R., Fu, Y. C., Cazas-Moreno, V., Valliant, M. W., Gdovin, J. R., Williams, C. C., & Garner, J. C. (2018). Effects of jaw clenching and jaw alignment mouthpiece use on force production during vertical jump and isometric clean pull. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(1). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002172>

Allen Jr., C. R., & Garner, J. C. (2015). The effects of jaw clenching, jaw alignment via performance mouthpiece, and the combination of both on power and force production. In *ProQuest Dissertations and Theses*.

Bothner, K. E., & Jensen, J. L. (2001). How do non-muscular torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation? *Journal of Biomechanics*, 34(2). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00161-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00161-5)

Chow, G. C. C., Fong, S. S. M., Chung, J. W. Y., Chung, L. M. Y., Ma, A. W. W., & Macfarlane, D. J. (2016). Determinants of sport-specific postural control strategy and balance performance of amateur rugby players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(11). <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.02.016>

Dunn-Lewis, C., Luk, H. Y., Comstock, B. A., Szivak, T. K., Hooper, D. R., Kupchak, B. R., Watts, A. M., Putney, B. J., Hydren, J. R., Volek, J. S., Denegar, C. R., & Kraemer, W. J. (2012). The effects of a customized over-the-counter mouth guard on neuromuscular force and power production in trained men and women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(4). <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31824b4d5b>

- Ebben, W. P. (2006). A brief review of concurrent activation potentiation: Theoretical and practical constructs. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 20, Issue 4). <https://doi.org/10.1519/R-19375.1>
- Ebben, W. P., Leigh, D. H., & Geiser, C. F. (2008). The effect of remote voluntary contractions on knee extensor torque. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(10). <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31817dc4ad>
- Ebben, W. P., Petushek, E. J., Fauth, M. L., & Garceau, L. R. (2010). EMG analysis of concurrent activation potentiation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(3). <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b66499>
- Garbenytė-Apolinskienė, T., Šiupšinskas, L., Salatkaitė, S., Gudas, R., & Radvila, R. (2018). The effect of integrated training program on functional movements patterns, dynamic stability, biomechanics, and muscle strength of lower limbs in elite young basketball players. *Sport Sciences for Health*, 14(2). <https://doi.org/10.1007/s11332-017-0409-y>
- Golem, D. L., & Arent, S. M. (2015). Effects of over-the-counter jaw-repositioning mouth guards on dynamic balance, flexibility, agility, strength, and power in college-aged male athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(2). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000641>
- Hendricks, S., Karpul, D., Nicolls, F., & Lambert, M. (2012). Velocity and acceleration before contact in the tackle during rugby union matches. *Journal of Sports Sciences*, 30(12). <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.707328>
- Hrysomallis, C., McLaughlin, P., & Goodman, C. (2006). Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(4). <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.021>

- Issurin, V. B., & Verbitsky, O. (2013). Concurrent activation potentiation enhances performance of swimming race start. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*, 19. <https://doi.org/10.12697/akut.2013.19.04>
- Karimi, M. T., & Solomonidis, S. (2011). The relationship between parameters of static and dynamic stability tests. *Journal of Research in Medical Sciences*, 16(4).
- Lässig, J., Pökel, C., Lingener, L., Falz, R., Kwast, S., Schulze, A., & Busse, M. (2021). The Influence of Customized Mouthguards on the Muscular Activity of the Masticatory Muscles at Maximum Bite and Motor Performance During Static and Dynamic Exercises. *Sports Medicine - Open*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/s40798-021-00354-2>
- Marshall, S. W., Loomis, D. P., Waller, A. E., Chalmers, D. J., Bird, Y. N., Quarrie, K. L., & Feehan, M. (2005). Evaluation of protective equipment for prevention of injuries in rugby union. *International Journal of Epidemiology*, 34(1). <https://doi.org/10.1093/ije/dyh346>
- McCann, R. S., Bolding, B. A., Terada, M., Kosik, K. B., Crossett, I. D., & Gribble, P. A. (2018). Isometric hip strength and dynamic stability of individuals with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 53(7). <https://doi.org/10.4085/1062-6050-238-17>
- McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1994). The “deceleration response” to transient perturbation of upright stance. *Neuroscience Letters*, 175(1–2). [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(94\)91066-9](https://doi.org/10.1016/0304-3940(94)91066-9)
- Mohammadi, V., Alizadeh, M., & Gaieni, A. (2012). The effects of six weeks strength exercises on static and dynamic balance of young male athletes. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 31. <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2011.12.050>

- Muehlbauer, T., Besemer, C., Wehrle, A., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2012). Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*, 58(6). <https://doi.org/10.1159/000341614>
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2013). Association of balance, strength, and power measures in young adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3). <https://doi.org/10.1097/JSC.0b013e31825c2bab>
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2015). Associations Between Measures of Balance and Lower-Extremity Muscle Strength/Power in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. In *Sports Medicine* (Vol. 45, Issue 12). <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0390-z>
- Mullane, M. D., Maloney, S. J., Chavda, S., Williams, S., & Turner, A. N. (2015). Effects of Concurrent Activation Potentiation on Countermovement Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(12). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001010>
- Paillard, T. (2017a). Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. In *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* (Vol. 72). <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2016.11.015>
- Paillard, T. (2017b). Relationship between muscle function, muscle typology and postural performance according to different postural conditions in young and older adults. In *Frontiers in Physiology* (Vol. 8, Issue AUG). <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00585>
- Pau, M., Arippa, F., Leban, B., Corona, F., Ibba, G., Todde, F., & Scorcu, M. (2015). Relationship between static and dynamic balance abilities in Italian professional and youth league soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 16(3). <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.12.003>



- Péréon, Y., Genet, R., & Guihéneuc, P. (1995). Facilitation of motor evoked potentials: Timing of jendrassik maneuver effects. *Muscle & Nerve*, 18(12).  
<https://doi.org/10.1002/mus.880181213>
- Ratka, J., Mansell, J., & Russ, A. (2018). Use of mouthguards and association with concussion rates in rugby: A critically appraised topic. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 23(6).  
<https://doi.org/10.1123/ijatt.2018-0027>
- Reitmayer, H.-E., & Monea, D. (2021). Relationship between lower limb power and dynamic stability in volleyball players. *Timisoara Physical Education and Rehabilitation Journal*, 14(26). <https://doi.org/10.2478/tperj-2021-0003>
- Ringhof, S., Hellmann, D., Meier, F., Etz, E., Schindler, H. J., & Stein, T. (2015). The effect of oral motor activity on the athletic performance of professional golfers. *Frontiers in Psychology*, 6(JUN).  
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00750>
- Steinberg, N., Adams, R., Waddington, G., Karin, J., & Tirosh, O. (2017). Is There a Correlation Between Static and Dynamic Postural Balance Among Young Male and Female Dancers? *Journal of Motor Behavior*, 49(2).  
<https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1161595>
- Wang, H., Ji, Z., Jiang, G., Liu, W., & Jiao, X. (2016). Correlation among proprioception, muscle strength, and balance. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12). <https://doi.org/10.1589/jpts.28.3468>



## **Ringraziamenti**

Approfitto dell'occasione per ringraziare il dott. Alex Rizzato per l'inesauribile ed impagabile aiuto dato nella realizzazione di questa tesi. Consapevole che non sarà possibile nominarli tutti, vorrei anche rendere omaggio a tutti coloro che mi hanno supportato e sopportato, anche solamente in minima parte, durante questa mia avventura universitaria. A Loni e Seidi per avermi sfamato, al Mago, Bruno, Damiano e Matilde per avermi dato da bere e ad Elisa, mia sorella acquisita, che forse conosce Vittorio meglio di quanto lo conosca io stesso. Al Momo che mi ha presentato Padova. A Valentina, senza la quale certamente non avrei superato le superiori e a Sofia e Alessandra senza cui probabilmente non avrei finito l'università. A tutti gli appunti mai presi e comunque ottenuti.

Infine, vorrei ringraziare i miei genitori, Elisa e Giorgio, per avermi insegnato cosa vuol dire amore e sostegno incondizionato e concesso di essere sempre libero, sapendo di avere comunque le spalle parate.

Ringrazio Borat così gli tocca mettermi nei ringraziamenti.